

**ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ**

УДК 539.1.074.8

**СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫЙ ДЕТЕКТОР ДЛЯ МОНИТОРИНГА
ПОТОКА НЕЙТРОНОВ НА УСТАНОВКЕ ДЛЯ
БОР-НЕЙТРОНОЗАХВАТНОЙ ТЕРАПИИ¹**

© 2024 г. В. В. Леонов^a, В. В. Поросев^{a,b,*}, Г. А. Савинов^a,
С. Ю. Таскаев^{a,b}

^aИнститут ядерной физики им. Г.И. Будкера
Сибирского отделения Российской академии наук
Россия, 630090, Новосибирск, пр. Академика Лаврентьева, 11

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

*e-mail: porosev@inp.nsk.su

Поступила в редакцию 27.12.202 г.

После доработки 29.02.2024 г.

Принята к публикации 13.03.2024 г.

С появлением новых источников нейтронов на базе ускорителей для бор-нейтронозахватной терапии возникла необходимость создания независимой системы мониторинга потока частиц во время облучения пациентов. Представленные в данной работе результаты показали, что предлагаемая система на базе сцинтиллятор–оптоволоконно– кремниевый микропиксельный фотоумножитель, использующая три различных датчика, позволяет измерять поток нейтронов, а также оценивать дозу, наведенную гамма-излучением. Применение двух типов полистирольных сцинтилляторов – СЦ-301 и обогащенного бором СЦ-331 производства ИФВЭ, Протвино – позволяет оценить вклад нейтронов, а использование дополнительного датчика, не имеющего сцинтиллятора, дает возможность оценить вклад в сигнал от черенковского излучения, генерируемого в оптическом волокне. Реализованная система детектирования оптических сигналов на основе кремниевых фотоумножителей обладает высокой квантовой эффективностью, а применение счетного режима регистрации событий, реализованного в считывающей электронике, позволило достичь уровня собственных шумов порядка нескольких десятков Гц.

Ключевые слова: нейтронные детекторы, приборы для биологии и медицины

¹Материалы 28-й конференции по ускорителям заряженных частиц “RuPAC’23”, Новосибирск.

1. ВВЕДЕНИЕ

Бор-нейтронозахватная терапия (БНЗТ) представляет собой облучение тепловыми и эпитепловыми нейтронами, при котором в опухолевые клетки избирательно вводится соединение бора ^{10}B . Тепловые нейтроны взаимодействуют с ^{10}B в опухолевых клетках и приводят к их гибели за счет большой величины линейной передачи энергии образующихся α -частиц и ядер лития-7 при минимальном повреждении соседних нормальных клеток вследствие малого пробега образующихся частиц. В настоящее время для измерения параметров терапевтических нейтронных пучков используются различные методы. Во-первых, измеряются интегральные сформированные дозовые профили в фантоме с помощью радиочувствительных гелей [1]. В то же время активно ведутся исследования по поиску более удобных методов диагностики, позволяющих непосредственно измерять параметры нейтронного потока в процессе облучения. В частности, применяются импульсные газовые камеры деления для измерения потока нейтронов и одновременно используются ионизационные камеры в токовом режиме для измерения сопутствующей дозы гамма-излучения [2]. Существенно возросшая интенсивность нейтронных источников привела также к необходимости создания нового поколения диагностического оборудования. В частности, ожидаемый поток нейтронов составляет около $10^9 \text{ n}/(\text{см}^2 \cdot \text{с})$ [3]. Примером таких разрабатываемых диагностических систем являются сдвоенные тканеэквивалентные пропорциональные счетчики [4]. По сравнению с газовыми детекторами детекторы на основе сцинтилляторов позволяют достичь существенно более высокого быстродействия. Кроме того, они значительно более компактны. Так, в Японии был разработан сцинтилляционный детектор на основе полимеризуемого сцинтиллятора Bicron BC490, обогащенного порошком LiF, с волоконно-оптическим считыванием информации [5]. Аналогичная конструкция, но на основе сцинтиллятора с бором Bicron BC454 ранее испытывалась этой же группой [6]. В нашей стране в ИФВЭ изготавливается бор-содержащий полистирольный сцинтиллятор СЦ-331, который имеет световыход 56–60% от антрацена, максимум люминесценции света около 420 нм, время высвечивания около 2 нс, и содержит в себе 6% ортокарборана, в составе которого присутствует природный бор [7]. Таким образом для детектора с чувствительным объемом 1 мм^3 ожидаемый поток событий будет составлять примерно 2 МГц, что позволяет регистрировать их с минимальными просчетами. Кроме того,

использование бор-содержащих сцинтилляторов позволяет напрямую моделировать ситуацию с использованием бор-содержащих препаратов при облучении.

2. ОПИСАНИЕ ДЕТЕКТОРА

Датчики детектора имеют одинаковую конструкцию, при которой каждый из них содержит три независимых оптических канала регистрации. Первый канал регистрации основан на сцинтилляторе СЦ-331 с бором, второй на СЦ-301 без бора и третий – оптоволокно без сцинтиллятора. Сцинтилляторы выполнены в виде цилиндров диаметром 1 мм и длиной 1 мм. Боковые стороны сцинтиллятора, а также торец третьего оптоволоконного покрываются белой светоотражающей краской. Сцинтилляторы монтируются на торцы оптоволоконного с помощью оптического кремнийорганического каучука СКТН-МЕД марки Д (ООО “СУРЭЛ”) и защищены пластиковым светонепроницаемым корпусом. Регистрация оптических импульсов осуществляется с помощью микропиксельных лавинных фотодиодов MPPC S13360-3050CS (HAMAMATSU).

Электроника регистрации реализована на базе специализированной 32-канальной микросхемы EASIROC (CITIROC в более поздней модификации) [8]. Каждый канал включает в себя 8-разрядный цифро-аналоговый преобразователь, предусилитель с программируемым коэффициентом усиления, биполярный формирователь импульса, а также дискриминатор. Тот факт, что сцинтилляторы, обогащенные бором и сцинтилляторы, не содержащие бора, имеют несколько разный световой выход [9, 10] приводит к необходимости использования различных порогов детектирования в считывающей электронике. В данном случае две микросхемы были подключены параллельно, чтобы иметь возможность регистрировать одни и те же события с двумя разными порогами. Число зарегистрированных событий в каждом канале электроники регистрации непрерывно накапливаются и с интервалом 10 мс передаются в компьютер для дальнейшей обработки. В процессе работы программа управления контролирует температуру платы, где смонтированы фотодиоды, и регулирует при необходимости напряжение их смещения для поддержания постоянного коэффициента усиления. Кроме того, для уменьшения величины собственных шумов микропиксельных лавинных диодов все фотоприемники охлаждаются до температуры 0° С с помощью элемента Пельтье. Разница в отчетах двух датчиков с бором и без бора позволяет оценить вклад нейтронной компоненты, регистрируемой детектором. Разность же отчетов в канале детектора без бора и числа событий, зарегистрированных в канале без сцинтиллятора,

дает сигнал, пропорциональный дозе гамма-излучения в точке измерения. На рис. 1 показана упрощенная блок-схема электроники регистрации (слева) и фотография экспериментальной установки (справа).

Рис. 1. Блок-схема электроники регистрации и фотография детектора:

3. РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

В первоначальной версии детектора для передачи света к фотоприемникам мы использовали пластиковый оптоволоконный кабель ASAHI SC-1000 (Япония) диаметром 1 мм. Несмотря на большое значение числовой апертуры $NA=0.6$, данный тип кабеля имеет существенное поглощение около 40% на длине 8.5 м в области максимума эмиссии сцинтиллятора, и пластиковые оптоволоконные кабели продемонстрировали ограниченную радиационную стойкость [11]. Поэтому в новой версии детектора мы применили кварцевое волокно также диаметром 1 мм CeramOptec HUV (Германия) с числовой апертурой $NA=0.5$. Меньший угол захвата света у данного волокна компенсируется существенно возросшим светопропусканием. Рисунок 2 демонстрирует результат измерения на стенде на базе монохроматора МДР-12У, ЛОМО оптической прозрачности волокна. Для сравнения представлены результаты моделирования в пакете GEANT4. Видно, что использованные параметры материалов в моделировании позволяют получить результаты, которые совпадают с результатами эксперимента в пределах 2% и, соответственно, могут быть использованы в дальнейших расчетах по оптимизации конструкции детектора.

Рис. 2. Спектр пропускания оптоволоконна CeramOptec HUV

На рис. 3 показана величина счета в каналах детектора в зависимости от порога регистрации для двух подключенных датчиках при облучении их потоком нейтронов на установке БНЗТ в ИЯФ СО РАН. Представленные зависимости однозначно демонстрируют избыток счета в каналах с сцинтиллятором, обогащенным бором. Кроме того, в каналах SiPM7 и SiPM8 показаны собственные шумы микропиксельных лавинных фотодиодов без каких-либо подключенным к ним датчиков. Видно, что в области малых порогов (малых сигналов) собственные шумы существенно меньше, чем вклад от черенковского излучения, генерируемого в кварцевом волокне.

Рис. 3. Зависимость счета в каналах регистрации от величины порога для двух датчиков

Для сравнения на рис. 4 показан уровень шумов в тех же каналах в лабораторных условиях. В процессе измерения характеристик детектора интегральный заряд протонов на нейтрон генерирующей мишени составил около 70 Кл (10 мА·ч). На данном масштабе датчики не показали заметной деградации параметров и поэтому требуют дальнейшего исследования их радиационной стойкости. Наблюдаемый разброс сигналов между датчиками объясняется технологическим разбросом их параметров при изготовлении, что компенсируется путем предварительной калибровки датчиков на источнике рентгеновского излучения.

Рис. 4. Зависимость счета шумовых импульсов в каналах регистрации от величины порога в лабораторных условиях.

К сожалению, кварцевое волокно CeramOptec имеет недостаточную защиту от окружающего освещения ввиду меньшей толщины защитного полиэтиленового покрытия (200 мкм) на нем по сравнению со стандартной толщиной оболочки (500 мкм) на пластиковых волокнах и требует установки дополнительных экранов.

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ИЯФ СО РАН разработана система мониторинга потока нейтронов на установке для БНЗТ на основе оптоволоконного датчика и микропиксельных лавинных фотодиодов. Повышенная прозрачность кварцевого волокна в новой модификации детектора позволила компенсировать уменьшение светосбора из-за меньшей, чем у пластикового волокна, числовой апертуры, и на масштабе нескольких сеансов облучения данный тип волокна продемонстрировал стабильность своих параметров. Тем не менее необходимо проведение дальнейших исследований радиационной стойкости датчиков и определения их ресурса.

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Исследование выполнено при поддержке Российского научного фонда (грант № 19-72-30005, <https://rscf.ru/project/19-72-30005/>).

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ.

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Uusi-Simola J., Heikkinen S., Kotiluoto P., Seren T., Seppala T., Auterinen I., Savolainen S.* // J. Applied Clinical Medical Phys. 2007. V. 8. P. 114. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v8i2.2409>
2. *Tanner V., Auterinen I., Helin J., Kosunen A., Savolainen S.* // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A. 1999. V. 422. P. 101. [https://doi.org/10.1016/S0168-9002\(98\)01071-7](https://doi.org/10.1016/S0168-9002(98)01071-7)
3. International Atomic Energy Agency, Current Status of Neutron Capture Therapy, IAEA-TECDOC-1223, IAEA, Vienna, 2001.
4. *Moro D., Colautti P., Lollo M., Esposito J., Conte V., De Nardo L., Ferretti A., Ceballos C.* // Appl. Radiat. Isot. 2009. V. 67. P. 171. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2009.03.042>
5. *Ishikawa M., Yamamoto T., Matsumura A., Hiratsuka J., Miyatake S.-I., Kato I., Sakurai Y., Kumada H., Shrestha S.J., Ono K.* // Radiat. Oncol. 2016. V. 11. P. 105. <https://doi.org/10.1186/s13014-016-0680-0>
6. *Ishikawa M., Ono K., Sakurai Y., Unesaki H., Uritani A., Bengua G., Kobayashi T., Tanaka K., Kosako T.* // Appl. Radiat. Isot. 2004. V. 61(5). P. 775. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2004.05.053>
7. *Брумвич Г.И., Бреховских В.В., Семенов В.К., Холоденко С.А.* Основные характеристики полистирольных сцинтилляторов производства ИФВЭ. Препринт ИФВЭ 2013-23, Протвино, 2013.
8. *Callier S., Taille C.D., Martin-Chassard G., Raux L.* // Physics Proced. 2012. V. 37. P. 1569. <https://doi.org/10.1016/j.phpro.2012.02.486>
9. *Porosev V.V., Savinov G.A.* // JINST. 2019. V. 14 P. 06003. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/14/06/P06003>
10. *Bykov T.A., Kasatov D.A., Koshkarev A.M., Makarov A.N., Porosev V.V., Savinov G.A., Shchudlo I.M., Taskaev S.Yu.* // JINST. 2019. V. 14 P. 12002. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/14/12/P12002>
11. *Bykov T.A., Kasatov D.A., Koshkarev A.M., Makarov A.N., Porosev V.V., Savinov G.A., Shchudlo I.M., Taskaev S.Yu., Verkhovod G.D.* // JINST. 2021. V. 16. P. 01024. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/16/01/P01024>

ПОДПИСИ К РИСУНКАМ

Рис. 1. Блок-схема электроники регистрации и фотография детектора: 1 – нейтрон-генерирующая мишень, 2 – датчик, 3 – микропиксельный лавинный фотодиод, 4 – контроллер элементов Пельтье, 5 – считывающая электроника.

Рис. 2. Спектр пропускания оптоволокну CeramOptec HUV.

Рис. 3. Зависимость счета в каналах регистрации от величины порога для двух датчиков и двух отдельно стоящих микропиксельных лавинных фотодиодов при облучении нейтронами.

Рис. 4. Зависимость счета шумовых импульсов в каналах регистрации от величины порога в лабораторных условиях.

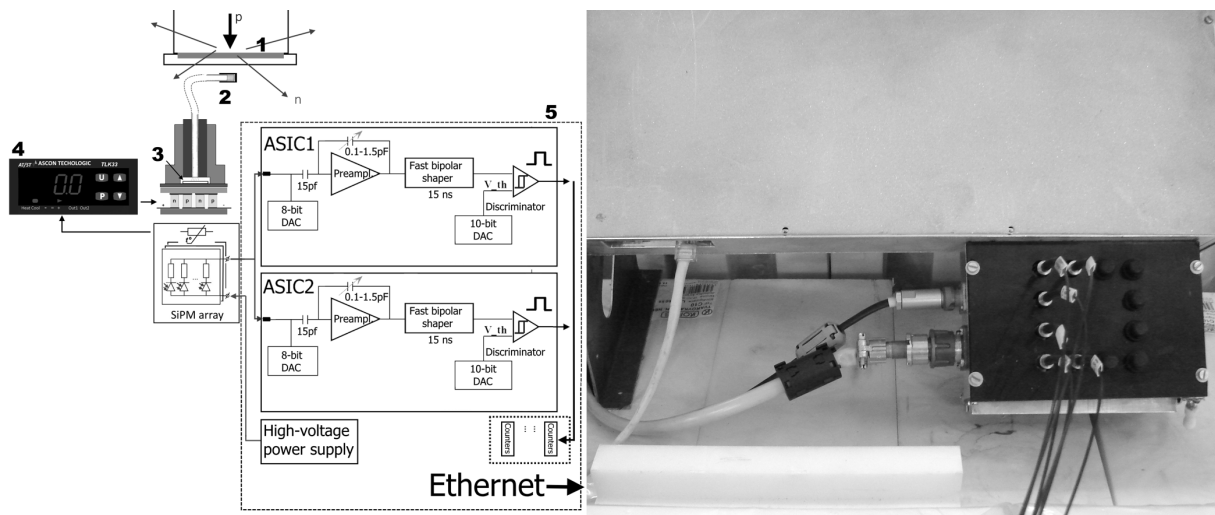


Рис. 1.

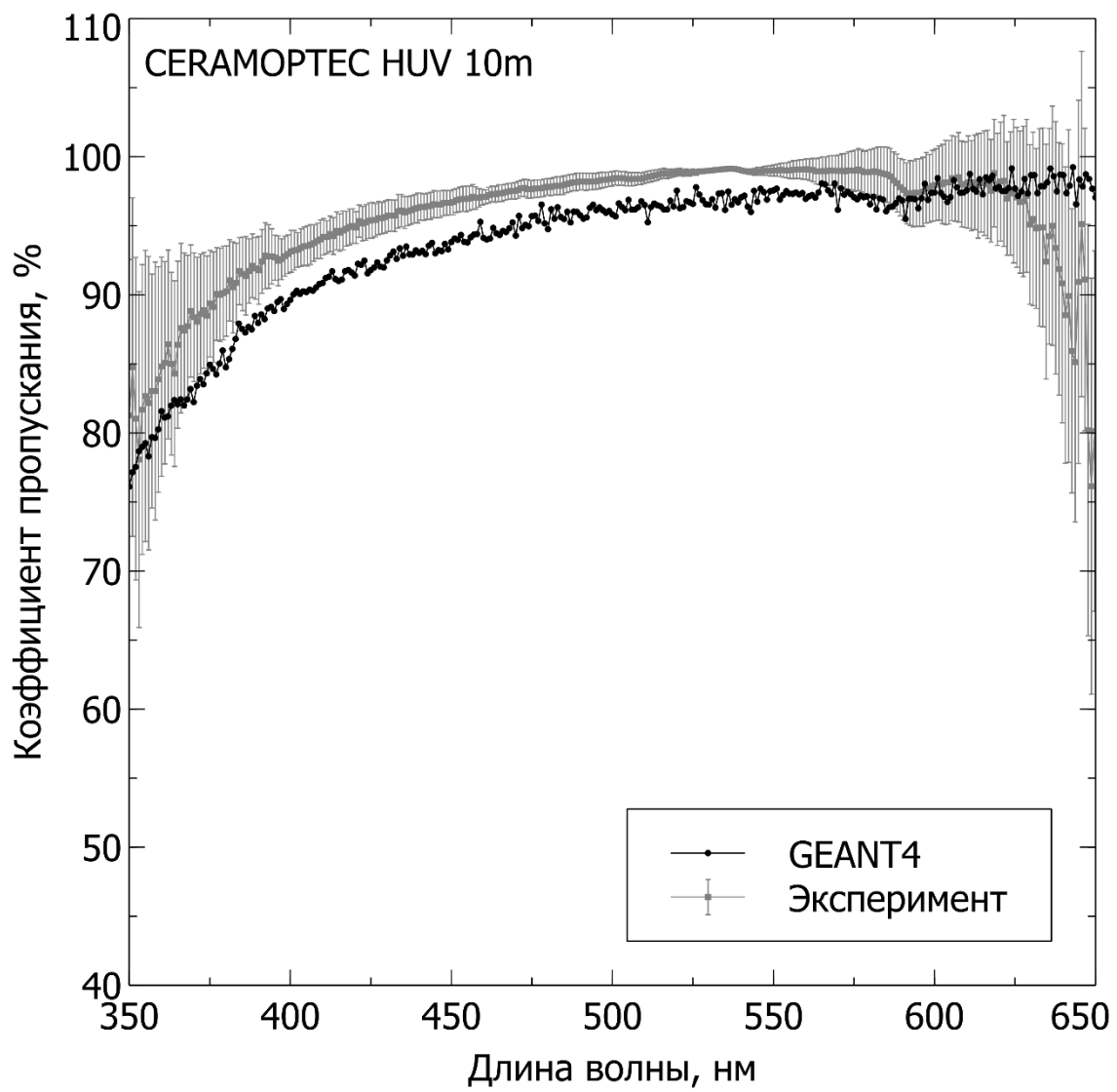


Рис. 2.

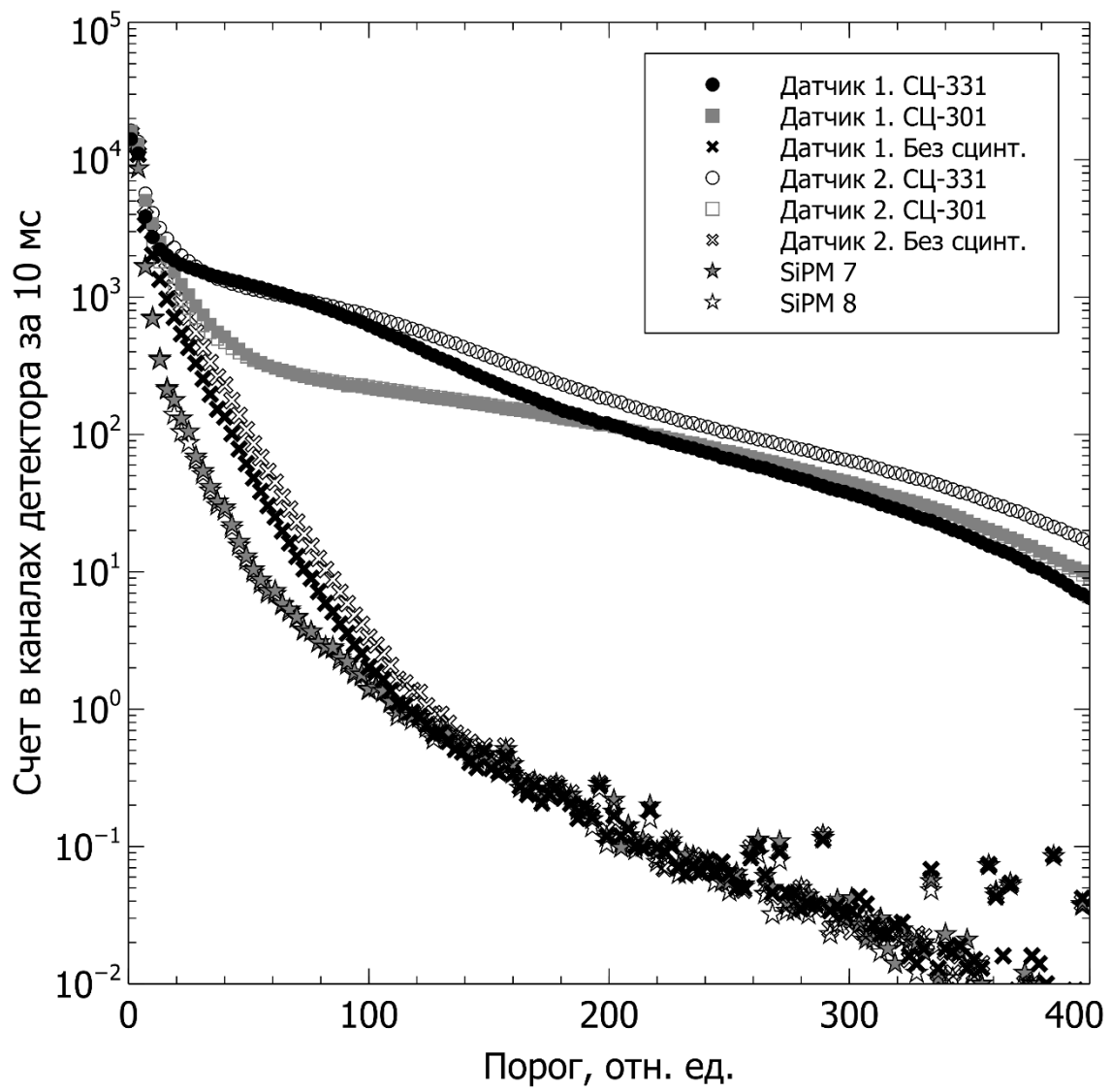


Рис. 3.

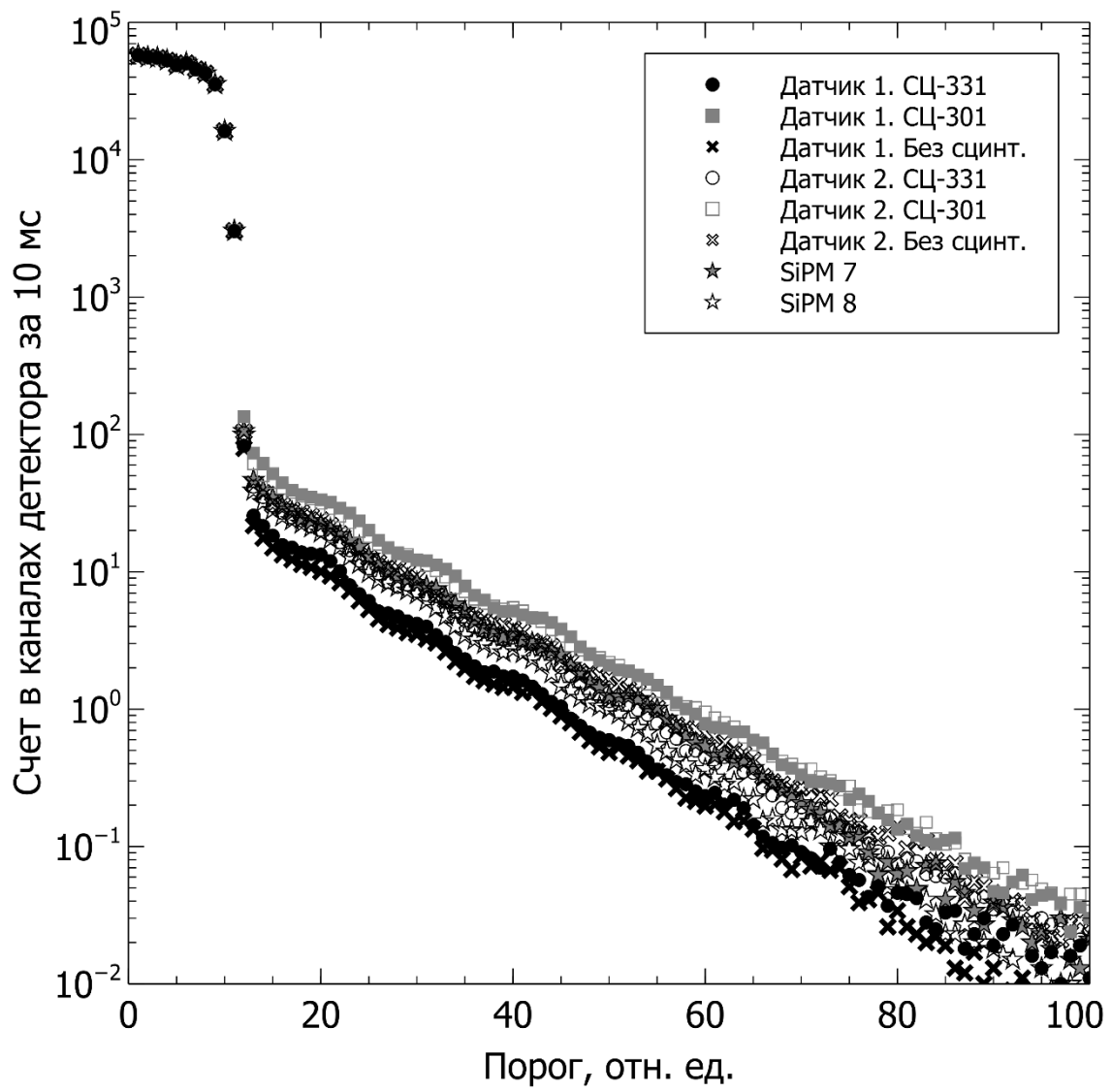


Рис. 4.

Scintillation detector for neutron flux monitoring at BNCT facility

V. V. Leonov^a, V. V. Porosev^{a,b,*}, G.A. Savinov^a, S. Yu. Taskaev^{a,b}

^aBudker Institute of Nuclear Physics of Siberian Branch Russian Academy of Sciences
11, Acad. Lavrentieva Pr., Novosibirsk, 630090 Russia

^bNovosibirsk State University
1, Pirogova str., Novosibirsk, 630090, Russia

*e-mail: porosev@inp.nsk.su

Abstract: With the advent of new neutron sources for boron neutron capture therapy (BNCT) based on accelerators, it became necessary to create an independent system for monitoring the particle flux during patient irradiation. The results presented in this article showed that the proposed system based on a scintillator - optical fiber - silicon photomultiplier, using three different sensors, made it possible to measure the neutron flux, as well as to estimate the dose induced by gamma radiation. The use of two types of polystyrene scintillators: SC-301 and boron-enriched SC-331 manufactured by IHEP, Protvino, makes it possible to estimate the contribution of neutrons, and the application of an additional sensor without a scintillator makes it possible to estimate the contribution to the signal from the Cherenkov radiation generated in the optical fiber. The implemented system for detecting optical signals based on silicon photomultipliers has a high quantum efficiency and the counting mode of operation of the readout electronics made it possible to achieve an intrinsic noise level of the order of several tens of Hz.

Keywords: neutron detectors, devices for biology and medicine