

МЕТОД УЛУЧШЕНИЯ ЭНЕРГЕТИЧЕСКОГО РАЗРЕШЕНИЯ ПРИ РЕГИСТРАЦИИ ГАММА-КВАНТОВ ОРГАНИЧЕСКИМ СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫМ ДЕТЕКТОРОМ ВС-420

© 2022 г. Elif Ebru Ermis^{a,*}, Cuneyt Celiktaş^b

^a *Izmir Tinaztepe University, Vocational School of Health Services, Medical Imaging Techniques Department, 35400, Buca, Izmir, TURKEY*

^b *Ege University, Faculty of Science, Physics Department, 35100, Bornova, Izmir, TURKEY*

*e-mail: elermis@hotmail.com

Поступила в редакцию 17.12.2021 г.

После доработки 17.01.2022 г.

Принята к публикации 20.01.2022 г.

Используемые в настоящее время в новых устройствах позитронной томографии (PET), например типа J-PET, пластические (органические) сцинтилляторы не обладают нужными параметрами для детектирования гамма-квантов. Предлагается экспериментальный метод улучшения энергетического разрешения детектора γ -квантов на основе сцинтиллятора ВС-420 с использованием метода временной привязки с постоянным порогом. Гамма-кванты от радиоактивного источника ^{137}Cs регистрируются либо непосредственно, либо с использованием метода временной привязки с последующим сравнением полученных результатов. Результаты показывают, что использованный метод значительно улучшает энергетическое разрешение детектора этого типа. Таким образом, характеристики системы J-PET могут быть улучшены, если в электронике прибора будет использован предлагаемый метод.

DOI: 10.31857/S0032816222030156

ВВЕДЕНИЕ

Определенные уровни энергии γ -излучения радиоизотопа при регистрации образуют набор резких линий, образующих в приборе фотопики. Основную информацию для построения изображений дает фотопоглощение γ -квантов, в то время как случаи рассеяния малоинформативны или даже рассматриваются как шум или помехи. Поэтому, чтобы выделить желательные первичные фотоны и исключить нежелательные рассеянные, в амплитудном спектре обычно устанавливают окно в центре фотопики.

Выходной сигнал получается при взаимодействии падающего γ -кванта с веществом детектора. В случае многократного рассеяния падающих квантов некоторые кванты могут быть пропущены, а другие ошибочно зарегистрированы в детекторе как единичное взаимодействие с неправильной амплитудой и/или длительностью импульса [1]. Такие эффекты отрицательно влияют на энергетическое разрешение. Поэтому работа детектора требует усовершенствования.

Свойства сцинтилляторов ВС-420 исследуются в настоящее время довольно подробно. Резуль-

таты калибровки сцинтиллятора ВС-420 при облучении нейтронами и γ -квантами представлены в работе Pozzi et al. [2]. Работа сцинтиллятора в спектрометрическом режиме для измерения времени жизни позитрона была исследована Sago et al. [3]. Смирский и др. изучили возможность улучшения пространственного разрешения PET-сканера с пластическими сцинтилляторами [4]. Использование некоторых пластических сцинтилляторов, включая ВС-420, для различных радиационных применений представлено в кратком обзоре Mukhopadhyay and Nevada [5]. Характеристики этого сцинтиллятора при регистрации пионов исследованы Ahmad et al. [6].

Известно, что измерение длительности импульсов используется для разделения частиц различных типов. Разделение основано на определении временных характеристик импульсов, генерируемых в детекторе падающими частицами. Один из самых часто используемых и эффективных методов разделения — метод временной привязки с постоянным порогом. В этом методе регистрируемый импульс делится на два. Одна часть импульса задерживается на время длительности фронта импульса, а другая — инвертируется

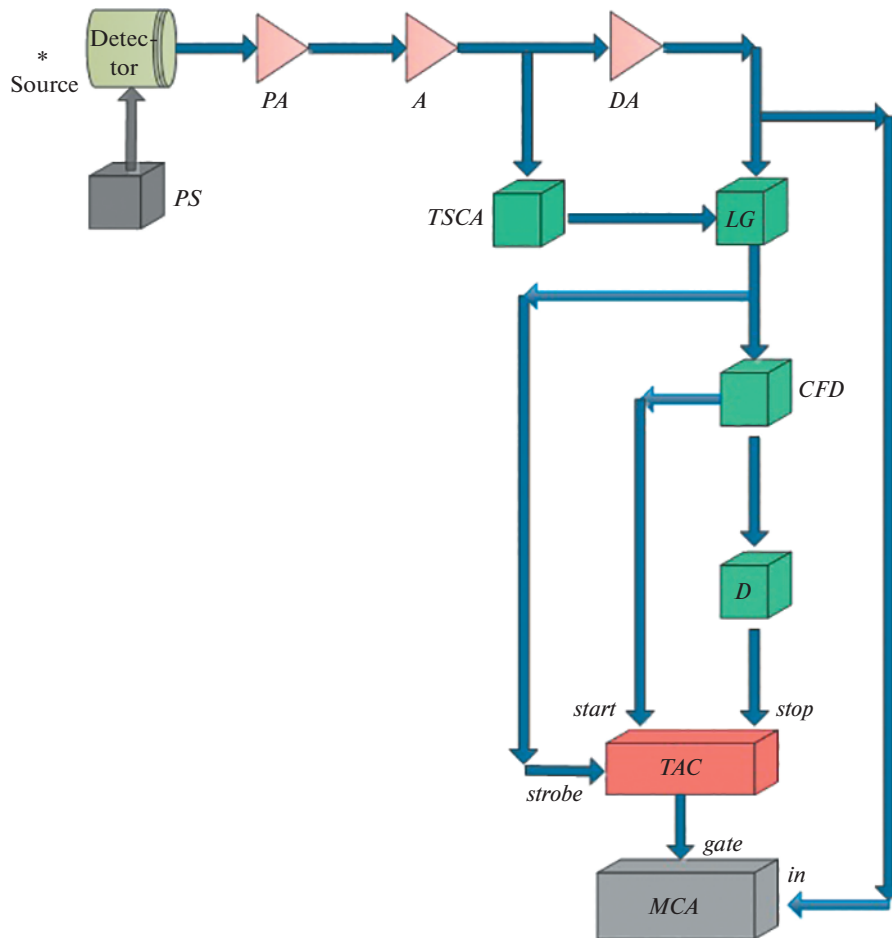


Рис. 1. Принципиальная схема используемого спектрометра. *PS* – источник напряжения ORTEC 556; *PA* – предусилитель ORTEC 113; *A* – основной усилитель ORTEC 485; *DA* – усилитель с задержкой сигнала ORTEC 427A; *TSCA* – временной одноканальный анализатор ORTEC 420A; *LG* – линейные ворота ORTEC 426; *CFD* – дискриминатор с постоянным порогом ORTEC 584; *D* – блок задержки ORTEC 425A; *TAC* – времяамплитудный конвертер ORTEC 566; *MCA* – многоканальный анализатор ORTEC Easy MCA 2k.

и уменьшается по амплитуде в определенное число раз. Сформированные таким образом импульсы суммируются и в результате получается биполярный импульс [7].

Пластические сцинтилляторы чувствительны к γ -квантам и имеют значительный световыход и малую длительность сцинтилляции. Это делает этот материал подходящим для временных измерений [8], а также для использования при сканировании тела пациента в томографии. Пластические сцинтилляторы были впервые использованы в Jagiellonian Positron Emission Tomograph (J-PET) [9]. Органические сцинтилляторы типа BC-420 применяли в своих работах с J-PET авторы статьи [9], а также Gnatek [10] и Moskal et al. [11]. Хотя пластические сцинтилляторы имеют лучшие временные характеристики, у них эффективность регистрации γ -квантов меньше, чем у неорганических кристаллов. По этой причине

проведена экспериментальная работа по улучшению энергетического разрешения детекторов такого типа.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В работе использован сцинтилляционный детектор с пластическим сцинтиллятором BC-420 фирмы Saint Gobain диаметром 2 дюйма и высотой 2 дюйма с фотоумножителем R1828-01 фирмы Hamamatsu в магнитном экране. Среди самых быстрых пластических сцинтилляторов исследованный нами сцинтиллятор занимает второе место по длительности сигнала (1.5 нс) [12].

Облучение осуществлялось точечным источником ^{137}Cs активностью 5 мкКи фирмы Spectrum Techniques Co., нанесенным на майларовый диск диаметром 25 мм и толщиной 5 мм. Использовалось пассивное подавление фона, время измере-

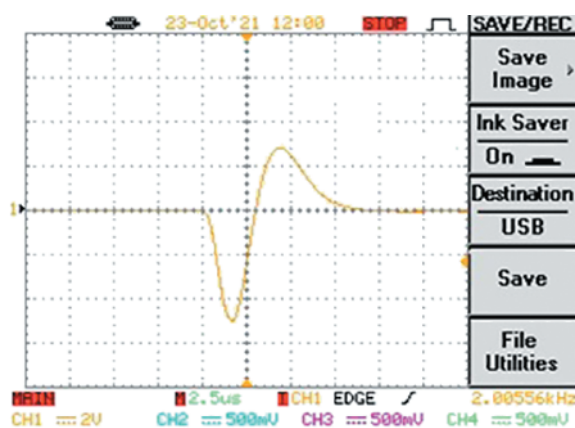


Рис. 2. Форма выходного сигнала усилителя.

ния равно 100 с. Схема установки показана на рис. 1.

В данном спектрометре γ -кванты от источника регистрируются детектором. Сигналы с детектора поступают на предусилитель *PA* и усиливаются основным усилителем *A*. Биполярный сигнал (рис. 2) с усилителя разделяется на два канала, разделенные сигналы поступают на временной одноканальный анализатор *TSCA* (см. рис. 1) и усилитель с задержкой сигнала *DA*. Так осуществляется выделение фотопика от ^{137}Cs .

Выходные сигналы этих устройств подаются на линейные ворота *LG*, а выходной сигнал линейных ворот поступает на дискриминатор с постоянным порогом *CFD*. Блок *CFD* генерирует два выходных сигнала. Один из них умножается на некоторый коэффициент f для получения импульса с желательной амплитудой. Другой сигнал, кроме того, инвертируется и задерживается на время, превышающее длительность фронта исходного сигнала. Длительность фронта принимается равной интервалу от 10 до 90% максимальной амплитуды (рис. 3). Задержанный и инвертированный сигналы затем суммируются, создавая окончательную форму импульса [13]. Для дискриминации шумовых сигналов в дискриминаторе

CFD устанавливается порог, равный 10 мВ. Форма выходного сигнала дискриминатора с постоянным порогом *CFD* показана на рис. 4.

Выходные сигналы с *CFD* подаются на входы “Start” и “Stop” времяамплитудного преобразователя *TAC*, который стробируется сигналом с линейных ворот, задающим цикл считывания. При этом генерируется временной сигнал, пропорциональный длительности интервала между импульсами *start* и *stop*. Лучший результат получен при задержке, равной 16 нс. Сигнал с выхода усилителя с задержкой *DA* подается на многоканальный анализатор *MCA*, управляемый временным сигналом с времяамплитудного преобразователя *TAC*. В результате анализатор регистрирует только импульсы от детектора, которые разрешает регистрировать временной сигнал. Это краткое описание временной части системы регистрации, называемой методом временной привязки с постоянным порогом. Детальное описание метода приведено в [13]. Описанная процедура позволяет выделить сигналы, соответствующие фотопику. На рис. 5 показана форма выходного логического сигнала *TAC*.

Полученные результаты работы схемы приведены ниже.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Система регистрации γ -квантов одним из самых быстрых органических сцинтилляторов (BC-420) фирмы Saint Gobain Co. была испытана и проведены исследования, направленные на улучшение энергетического разрешения фотопика установки РЕТ. Спектр γ -квантов ^{137}Cs непосредственно от детектора показан на рис. 6.

Как видно из рис. 6, хотя спектр и напоминает типичный спектр ^{137}Cs , фотопик выделяется очень плохо. По этой причине был использован предложенный временной процесс, при котором на регистрацию проходят только сигналы, соответствующие фотопику. Полученный результат показан на рис. 7. Прошедшие нашу систему

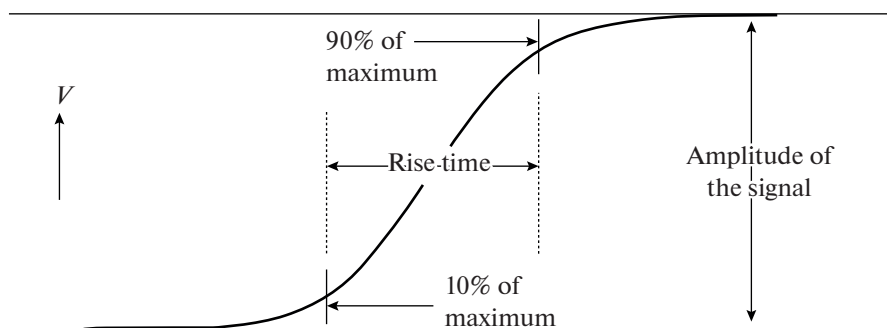


Рис. 3. Схематическое представление фронта импульса [14].

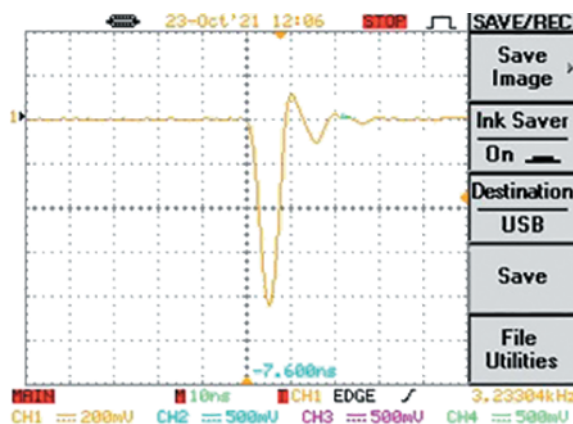


Рис. 4. Форма выходного сигнала дискриминатора с постоянным порогом *CFD*.

стробируемые импульсы, образующие фотопик, и исходный спектр с детектора в сравнении показаны на рис. 8.

Спектр, полученный после применения процесса временной обработки, показан на рис. 9. Изменения, полученные в результате временной обработки импульсов фотопика, показаны на рис. 10.

Как правило, уменьшенная ширина пика означает лучшее энергетическое разрешение. Согласно рис. 10, некоторые импульсы, соответствующие фотопику, но не попадающие в регистрируемый временной интервал, исключаются из регистрации, поэтому пик становится тоньше. Это показывает, что временной процесс весьма эффективно дискриминирует сигналы, не относящиеся к фотопику, улучшая энергетическое разрешение. Согласно рис. 7 и 9, энергетическое разрешение улучшается с 24.5 до 12.6%, т.е. почти вдвое. Это очень хороший результат.

Считается, что органические сцинтилляторы будут более предпочтительными материалами по

сравнению с неорганическими кристаллами, особенно в медицинской визуализации, из-за их малого времени срабатывания. Достичь лучших временных характеристик можно, если органические сцинтилляторы использовать совместно с новыми современными кремниевыми фотоумножителями. Это будет способствовать построению времяпролетных ПЕТ. Улучшенное энергетическое разрешение в совокупности с высоким временным разрешением оказывается важным свойством для различения частиц с разной энергией и улучшения визуализации, что приводит к снижению электронного шума в электронике и повышению качества изображения. Ожидается, что такая техника будет более полезной при разработке медицинской диагностической аппаратуры.

Как известно, детекторы ПЕТ для получения четких томограмм и успешного лечения должны иметь максимально быстрое время отклика и высокое энергетическое разрешение. Поэтому любой способ обеспечения таких характеристик

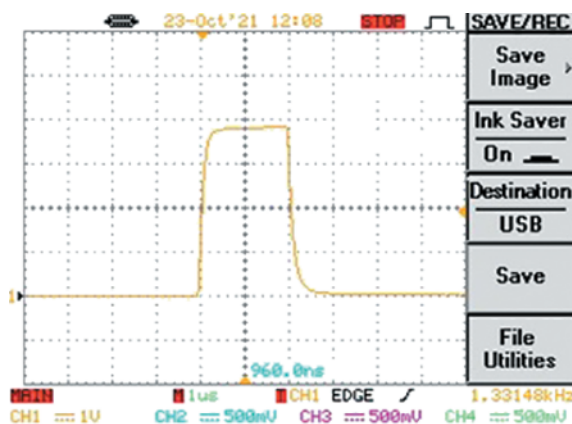


Рис. 5. Форма выходного сигнала времяамплитудного преобразователя *TAC*.

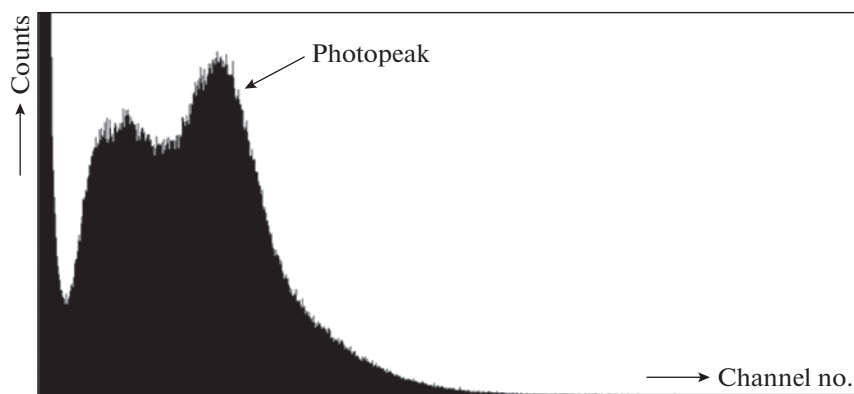


Рис. 6. Спектр γ -квантов ^{137}Cs от детектора со сцинтилятором BC-420.

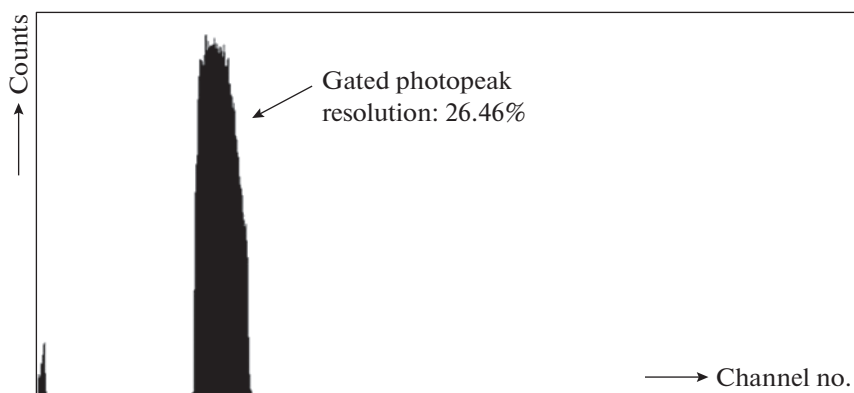


Рис. 7. Стробируемый фотопик (662 кэВ).

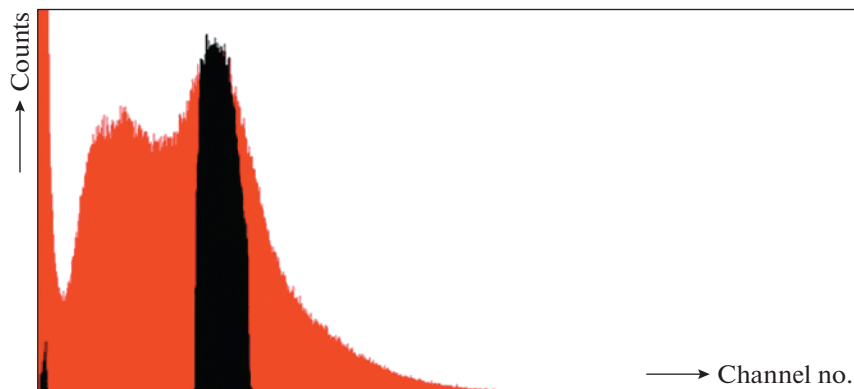


Рис. 8. Сравнение спектров: спектр непосредственно от детектора (красный); стробируемый фотопик (черный).

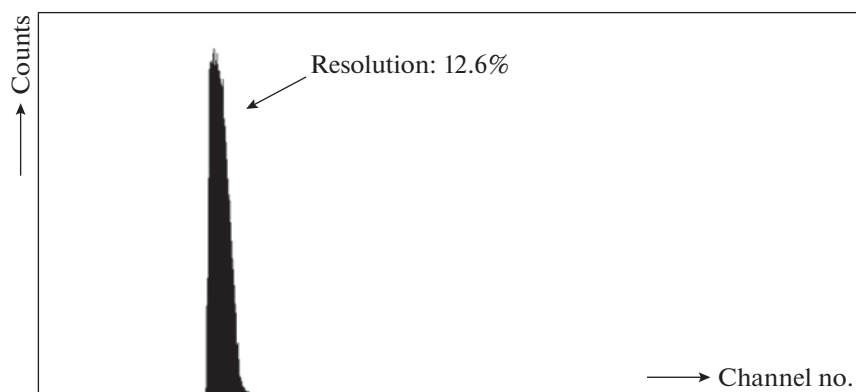


Рис. 9. Фотопик после временной обработки.



Рис. 10. Сравнение спектров: стробируемый фотопик (красный); фотопик после временной обработки (черный).

оказывается полезен для медицинского сообщества.

Таким образом, внедрение предложенного метода улучшения энергетического разрешения детектора со сцинтиллятором ВС-420, используемым в устройствах J-РЕТ, позволит усовершенствовать возможности медицинской диагностики.

БЛАГОДАРНОСТИ

Работа была поддержана The Scientific and Technological Research Council of TURKEY under project no. 121F012.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Chen, C.T., Kao, C.M., *Radiation Detection in SPECT and PET in Radiation Detectors for Medical Imaging*, ed. by J.S. Iwanczyk, Boca Raton: CRC Press, 2016.
2. Pozzi, S.A., Mullens, J.A., Mihalczko, J.T., *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., Sect. A*, 2004, vol. 524, p. 92, <https://doi.org/10.1016/j.nima.2003.12.036>
3. Saro, M., Petriska, M., Slugen, V., *AIP Conf. Proc.* 1996, 2018, vol. 020040, p. 1, <https://doi.org/10.1063/1.5048892>
4. Smyrski, J., Alfsa, D., Bednarskia, T., Białasa, P., Czerwińska, E., Dulskia, K., Gajosa, A., Głowaczka, B., Gupta-Sharma, N., Gorgolb, M., Jasińskab, B., Kajetanowicza, M., Kamińska, D., Korcyła, G., Kowalskic, P., et al., *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., Sect. A*, 2017, vol. 851, p. 39, <https://doi.org/10.1016/j.nima.2017.01.045>
5. <https://www.osti.gov/servlets/purl/811396>
6. Ahmad, S., Bonner, B.E., Gere, W., Mutchler, G.S., Rambo, P., Toshkov, S., Platner, E., Crawford, H.J., Engelage, J.M., *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., Sect. A*, 1993, vol. 330, issue 3, p. 416, [https://doi.org/10.1016/0168-9002\(93\)90570-8](https://doi.org/10.1016/0168-9002(93)90570-8)
7. Ermis, E.E., *Instrum. Exp. Techn.*, 2021, vol. 64, no. 5, p. 776. <https://doi.org/10.1134/S0020441221050183>
8. <https://www.crystals.saint-gobain.com/radiation-detection-scintillators/plastic-scintillators>

9. *Niedźwiecki, S., Biały, P., Curceanu, C., Czerwiński, E., Dulski, K., Gajos, A., Głowacz, B., Gorgol, M., Hiesmayr, B.C., Jasińska, B., Kapłon, Ł., Kisielewska-Kamińska, D., Korcyl, G., Kowalski, P., Kozikiet, T., et al., Acta Phys. Pol., Sect. B, 2017, Vol. 48, no. 10, p.1567. <https://doi.org/10.5506/APhysPolB.48.1567>*
10. *Gnatek, J.A., Ph.D. Thesis, no. 1100752, Krakow: Uniwersytet Jagielloński w Krakowie, 2017.*
11. *Moskal, P., Niedźwiecki, S., Bednarski, T., Czerwiński, E., Kapłon, Ł., Kubicz, E., Moskal, I., Pawlik-Niedźwiecka, M., Sharma, N.G., Silarski, M., Zieliński, M., Zoń, N., Bi-
ały, P., Gajos, A., Korcyl, G., et al., Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., Sect. A, 2014, vol. 764, p. 317, <https://doi.org/10.1016/j.nima.2014.07.052>*
12. <https://www.crystals.saint-gobain.com/products/organic-scintillation-materials>
13. *Knoll, G.F., Radiation Detection and Measurement, NY.: John Wiley and Sons, 2000.*
14. *Celiktas, C., Instrum. Sci. Technol., 2006, vol. 34, p. 335, <https://doi.org/10.1080/10739140600609458>*