

БИОФИЗИКА И МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА

Оптимизация режима вывода пучка сверхнизкой интенсивности на медицинском синхротроне для применения в протонной радиографии и томографии

А. А. Пряничников,^{1,2,а} А. П. Черняев,^{2,б} М. А. Белихин,^{1,2,в}
 П. Б. Жоголев,¹ А. Е. Шемяков,¹ И. Н. Завестовская¹

¹ Физический институт им. П. Н. Лебедева Российской академии наук
 Россия, 119991, Москва, ГСП-1, Ленинский проспект, д. 53

² Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, физический факультет,
 кафедра физики ускорителей и радиационной медицины
 Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2

Поступила в редакцию 18.04.2022, после доработки 16.05.2022, принята к публикации 23.05.2022.

Протонная терапия — одна из быстроразвивающихся разновидностей дистанционной лучевой терапии онкологических новообразований. Использование протонной радиографии и томографии — методов, в которых относительная тормозная способность среды для протонов восстанавливается напрямую, — значительно повысит точность и эффективность протонной терапии. В рамках данной работы приводятся результаты экспериментов, проведенных на синхротроне комплекса протонной терапии «Прометеус», по оптимизации нового режима работы установки с пучком сверхнизкой интенсивности для задач протонной радиографии и томографии. Описываются ключевые изменения параметров выводимого пучка при работе со сверхнизкой интенсивностью, а также методы контроля таких пучков.

Ключевые слова: протонная терапия, протонная томография, протонная радиография, медицинские ускорители, протонный синхротрон.

УДК: 539.12:539.18. PACS: 87.56.bd.

ВВЕДЕНИЕ

Развитие ускорительных технологий за последние 20 лет позволило создать специализированные медицинские комплексы протонной терапии [1]. Появление таких комплексов привело к полноценному внедрению протонной терапии в современную клиническую практику и дало значимый толчок к ее развитию [2]. Главное преимущество протонных пучков заключено в механизме доставки требуемой дозы к новообразованиям, описываемом кривой Брэгга [3]. Выделение большей части энергии тяжелых заряженных частиц и максимальные повреждения биологических тканей происходят в непосредственной близости от области остановки пучка [4, 5]. Для использования этого преимущества требуется определять длину пробега протонов в теле пациента с точностью не хуже 1 миллиметра [6]. Это становится критически важным при использовании новых модальностей, таких как флэш-терапия (см. работу Лыковой Е. Н. и др. в этом журнале. 2022. № 1. С. 3).

Однако фактически это требование не выполняется, поскольку в клинической практике планирование облучения для протонной терапии осуществляется на основе рентгеновских обследований пациента, сделанных до начала лечения. Применение полученных с помощью рентгеновской компьютерной томографии (КТ) диагностических данных для планирования лечения протонами требует специализированного программного обеспечения, использующего эмпирически выведенные функции калибровки,

специфичные для каждого томографа [7] и вносящие дополнительную систематическую погрешность в результаты обследования. Процесс преобразования коэффициентов ослабления рентгеновского излучения, полученных при КТ, в относительные тормозные способности среды для протонов приводит к возникновению неопределенностей длин пробега частиц в теле пациента [8]. Поскольку современные подходы не могут решить проблему перерасчета длин пробега с необходимой точностью, решением может стать протонная томография, метод, в котором относительная тормозная способность среды для протонов восстанавливается напрямую [9]. При реализации протонной томографии систематическая ошибка диагностического исследования, проведенного на пучке сверхнизкой интенсивности конкретной установки, будет совпадать с систематической ошибкой при исполнении плана облучения при проведении последующего терапевтического сеанса [10, 11].

Однако для реализации протонной томографической системы требуется, во-первых, более высокая относительно терапевтических значений энергия протонного пучка, во-вторых, более низкие потоки частиц, чем те, которые используются для лечения [12]. Для обеспечения первого требования решением является использование специальных типов ускорителей — протонных синхротронов [13], например отечественного комплекса протонной терапии «Прометеус» (рис. 1), который способен ускорять протоны до энергии 330 МэВ [14]. Эта энергия является достаточной для томографии всего тела пациента.

Для выполнения второго требования о малом потоке частиц не существует реализованного решения. Современные ускорители разрабатывались для

^а E-mail: pryanichnikov.al@gmail.com

^б E-mail: a.p.chernyaev@yandex.ru

^в E-mail: mikhailbelikhin@yandex.ru

выполнения задач быстрой доставки необходимой пациенту дозы для лечения. Использование терапевтических потоков при проведении диагностики нанесет вред здоровым тканям, поскольку требуется облучение большего объема в режиме «напролет». Кроме того, прецизионное детектирующее оборудование не может стабильно функционировать при терапевтических потоках протонов [15, 16]. Поэтому важной задачей при реализации протонной визуализации является получение работоспособного режима вывода пучка сверхнизкой интенсивности.



Рис. 1. Внешний вид синхротрона комплекса протонной терапии «Прометеус»

1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Работы по оптимизации режима вывода пучка сверхнизкой интенсивности проводились на лабораторном синхротроне комплекса протонной терапии «Прометеус» в ФТЦ ФИАН, г. Протвино.

При разработке системы управления выводом пучка сверхнизкой интенсивности были определены основные условия, которым она должна удовлетворять: отсутствие воздействия на терапевтический пучок для комплексов протонной терапии, которые уже используются в клинической практике, и возможность интеграции в существующие узлы вакуумной системы. Блок управления выводом пучка сверхнизкой интенсивности основан на фотоэлектронном умножителе (ФЭУ) Hamamatsu R6094 и люминесцентных пленках, изготовленных с применением оксисульфид гадолиния–тербия.

Для изучения структуры выведенного пучка использовался детектор одиночных протонов собственной разработки. Детектор состоит из блока сцинтиллятора SC-307 в форме параллелепипеда, заключенного в светонепроницаемый корпус из текстолита. С одной стороны в корпусе проделано отверстие с посадочным местом под корпус ФЭУ-84. В качестве источника питания используется высоковольтный источник Spellman MP5N24 с возможностью регулирования выходного напряжения. Для снятия данных использовался осциллограф Aktakom ADS-2114T. Внешний вид детектора показан на рис. 2.

Ключевой задачей по получению вывода протонного пучка, удовлетворяющего радиографическим медицинским требованиям, является наличие статистически значимого количества однопротонных



Рис. 2. Внешний вид детектора одиночных протонов, размещенного в изоцентре облучения

событий в структуре такого вывода. Так, например, радиографическая система коммерческой компании ProtonVDA [17, 18] может эффективно работать только с одиночными протонами. Кроме того, такой вывод протонного пучка обеспечит минимальную дозовую нагрузку на изучаемый объект. Поэтому оптимизация режима вывода пучка для радиографии подразумевает увеличение доли однопротонных событий в структуре выведенного пучка.

Для абсолютных измерений интегрального заряда частиц в сгустках пучка, выведенного из синхротрона, использовался сертифицированный для применения в радиационной терапии цилиндр Фарадея производства АО «Протом», а также ионизационная камера PTW Bragg Peak Chamber, также предназначенная для клинической дозиметрии протонной терапии [19].

2. РЕЗУЛЬТАТЫ

В рамках проведения оптимизации режимов вывода пучка сверхнизкой интенсивности из протонного синхротрона были выполнены следующие работы. Во-первых, было уменьшено количество частиц, инжектируемых в основную структуру ускорителя. Для этого использовались встроенные системы визуализации пучка, состоящие из керамических пластин, вставленных в вакуумную камеру канала инжекции. При введении данных пластин апертура вакуумной камеры уменьшается и производится коллимация протонного пучка низкой энергии. Во-вторых, была изменена орбита пучка, с которой происходит медленный многооборотный вывод в канал экстракции. Изменение орбиты производилось с помощью динамического режима работы 16 горизонтальных электромагнитных корректоров, располагаемых в каждом дипольном магните синхротрона.

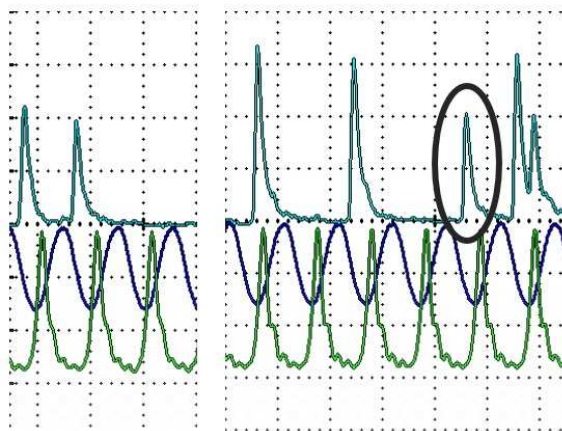


Рис. 3. Структура выведенного протонного пучка сверхнизкой интенсивности. Одно деление соответствует 50 нс

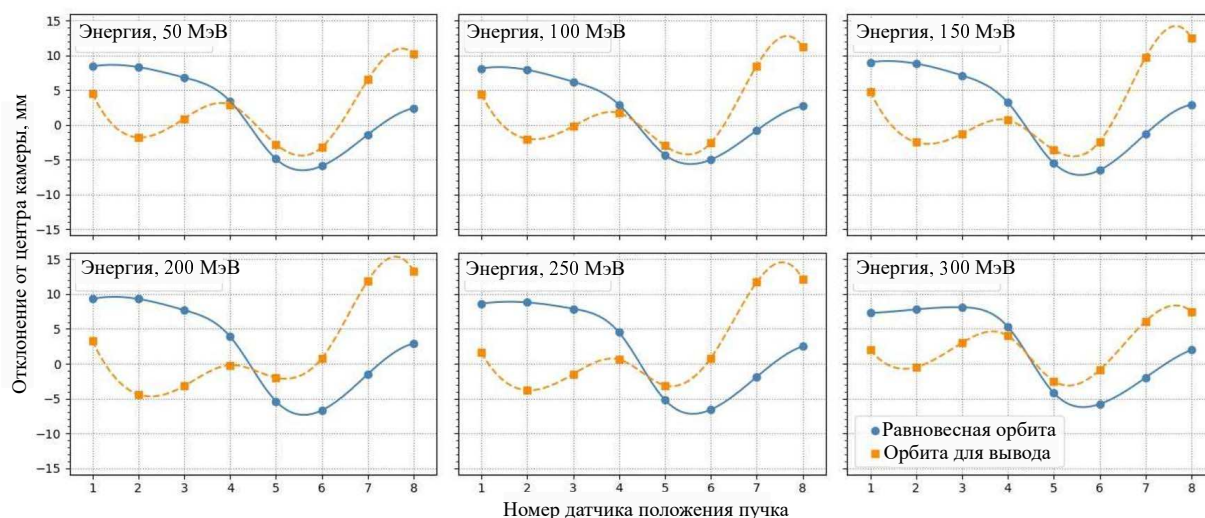


Рис. 4. Динамика изменения выводной орбиты пучка протонов из кольца синхротрона для разных энергий

В результате искажения орбиты пучка в момент вывода изменялся угол в мишенном промежутке ускорителя, тем самым изменялось количество частиц, взаимодействующих с бериллиевой мишенью и теряющих энергию на это взаимодействие. У частиц с измененной энергией радиус орбиты уменьшается, и после взаимодействия с электростатическим дефлектором они направляются в выводной канал ускорителя.

Подстройка орбиты проводилась с использованием детекторов одиночных протонов. На осциллограмме, представленной на рис. 3, показана структура выведенного пучка в привязке к ускоряющей частоте. Верхний сигнал соответствует показаниям детектора, события с амплитудой в две клетки соответствуют одиночным протонам, средний сигнал — амплитуда ускоряющей частоты, нижний сигнал — ток пучка в кольце синхротрона. На осциллограмме видно, что в структуре вывода присутствуют как «хорошие» события — одиночные протоны за оборот, так и «плохие», т.е. несколько протонов за один оборот.

С помощью динамической коррекции удалось достичь необходимого искривления орбиты, при котором взаимодействию с бериллиевой мишенью подвергаются единичные протоны, которые затем

и выводятся из ускорителя каждый оборот. При этом количество оборотов, за которые вывелся именно единственный протон, составляет более 50% от количества оборотов с ненулевым выводом пучка. Эволюция орбит для всего энергетического диапазона показана на рис. 4, мишенный промежуток находится между 6 и 7 датчиком положения пучка. Пунктирной линией показана орбита для вывода пучка сверхнизкой интенсивности.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В рамках данной работы была произведена оптимизация нового режима работы со сверхнизкой интенсивностью выведенного протонного пучка для синхротрона комплекса протонной терапии «Прометейс». Была произведена перенастройка орбит для вывода пучка малой интенсивности. В результате применения новых настроек орбит доля одиночных протонов, выводимых из ускорителя за один оборот, значительно увеличилась.

Была отработана система калибровок внешнего детектора одиночных протонов по двум независимым и сертифицированным устройствам.

Новый режим работы ускорителя для вывода пучка сверхнизкой интенсивности увеличит процент полезных для визуализации однопротонных

событий, тем самым повысит эффективность регистрирующего оборудования и снизит получаемую пациентом дозу в рамках томографического или радиографического исследования.

Данная работа является необходимым шагом по развитию протонной томографической установки на базе синхротрона комплекса протонной терапии «Прометейс».

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

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Черняев А.П., Кленов Г.И., Бушманов А.Ю., Пряничников А.А. и др. // *Медицинская радиология и радиационная безопасность*. 2019. **64**, № 2. С. 11.
2. Кленов Г.И., Хорошков В.С. // *УФН*. 2016. **186**. С. 891.
3. Bragg W.H., Kleeman R. // *Phil. Mag.* 1904. **8**. P. 726.
4. Hewitt H.B. // *Br. J. Radiol.* 1973 **46**. 550. P. 917.
5. Wilson R.R. // 1946. **47**. N 5. P. 487.
6. Paganetti H. // *Phys. Med. Biol.* 2012. **57**. P. 99.
7. Lomax A.J. // *Br. J. Radiol.* 2020. **93**, N 1107. P. 0582.
8. Collins-Fekete C.A., Brousmiche S., Hansen D.C. et al. // *Phys. Med. Biol.* 2017. **62**, N 17. P. 6836.
9. Schneider U., Pedroni E. // *Med. Phys.* 1995. **22**. N 4. P. 353.
10. Krah N., Patera V., Rit S. et al. // *Phys Med Biol.* 2019. **64**. N 6. P. 065008.
11. Miller C., Altoos B., DeJongh E.A. et al. // *J. Radiat. Oncol.* 2019. **8**, N 97. P. 101.
12. Sarosiek C., DeJongh E.A., Coutrakon G. et al. // *Med. Phys.* 2021. **48**. P. 2271.
13. Balakin V.E., Bazhan A.I., Pryanichnikov A.A., Shemyakov A.E. et al. // Updated Status of Proton Synchrotrons for Radiation Therapy. in Proc. RuPAC'21 2021. P. 120.
14. Pryanichnikov A.A., Shemyakov A.E., Sokunov V.V. // *Phys. Part. Nuclei Lett.* 2018. **15**, N 7. P. 981.
15. Schultze B. et al. // *IEEE Access*. 2021. **9**, P. 25946.
16. Schulte R., Bashkirov V., Li T. et al. // *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 2004. **51**. P. 866.
17. DeJongh E.A., DeJongh D.F., Polnyi I. et al. // *Med. Phys.* 2021. **48**, N 3. P. 1356.
18. DeJongh D.F., DeJongh E.A., Rykalin V. et al. // *Med. Phys.* 2021. **48**, N 12. P. 7998.
19. Pryanichnikov A.A., Zhogolev P. B., Shemyakov A.E. et al. // *J. Phys.: Conf. Ser.* 2021. **2058**. 012041.

Optimization of the Low-Intensity Beam Extraction Mode at the Medical Synchrotron for Application in Proton Radiography and Tomography

A. A. Pryanichnikov^{1,2,a}, A. P. Chernyaev^{1,b}, M. A. Belikhin^{1,2,c}, P. B. Zhogolev², A. E. Shemyakov², I. N. Zavestovskaya²

¹Department of Accelerator Physics and Radiation Medicine, Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University, Moscow 119991, Russia

²P.N. Lebedev Physical Institute of the Russian Academy of Sciences, Moscow, 119991, Russia

E-mail: ^aapryanichnikov.al@gmail.com, ^ba.p.chernyaev@yandex.ru, ^cmikhailbelikhin@yandex.ru

Proton therapy is one of the rapidly developing types of radiation therapy for oncological diseases. The use of proton imaging, a method in which the relative stopping power for protons is reconstructed directly, can significantly increase the accuracy and effectiveness of the proton therapy. This paper demonstrates the results of experimental work that was carried out at the synchrotron of the Prometheus proton therapy complex. The optimization of the synchrotron operating mode with low intensity beam extraction was done for proton radiography and tomography purposes. Data about key changes of the beam extraction parameters for low-particles flux, as well as low-intensity beam control methods, are described.

Keywords: proton therapy, proton tomography, proton radiography, medical accelerators, proton synchrotron.

PACS: 87.56.bd.

Received 18 April 2022.

English version: *Moscow University Physics Bulletin*. 2022. **77**, No. 4. Pp. 657–660.

Сведения об авторах

1. Пряничников Александр Александрович — мл. науч. сотрудник, аспирант; e-mail: pryanichnikov.al@gmail.com.
2. Черняев Александр Петрович — доктор физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: a.p.chernyaev@yandex.ru.
3. Белихин Михаил Александрович — мл. науч. сотрудник, аспирант; тел.: (495) 668-88-88, e-mail: mikhailbelikhin@yandex.ru.
4. Жоголев Павел Борисович — науч. сотрудник; тел.: (495) 668-88-88, e-mail: paha_j@mail.ru.
5. Щемяков Александр Евгеньевич — мл. науч. сотрудник; тел.: (495) 668-88-88, e-mail: alshemyakov@yandex.ru.
6. Завестовская Ирина Николаевна — доктор физ.-мат. наук, профессор, зав. лабораторией; тел.: (495) 668-88-88, e-mail: zavestovskayain@lebedev.ru.