

ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ

УДК 539.1.074.8

ИЗМЕРЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ПРОТОННОГО ПУЧКА
С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПЛАСТИКОВЫХ СЦИНТИЛЛЯТОРОВ,
ОБОГАЩЕННЫХ БОРОМ

©2026 г. Т. А. Быков^a, Г. Д. Верховод^a, В. В. Поросев^{a,b,*},
С. Ю. Таскаев^{a,b}, А. Е. Шемяков^c

^aИнститут ядерной физики им. Г.И. Будкера Сибирского отделения
Российской академии наук

Россия, 630090, Новосибирск, просп. Академика Лаврентьева, 11

^bНовосибирский государственный университет
Россия, 630090, Новосибирск, ул. Пирогова, 2

^cФизико-технический центр Физического института им. П.Н. Лебедева
Российской академии наук

Россия, 142281, Протвино Московской обл., Академический проезд, 2, зд.110
*e-mail: porosev@inp.nsk.su

Поступила в редакцию 25.08.2025 г.

После доработки 08.09.2025 г.

Принята к публикации 18.09.2025 г.

Представлены результаты измерения пространственного распределения потоков протонов и вторичных частиц на комплексе протонной терапии “ПРОМЕТЕУС” ФТЦ ФИАН. Проведено сравнение с результатами расчетов, выполненных с помощью пакета моделирования Geant4. Измерения, выполненные с использованием водного фантома и разработанного малогабаритного детектора нейтронов на основе сцинтиллятора, обогащенного бором, продемонстрировали хорошее согласие наблюдаемых потоков нейтронов с расчетами. Из данных, полученных в моделировании, следует, что механизм усиления биологической эффективности при облучении протонами и использовании бор-содержащих препаратов, наблюдаемый в ряде исследований, вызывает сомнение ввиду значительно меньшего вклада в дозу облучения от альфа-частиц по сравнению с основной компонентой, обусловленной протонами и другими продуктами реакций.

1. ВВЕДЕНИЕ

Бор-нейтронозахватная терапия (БНЗТ) представляет собой методику избирательного уничтожения опухолевых клеток, накопивших в себе соединение бора-10, посредством облучения их потоком эпителевых нейтронов. Интенсивные нейтронные поля, требуемые

при облучении пациентов на установках БНЗТ, не позволяют размещать измерительные детекторы и их электронику непосредственно вблизи генерирующего источника. Наиболее жизнеспособным показало себя решение с использованием чувствительного к нейtronам сцинтиллятора и считыванием генерируемого света по оптоволокну [1, 2]. Аналогичным образом с применением разработанного в ИЯФ СО РАН малогабаритного детектора нейtronов (размер чувствительного элемента примерно 1 мм^3) на основе быстрого полистирольного сцинтиллятора реализовано одновременное измерение и постоянный контроль мощности поглощенной дозы ядерной реакции $^{10}\text{B}(\text{n},\alpha)^7\text{Li}$ (борная доза) на созданном в ИЯФ СО РАН ускорительном источнике нейtronов VITA для бор-нейtronозахватной терапии [3]. Предложенная система использует датчики двух типов: первый на основе сцинтиллятора СЦ-331, обогащенного бором, второй на основе сцинтиллятора СЦ-301, имеющего аналогичный химический состав, но уже без бора. Данные сцинтилляторы разработаны и изготавливаются в ИФВЭ г. Протвино [4]. Световой сигнал от датчика по оптоволоконному кабелю попадает на микропиксельный лавинный фотодиод, и электроника регистрации инкрементирует счетчик событий при превышении сигналом порога на уровне нескольких оптических фотонов. Величина потока нейtronов определяется через разность счета между двумя датчиками. Данный подход позволяет исключить влияние посторонних факторов и измерять потоки нейtronов на уровне собственных шумов электронники – до нескольких герц.

Другим достаточно широко распространенным в мире методом лучевой терапии является протонная терапия. Несмотря на большой опыт ее клинического применения, продолжается поиск методов повышения ее эффективности за счет сопутствующих облучению эффектов. Для этого активно изучаются вопросы усиления биологической эффективности терапии путем дополнительного использования специальных препаратов. Так, в работе [5] авторы наблюдали эффект усиления терапии при использовании бор-содержащих препаратов, что они связали с возможным заметным вкладом продуктов реакции $^{11}\text{B} + \text{p} \rightarrow 3\alpha + 8.7 \text{ МэВ}$. Альтернативной гипотезой является усиление эффекта за счет реакции $^{10}\text{B}(\text{n}, \alpha)^7\text{Li}$, поскольку принято считать, что изначально нейtronы дают небольшой вклад в поглощенную дозу для пациента [6]. Поскольку в наших датчиках применяется сцинтиллятор, обогащенный бором, мы можем напрямую попробовать зарегистрировать эти эффекты.

2. МОДЕЛИРОВАНИЕ ОБЛУЧЕНИЯ ПРОТОНАМИ

Для оценки величины ожидаемого эффекта проводились расчеты методом Монте-Карло дозовых распределений в водном фантоме $30 \times 30 \times 30 \text{ см}^3$ при его облучении направленным пучком протонов с помощью пакета моделирования Geant4 v11.2.2 (<https://geant4.web.cern.ch/>). В расчетах генерировалось 10^8 первичных частиц с энергией 150 МэВ, и форма пучка описывалась распределением Гаусса с $\sigma=3$ мм. На рис. 1 показаны

интегральное распределение энерговыделения по глубине фантома от протонов, альфа-частиц, а также вклад от других продуктов ядерных реакций. Видно, что в области пика Брэгга вклад альфа-частиц в дозу облучения почти на 3 порядка меньше вклада протонов.

Рис. 1. Расчетное значение относительного вклада в энерговыделение (дозу) в водном фантоме от протонов, альфа-частиц и других продуктов реакций.

На рис. 2 дополнительно показаны расчетные спектры энерговыделения в области пика Брэгга (на глубине 15 см), в сцинтилляторах с бором и без бора от протонов (N1p, N2p), альфа-частиц (N1α, N2α), а также других частиц (N1o, N2o) для датчиков, расположенных по оси пучка. Из представленных данных следует, что явной разницы в спектрах между двумя типами сцинтилляторов не наблюдается, несмотря на то что в сцинтилляторе СЦ-331 массовая доля натурального бора составляет 4.5%, что на много порядков превышает клиническую дозу бор-содержащих препаратов, накапливаемую в тканях. Небольшой пик с энергией около 1.472 МэВ, присутствующий в спектрах сцинтиллятора с бором, следует отнести к реакции $n + {}^{10}\text{B} \rightarrow \alpha + {}^7\text{Li}$, поскольку в ней образуются альфа-частица с кинетической энергией 1.472 МэВ и ион Li с кинетической энергией 0.84 МэВ. Несмотря на то, что мы использовали в расчетах 10^8 частиц, что сравнимо с реальным потоком протонов в процессе терапии, дополнительных заметных источников образования альфа-частиц не наблюдается [7, 8].

Рис. 2. Спектры энерговыделения в сцинтилляторах для частиц разных типов при глубине расположения

Надо отметить, что пакет моделирования Geant4 включает в себя различные модели физических процессов, которые можно комбинировать в зависимости от стоящих перед пользователем задач; эти модели используют для расчета сечений взаимодействий как аналитические выражения, так и табулированные экспериментальные данные. Один из стандартных наборов физических моделей – QGSP_BIC_HP – рекомендуется для расчета в дозиметрических и медицинских задачах [9]. При этом сечения реакций неупругого взаимодействия протонов в разных моделях различаются и в целом имеют расхождения с наблюдаемыми в экспериментах значениями [10]. Результаты данной работы получены с использованием стандартного набора физических моделей – QGSP_BIC_AllHP, – представляющего собой расширенную версию QGSP_BIC_HP и дополнительно использующего данные о неупругом взаимодействии протонов и легких ионов низких энергий из библиотеки ядерных реакций TENDL. Для примера на рис. 3 представлено полное сечение неупругого взаимодействия протонов с бором из Geant4 при использовании различных физических моделей и отдельно экспериментально полученное сечение реакции ${}^{11}\text{B} + p \rightarrow 3\alpha + 8.7 \text{ МэВ}$ [11]. Несмотря на то, что для стандартных наборов физических моделей Geant4 сечение реакций при энергии менее 1 МэВ демонстрирует заметно меньшую величину, чем наблюдаемая в эксперименте, набор QGSP_BIC_ALLHP имеет более близкое

значение сечений, чем другие, что позволяет предполагать, что расчеты, выполненные при его использовании, дают правдоподобные результаты. Таким образом, возможный вклад в дозу облучения от реакции $^{11}\text{B} + \text{p} \rightarrow 3\alpha + 8.7 \text{ МэВ}$ можно считать незначительным, и для получения заметного эффекта требуется существенно более высокая концентрация бора-содержащих препаратов в тканях, чем реально применяется на практике. Аналогичный вывод получен в работах [12, 13].

Рис. 3. Сечение неупругого взаимодействия протонов с атомами бора для четырех различных стандартных наборов физических моделей...

3. ИЗМЕРЕНИЯ НА ПРОТОННОМ ПУЧКЕ

Для экспериментальной проверки возможности использования разработанных датчиков для измерения потоков образующихся нейтронов при облучении объектов на протонных ускорителях проведены эксперименты с использованием комплекса протонной терапии “ПРОМЕТЕУС” в центре коллективного пользования ФТЦ ФИАН (г. Протвино). В данном комплексе реализована методика облучения узким “карандашным” пучком. Размер входного пучка в ортогональной плоскости описывается гауссовским распределением с $\sigma \sim 3 \text{ мм}$ при энергии протонов 150 МэВ. На рис. 4 показаны фотография водного фантома и расположение установленных в эксперименте датчиков. Датчик С установлен неподвижно на задней стенке фантома, а датчики А и В перемещались внутри водного объема. Датчик А представлял собой оптоволокно без установленного на него сцинтиллятора. Применение такого дополнительного датчика позволяет оценить вклад черенковского излучения, генерируемого образующимися электронами в материале световода. При работе использовался режим выпуска пучка – $6 \cdot 10^8$ протонов в импульсе длительностью 300 мс. Высокие входные загрузки и ограниченное быстродействие детектора, работающего в счетном режиме, не позволили проводить измерения непосредственно внутри пучка, поэтому все измерения проводились на некотором расстоянии от его оси.

Рис. 4. Фотография водного тест-объекта на комплексе протонной терапии “ПРОМЕТЕУС”.

Наблюдаемые в эксперименте большие градиенты потока протонов и относительно большое расстояние между датчиками (4 мм) не позволили однозначно трактовать разностный сигнал между датчиками вблизи пучка. В то же время, на больших расстояниях от пучка и за пиком Брэгга наблюдается сигнал от рассеянных нейтронов на уровне 10–50 событий, что совпадает с ожидаемой величиной, полученной из моделирования. Пример двумерного сканирования вдоль пучка и отдельно результат сканирования на расстоянии 25 мм вдоль его оси показаны на рис. 5. На этом рисунке показан счет в канале регистрации датчика без бора – B_{g} , разностный сигнал между двумя датчиками (нейтроны) – B_{n} , разностный сигнал

(нейтроны) в неподвижно закрепленном датчике на задней стенке фантома - Сп и сигнал в датчике без сцинтилляторов – А. В показаниях неподвижного датчика С виден всплеск генерации нейтронов при прохождении датчиков А и В через пик Брэгга. Кроме того, всплеск показаний в датчике А, регистрирующем черенковское излучение, образующееся в световоде, свидетельствует о заметной генерации высокоэнергичного гамма-излучения в этой же области. Наиболее вероятными кандидатами на происхождение этого всплеска являются реакции $^{11}\text{B}(\text{p}, \text{n})^{11}\text{C}$ (сечение около 500 мб), $^{12}\text{C}(\text{p}, \text{p}+\text{n})^{11}\text{C}$, $^{12}\text{C}(\text{p}, \gamma)^{13}\text{N}$ и $^{19}\text{F}(\text{p}, \alpha\gamma)^{16}\text{O}$, поскольку в конструкции корпуса датчика присутствуют эти вещества в заметном количестве.

Рис. 5. Зависимость сигнала в канале Bg (датчик В, сцинтиллятор без бора) при двумерном сканировании вдоль пучка протонов...

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На основании данных, полученных в моделировании с помощью пакета Geant4 при использовании набора физических моделей QGSP_BIC_AllHP, механизм усиления биологической эффективности, наблюдаемый в исследованиях [6] за счет реакции $^{11}\text{B} + \text{p} \rightarrow 3\alpha + 8.7 \text{ МэВ}$, вызывает сомнение ввиду значительно меньшего вклада в дозу облучения от альфа-частиц по сравнению с протонами и другими фрагментами реакций. Экспериментально определенные величины потоков тепловых нейтронов хорошо согласуются с результатами расчетов и также не могут дать заметного вклада в дозу облучения за счет реакции $^{10}\text{B}(\text{n}, \alpha)^7\text{Li}$. Большие градиенты дозовых полей на протонных пучках не позволяют использовать разработанные датчики для измерения сечений отдельных реакций с их участием. Тем не менее, разработанная система мониторирования потоков может быть использована для измерения параметров протонных пучков в водном фантоме. Наблюдаемые в эксперименте эффекты свидетельствуют о заметной генерации вторичных частиц при расположении датчиков в пике Брэгга, что приводит к выводу о необходимости тщательного подбора химического состава материалов, попадающих в зону облучения. Таким образом, необходимы дальнейшее изучение данного вопроса и поиск альтернативных механизмов, объясняющих наблюдаемый эффект усиления биологической эффективности терапии.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Исследование выполнено при поддержке Российского научного фонда (грант № 19-72-30005, <https://rscf.ru/project/19-72-30005/>). Облучение протонами проведено в Центре коллективного пользования на базе комплекса протонной терапии "Прометеус" ФТЦ ФИАН, г. Протвино.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Ishikawa M., Yamamoto T., Matsumura A. et al.* // Radiat. Oncol. 2016. V. 11. P. 105. <https://doi.org/10.1186/s13014-016-0680-0>
2. *Ishikawa M., Ono K., Sakurai Y. et al* // Appl. Radiat. Isot. 2004. V. 61. No. 5. P. 775. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2004.05.053>
3. *Bykov T.A., Kasatov D.A., Koshkarev A.M. et al.* // J. Instrum. 2021. V. 16. P. P01024. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/16/01/P01024>
4. *Britvich G.I., Vasil'chenko V.G., Gilitsky Yu.V. et al.* // Instrum. Exp. Tech. 2004. V. 47. P. 571. <https://doi.org/10.1023/B:INET.0000043862.12092.b0>
5. *Cirrone G.A.P., Manti L., Margarone D. et al.* // Sci. Rep. 2018. V. 8. P. 1141. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-19258-5>
6. *Halg R.A., Schneider U.* // Br. J. of Radiol. 2020. V. 93. № 1107. P. 20190412. <https://doi.org/10.1259/bjr.20190412>
7. *Becker H.W., Rolfs C., Trautvetter H.P.* // Z. Phys. A: At. Nucl. 1987. V. 327. P. 341. <https://doi.org/10.1007/BF01284459>
8. *Dmitriev V.F.* // Phys. At. Nucl. 2009. V. 72. P. 1165. <https://doi.org/10.1134/S1063778809070084>
9. *Arce P., Bolst D., Bordage M.-C. et al.* // Med. Phys. 2021. V. 48. № 1. P. 19. <https://doi.org/10.1002/mp.14226>
10. *Arce P., Archer J.W., Arsini L. et al.* // Med. Phys. 2025. V. 52. P. 2707. <https://doi.org/10.1002/mp.17678>
11. *Taskaev S., Bessmeltsev V., Bikchurina M. et al.* // Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., Sect. B. 2024. V. 555. P. 165490. <https://doi.org/10.1016/j.nimb.2024.165490>
12. *Mazzone A., Finocchiaro P., Meo S.L., Colonna N.* // Eur. Phys. J. Plus. 2019. V. 134. № 361. <https://doi.org/10.1140/epjp/i2019-12725-8>
13. *Geser F.A., Valente M.* // Appl. Radiat. Isot. 2019. V. 151. P. 96. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2019.04.034>

ПОДПИСИ К РИСУНКАМ

Рис. 1. Расчетное значение относительного вклада в энерговыделение (дозу) в водном фантоме от протонов, альфа-частиц и других продуктов реакций.

Рис. 2. Спектры энерговыделения в сцинтилляторах для частиц разных типов при глубине расположения датчиков 15 см. N1 и N2 соответствуют сцинтиллятору с бором и без, р – протоны, α – альфа-частицы, о – прочие.

Рис. 3. Сечение неупругого взаимодействия протонов с атомами бора для четырех различных стандартных наборов физических моделей пакета Geant4 (а) и экспериментально полученное значение сечение для реакции $^{11}\text{B} + \text{p} \rightarrow 3\alpha + 8.7 \text{ МэВ}$ (б).

Рис. 4. Фотография водного тест-объекта на комплексе протонной терапии “ПРОМЕТЕУС”. Показано расположение датчиков А, В и С.

Рис. 5. Зависимость сигнала в канале Bg (датчик В, сцинтиллятор без бора) при двумерном сканировании вдоль пучка протонов (а) и сигналы в каналах регистрации датчиков А (без сцинтилляторов), Bg (датчик В, сцинтиллятор без бора), Bn (датчик В, разностный сигнал между каналами с разными типами сцинтилляторов) и Cn (датчик С, разностный сигнал между каналами с разными типами сцинтилляторов) при сканировании на расстоянии 25 мм от оси пучка (б).

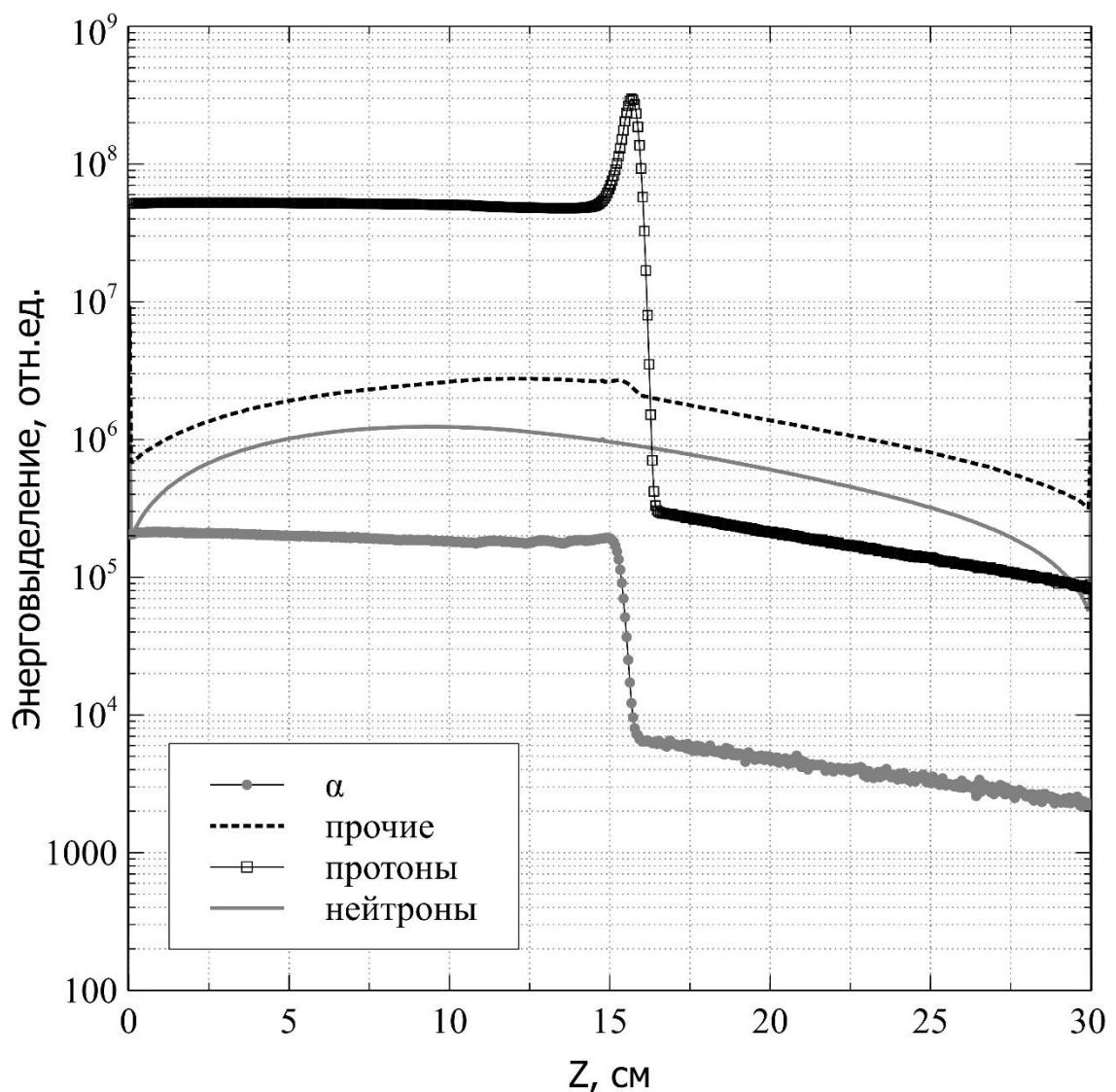


Рис. 1.

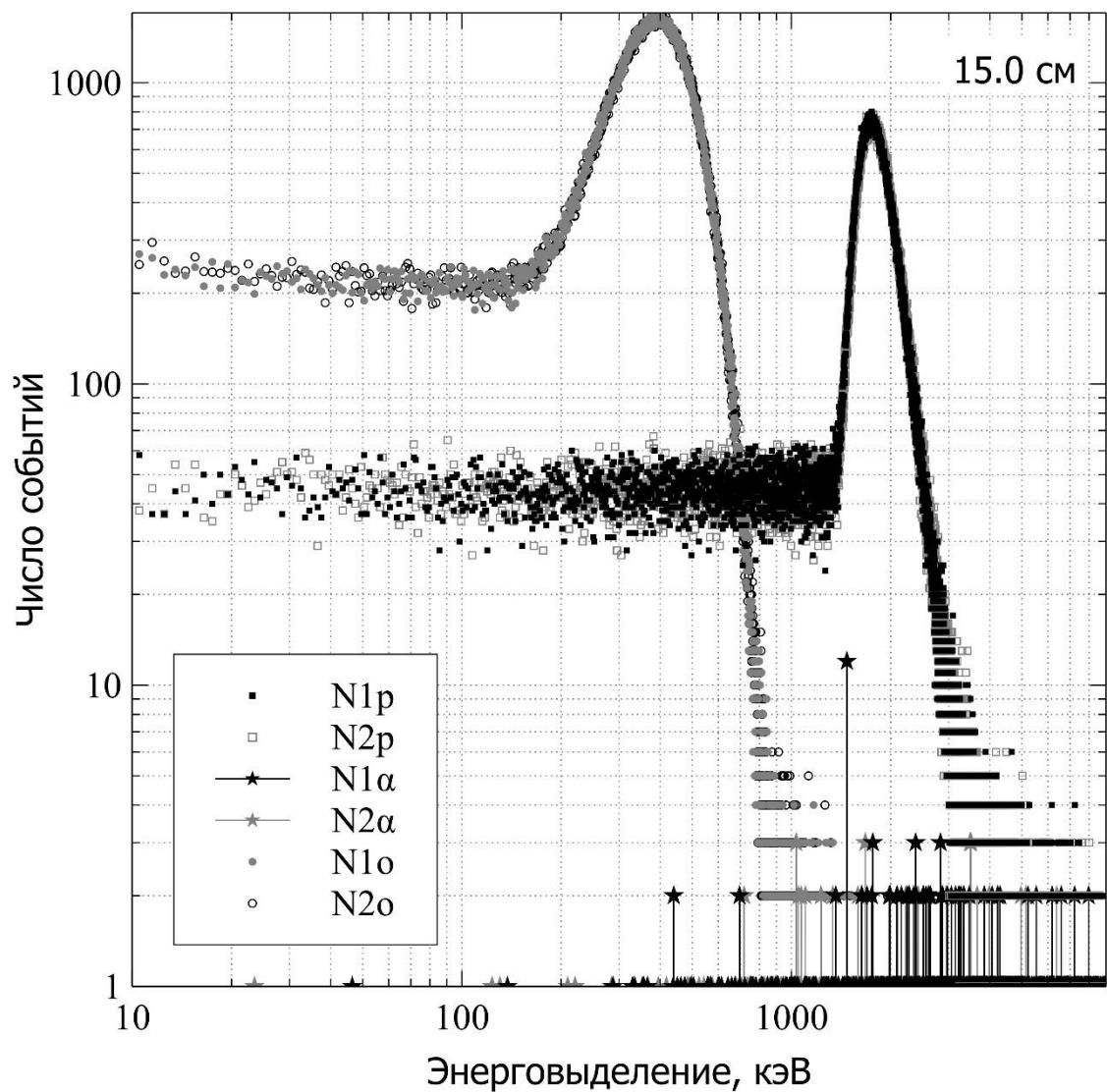
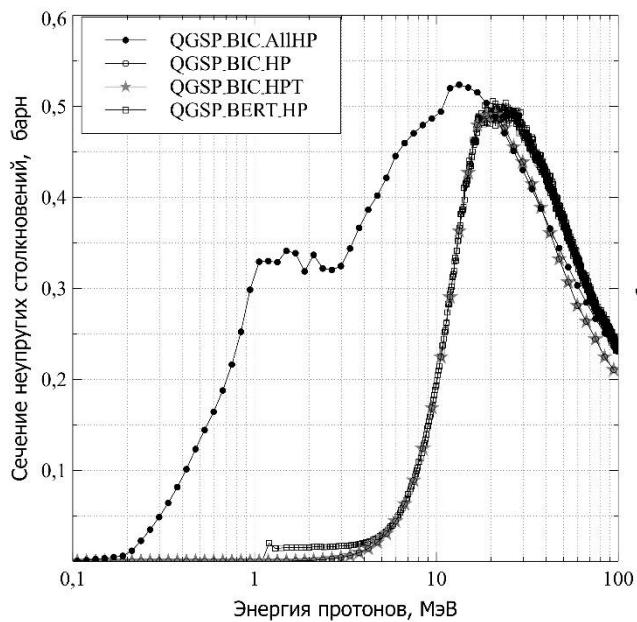
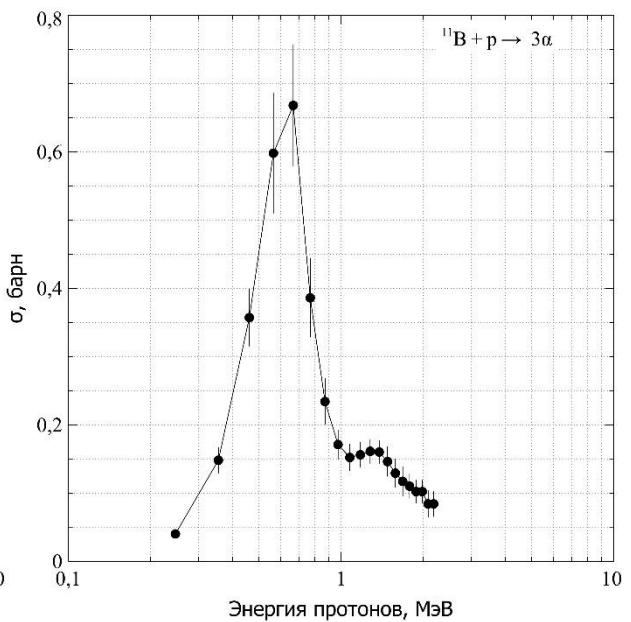


Рис. 2.



(а)



(б)

Рис. 3.

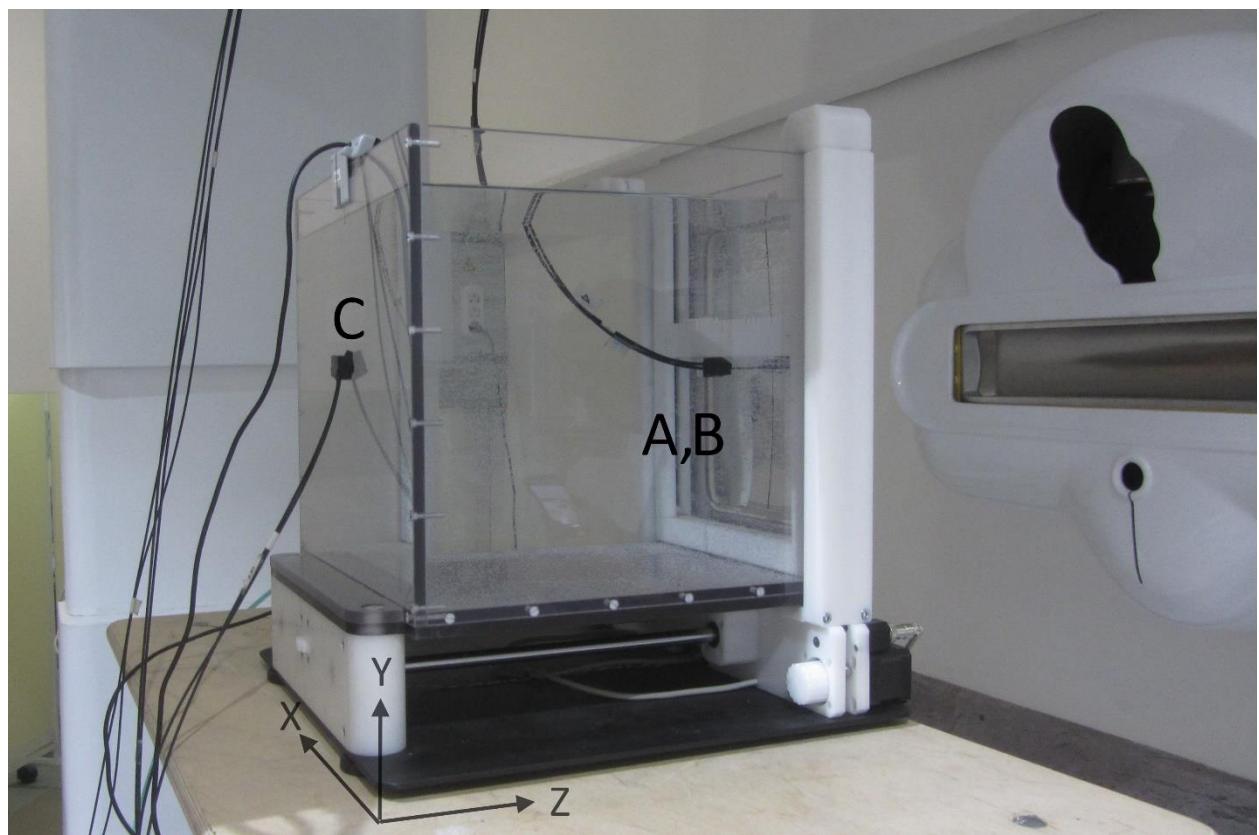
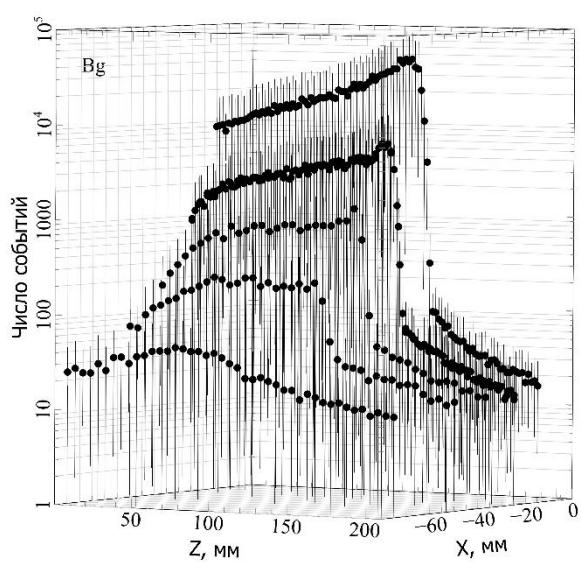
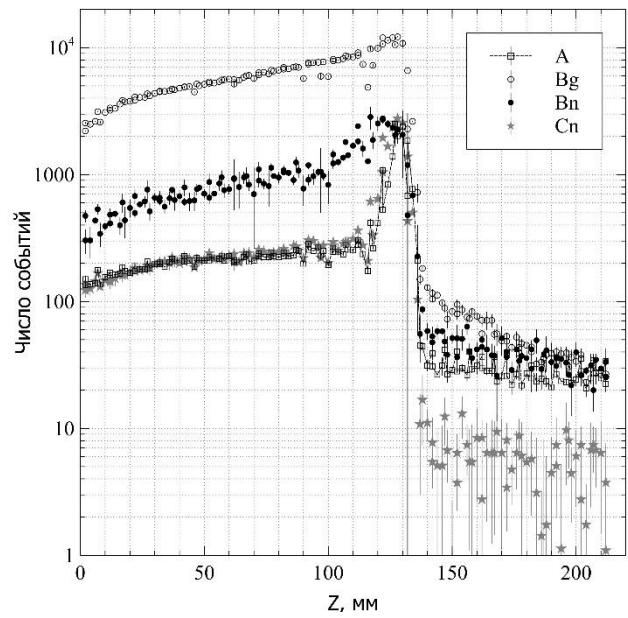


Рис. 4.



(а)



(б)

Рис. 5.