

МЕЖДИСЦИПЛИНАРНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

УДК 539.172.12; 539.1.04

**МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЫХОДА МЕДИЦИНСКИХ
ИЗОТОПОВ НА ЭЛЕКТРОЯДЕРНОЙ УСТАНОВКЕ**А. В. Багуля¹, В. М. Гришин¹, **В. Н. Иванченко²**, В. А. Рябов¹,
С. Н. Филимонов²

Изучена возможность использования ускорительного комплекса протонной терапии “Прометеус” для получения медицинских изотопов. С помощью программного пакета GEANT4 проведено моделирование электроядерной установки. Рассчитаны кривые выхода изотопа ⁹⁹Mo, приведены результаты моделирования ряда других изотопов.

Ключевые слова: электроядерная установка, медицинский изотоп.

Ускорители заряженных частиц наряду с ядерными реакторами широко используются для производства медицинских изотопов [1–3]. В ноябре 2015 г. был запущен отечественный комплекс протонной терапии “Прометеус”, предназначенный для высокоэффективного лечения онкологических заболеваний с высокой пропускной способностью. Изготовителем комплекса “Прометеус” является российская компания АО “Протом”, которая была основана в 2001 году для серийного производства протонных ускорителей на базе научных разработок ФИАН. К настоящему времени на 2-х экспериментальных комплексах в г. Протвино на базе ФТЦ ФИАН, и г. Обнинске на базе ведущего онкоцентра страны МРНЦ им. А. Ф. Цыба успешно пролечено более 800 пациентов. Протонные синхротроны “Прометеус” введены и вводятся в эксплуатацию для лечения пациентов и в зарубежных центрах Европы, Китая, Израиля, Австралии и США. Интенсивность терапевтического пучка протонов ускорителя “Прометеус” составляет в среднем 10^9 частиц за один цикл полного вывода пучка, энергия которого может варьироваться от 30 до 280 МэВ с возможностью увеличения до 330 МэВ [4–6].

Для моделирования дозиметрического планирования часто используется программный пакет GEANT4 [7–11]. Однако медицинские приложения программного пакета

¹ ФИАН, 119991 Россия, Москва, Ленинский пр-т, 53; e-mail: bagulyaav@lebedev.ru.

² Томский государственный университет, 634050 Россия, Томск, пр-т Ленина, 36.

GEANT4 не ограничиваются расчетами энерговыделения проникающих излучений в материалах сложной геометрии. Пакет может быть использован и для оценки изменения изотопного состава материалов под действием нейтронов широкого спектра энергий.

В настоящей работе изучается возможность расширения области применения комплекса “Прометеус”, в частности для производства медицинских изотопов. Включение протонного пучка по схеме электроядерной установки позволяет генерировать нейтроны широкого энергетического спектра. В статье приведены расчёты в рамках программного пакета GEANT4 выхода медицинских изотопов, образующихся в нейтронном поле от протонного пучка.

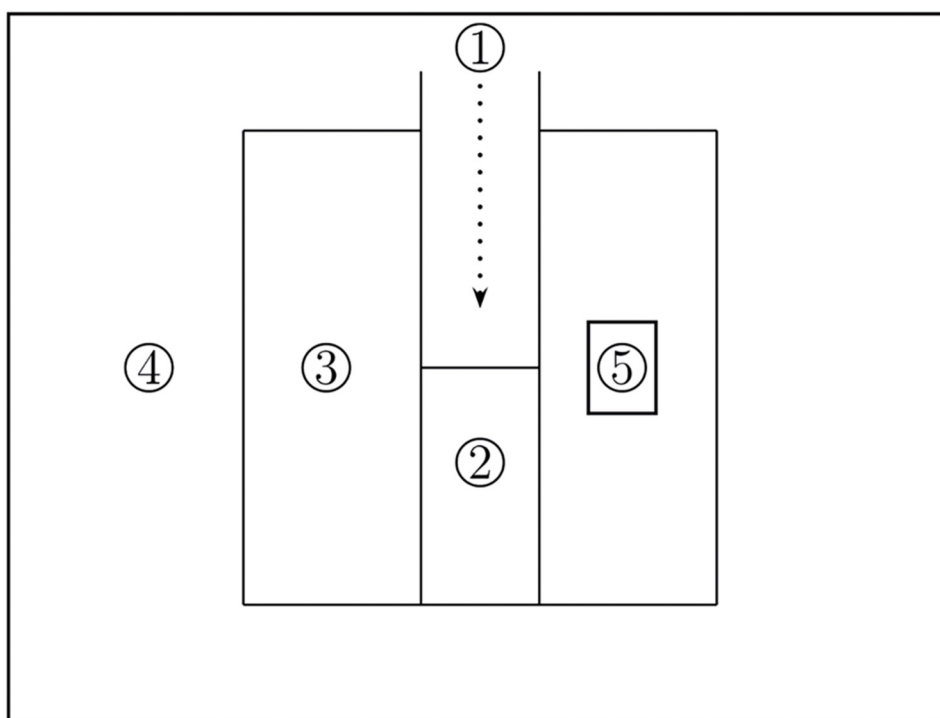


Рис. 1: Схема электроядерной установки. Обозначения: 1 – протонный пучок, 2 – мишень, 3 – диффузор, 4 – нейтронная защита, 5 – облучаемый образец.

На рис. 1 показана упрощенная схема моделируемой электроядерной установки. Протонный пучок (1) падает на охлаждаемую водой мишень (2) из молибдена. Мишень, в которой рождаются нейтроны под действием протонов, окружена свинцовым диффузором (3), задача которого заключается в расширении спектра нейтронов, излучаемых из мишени за счет рассеяния. Установка окружена нейтронной защитой (4) из комбинации тяжелых и легких материалов для отражения и охлаждения нейтронов, соответственно.

В диффузор напротив мишени помещаются облучаемые образцы (5), например, пластинка из природного молибдена. Размеры пластинки выбираются из соображений оптимизации скорости наработки медицинского изотопа. На рис. 2 показаны зависимости выхода медицинского изотопа ^{99}Mo от толщины пластинки t . Видно, что выход со всей пластинки растёт с увеличением толщины (сплошная линия). Если же поделить выход на массу пластинки, т. е. нормировать результат на один грамм, то выход уменьшается с толщиной (прерывистая линия). Очевидно, что процесс захвата нейтронов на поверхности пластинки уменьшает скорость наработки изотопа из расчета на один грамм. Наступает момент, когда уже не вся толщина пластинки эффективно работает на увеличение выхода изотопа. Из рис. 2 по точке пересечения двух линий мы можем определить оптимальную толщину пластинки, которая в данном случае составляет $t = 1$ мм. Поэтому конкретные геометрические параметры облучаемых пластинок выбираются из требований медицинских процедур.

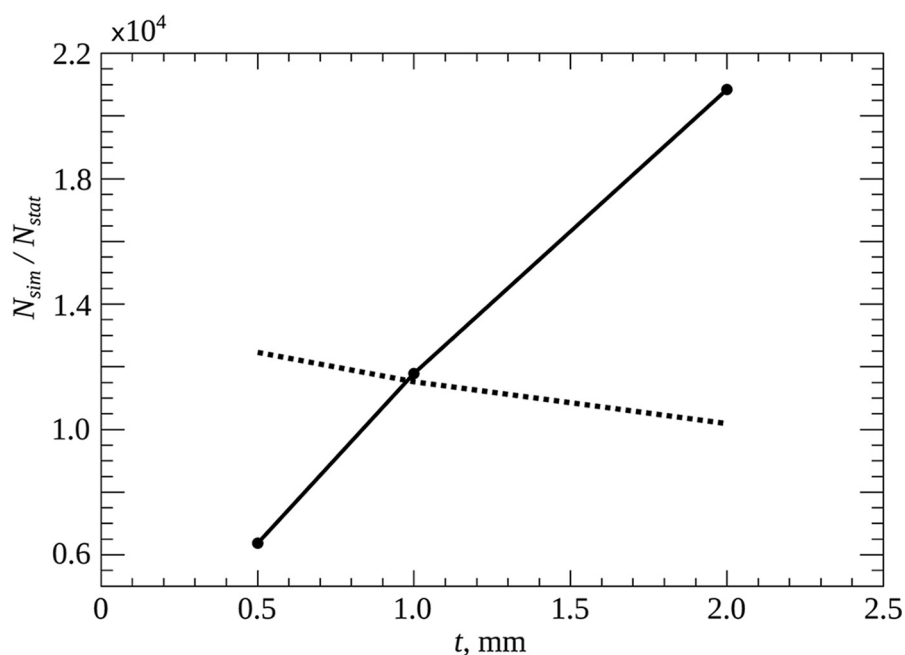


Рис. 2: Зависимость выхода изотопа ^{99}Mo от толщины исходной пластинки молибдена. Кривые: сплошная – зависимость от толщины в расчете на всю пластинку, прерывистая – выход на один грамм массы пластинки.

Моделирование проводилось при использовании набора физических моделей FTF_BERT_HP, который обеспечивает надежное описание прохождения нейтронов широкого спектра через различные материалы.

Пакет Geant4 позволяет отбирать события, когда в рассматриваемом объёме образуется интересующий нас изотоп. Эти события суммировались, что позволяло определить число образовавшихся ядер медицинского изотопа N_{sim} . Затем это число нормировалось на количество падающих на мишень протонов N_{stat} , т.е. вычислялось конечное отношение $N_{\text{sim}}/N_{\text{stat}}$, которое без учета распадов изотопа определяло скорость образования ядер изотопа на один падающий протон. Эффекты распада ядер изотопа во время экспозиции учитывались приближенно, поскольку они не выходили за пределы статистической ошибки величины скорости наработки.

Расчеты отвечали энергии пучка протонов, равной 300 МэВ при токе 100 мкА. Тогда скорость образования изотопа на один падающий протон в секунду определяется следующим соотношением:

$$R_0 = \frac{N_{\text{sim}}}{N_{\text{stat}}} \cdot \frac{10^{-4}}{1.6 \cdot 10^{-19}}, \quad (1)$$

где N_{sim} — число образовавшихся ядер изотопа в результате облучения первичными протонами, количество которых равно N_{stat} . Изменение числа образующихся ядер изотопа со временем $N(t)$ можно приближенно определить из следующего уравнения:

$$\begin{cases} \frac{dN}{dt} = R_0 - \frac{N(t)}{\tau}, \\ N(0) = 0, \end{cases} \quad (2)$$

откуда

$$N(t) = R_0\tau[1 - \exp(-t/\tau)], \quad (3)$$

где $\tau = T_{1/2}/\ln(2)$, а $T_{1/2}$ — время полураспада изотопа. Временная зависимость наработанной активности изотопа равна, $A(t) = N(t)/\tau$. Временная зависимость $A_{\text{sample}}(t)$ активности после окончания облучения за время t_0 (обычно 10 часов) приближенно равна:

$$A_{\text{sample}}(t) = R_0[1 - \exp(-t_0/\tau)] \cdot \exp[-(t - t_0)/\tau], \quad (t_0 \sim 10 \text{ час}). \quad (4)$$

Активность для протонного пучка с энергией 300 МэВ и током 100 мкА в единицах кюри составляет $\sim N_p \cdot 1.7 \cdot 10^4$. Здесь $N_p = N_{\text{sim}}/N_{\text{stat}}$.

На рис. 3 и 4 показаны зависимости изменения активности изотопа ^{99}Mo во время облучения и после него, соответственно. Моделирование проводилось помимо изотопа ^{99}Mo ещё для ряда других изотопов, представляющих интерес для применения в медицине. Табл. 1 содержит как параметры материалов, используемые при моделировании, так и результаты вычисления выходов, активностей изотопов.

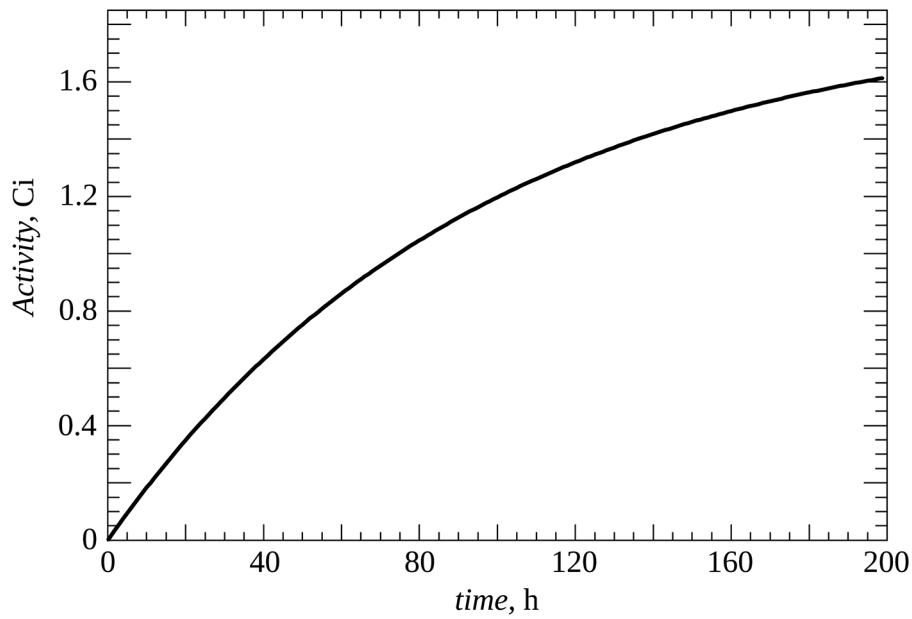


Рис. 3: Расчетная зависимость активности изотопа ^{99}Mo от времени экспозиции в протонном пучке с энергией 300 МэВ и током 100 мкА.

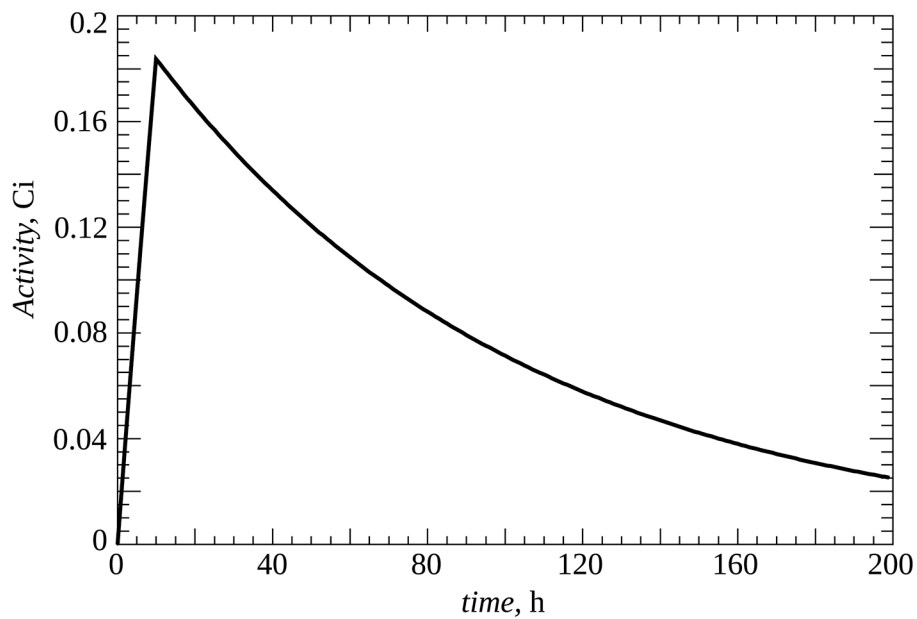


Рис. 4: Расчетная зависимость активности изотопа ^{99}Mo от времени экспозиции в протонном пучке с энергией 300 МэВ и током 100 мкА и после его окончания. Время облучения составляло 10 часов.

Т а б л и ц а 1

Параметры материалов и результаты вычисления активностей изотопов

Материал	Mo \rightarrow ^{99}Mo	Lu \rightarrow ^{177}Lu	Re \rightarrow ^{188}Re	No \rightarrow ^{166}No
Объем, см ³	6.33x6.323x0.1	19.8x19.8x0.1	2.76x2.76x0.1	3.373x3.373x0.1
Плотность, г/см ³	10.22	9.84	21.02	8.795
Масса, г	40.91	385.8	16.01	10
T _{1/2} , час	65.976	6.65x24	17.004	26.83
τ , час	95.18	230.17	24.53	38.71
$N_p = N_{\text{sim}}/N_{\text{stat}}$	0.000109	0.0433876	0.0020878	0.0031826
N_p стат.ошибка, %	3	0.15	0.69	0.55
A _{10h} , Ки	0.1836	31.16	11.81	12.24

Результаты приведённой процедуры моделирования показывают возможность применения ускорительного комплекса протонной терапии “Прометеус” для производства медицинских изотопов. Преимуществом данного метода является более скоростная логистика доставки изотопа от точки изготовления до точки медицинской процедуры, поскольку компактный протонный синхротрон ФИАН позволяет разместить его непосредственно в лечебном учреждении. Возрастает и эффективность использования ускорителя, так как сеансы производства медицинских изотопов можно проводить в ночное время, причем обычно достаточно 10 часов.

В данной работе мы не конкретизируем геометрические параметры установки, поскольку это все еще вопрос настройки, а приведенные результаты являются первыми и предварительными. Нужно отметить, что расчеты выхода медицинских изотопов требуют значительных компьютерных мощностей, хотя наблюдается определенный прогресс, и можно прогнозировать, что такие расчеты будут доступнее в ближайшем будущем.

Авторы благодарны J. P. Revol (ЦЕРН) за полезные обсуждения.

Исследования выполнены при поддержке гранта Правительства Российской Федерации (Соглашение № 075-15-2024-667 от 23.08.2024 г.).

Л И Т Е Р А Т У Р А

- [1] C. Hoehr, F. Bénard, K. Buckley, et al., *Physics Procedia* **90**, 200 (2017). DOI: 10.1016/j.phpro.2017.09.059.
- [2] Б. Л. Жуйков, *УФН* **186**, 544 (2016). DOI: 10.3367/UFN.2015.12.037695.

- [3] А. Хоршиди, УФН **189**, 997 (2019). DOI: 10.3367/UFNr.2018.09.038441.
- [4] А.А. Пряничников, В. В. Сокунов, А. Е. Шемяков, Письма в ЭЧАЯ **15**(7), 993 (2018). DOI: 10.1134/S1547477118070592.
- [5] И. Н. Завестовская, А. В. Колобов, В. А. Рябов, УФН **194**, 917 (2024). DOI: 10.3367/UFNr.2024.04.039676.
- [6] V. E. Balakin, V. A. Alexandrov, A. I. Bazhan, et al., Status of the proton therapy complex Prometheus, Proceedings of RuPAC2018, Protvino, Russia, pp. 135–138 (2018). DOI: 10.18429/JACoW-RuPAC2018-FRXMH03.
- [7] S. Agostinelli, J. Allison, K. Amako, et al., Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A **506**, 250 (2003). DOI: 10.1016/S0168-9002(03)01368-8.
- [8] J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, et al., IEEE Trans. Nucl. Sci. **53**(1), 270 (2006). DOI: 10.1109/TNS.2006.869826.
- [9] J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, et al., Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A **835**, 186 (2016). DOI: 10.1016/j.nima.2016.06.125.
- [10] А. В. Багуля, В. М. Гришин, И. Н. Завестовская, В. А. Рябов, Краткие сообщения по физике ФИАН **50**(4), 27 (2023). DOI: 10.3103/S1068335623040036.
- [11] А. В. Багуля, В. М. Гришин, В. А. Рябов, И. Н. Завестовская, Краткие сообщения по физике ФИАН **51**(8), 42 (2024). DOI: 10.3103/S1068335624601006.

Поступила в редакцию 24 сентября 2024 г.

После доработки 2 октября 2024 г.

Принята к публикации 3 октября 2024 г.