

УДК 621.382.8

Многофункциональная ионизационной камеры и ее электронный тракт для применения на медицинском ускорителе «Прометеус»

© 2020 г. В. В. Сиксин

*Физический институт им. Лебедева П. Н. РАН,
Ленинский просп., д. 53, Москва, 119991, Россия*

Аннотация. В статье описывается предлагаемая новая многофункциональная ионизационная камера (МИК) предназначенная для измерения дозных профилей при работе медицинского ускорителя «Прометеус» в режиме сканирующего «карандашного пучка». Цифровой детектор получения изображений (ЦДПИ) с тканеэквивалентным водным фантомом применяется для калибровки ускорителя перед сеансом лучевой терапии. Рассмотрено применение ЦДПИ на пучке протонного ускорителя, работающего в режиме дробления пучка на споты при сканирующем пучке. Детектор ЦДПИ позволяет за несколько импульсов ускорителя в режиме *on-line* увидеть, как энерговыделение каждого спота распределяется по области облучаемой мишени, что является фактической калибровкой ускорителя перед сеансом протонной терапии. В процессе проведения сеанса протонной терапии предполагается устанавливать МИК непосредственно перед пациентом. Камера МИК содержит в себе две ионизационные камеры работающие одновременно, — это падовая камера (ПК) работающая на газе или «теплой жидкости» и стриповая ионизационная камера работающая только на газе (СК). На ускорителе «Прометеус» предлагается использование МИК, который будет применяться при режиме работы методом активного сканирования «карандашным» протонным пучком. Применение работы МИК предназначено для контроля плотности интенсивности пучка в процессе облучения «мишени» у пациента в процессе сеанса протонной терапии. В случае нарушения запланированного режима работы ускорителя и выхода пучка за заранее заданные перед сеансом параметры, система контроля обнаружения отклонений (СКОО) отключит ускоритель. Описывается устройство считывающей электроники (СЭ) камеры МИК и СКОО. Данный предлагаемый детектор включающий камеру МИК и СКОО и обслуживающую его считывающую электронику позволит повысить качество подведения терапевтического пучка, благодаря точному определению плотности поглощенной дозы, подводимой сканирующим пучком к каждому споту облучаемой мишени, и поэтому формируемое поле распределения высокой дозы будет соответствовать облучаемому объему у пациента и повысит безопасность и контроль облучения мишени у пациента. ПК входящая в МИК сконструирована на «теплой жидкости» (либо на газе) и представляет собой высокоточную ионизационную камеру с координатной чувствительностью по ширине облучаемой мишени. СК входящая в МИК работает на газе и контролирует направление падающего пучка на данный спот в мишени. Разработан вариант исполнения зарядовочувствительного предусилителя (ЗЧПУ) и системы СЭ предназначенной для экспериментальной проверки прототипа МИК. Схема СКОО работающая совместно с камерой МИК позволяет контролировать заранее заданные параметры облучения границ мишени пациента и отключает ускоритель в случае ухода этих параметров от первоначально заданных.

Ключевые слова: зарядовочувствительный предусилитель, многофункциональная ионизационная камера, стриповые ионизационные камеры, падовые ионизационные камеры, пик Брэгга, цифровой детектор получения изображений

Введение

В статье описывается применение цифрового детектора получения изображений (ЦДПИ) и многофункциональной ионизационной камеры (МИК) при работе на импульсных протонных ускорителях. Рассматривается возможность работы детектора ЦДПИ, не только в режиме работы пучка с полным «выводом» при максимальной интенсивности ускорителя, но и в режиме сканирования мишени

малоинтенсивным пучком за один импульс. Приводятся результаты работы детектора ЦДПИ в режиме регистрации спотов (импульсов с малой интенсивностью), измеренные во время сеанса на пучке ускорителя «Прометеус» в 2019 г. [1, 2]. При таком режиме демонстрируется возможность реги-

Сиксин Виктор Валентинович[§] — канд. физ.-мат. наук, старший научный сотрудник, e-mail: antktech@yandex.ru

[§] Автор для переписки

страции ЦДПИ отдельных спотов с интенсивностью до 1 % от полного «вывода» ускорителя в нужный спот мишени. Рассматриваются общая схема работы считывающей электроники (СЭ) многофункциональной ионизационной камеры. В статье описывается конструкция МИК и ее применение для проведения сеанса протонной терапии. Рассматривается предлагаемый разрабатываемый вариант исполнения считывающей электроники состоящий из 128 каналов для падовой камеры (ПК). Стриповая камера (СК) имеет по 64 вертикальных и горизонтальных стрипа, чувствительных по осям x и y . ПК входящая в МИК может работать как на «теплой жидкости» [3] так и на газе.

В качестве аналога для установки сопровождающей процесс проведения сеансов лучевой терапии на импульсных пучках, в том числе и на ускорителе «Прометеус» была выбрана разработка фирмы Pyramid Technical Consyltant [4]. В предлагаемом применении камеры МИК она должна устанавливаться после последнего сканирующего магнита и непосредственно перед пациентом, мишень которого облучается сканирующим импульсным пучком разделенном на доли (споты) небольшой интенсивности. На каждый «вывод» ускорителя может быть до сотни таких небольших по интенсивности долей импульса спотов. Сканирующие магниты, управляемые специальными интерфейсами, отсекают и дробят весь «вывод» равный по интенсивности около 10^9 протонов по крайней мере на 100 спотов. Обычно за один полный «вывод» облучается так называемый один срез в мишени, что соответствует по глубине мишени одному импульсу ускорителя. Далее изменяется энергия ускорителя и пучок по глубине изменяется и облучается другой срез. Задача предлагаемого способа контроля процесса облучения мишени пациента состоит в контроле за интенсивностью пучка за каждый спот, направлением пучка на мишень, а также контроле координаты, где выделилась нужная доза пучка. Все это обеспечивается предлагаемой многофункциональной ионизационной камерой и ее считывающей электроникой.

Отличие предлагаемой разработки от устройства [4], следующие. Основное отличие, это применение в нашей установке МИК состоящей из двух камер — СК, которая определяет координату и направление пучка на мишень, и ПК, которая определяет сумму всего интегрального потока (интенсивности за импульс) и одновременно измеряет дозу за один спот, а также вычисляет дозу за весь вывод ускорителя. В одном «выводе» ускорителя, который также может регулироваться по времени и составлять от долей до нескольких секунд может содержаться до сотни спотов. В разработке фирмы [4] применяется только стриповая камера, а у нас в МИК дополнительно к аналогичной стриповой камере добавляется еще и камера ПК. Падовая камера

ПК кроме «теплой жидкости» может работать, так же на газе. Обе камеры ПК и СК располагаются в одном корпусе составляющим МИК. Размеры камеры МИК вдоль оси пучка и количество вещества на пути протонного пучка минимально для камеры МИК и составляет менее 1 мм в водном эквиваленте. Считывающая электроника предлагаемого способа с применением камеры МИК и разработка [4] близки по характеристикам конструирования электронного тракта и отличаются разной элементной базой. Помимо самих оригинальных камер МИК предлагаемая установка отличается оригинальным способом контроля интенсивности пучка благодаря применению особого алгоритма контроля — и так называемой схемы контроля обнаружения отклонений (СКОО). СКОО является основной отличительной чертой установки предложенной автором статьи для конформного проведения сеансов протонной терапии на импульсных протонных ускорителях. Как было отмечено автором в работе [5], падовые камеры на «теплых жидкостях» обладают дополнительными преимуществами перед обычными камерами на газе. Падовая камера ПК дополнительно, кроме направления пучка на спот, выдает точно абсолютную поглощенную дозу выделившуюся в данном споте, чего нет у аналогичного прибора [4]. Поэтому камера МИК называется многофункциональной. В статье описывается вариант исполнения СЭ МИК, в основе которой лежит разработка многоканального электрометра с применением нашего зарядочувствительного преусилителя (ЗЧПУ). Общим в [4] и настоящей работой является применение в качестве интерфейсов обмена информации между элементами СЭ — интерфейсов на оптоволоконных передатчиках и приемниках, а также применение программируемых матриц FPGA. Основной отличительной особенностью нашей системы контроля пучка в процессе протонной терапии является применение многофункциональной ионизационной камеры МИК и нового алгоритма контроля пучка в процессе проведения сеанса — СКОО.

Описание совместного применения МИК и ЦДПИ при работе в режиме сканирования пучком

В работах [1, 2] были представлены результаты измерений проведенные с помощью цифрового детектора получения изображений (ЦДПИ) на протонном пучке ускорителя «Прометеус». События с регистрацией импульсного прохождения пучка протонов через водный фантом представленные в этих работах относятся к 100 % «выводу» из ускорителя. Что под этим подразумевается? Конструкция ускорителя позволяет регулировать длительность «вывода» протонов ускоренных в нем за один цикл ускорения. В работах [1, 2] длительность вывода про-

тонов из ускорителя «Прометеус» устанавливалась равной 300 мс и количество выведенных протонов составляло 10^9 протонов за этот импульс. Такие параметры «вывода» устанавливались и сохранялись в течении всего сеанса при различных исследуемых энергиях в диапазоне от 30 до 295 МэВ. В сеансах 2019 г., описанных в работах [1, 2], а так же в другом сеансе 2019 г. были проведены измерения пиков Брэгга с интенсивностью до 1 % от полной интенсивности равной 10^9 протонов за импульс. Эти результаты до этого не были опубликованы и впервые приводятся в этой статье. Конструкция детектора ЦДПИ позволяла с помощью так называемой «циклограммы» — внутренней системы запуска, регистрировать и записывать события соответствующие только части от общего «вывода» равного 100 % [1, 2]. Из записанных в сеансе 2019 г. событий, были отобраны события с дробными процентами вывода. Детектор ЦДПИ по результатам этих измерений позволяет регистрировать дробные «выводы» — небольшую часть от общего максимального «вывода» пучка за импульс равного 10^9 протонов. В работах [1, 2] стояла совсем другая задача — проверить как работает детектор ЦДПИ при максимальном «выводе» равном 10^9 протонов за этот импульс, к которому мы привязывались во время измерений. На рис. 1 приведены события зарегистрированные ЦДПИ в сеансе 2019 г. на ускорителе «Прометеус» при различных энергиях. На рис. 1 видно, что детектор ЦДПИ регистрирует энерговыделение в водном фантоме при прохожде-

нии пучка протоном за импульсы разной интенсивности, что характерно видно по изменению их яркости возрастающей от 1 до 100 % «вывода». Рис. 1 подтверждает возможность применения детектора ЦДПИ при калибровках ускорителя «Прометеус» при малых интенсивностях за вывод пучка на мишень. По крайней мере детектор ЦДПИ гарантированно регистрирует пучок и «видит» пик Брэгга при интенсивности 10^7 протонов за импульс. Поясняем, что ускоритель при практическом применении не использует весь выведенный из ускорителя пучок в одну точку (спот) мишени, а, как правило, сканирует пучком с небольшой долей от общего 100 % «вывода» пучка. При калибровке пучка на место пациента сохраняя привязку к единой системе координат x, y, z устанавливается детектор ЦДПИ, водный фантом которого проверяет правильность настройки ускорителя. ЦДПИ калибрует ускоритель в режиме сканирования также, как и по плану облучения пациента сканирующим пучком.

Также был «смоделирован» процесс регистрации сканирующего пучка протонов с интенсивностью 10^8 протонов за один спот (выпуск) ускорителя детектором ЦДПИ на реально зарегистрированных им событиях для энергии 170 МэВ в сеансе 2019 г. На рис. 2 представлены «сканирующие» пики Брэгга, «смоделированные» в фантоме ЦДПИ при выпуске, составляющем 10 % от полного «вывода» равного 10^9 протонов за вывод. На рис. 2 М1 и М2 — сканирующие магниты, магнит М2 сканирует пучок

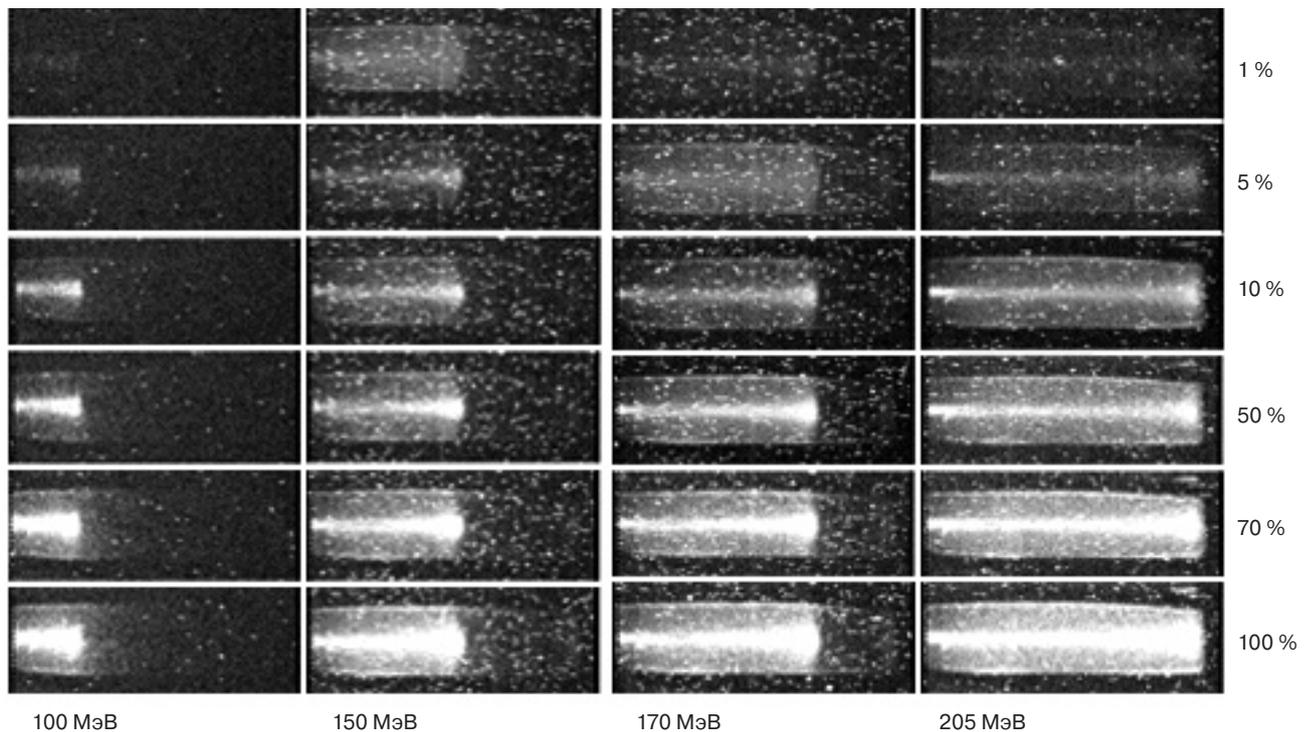


Рис. 1. События с разной долей «вывода» (в %) от полного «вывода» протонов из ускорителя «Прометеус» равного 10^9 протонов. Снизу вверх идет увеличение процента «вывода» от полного вывода пучка на детектор ЦДПИ

Fig. 1. Events with different proportions of «output» (in %) of the total «output» of protons from the accelerator «Prometheus» equal to 10^9 protons. From bottom to top, there is an increase in the percentage of «extraction» from the total beam output to the TsDPI detector

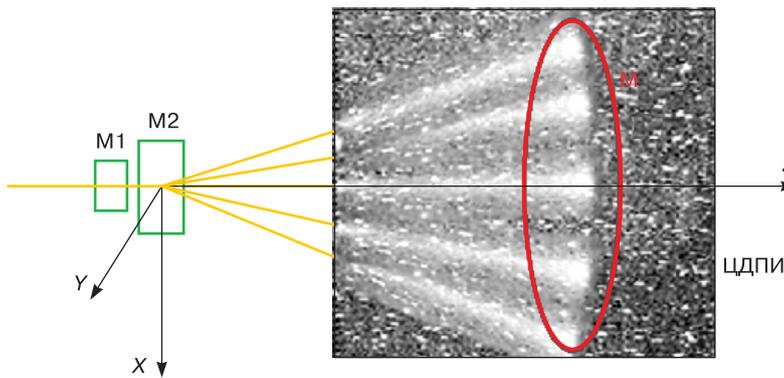


Рис. 2. Сканирующие пики Брэгга — области энерговыделения зарегистрированные детектором ЦДПИ для энергии 170 МэВ с выпуском соответствующем 10 %

Fig. 2. Scanning Bragg peaks is energy release regions recorded by the TsDPI detector for an energy of 170 MeV with an output corresponding to 10 %

по горизонтали в плоскости xz . М — область мишени в фантоме ЦДПИ, сканируемая пучком с энергией 170 МэВ за импульс ускорителя. ЦДПИ это цифровой детектор получения изображений, промоделированное событие которого представлено на рис. 2.

На рис. 2 приведены пять промоделированных пиков Брэгга с интенсивностью 10 % от полного «вывода» ускорителя с энергией 170 МэВ, которые просканировали с помощью магнита М2 область мишени ограниченную красной линией. Красная линия это условная граница мишени. Каждый пик Брэгга из представленных на рис. 2 это энерговыделение пучка протонов с интенсивность 10^8 протонов в данном споте.

Спот (выпуск) это доля пучка выделенная сканирующими магнитами из всего так называемого «вывода» ускорителя равного у нас в статье 10^9 протонов за цикл ускорителя. Детектор ЦДПИ может применяться перед проведением сеанса лучевой терапии для калибровки ускорителя и контроле правильности облучения нужной области в мишени М (см. рис. 2). Калибровка может проводиться в варианте со сканирующим пучком, например с интенсивностью спота 10 % как показано на рис. 1. Возможна калибровка и прямым пучком без сканирования, когда пучок идет вдоль оси z и выделяется вся энергия за импульс от 10^9 протонов.

Конструкция камеры МИК

В качестве аналога для разработки конструкции камеры МИК была выбрана разработка камер фирмы Pyramid Technical Consultant [4]. МИК помимо стриповой камеры СК содержит в себе падовую камеру, катод которой разделен на пады ПК. СК и ПК располагаются в одном корпусе. СК и ПК вакуумным образом отделены друг от друга. ПК может наполняться либо газом, либо «теплой жидкостью» изооктаном. В работе [5] было описано какими преимуществами обладают камеры на «теплых жид-

костях». В основном это повышенная точность в измерении плотности интенсивности пучка протонов прошедших за спот через ПК по сравнению с газовыми камерами. ПК также вычисляет интеграл плотности интенсивности пучка за весь «вывод» ускорителя облучающего весь срез в мишени. Камера МИК предназначена для работы в импульсных пучках протонов и ионов с длительностью полного «вывода» от 100 мс до нескольких секунд.

На рис. 3 приведена схематическая конструкция камеры МИК. Камера имеет единый корпус в котором размещается сразу две камеры падовая камера на 128 канала ПК и стриповая двухсторонняя камера СК, считывающий электрод, которой двухсторонний, нанесен на обеих сторонах полиамидной пленки. Полиамидная пленка была выбрана из-за ее способности без разрушения выдерживать большие дозные нагрузки в течение всего гарантийного срока эксплуатации.

Рассеяние пучка протонов или ионов при прохождении пучка через обе камеры ПК и СК составляет менее 1 мм водного эквивалента. Такая величина приемлема для практического применения камеры МИК и вносится, как поправка в программу обработки параметров пучка. В случае, если вместо «теплой жидкости» камеру ПК наполнять газом, то эффективная толщина камеры МИК становится равной менее 200 мкм водного эквивалента для энергетических потерь протонного пучка. Камера МИК работает в терапевтическом диапазоне пучка прото-

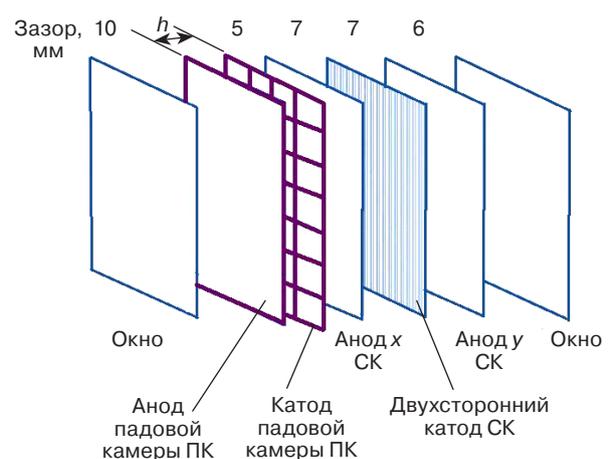


Рис. 3. Конструкция многофункциональной камеры МИК состоящей из камер СК и ПК:

h — переменный зазор для падовой камеры ПК работающей на газе или «теплой жидкости», зазоры между электродами камеры обозначены в верхней части рисунка

Fig. 3. The design of the multifunctional MIC chamber consisting of SC and PC chambers: h is variable gap for the pad chamber of the PC operating on gas or “warm liquid”, the gaps between the electrodes of the chamber are indicated in the upper part of the figure

нов от 30 до 295 МэВ. Перечислим основные параметры и технические характеристики камеры МИК:

- толщина полиамидных окон с обеих сторон камеры — 12 мкм;
- толщина полиамидного катодного двустороннего электрода, на который с двух сторон наносятся стрипы — 30 мкм.
- толщина палладиевого напыления на полиамидную пленку катода, которое образует стриповые полоски и пады составляет 0,2 мкм;
- катод падовой камеры имеет палладиевые пады размером $9,9 \times 9,9 \text{ мм}^2$ с шагом 10 мм, нанесенные на полиамидную пленку толщиной 30 мкм. Всего камера ПК имеет 128 падов подключенных к считывающей электронике;
- падовая камера заполняется «теплой жидкостью», либо газам при этом зазор между катодом и анодом падовой камеры регулируем. В варианте при работе с «теплой жидкостью» зазор h (рис. 4), будет регулироваться и отличаться от зазора для наполнения ПК газом. Камера ПК имеет изолированный от СК объем и отдельные вакуумные трубки для наполнения газом или «теплой жидкостью». Внутренние поверхности камер ПК и СК перед заполнением активным веществом очищаются по технологии описанной в работе [3];
- выходы со стрипов камеры СК и с падов камеры ПК подключены к специальным «вакуумным» особочистым (ОСЧВ) разъемам по 32 контакта. Внутренние поверхности камер ПК и СК промываются особочистой водой с внутренним сопротивлением 15 МОм;
- входное окно чувствительной части камер ПК и СК составляет $128 \times 128 \text{ мм}^2$. Расстояние между входным и выходным окном камеры МИК составляет 50 мм. Габариты корпуса камеры $300 \times 300 \times 70 \text{ мм}^3$.
- камера ПК заполняется либо «теплой жидкостью» изооктаном (ИЖ) либо очищенным от электроотрицательных примесей газом. СК заполняется газом. Рабочий газ либо воздух, либо очищенный газ ($\text{Ar}/\text{CO}_2, \text{N}_2$). В случае работы с воздухом — воздух так же требует очистки и осушения перед наполнением камер.

Вариант исполнения схемы считывающей электроники камеры МИК

МИК измеряет дозные профили сканирующего протонного пучка за полный «вывод» ускорителя (длительность которого может составлять от нескольких сот миллисекунд до нескольких секунд), и который разбит на отдельные споты — доли всего интеграла пучка. Длительность и количество спотов облучающих один срез в мишени задается оператором в считывающей электронике (СЭ). Чтобы измерить эти профили с помощью МИК была предложена и разрабатывается СЭ камеры МИК. СЭ ка-

меры МИК построена на собственных разработках [5], а также в качестве аналога выбрана разработка фирмы Pyramid Technical Consyltant [4].

В основе разработки СЭ камеры МИК выполнялись следующие технические требования — быстродействие СЭ составляет менее 1 мс, полное число каналов камеры МИК составляет 64×4 , обмен всей информацией осуществляющей связь между основными узлами СЭ осуществляется через оптоволоконные интерфейсы. В основе СЭ лежит многоканальный (64×4) электрометр, электронная плата которого у нас обозначается как «Board 64×4 ».

На электронной плате «Board 64×4 » каждый канал камеры МИК имеет свой зарядочувствительный предусилитель (ЗЧПУ) и усилитель формирователь (УФ). ЗЧПУ обслуживают, как каналы стриповой камеры СК, так и каналы падовой камеры ПК. Ввиду того, что заряды поступающие на ЗЧПУ в зависимости от количества протонов в каждом споте могут отличаться ЗЧПУ и УФ имеют большой динамический диапазон равный около 10000. Падовая камера ПК кроме точного измерения заряда собранного с одного ее пада вычисляет весь интеграл плотности интенсивности пучка (дозу) собранную со всех 128 падов ПК за полный «вывод» ускорителя. В СЭ камеры МИК применяются программируемые матрицы FPGA. Управление процессом сканирования спотами среза облучаемой мишени также управляется из программируемой матрицы FPGA СЭ.

На рис. 4 представлена общая схема считывающей электроники камеры МИК.

Вторичная программируемая матрица FPGA № 2 управляет платой электрометра с 64×4 каналами камер ПК и СК. FPGA № 2 также управляет многоканальным АЦП. Общая схема считывающей электроники СЭ состоит из нескольких плат:

- основная плата содержащая источники питания включающие высокое питание камер ПК и СК, источники и управление калибровочными токами, триггер запуска СЭ;
- интерфейсы управляющие высоковольтными источниками питания (HV), реле блокировки и защиты по высокому напряжению;
- плата электрометра на 64×4 канала, вспомогательная логика, оптоволоконные передатчики и приемники и ВОП порты с разъемами Ethernet;
- процессор № 1 на двух процессорных ядрах NIOS содержащий буфер памяти, включая порт Ethernet.

Физически отдельные перечисленные платы собраны на общей плате. Входные сигналы с каналов камер СК и ПК поступают на ЗЧПУ и УФ, которые встроены у нас в единую плату, которая у нас обозначена как «Board 64×4 ». Каждый отдельный канал с камеры МИК поступает на вход каждого ЗЧПУ через резистивный делитель тока. Емкостная развязка перед входом в ЗЧПУ позволяет изолировать

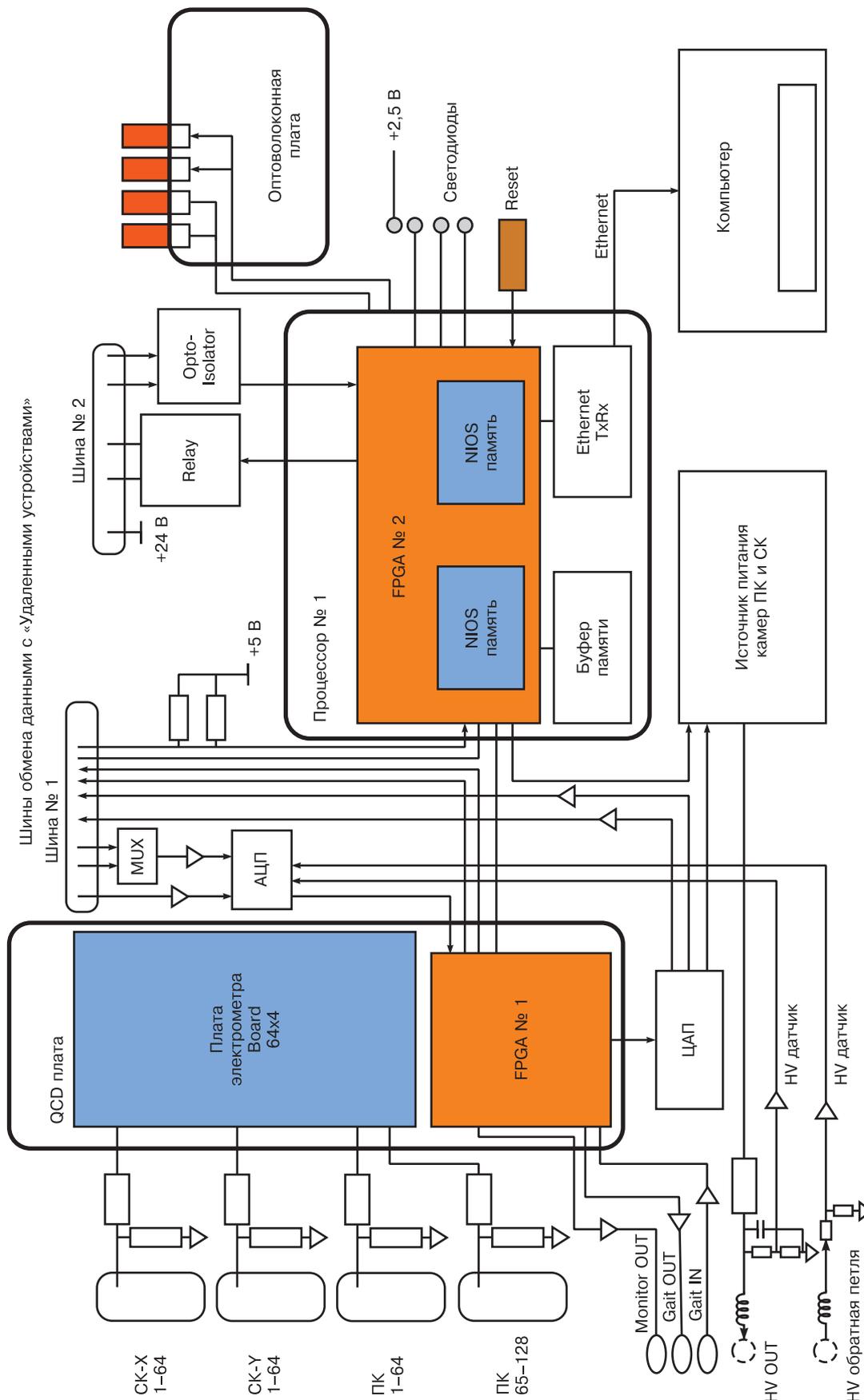


Рис. 4. Схема устройства электроники считывания с 64x4 каналов камеры МИК включающей в себя 64x2 канала камеры СК и 128 каналов палочковой камеры ПК: FPGA — программируемая матрица, процессор № 1 на процессорных ядрах NIOS, «Board 64x4» — плата электрометра

Fig. 4. Scheme of the device for reading electronics from 64x4 channels of the MIC camera, which includes 64x2 channels of the SC camera and 128 channels of the PC pad camera: FPGA is programmable matrix, processor No. 1 on NIOS processor cores, "Board 64x4" — electrometer board

один канал от другого. Делители напряжения на входе выполнены на прецизионных сопротивлениях. Выходные каскады перед подачей аналоговых сигналов на АЦП проходят фильтрацию низких частот с -3 дБ на частоте 35 кГц.

Прототип МИК состоит из 64×2 каналов стриповой камеры СК и 128 каналов падовой камеры ПК. На рис. 4 представлена также вся остальная общая схема считывающей электроники камеры МИК.

Элементная база описанная в статье позволяет объединить разрозненные электронные блоки, обычно применяемые для выполнения аналогичной задачи в одно устройство — размещаемое на внешней крышке камеры МИК и на небольшом удалении от ускорителя. Пример использующий разрозненные готовые элементы СЭ применявшийся для решения задачи по регистрации синхротронного излучения можно посмотреть в работе [6].

Предлагаемая СЭ функционально объединяет в себе все перечисленные устройства, применяемые в работе [6] и располагается на корпусе ПК и на рабочем месте на пульте оператора.

Предварительная проверка каналов прототипа МИК может проводится от импульсного рентгеновского источника [7], который позволяет подводить дозу за импульс в чувствительную область МИК. Связь с компьютером оператора осуществляется по Ethernet с использованием протокола TCP/IP или по RS 232/485.

Схема работы камеры МИК в составе установки по проведению сеанса протонной терапии

В качестве аналогов при разработке системы контроля за интенсивностью пучка в процессе об-

лучения мишени и разработке своего алгоритма контроля соответствия облучения была разработана, так называемая схема СКОО. В качестве аналогов для создания своей СКОО были взяты патенты и работы из [8—19].

На рис. 5 представлена схема подключения многофункциональной камеры МИК к плате считывающей электроники, которая обозначена на рис. 5 как «Board 64x4». Плата обслуживает 64 канала камеры СК по координате x и 64 канала камеры СК по каналу y . Плата «Board 64x4» также обслуживает считывание событий со 128 каналов камеры ПК. В плате «Board 64x4» мы применяем способ контроля пучка с применением СКОО. Связь платы «Board 64x4» происходит через оптоволоконные порты (ВОП). Один из портов управляет синхронизацией от ускорителя, а четыре остальных порта платы управляют «удаленными устройствами». «Удаленные устройства» — сканирующие магниты и сам ускоритель.

Основная задача сканирующих магнитов М1 и М2 управление и направление пучка разделенного на отдельные споты на мишень М. Спот является заданной частью от полного «вывода» ускорителя. Внутри платы «Board 64x4» смонтированы волоконнооптические порты и оптоволоконные передатчики, два из которых управляют сканированием пучка, то есть направлением дозированной доли пучка на нужный спот в мишени, что обсуждается на рис. 6. В случае выхода пучка за заранее заданные параметры в программируемой матрице FPGA подается сигнал на отключение ускорителя.

Ускоритель выводит протонный пучок, который фокусируется квадрупольными линзами КВ1 и КВ2, а затем с помощью сканирующих магнитов М1 и М2 направляет пучок на мишень М, ограниченную гра-

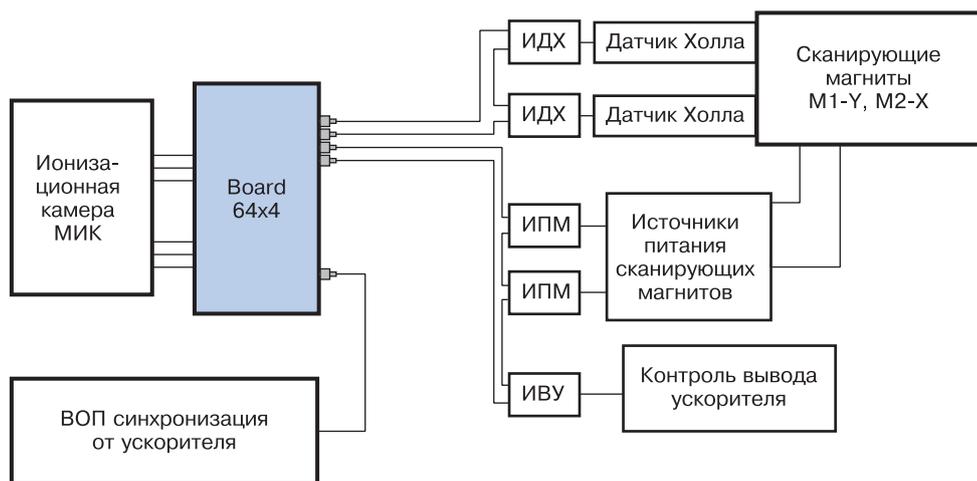


Рис. 5. Схема контроля пучка во время сеанса протонной терапии: ВОП — волоконнооптические порты, ИДХ — интерфейс управляющий через датчики Холла сканирующими магнитами, ИПМ — интерфейс управляющий источниками питания сканирующих магнитов М1 (вертикальное сканирование по оси y) и магнит М2 – горизонтальное сканирование по оси x , ИВУ — интерфейс управляющий выводом пучка протонов из ускорителя дробя его на споты

Fig. 5. Scheme of beam control during a proton therapy session: FOP is fiber optic ports, IDC is interface controlling scanning magnets through Hall sensors, IPM is interface controlling power supplies of scanning magnets M1 (vertical scanning along the y axis) and magnet M2 is horizontal scanning along the x axis, IVS is interface controlling the output of the proton beam from the accelerator crushing it into spots

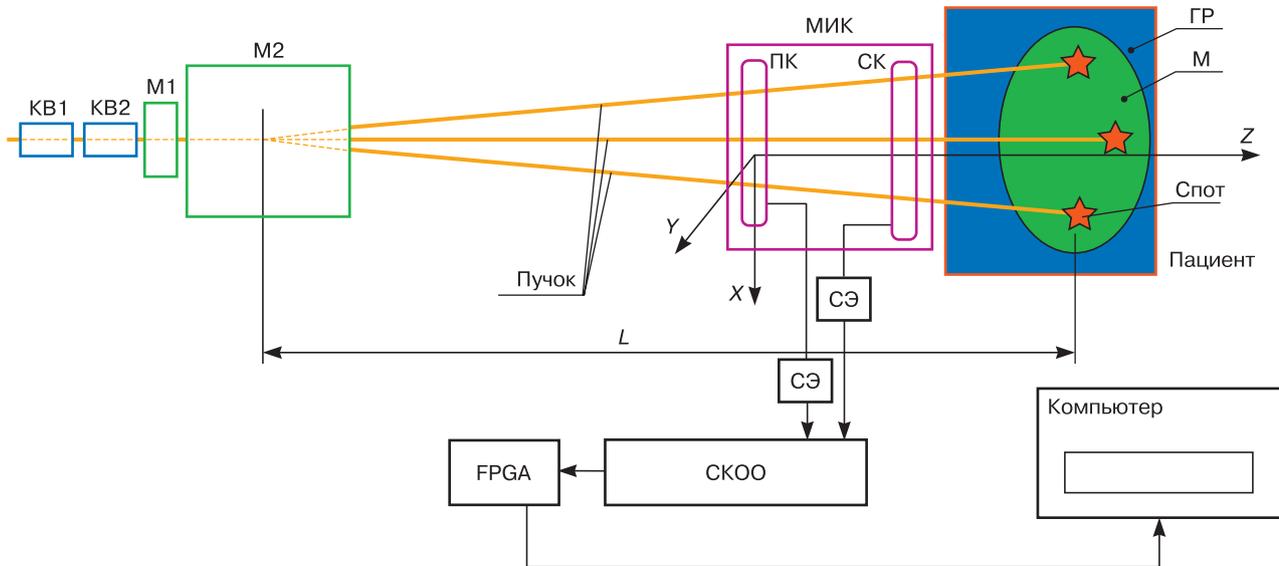


Рис. 6. Схема контроля обнаружения отклонений и стабилизации дозы, при облучении мишени сканирующим пучком в варианте применения камеры МИК расположенной перед пациентом.

L — расстояние от центра магнита M2 до изоцентра в мишени

Fig. 6. Scheme for monitoring the detection of deviations and dose stabilization when the target is irradiated with a scanning beam in the variant of using the MIC camera located in front of the patient. L is the distance from the center of the M2 magnet to the isocenter in the target

ницей ГР. МИК работает в составе общей установки, которую будем называть «Детектор». Пучок выводимый из ускорителя на один спот останавливается и выделяет энергию в области пика Брэгга. На рис. 6 пациент условно обозначен в виде прямоугольника синего цвета. Пучок в виде отдельных порций спотов падает на мишень M ограниченную границей ГР. Звездочки обозначенные как СПОТ это место энерговыделения в пике Брэгга. Перед сеансом протонной терапии на место пациента, устанавливается детектор ЦДПИ.

Система координат изображенная на рис. 6 у пациента и ЦДПИ должны совпадать. Единая система координат x, y, z вводится для привязки положения пучка выводимого из ускорителя и положения пациента во время облучения. Положение детектора ЦДПИ во время калибровки ускорителя и положение пациента относительно этой системы координат также совпадают. В «Детекторе» существует система лазерных указателей для привязки оси пучка (z) вдоль оси которой выводиться пучок в случае отключения сканирующих магнитов M1 и M2.

На рис. 6 изображены три траектории пучка после выхода из магнита M2. Один спот пучка идет параллельно оси z , второй спот выделился в верхней части мишени и третий спот выделился в нижней части мишени. Система координат x, y, z связана также с камерой МИК. Ось z проходит через центр камеры МИК а плоскость xy параллельна падам в камере ПК и стрипам в камере СК. СЭ условно обозначена считывающая электроника снимающая сигналы с камер ПК и СК. Сигналы со схем СЭ при-

ходят на схему контроля обнаружения отклонений. Сигналы со схемы СКОО приходят на программируемую матрицу FPGA связанную с компьютером. Эта самая общая схема поясняющая принцип работы всего «Детектора».

«Детектор» определяет дозу за один спот и направление пучка на данный спот в мишени. Падовая камера ПК входящая в МИК определяет дозу в абсолютных единицах за один спот, а стриповая камера определит направление пучка за этот же спот. В случае, когда на месте пациента устанавливаются для калибровки детектор ЦДПИ он измеряет параметр под названием глубина пика Брэгга.

Измеренное ЦДПИ распределение энерговыделения пика Брэгга по глубине z передается на блок контроля соответствия облучения по глубине заданным значениям. Камеры ПК и СК за импульс ускорителя измеряют каждая двухмерные профили (x, y) плотности интенсивности (дозные профили), которые получают с помощью считывающей электроники СЭ обрабатывающей сигналы с этих камер. Информация с камер ПК и СК через СЭ приходит на блок СКОО. На блоке СКОО происходит сравнение и анализ по нескольким измеренным и заданным параметрам. Алгоритмы параметров для сравнения задаются с помощью так называемой программируемой матрицы FPGA. Схема СКОО работает и управляется по программе, задаваемой программируемой матрицей FPGA.

Процесс контроля интенсивности пучка в ходе подготовки и проведения сеанса протонной терапии с применением «Детектора» выглядит следующим образом. Перед тем, как уложить пациента, вклю-

чают протонный пучок и определяют с помощью детектора ЦДПИ соответствует ли область энерговыделения в водном фантоме ЦДПИ области патологического очага.

Пример работы СКОО. Оператор задает в программе программируемой матрицы контролируемые параметры:

- дозные профили, измеряемые камерой ПК:

$$d(\text{ПК})_{x,y} = f_1(x, y), \quad (1)$$

- дозные профили, измеряемые камерой СК:

$$d(\text{СК})_{x,y} = f_2(x, y), \quad (2)$$

- глубина пика Брэгга измеряемая детектором ЦДПИ за импульс ускорителя:

$$Z_{\text{изм.}}(\text{ЦДПИ}) = f(z). \quad (3)$$

Алгоритм работы СКОО следующий. Оператор включает пучок и вместо пациента устанавливает детектор ЦДПИ установив его центральную ось вдоль оси z , при этом центральные пады камер ПК и СК также совпадают с осью z . За несколько импульсов ускорителя измеряют дозные профили и параметры, обозначенные в уравнениях (1)—(3).

Контроль № 1. Из измеренных камерами дозных профилей вычисляют дозы на уровне 10 % от максимума распределения, так называемый медицинский параметр $d10$:

- $d(\text{ПК})_{x,y}10_L = f_{L1}$ — доза на левом крыле дозного профиля на уровне 10 % от максимума, измеренного камерой ПК для координат x, y ;

- $d(\text{ПК})_{x,y}10_R = f_{R1}$ — доза на правом крыле дозного профиля на уровне 10 % от максимума, измеренного камерой ПК для координат x, y ;

- $d(\text{СК})_{x,y}10_L = f_{L2}$ — доза на левом крыле дозного профиля на уровне 10 % от максимума, измеренного камерой СК для координат x, y ;

- $d(\text{СК})_{x,y}10_R = f_{R2}$ — доза на правом крыле дозного профиля на уровне 10 % от максимума, измеренного камерой СК для координат x, y .

Вычисляем отношения, которые назовем параметрами K :

$$K(\text{ПК})_{x,y} = \frac{d(\text{ПК})_{x,y}10_L}{d(\text{ПК})_{x,y}10_R}, \quad (4)$$

$$K(\text{СК})_{x,y} = \frac{d(\text{СК})_{x,y}10_L}{d(\text{СК})_{x,y}10_R}, \quad (5)$$

Параметры $K(\text{ПК})_{x,y}$ и $K(\text{СК})_{x,y}$ контролируются схемой СКОО и записываются в компьютер за каждый импульс ускорителя. Именно отношение этих параметров наиболее чувствительно для любого отклонения пучка при облучении мишени по заданной программе. В случае отклонения параметров,

рассчитанных по формулам (3)—(5) от заданных, произойдет отключение ускорителя.

Контроль № 2. По измеренным параметрам для двух камер определялись следующие параметры медицинского протонного пучка — направление протонного пучка по линии, соединяющей максимумы дозных распределений измеренных ПК и СК, — полную интенсивность, как площадь под дозными кривыми, размер пучка — определяемый пространственным положением границ распределения дозного поля на уровне $d10$.

Положение пучка относительно облучаемой мишени задается совмещением поля облучения с полушириной распределения дозного поля, измеренного камерой СК. Сходимость пучка определяется по формуле:

$$\tan\left(\frac{\beta}{2}\right) = \frac{\text{FWHM}_1 - \text{FWHM}_2}{2L}, \quad (6)$$

где β — угол сходимости пучка; $\text{FWHM}_{1,2}$ — полные ширины на полувысоте распределений дозного поля, измеренных камерами ПК и СК; L — расстояние между мишенью M и центром магнита $M2$. Параметр (6) определяется схемой СКОО из измеренных профилей на камерах ПК и СК и сравнивается с заданным значением этого параметра.

В случае ухода параметра (6) также отключается ускоритель. Далее выключают пучок. Лазером выставляют направление пучка по координатам максимумов распределений в двух камерах ПК и СК и контролируют положение пациента по оси z по параметру (3) $Z_{\text{изм.}}(\text{ЦДПИ})$. Укладывают пациента и выставляют центр мишени на центр области сканирования пучком. С помощью лазера выставляют левую границу зоны сканирования пучком, которая совпадает с левой частью мишени (опухоли) у пациента.

То же самое проводят для правой границы зоны облучения мишени. Включают пучок. За каждый импульс ускорителя СКОО сравнивает параметры (3)—(6), измеренные «Детектором», с заданными. В случае выхода этих параметров за пределы, заданные оператором в программируемой матрице FPGA, схема СКОО дает сигнал на отключение ускорителя.

Заключение

Разработана многофункциональная ионизационная камера МИК для контроля параметров пучка в процессе проведения сеанса протонной терапии. Обсуждаются особенности предлагаемой считывающей электроники камеры МИК и возможного применения в составе установки детектора ЦДПИ. Схема считывающей электроники и вся установка позволяет применить предложенный способ контроля пучка во время сеанса протонной терапии на основе

детектора ЦДПИ и МИК. Применение МИК позволит улучшить конформность протонной терапии за счет более точного измерения подводимой высокой дозы к мишени во время сеанса протонной терапии с точностью рекомендуемой МАГАТЭ [20]. В случае отклонения пучка во время сеанса протонной терапии от области мишени — система СКОО камеры МИК будет мгновенно отключать ускоритель, чтобы пучок не повредил здоровые ткани пациента.

Библиографический список

1. Сиксин В. В. Пути совершенствования детектора ДТеТ // Краткие сообщения по физике Физического института им. П. Н. Лебедева РАН. 2018. Т. 45, № 12. С. 78—82.
2. Сиксин В. В. Измерение профилей пиков Брэгга детектором ДТеТ // Краткие сообщения по физике Физического института им. П. Н. Лебедева РАН. 2019. Т. 46, № 2. С. 47—52.
3. Сиксин В. В. Пилотная установка по очистке «теплой жидкости» тетраметилсилана и проведения «неускорительных экспериментов» // Известия вузов. Материалы электронной техники. 2019. Т. 22, № 2. С. 118—127. DOI: 10.17073/1609-3577-2019-2-118-127
4. Pyramid Technical Consultants, Inc. URL: www.ptcusa.com
5. Сиксин В. В. Детектор на «теплой жидкости» для измерения дозных профилей от ионизирующих излучений // Известия вузов. Материалы электронной техники. 2019. Т. 22, № 3. С. 228—236. DOI: 10.17073/1609-3577-2019-3-228-236
6. Дорохов Д. В., Купер Э. А. Система измерения тока ионизационной камеры в экспериментах с синхротронным излучением // Автометрия. 2015. Т. 51, № 1. С. 92—98.
7. Сиксин В. В. Импульсный рентгеновский источник (ИРИ) для калибровки микродозиметров на «теплых жидкостях» и тестирования детекторов телевизионного типа // Краткие сообщения по физике Физического института им. П. Н. Лебедева РАН. 2018. Т. 45, № 7. С. 9—16.
8. Патент 1338154 (SU). Способ контроля параметров пучка в процессе протонной терапии / Е. А. Дамаскинский, Д. Л. Карлин, О. Е. Прокофьев, В. С. Самсоненков, 1988.
9. Патент 2684567 (РФ). Способ реконструктивного дозиметрического контроля в протонной терапии сканирующим лучом / А. Е. Чернуха, О. Г. Лепилина, С. Е. Ульяновко и др., 2018.
10. Патент 2704012 (РФ). Способ авторегулирования и стабилизации интенсивности синхроциклотрона при протонно-лучевом облучении больных и устройство для его осуществления / Е. М. Иванов, В. И. Максимов, Г. Ф. Михеев, 2019.
11. PTW. The Dosimetry Company: OCTAVIUS Detector 1500XDR. URL: <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/octavius-detector-1500xdr/>
12. Кудашкин И. В. Разработка и создание устройств систем диагностики и мониторинга внутренних и выведенных пучков ускорителя нуклотрон: дис. ... канд. физ.-мат. наук. М., 2015. 88 с.
13. Балдин А. А., Берлев А. И., Кудашкин И. В., Федоров А. Н. Детектор на основе микроканальных пластин для контроля пространственно-временных характеристик циркулирующего пучка нуклотрона. // Письма в ЭЧАЯ. 2014. Т. 11, № 2. С. 209—218. URL: http://www1.jinr.ru/Pepan_letters/panl_2014_2/09_bal.pdf
14. Baldin A., Feofilov G., Gavrilov Yu., Tsvinev A., Valiev F. Proposals for a new type of microchannel-plate-based vertex detector // Nucl. Instr. Meth. A. 1992. V. 323, Iss. 1-2. P. 439—444. DOI: 10.1016/0168-9002(92)90329-3
15. Бутенко А. В. Ускорение пучков тяжелых ионов с массовым числом более 100 в сверхпроводящем синхротроне нуклотрон: дисс. ... канд. техн. наук. Дубна: ОИЯИ, 2012. 101 с.
16. Barnes P. G., Cross G. M., Drumm B. S., Fisher S. A., Payne S. J., Pertica A., Wilcox C. C. A micro-channel plate based gas ionization profile monitor with shaping field electrodes for the ISIS H-injector // Proc. IPAC. San Sebastián, Spain, 2011. URL: <https://accelconf.web.cern.ch/IPAC2011/papers/tupc147.pdf>
17. Connolly R., Fite J., Jao S., Tepikian S., Trabocchi C. Residual-gas-ionization beam profile monitors in RHIC // Proc. BIW10. Santa Fe (New Mexico, US), 2010. URL: <https://accelconf.web.cern.ch/BIW2010/papers/tupsm010.pdf>
18. Teterev Yu. G., Kaminski G., Huong P. T., Kozik E. Ionization beam profile monitor for operation under hard environmental conditions // Nucl. Phys. Atomic Energy. 2011. V. 12, N 1. P. 98—103.
19. Quinteros T., DeWitt D. R., Paál A., Schuch R. Three-dimensional ion beam-profile monitor for storage rings // Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A. 1996. V. 378, Iss. 1-2. P. 35—39. DOI: 10.1016/0168-9002(96)00278-1
20. Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощенной дозы в воде. При поддержке IAEA, WHO, PAHO и ESTRO // Серия технических докладов № 398. Вена: Международное агентство по Атомной энергии, 2004. URL: https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs398r_web.pdf

Автор выражает благодарность В. Е. Балакину за обсуждение предлагаемого варианта считывающей электроники камеры МИК и ее возможного применения на ускорителе «Прометеус».

Автор выражает благодарность А. И. Львову за консультации по проведению испытаний электронного тракта СЭ камеры МИК на ускорителе «Пахра» и за поддержку работы.

Статья поступила в редакцию 3 ноября 2020 г.

Multifunctional ionization chamber and its electronic path for use on the medical accelerator Prometheus

V. V. Siksin^{1,§}

¹ *Lebedev physical Institute of the Russian Academy of Sciences,
53 Leninsky Prospekt, Moscow 119991, Russia*

Abstract. The article describes the proposed new multifunctional ionization chamber (MIC) designed to measure dose profiles when the medical accelerator Prometheus is operating in the scanning “pencil beam” mode. A digital image acquisition detector (DIDE) with a tissue-equivalent water phantom is used to calibrate the accelerator before a radiation therapy session. The application of the CPPI on the beam of a proton accelerator operating in the mode of beam splitting into spots with a scanning beam is considered. The CDPI detector allows for a few accelerator pulses in on-line mode to see how the energy release of each spot is distributed over the area of the irradiated target, which is the actual calibration of the accelerator before the proton therapy session. During the proton therapy session, it is planned to install the MIC directly in front of the patient. The MIC chamber contains two ionization chambers operating simultaneously — a pad chamber (PC) operating on gas or “warm liquid” and a strip ionization chamber operating only on gas (SC). At the accelerator Prometheus it is proposed to use a MIC, which will be used in the mode of operation by the method of active scanning with a “pencil” proton beam. The use of the MIC operation is intended to control the density of the beam intensity during the irradiation of the “target” in the patient during the proton therapy session. In case of violation of the planned operating mode of the accelerator and the beam goes beyond the parameters preset before the session, the deviation detection control system (SDMS) will turn off the accelerator. The device of the readout electronics (SE) of the MIC and SKOO cameras is described. This proposed detector, including the MIC and SKOO camera and the reading electronics serving it, will improve the quality of the therapeutic beam supply, due to the accurate determination of the absorbed dose density supplied by the scanning beam to each spot of the irradiated target, and therefore the generated high dose distribution field will correspond to the irradiated volume of the patient and will increase the safety and control of patient exposure to the target. The PC included in the MIC is designed on a “warm liquid” (or gas) and is a high-precision ionization chamber with coordinate sensitivity over the width of the irradiated target. The SC included in the MIC operates on gas and controls the direction of the incident beam to a given spot in the target. A version of the charge-sensitive preamplifier (QCD) and the SE system designed for experimental verification of the MIC prototype has been developed. The SCOO circuit working in conjunction with the MIC camera allows you to control the predetermined parameters of the irradiation of the patient’s target boundaries and turns off the accelerator if these parameters deviate from the initially specified ones.

Keywords: charge-sensitive preamplifier, multifunctional ionization chamber, strip ionization chambers, pad ionization chambers, Bragg peak, digital imaging detector

References

1. Siksin V. V. Ways to improve the TV-type detector. *Bull. Lebedev Phys. Inst.*, 2019, vol. 46, no. 1, pp. 19–22. DOI: 10.3103/S1068335619010068
2. Siksin V. V. Measurement of the Bragg peak profiles by the TTD. *Bull. Lebedev Phys. Inst.*, 2019, vol. 46, no. 2, pp. 47–52. (In Russ.)
3. Siksin V. V. Pilot installation for the purification of the “warm liquid” of tetramethylsilane and conducting “non-accelerating experiments”. *Izvestiya Vysshikh Uchebnykh Zavedenii. Materialy Elektronnoi Tekhniki = Materials of Electronics Engineering*, 2019, vol. 22, no. 2, pp. 118–127. (In Russ.). DOI: 10.17073/1609-3577-2019-2-118-127
4. Pyramid Technical Consultants, Inc. URL: www.ptcusa.com
5. Siksin V. V. “Warm liquid” detector for measuring dose profiles from ionizing radiation. *Izvestiya Vysshikh Uchebnykh Zavedenii. Materialy Elektronnoi Tekhniki = Materials of Electronics Engineering*, 2019, vol. 22, no. 3, pp. 228–236. (In Russ.). DOI: 10.17073/1609-3577-2019-3-228-236
6. Dorokhov D. V., Kuper E. A. System for measuring ionization chamber currents in experiments with synchrotron radiation. *Optoelectron. Instrument. Proc.*, 2015, vol. 51, no. 1, pp. 76–80. DOI: 10.3103/S8756699015010124
7. Siksin V. V. Pulsed X-Ray source (PXS) for calibrating microdosimeters based on “warm liquids” and testings of television type detectors. *Bull. Lebedev Phys. Inst.*, 2018, vol. 45, no. 7, pp. 199–203. DOI: 10.3103/S1068335618070023
8. Patent 1338154 (SU). *Sposob kontrolya parametrov puchka v protsesse protonnoy terapii* [Method for controlling the beam parameters during proton therapy]. E. A. Damaskinsky, D. L. Karlin, O. E. Prokofiev, V. S. Samsonenkov, 1988. (In Russ.)
9. Patent 2684567 (RU). *Sposob rekonstruktivnogo dozimetricheskogo kontrolya v protonnoy terapii skaniruyushchim luchom* [Method of reconstructive dosimetric control in proton therapy with a scanning beam]. A. E. Chernukha, O. G. Lepilina, S. E. Ulyanenko et al., 2018. (In Russ.)
10. Patent 2704012 (RU). *Sposob avtoregulirovaniya i stabilizatsii intensivnosti sinkhrotsiklotrona pri protonno-luchevom ob-luchenii bol'nykh i ustroystvo dlya yego osushchestvleniya* [A method of automatic regulation and stabilization of the synchrocyclotron intensity during proton-beam irradiation of patients and a device for its implementation]. E. M. Ivanov V. I., Maksimov, G. F. Mikheev, 2019. (In Russ.)
11. PTW. The Dosimetry Company: OCTAVIUS Detector 1500XDR. URL: <https://www.ptwdisimetry.com/en/products/octavius-detector-1500xdr/>

Information about author:

Viktor V. Siksin^{1,§}: Cand. Sci. (Phys.–Math.), Senior Researcher (antktech@yandex.ru)

§ Corresponding author

12. Kudashkin I. V. Development and creation of devices for diagnostic and monitoring systems for internal and extracted beams of the Nuclotron accelerator: Dis. ... Cand. Sci. (Phys.–Math.). Moscow, 2015. 88 p. (In Russ.)
13. Baldin A. A., Berlev A. I., Kudashkin I. V., Fedorov A. N. Detector based on microchannel plates for monitoring space–time characteristics of a circulating beam at Nuclotron. *Phys. Part. Nuclei Lett.*, 2014, vol. 11, pp. 121–126. DOI: 10.1134/S1547477114020137
14. Baldin A., Feofilov G., Gavrilov Yu., Tsvinev A., Valiev F. Proposals for a new type of microchannel–plate–based vertex detector. *Nucl. Instr. Meth. A*, 1992, vol. 323, no. 1–2, pp. 439–444. DOI: 10.1016/0168-9002(92)90329-3
15. Butenko A. V. Acceleration of heavy ion beams with a mass number of more than 100 in the superconducting synchrotron Nuclotron: Dis. ... Cand. Sci. (Eng.). Dubna, JINR, 2012. 101 p. (In Russ.)
116. Barnes P. G., Cross G. M., Drumm B. S., Fisher S. A., Payne S. J., Pertica A., Wilcox C. C. A micro–channel plate based gas ionization profile monitor with shaping field electrodes for the ISIS H–injector. *Proc. IPAC*. San Sebastián (Spain), 2011. URL: <https://accelconf.web.cern.ch/IPAC2011/papers/tupc147.pdf>
17. Connolly R., Fite J., Jao S., Tepikian S., Trabocchi C. Residual–gas–ionization beam profile monitors in RHIC. *Proc. BIW10*. Santa Fe (New Mexico, US), 2010. URL: <https://accelconf.web.cern.ch/BIW2010/papers/tupsm010.pdf>
18. Teterev Yu. G., Kaminski G., Huong P. T., Kozik E. Ionization beam profile monitor for operation under hard environmental conditions. *Nucl. Phys. Atomic Energy*, 2011, vol. 12, no. 1, pp. 98–103.
19. Quinteros T., DeWitt D. R., Paál A., Schuch R. Three–dimensional ion beam–profile monitor for storage rings. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A*. 1996, vol. 378, no. 1–2, pp. 35–39. DOI: 10.1016/0168-9002(96)00278-1
20. *Mezhdunarodnye prakticheskie rekomendatsii po dozimetrii, osnovannye na etalonakh edinitsy pogloshchennoi dozy v vode* [International practical recommendations on dosimetry based on standards for absorbed dose units in water. With support from IAEA, WHO, PAHO and ESTRO]. Technical Report Series No. 398. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2004. (In Russ.). URL: https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs398r_web.pdf

Acknowledgment.

The author expresses his gratitude to V.E. Balakin for a discussion of the proposed version of the readout electronics of the MIC chamber and its possible application at the Prometheus accelerator.

The author is grateful to A.I. Lvov for advice on testing the electronic path of the SE MIC chamber at the Pakhra accelerator and for supporting the work.

Received November 3, 2020

* * *