

УДК 621.382.8

ОСОБЕННОСТИ КОНТРОЛЯ ПУЧКА ПАДОВЫМИ КАМЕРАМИ НА “ТЕПЛОЙ ЖИДКОСТИ” НА УСКОРИТЕЛЕ “ПРОМЕТЕУС”

В. В. Сиксин

Предложен метод контроля интенсивности пучка синхротрона при протонном облучении больных. Контроль основан на установке двух прецизионных падовых камер на “теплой жидкости”: одной – на выходе из последнего сканирующего магнита, а второй – перед пациентом. Измеряют плотности интенсивности пучка, направляемого на мишень облучения с помощью двух падовых камер. Сравнивают измеренные профили плотности интенсивности с заданными параметрами, и в случае отклонения измеренных параметров от допустимых отключают пучок. Результатом является повышение конформности протонной терапии за счет постоянного за каждый импульс ускорителя контроля дозы и границы дозного поля в мишени.

Ключевые слова: координатно-чувствительные падовые камеры, считывающая электроника, цифровой детектор получения изображения, водный фантом, пики Брэгга.

Введение. Разработана схема контроля обнаружения отклонений (СКОО), которая работает совместно с описанным ранее цифровым детектором получения изображения (ЦДПИ), применяемым в протонной терапии [1, 2]. Весь “Детектор” состоит из камер ПК1 и ПК2, ЦДПИ и СКОО. Камеры ПК1 и ПК2, чувствительные по координатам x и y , состоят из ионизационных камер с одним чувствительным объемом, которые заполнены “теплой жидкостью”, работающей при комнатной температуре [3]. Анод, разделенный на пады, позволяет измерять направление пучка, число частиц и дозу пучка, проходящего через данный пад. Принцип работы “Детектора” заключается в том, что при сканировании пучком мишени в водном фантоме (пациенте), ЦДПИ точно определяет глубину пика Брэгга, а ПК1 и ПК2 – направление, число протонов, прошедших

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

через мишень за импульс, и дозу. Наполнение камер ПК1 и ПК2 “теплой жидкостью” осуществляется на установке, описанной в работе [3].

Описание “Детектора”. Известен способ измерения энерговыделения ионизирующих излучений в тканеэквивалентном фантоме и соответствующая полезная модель [4, 5]. В этих патентах описан упомянутый ранее цифровой детектор получения изображений (ЦДПИ). ЦДПИ с точностью, регламентируемой МАГАТЭ [6], измеряет глубину пика Брэгга для каждого импульса ускорителя – для последующего контроля дозного поля по глубине и ширине перед облучением пациента.

В раннем патенте [7] для контроля интенсивности протонного пучка на медицинском синхроциклотроне применялись две проволочные пропорциональные камеры. Однако из работ [8, 9] известны преимущества камер на “теплых жидкостях”. Характеристики некоторых “теплых жидкостей”, заполняющих камеры ПК1 и ПК2, приведены в табл. 1.

Т а б л и ц а 1

Электронные свойства “теплых жидкостей” камер ПК1 и ПК2

“Теплая жидкость”	$T, ^\circ\text{C}$	ε	$\mu, \text{м}^2/\text{В}/\text{сек}$	G_{if}	$d, \text{г}/\text{см}^3$
Изооктан	99.24	1.936	$5.3 \cdot 10^{-4}$	0.33	0.69
Тетраметилсилан	26.65	1.84	$105 \cdot 10^{-4}$	0.74	0.65

Здесь параметры: T – температура кипения, $^\circ\text{C}$; ε – относительная диэлектрическая константа; μ – подвижность свободных носителей заряда, $\text{м}^2/\text{В}/\text{сек}$; G_{if} – выход пар свободных электронов на каждые 100 эВ энергии, потерянной на ионизацию; d – плотность жидкости $\text{г}/\text{см}^3$.

Выход электронов G_{if} вычисляется по формуле:

$$G_{if} = \frac{Q10^{10}}{Dd\nu},$$

где Q – заряд, образовавшийся в рабочем объеме камеры, D – доза, поглощенная в этом объеме (мР/имп), d – плотность рабочей жидкости ($\text{г}/\text{см}^3$), ν – рабочий объем камеры (см^3).

Количество собранного заряда Q у камеры на “теплой жидкости” будет в 100 раз больше, чем у камеры на газе, а следовательно, точность определения дозы будет значительно выше.

Метод [7], используемый в некоторых местах до сих пор для определения координат пучка и его отклонения, имеет, к сожалению, невысокую точность определения потока

протонов, и не в состоянии определять глубину пика Брэгга. “Детектор” с ЦДПИ лишён этих недостатков.

В месте расположения пациента перед сеансом протонной терапии, устанавливают ЦДПИ. Детектор определяет плотность интенсивности пучка (дозный профиль) пучка на входе в мишень, количественно сравнивает измеренные текущие параметры плотности интенсивности (дозный профиль) с допустимыми значениями и при их превышении отключает пучок.

Общая схема работы “Детектора” приведена на рис. 1.

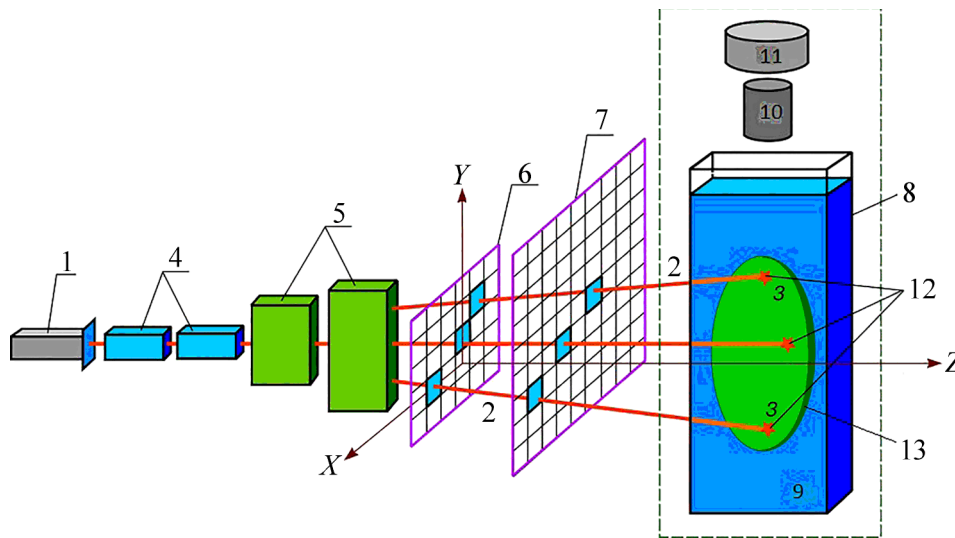


Рис. 1: Общая схема работы “Детектора” для контроля параметров пучка в процессе протонной терапии. Пояснения в тексте.

“Детектор” состоит из ускорителя типа синхротрона 1 с протонным пучком 2 для облучения мишени 3 (напр., водного фантома или опухоли). Положение мишени 3 и оси пучка привязаны к системе координат x, y, z .

Пучок протонов 2, выведенный из ускорителя, фокусируется двумя квадрупольными линзами 4 и проходит через сканирующие магниты 5. Две координатно-чувствительные падовые камеры на “теплой жидкости” 6 (далее в тексте ПК1) и 7 (далее в тексте ПК2) выставлены своими центральными падами на ось z , вдоль которой измеряется глубина пика Брегга, вдоль x измеряется ширина, вдоль y – высота. Плоскости камер ПК1 и ПК2 перпендикулярны оси z . Оси x и y также проходят через центральные пады камер. Камера ПК1 располагается сразу за вторым сканирующим магнитом, а камера ПК2 – перед входом в детектор ЦДПИ (или перед пациентом).

Элементы, входящие в ЦДПИ находятся в области, обозначенной на рис. 1 пунктирной линией. ЦДПИ состоит из: светозащитного герметичного корпуса 13, внутри которого располагается водный фантом 14, обращенный своей поверхностью к объективу 15 и адаптивный электронный тракт ЦДПИ с зарядово-чувствительной матрицей 16. Центр водного фантома 14 также лежит на оси z , и входная плоскость водного фантома, в которую входит пучок, параллельна плоскости x, y . Падовые камеры ПК1 и ПК2 при прохождении пучка определяют траекторию входа пучка в водный фантом (в пациента), а ЦДПИ по измеренному координатному энерговыделению пучка в водном фантоме определяет дозное поле и точку останова пучка 17 – пик Брэгга (или режим пучка “напролет”). “Напролет” – это режим облучения без образования пика Брэгга (напр., при энергии протонов больше 330 МэВ, когда пучок выходит из фантома (пациента) без остановки и ЦДПИ будет регистрировать только область траектории пучка и границы ее прохождения через мишень. В случае работы в режиме пика Брэгга 17 – это точка останова пучка в мишени водного фантома, где выделилась энергия пика Брэгга и 18 – это граница области мишени, которую сканируют по заданной программе сканирующие магниты 6. Схема контроля и стабилизации дозы поясняется на рис. 2.

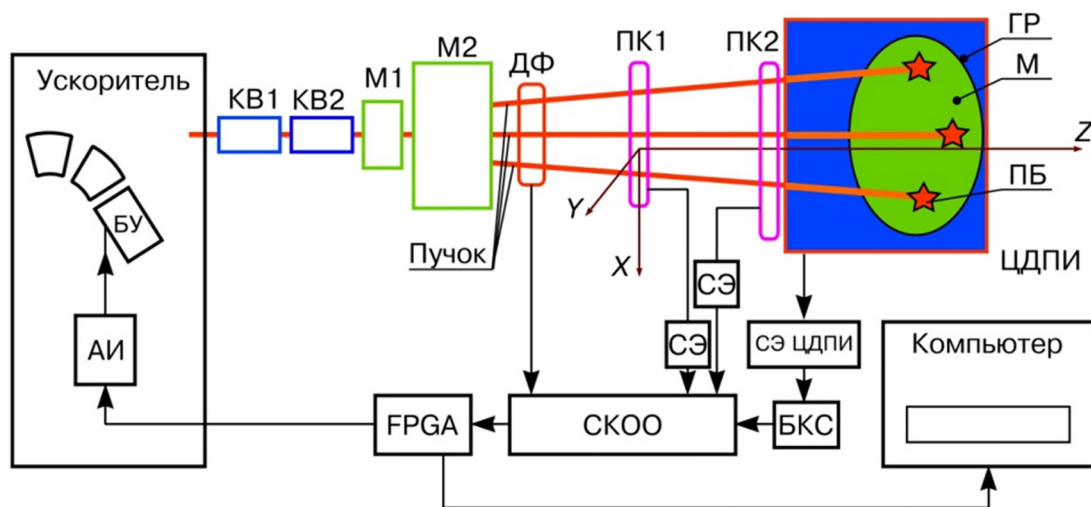


Рис. 2: Схема контроля обнаружения отклонений (СКОО) и стабилизации дозы при облучении мишени сканирующим пучком. Пояснения в тексте.

Ускоритель даёт протонный пучок, который фокусируется квадрупольными линзами КВ1 и КВ2 (4 на рис. 1), а затем с помощью сканирующих магнитов М1 и М2 (5 на рис. 1) направляет пучок на мишень М, ограниченную границей ГР. В мишени пу-

чок останавливается и выделяет энергию в области пика Брэгга ПБ, что фиксируется детектором ЦДПИ, информация с которого передается на считывающую электронику СЭ ЦДПИ.

Детектор ЦДПИ определяет распределение энерговыделения пика Брэгга по глубине за каждый импульс ускорителя и передает текущее измеренное значение на блок контроля соответствия БКС облучения по глубине заданным значениям. Камеры ПК1 и ПК2 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. Сигнал с датчика измерителя интенсивности протонного пучка ДФ, встроенного в ускоритель, также поступает на блок сравнения СКОО. Информация с блоков ДФ и 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. Программируемая матрица управляет авторегулятором интенсивности АИ протонного пучка, который для этого связан с блоком ускорения БУ ускорителя. 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, включают 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 ПК1:

$$d(\text{ПК1})_{x,y} = f_1(x, y), \quad (1)$$

- дозные профили, измеряемые камерой ПК2:

$$d(\text{ПК2})_{x,y} = f_2(x, y), \quad (2)$$

- 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 ПК1 и ПК2 также совпадают с осью z . За один или несколько импульсов измеряют дозные профили и параметры, обозначенные в уравнениях (1)–(3).

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

$d(\text{ПК1})_{x,y}10_L = f_{L1}$ – доза на левом крыле дозного профиля на уровне 10% от максимума, измеренного камерой ПК1 для координат x, y ;

$d(\text{ПК1})_{x,y}10_R = f_{R1}$ – доза на правом крыле дозного профиля на уровне 10% от максимума, измеренного камерой ПК1 для координат x, y ;

$d(\text{ПК2})_{x,y}10_L = f_{L2}$ – доза на левом крыле дозного профиля на уровне 10% от максимума, измеренного камерой ПК2 для координат x, y ;

$d(\text{ПК2})_{x,y}10_R = f_{R2}$ – доза на правом крыле дозного профиля на уровне 10% от максимума, измеренного камерой ПК2 для координат x, y .

Вычисляем отношения, которые назовем параметрами К:

$$K(\text{ПК1})_{x,y} = \frac{d(\text{ПК1})_{x,y}10_L}{d(\text{ПК1})_{x,y}10_R}, \quad (4)$$

$$K(\text{ПК2})_{x,y} = \frac{d(\text{ПК2})_{x,y}10_L}{d(\text{ПК2})_{x,y}10_R}. \quad (5)$$

Параметры $K(\text{ПК1})_{x,y}$ и $K(\text{ПК2})_{x,y}$ 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 (3), (4) и (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 ПК1 и ПК2, – 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 ПК2. Сходимость пучка определяется по формуле:

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

где β – угол сходимости пучка, $\text{FWHM}_{1,2}$ – полные ширины на полувысоте распределений дозного поля, измеренных камерами ПК1 и ПК2, L – расстояние между ПК1 и ПК2. Параметр (6) определяется схемой СКОО из измеренных профилей на камерах ПК1 и ПК2 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 ПК1 и ПК2 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. Отметим, что несмотря на то, что пучок “карандашный”, он имеет свои размеры и при установке пациента вместо фантома пучок на уровне параметра $d10$ не должен выходить слева и справа за область мишени (на здоровые ткани).

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.

Выводы. Разработан “Детектор” для контроля интенсивности синхротрона при протонно-лучевом облучении больных. Путем введения специальных параметров пучка определяют плотности дозных профилей, направляемых на мишень внутри определенных заранее заданных границ. Сравнивают измеренные профили дозных полей и их параметры и в случае отклонения измеренных параметров от допустимых отключают пучок. Основным результатом является повышение конформности протонной терапии за счет постоянного контроля соответствия заданному границе дозного поля в мишени и не выхода его за границы мишени за каждый импульс ускорителя.

Применение “Детектора” позволит улучшить конформность протонной терапии за счет более точного измерения подводимой высокой дозы к мишени во время сеанса протонной терапии с точностью, рекомендуемой МАГАТЭ [6]. В случае отклонения пучка во время сеанса протонной терапии от области мишени схема СКОО будет мгновенно отключать ускоритель, чтобы пучок не повредил здоровые ткани пациента.

Дополнительными преимуществами “Детектора” является его возможность работать не только в режиме регистрации пиков Брэгга, но и режиме “напролет” – без остановки пучка протонов в мишени.

Автор выражает благодарность В. Е. Балакину за обсуждение испытаний “Детектора” и электронной схемы контроля обнаружения отклонений (СКОО) и падовых камер на ускорителе “Прометеус”; А. И. Львову за консультации по проведению испытаний электронного тракта СКОО и падовых камер на ускорителе “Пахра” и за поддержку работы.

Л И Т Е Р А Т У Р А

- [1] В. В. Сиксин, Краткие сообщения по физике ФИАН **45**(12), 78 (2018). DOI: 10.3103/S1068335619010068.
- [2] В. В. Сиксин, Краткие сообщения по физике ФИАН **46**(2), 47 (2019). DOI: 10.3103/S1068335619020076.
- [3] В. В. Сиксин, Материалы электронной техники **22**(2), 118 (2019).
- [4] В. В. Сиксин, Патент РФ №2654838 С1, 2018. Опубликовано: 22.05.2018. Бюл. № 15.
- [5] А. В. Гринкевич, В. В. Сиксин, Патент на полезную модель РФ №179244U1. Опубликовано: 07.05.2018. Бюл. № 13.
- [6] Серия Технических Докладов №398. Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощенной дозы в воде. При поддержке IAEA, WHO, PAHO и ESTRO. МАГАТЭ Вена, 2004. https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS398r_web.pdf (дата доступа 12.11.2020).
- [7] Е. А. Дамаскинский, Д. Л. Карлин, О. Е. Прокофьев, В. С. Самсоненков, Изобретение SU №1338154 А, 1988. Бюл. № 19.
- [8] В. В. Сиксин, Краткие сообщения по физике ФИАН **45**(6), 42 (2018). DOI: 10.3103/S1068335618060064.
- [9] E. M. Benitez et al., Radiation Measurements **58**, 79 (2013).

Поступила в редакцию 14 июня 2020 г.

После доработки 23 ноября 2020 г.

Принята к публикации 24 ноября 2020 г.