

УДК 615.849.114

РЕНТГЕНОВСКАЯ СИСТЕМА КОМПЛЕКСА ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ “ПРОМЕТЕУС”

М. А. Белихин^{1,2}, Б. А. Кутлубулатов¹, П. Б. Жоголев²,
И. Н. Завестовская¹, В. И. Чашурин^{1,2}, А. П. Черняев³, А. Е. Шемяков^{1,2}

В работе представлены основные элементы рентгеновской системы комплекса протонной терапии “Прометеус”. Система интегрирована в выходной раструб протонного синхротрона, позволяет выполнять рентгеновские снимки и конусно-лучевую томографию интересующей области тела пациента и успешно используется в клинической практике для верификации положения пациента непосредственно перед облучением.

Ключевые слова: рентгеновская трубка, позиционирование пациента, протонный синхротрон, протонная терапия.

Введение. В Физико-техническом центре Физического института им. П.Н. Лебедева РАН был разработан протонный синхротрон, позволяющий в каждом цикле ускорения получать частицы нужной энергии в диапазоне от 30 до 330 МэВ. При использовании пучка протонов в лучевой терапии пациентов, максимальная энергия передается в конце пробега частиц (пик Брэгга), вызывая минимальное повреждение здоровых тканей вокруг опухоли. За счет данной особенности, в отличие от других методов лучевой терапии, для протонов характерна более высокая точность доставки дозы.

На базе протонного синхротрона в АО “Протом” (г. Протвино) был создан комплекс протонной терапии (КПТ) “Прометеус”.

В настоящее время позиционирование пациента является одним из важнейших аспектов протонной лучевой терапии. Точное позиционирование в сочетании с жесткой иммобилизацией позволяет обеспечивать высокую конформность облучения и в полной мере реализовывать преимущества протонной терапии.

¹ ФИАН, 119991 Россия, Москва, Ленинский пр-т, 53; e-mail: bulat.kutlubulatov@bk.ru.

² Филиал “Физико-технический центр” Федерального государственного бюджетного учреждения науки Физического института им. П.Н. Лебедева Российской академии наук, 142281 Россия, г. Протвино, Московская обл., Академический проезд, 2.

³ МГУ им. М. В. Ломоносова, 119991 Россия, Москва, Ленинские горы, 1.

При проведении лучевой терапии пациент фиксируется на специализированной кушетке, которая может осуществлять перемещение относительно пучка. Для предварительного позиционирования чаще всего применяются лазерные системы, которые позволяют осуществить укладку пациента путем совмещения лазерных указателей с заранее нанесенными метками [1]. Однако для более точной верификации положения пациента непосредственно перед сеансом облучения применяются рентгеновские системы, позволяющие с высокой точностью воспроизвести положение пациента по контурам внутренних органов и хорошо видимым в рентгеновском спектре костным структурам. Процедура окончательной верификации заключается в получении двух ортогональных рентгеновских проекций непосредственно перед облучением и в сопоставлении этих снимков с аналогичными, полученными на этапе планирования лечения, что позволяет отследить интрафракционные смещения опухоли, вызванные в наибольшей степени ошибками расположения пациента относительно изоцентра. Данные смещения корректируются с помощью системы позиционирования.

КПТ “Прометеус” [2] является сертифицированной медицинской установкой для протонной лучевой терапии и применяется в клинической практике для лечения локализаций головы и шеи [3], а также для проведения физических [4] и радиобиологических [5] исследований. В данный комплекс интегрирована разработанная ФТЦ ФИАН рентгеновская система, которая позволяет выполнять конусно-лучевую компьютерную томографию (КЛКТ) областей головы и шеи и обеспечивать верификацию положения пациента непосредственно перед сеансом облучения.

Рентгеновская трубка. В ходе работы была разработана рентгеновская трубка, конструкция которой отличается от традиционных трубок, применяемых в различных медицинских установках. Разработанный источник рентгеновского излучения был оптимизирован и интегрирован в КПТ “Прометеус”.

При разработке использовался опыт и наработки по генерации высоких напряжений и ускорению заряженных частиц в секционированных ускорительных трубках, которые были получены в ходе работ над ускорительным комплексом. Основой для текущей разработки послужил проект электронно-оптической системы с сеточным управлением электронным пучком, успешно реализованный в мощном клистроне для ускорителя VLEPP [6]. Проектирование электронно-оптической системы проводилось в программном обеспечении DGUN [7], которое было разработано в ФТЦ ФИАН. Пример расчета при фиксированных параметрах показан на рис. 1.

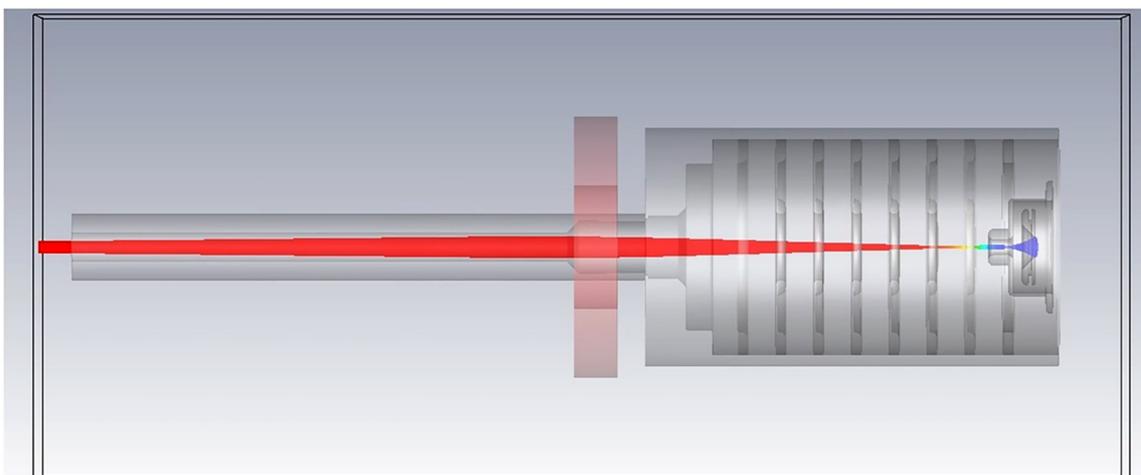


Рис. 1: Траектория движения пучка в трубке при напряжении на сетке 860 В, анодном напряжении 100 кВ и токе линзы 2.5 А.

В катодном узле (рис. 2) применен импрегнированный катод, поверхность которого покрыта пленкой осмия. Данная технология допускает повторные реактивации после вскрытия трубки. 30 лет назад технологии производства таких катодов активно развивались во всём мире, а в настоящее время уже массово применяются в электровакуумных приборах. Катоды, изготовленные по этим технологиям, обеспечивают длительную работу при плотности эмитируемого тока 5–10 А/см². В рассматриваемом случае активная площадь составляет 0.65 см², что, при планируемом максимальном токе не более 50 мА, означает эмиссию менее 0.08 А/см² и обеспечивает долговременную работу этого катода.

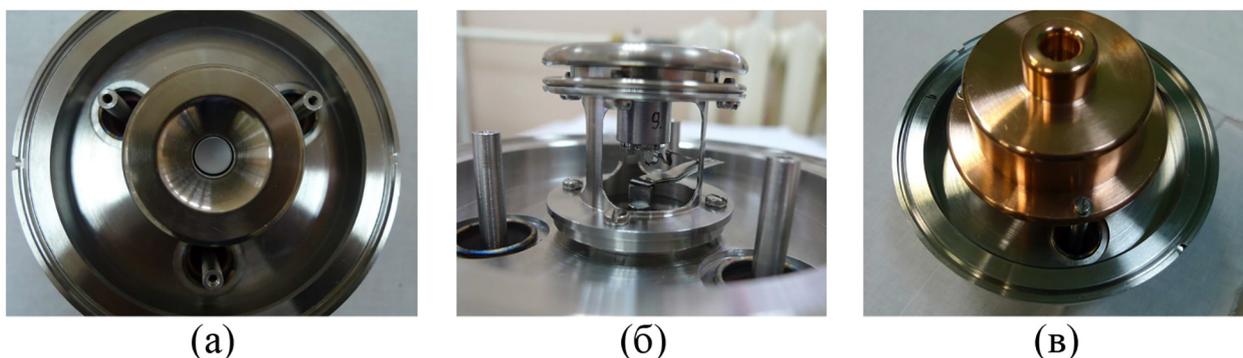


Рис. 2: Катодный узел в сборе с управляющим (“сеточным”) электродом: (а) вид сверху; (б) вид сбоку; (в) катодный узел с прикрученным сеточным электродом из меди.

Секционированная ускорительная трубка изготовлена из семи керамических спаянных медью колец. Внутри трубки устанавливаются ускоряющие электроды из нержавеющей стали. С внешней стороны располагаются охранные кольца, изготовленные также из нержавеющей стали. Между ними закрепляются высокоомные резисторы (400 МОм), которые обеспечивают равномерное распределение потенциала между ускоряющими электродами.

Технологии пайки и изготовления секционированных ускоряющих трубок были разработаны и успешно реализованы в 90-е годы при работе над проектом VLEPP [6].

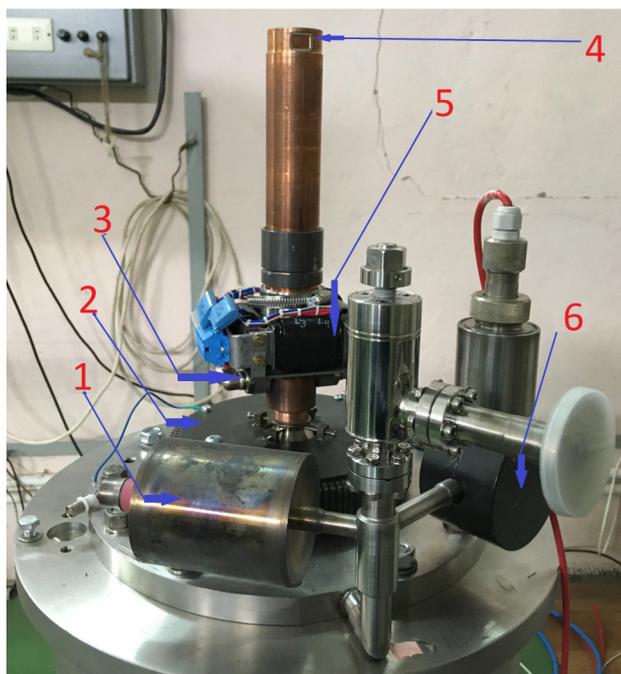


Рис. 3: Верхняя часть рентгеновской трубки: 1 – геттерный вакуумный насос; 2 – основная фокусирующая линза; 3 – разъем для подключения водяного охлаждения; 4 – выходное медное окно; 5 – корректирующие катушки; 6 – магниторазрядный вакуумный насос.

На рис. 3 показана верхняя часть собранной рентгеновской трубки с указанием основных элементов. Анод представляет собой сложную спаянную медную конструкцию с водяными каналами для охлаждения верхней части, где находится изготовленная из вольфрама мишень. Рентгеновское излучение выходит через медное окно толщиной 0.3 мм, которое выполняет функцию фильтрации излучения. Фокусировка пучка для получения минимального пятна на аноде (порядка 3 мм в диаметре) осуществляется основной фокусирующей линзой. Корректировка положения и профиля сфокусирован-

ного пятна на поверхности анода производится с помощью системы корректирующих катушек.

Для улучшения качества рентгеновских снимков необходимо подавление рассеянного и отраженного гамма-излучения, которое попадает на детектор в обход объекта исследования. Для этого применен коллиматор, ограничивающий излучение конусом, основанием которого служит плоскость детектора. Коллиматор устанавливается на верхней части анода. Также имеется возможность закрепить на нем дополнительный фильтр излучения.

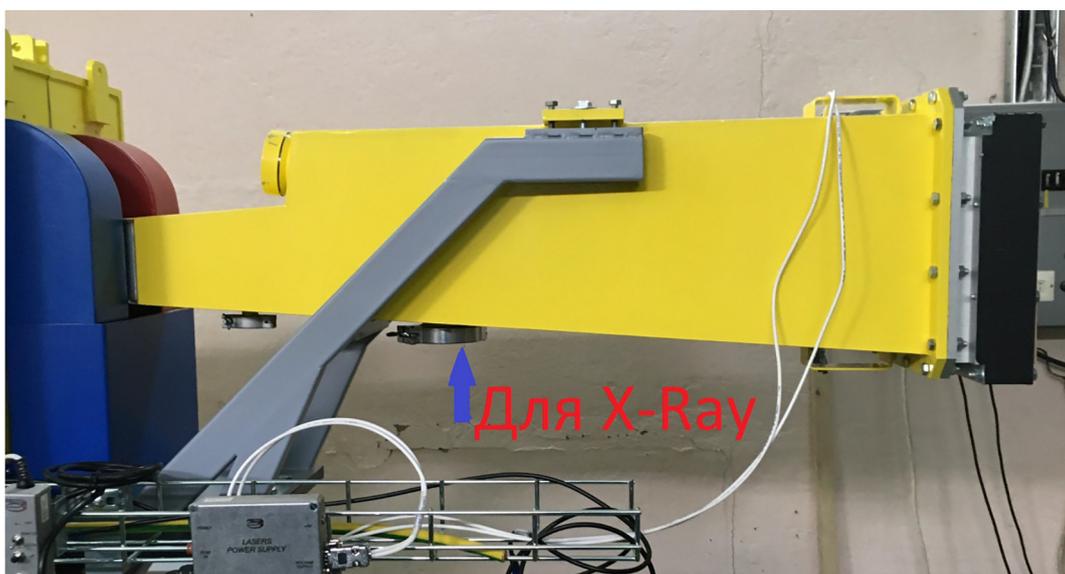


Рис. 4: Внешний вид выходного раструба синхротрона с указанием входа для анода рентгеновской трубки.

Корпус рентгеновского источника размещается на специально изготовленном механизме, позволяющем совершать вертикальные перемещения. Управление осуществляется по интерфейсу RS485.

В верхнем положении перемещателя анод вводится в выходной раструб синхротрона и пятно сфокусированного пучка электронов на излучателе находится на линии не отклоненного системой сканирования протонного пучка (рис. 4), а при выведенном положении трубки анод не мешает прохождению протонного пучка. Поскольку для уменьшения рассеяния протонов в воздухе выходной раструб находится под неглубоким вакуумом, анод трубки соединяется с раструбом через сиффон.

Система питания рентгеновской трубки. Рентгеновская трубка размещена в баке, заполняемом электроотрицательным газом SF_6 под избыточным давлением 5 атмосфер.

В этом баке также размещена система питания управляющего электрода и накала катода, а также высоковольтный каскадный умножитель напряжения, состоящий из 5-ти каскадов. Высокочастотное напряжение, необходимое для питания всех этих систем, подводится в бак через изоляторы. ВЧ питание каскадного умножителя рентгеновской трубки осуществляется от ультразвукового генератора (УЗГ) частотой 20 кГц. Расчетная мощность этого генератора составляет 1.5 кВт. Он обеспечивает устойчивую работу трубки в непрерывном режиме при напряжении 150 кВ и токе 10 мА. Фокусирующая линза и корректирующие катушки питаются от стандартного 8-ми канального источника тока, применяемого на протонном синхротроне и обеспечивающего ток до 3 А с любой полярностью. Все блоки питания управляются по интерфейсу RS485.

Данные блоки питания обеспечивают работу рентгеновской трубки в режиме стабилизации тока благодаря использованию обратных связей. Комплексные испытания всей системы показали, что в квазиимпульсном режиме можно на короткое время порядка 1 секунды периодически включать излучение при питании 150 кВ, 30 мА, т. е. УЗГ обеспечивает в таком режиме мощность вплоть до 5 кВт.

При постоянном высоком напряжении сеточное управление током трубки обеспечивает возможность работать в импульсном режиме и делать снимки только в нужные моменты времени. Это необходимо для реализации режима работы рентгеновской системы, позволяющего учитывать движение внутренних органов пациента в процессе дыхания. Это обеспечит получение информации о положении интересующего врачей органа в разных фазах дыхания и использование этой информации при планировании облучения.

Детектор рентгеновского излучения. Для регистрации рентгеновского излучения применен плоский рентгеновский цифровой приемник (ДФП4343Г7) с активной областью 430×430 мм. Приемник разработан и изготовлен в НИПК “Электрон” (АО “Научно-исследовательская производственная компания “Электрон”, г. Санкт-Петербург). Детектор функционирует с частотой до 30 Гц, что позволяет реализовать в системе однооборотную 360-тиракурсную конусно-лучевую томографию за приемлемое время.

Четырехмерная компьютерная томография. При четырехмерной компьютерной томографии (4ДКТ) набор исходных проекций осуществляется синхронно с регистрацией сигнала движения внутренних органов пациента. По этим данным возможно будет производить реконструкцию в различных фазах дыхания и таким образом отслежи-

вать перемещение внутренних органов в случае лечения локализаций грудной клетки и брюшной полости, минимизируя эффекты размытия изображения из-за движения.

Разработанная рентгеновская система потенциально имеет возможность работать в режиме 4ДКТ благодаря сеточному управлению рентгеновской трубкой и возможности интеграции в систему датчиков дыхания, которые позволят получать снимки в определенных фазах дыхания.

Заключение. Разработанная рентгеновская система, интегрированная в КПТ “Прометеус”, в настоящее время успешно применяется в клинической практике протонной терапии. Система позволяет провести томографию областей головы и шеи в положении сидя при первичном приеме и в дальнейшем выполнять процедуру рентгеновской верификации положения пациента непосредственно перед облучением. Дальнейшее развитие данной системы предполагает разработку режима синхронизации с дыханием пациента, что позволит учитывать движение внутренних органов при лечении локализаций грудной клетки и брюшной полости, а также реализацию возможности работы с пациентом в положении лёжа.

В отличие от пациента в сидячем положении, вращение лежащего пациента вокруг вертикальной оси не предусматривается. Вследствие этого для верификации положения горизонтально лежащего пациента со второго ракурса потребуются дополнительный источник рентгеновского излучения и детектор. Детектор планируется поместить под поверхностью лежака, изготовленного из углепластика, обладающего необходимой жесткостью и рентгенопрозрачностью.

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

Л И Т Е Р А Т У Р А

- [1] Alessandra Bolsi, M.Sc., Antony J. Lomax, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. **71**(5), 1581 (2008). DOI: 10.1016/j.ijrobp.2008.02.079.
- [2] A. A. Pryanichnikov, V. V. Sokunov, A. E. Shemyakov, Phys. Part. Nucl. Lett. **15**(7), 981 (2018). DOI: 10.1134/S1547477118070592.
- [3] K. Gordon, I. Gulidov, S. Koryakin, RadiatOncol. **16**(1), 238 (2021). DOI: 10.1186/s13014-021-01961-9.
- [4] М. А. Белихин, М. С. Григорьева, И. Н. Завестовская и др., Краткие сообщения по физике ФИАН **49**(5), 22 (2022). <https://elibrary.ru/contents.asp?id=48239182>.

- [5] И. Н. Завестовская, А. Е. Шемяков, А. А. Пряничников и др., Краткие сообщения по физике ФИАН **49**(5), 41 (2022). <https://elibrary.ru/contents.asp?id=48239182>.
- [6] L. N. Arapov, P. V. Avrakhov, V. E. Balakin, Proceedings of the 1994 International Linac Conference, Tsukuba, Japan **337**(118), 643 (1995). DOI: 10.1063/1.48405.
- [7] A. Larionov, K. Ouglekov, *6th International Computational Accelerator Physics Conference* (TU Darmstadt, Germany, 2000), p. 172.

Поступила в редакцию 15 июня 2023 г.

После доработки 9 июля 2023 г.

Принята к публикации 10 июля 2023 г.