

Б. В. Гриньов, В. В. Некрасов, Ю. О. Бороденко, В. В. Білогуб

Інститут сцинтиляційних матеріалів НАН України, Харків

## РОЗРОБКА НАУКОВО-ТЕХНІЧНИХ ОСНОВ БЛОКІВ ДЕТЕКТУВАННЯ НА ОСНОВІ СИСТЕМИ СЦИНТИЛЯТОР–ФОТОДІОД ДЛЯ ПОЗИТРОННО-ЕМІСІЙНОГО ТОМОГРАФА

**Анотація:** Вперше в Україні розроблено технологічний процес і організовано випуск позиційно-чутливих детекторів для томографів, інтроскопів тощо. Відповідно до розробленого технологічного процесу пропонується в детекторі для позитронно-емісійного томографа замінити фотоелектронний помножувач на матрицю з 64-х блоків детектування на основі системи сцинтилятор–фотодіод. Така матриця дає можливість використовувати широкий клас сцинтиляторів від CsI(Tl) до LSO. Заміна фотоелектронних помножувачів на матрицю фотодіодів дасть змогу знизити час отримання інформації, а значить і дозу опромінення пацієнта. Крім того, використовуючи широкий клас сцинтиляційних матеріалів, можна виготовляти матриці детекторів з різними властивостями і технічними характеристиками. Це дасть можливість значно розширити коло задач, вирішуваних ядерною медициною, та зробити позитронно-емісійний томограф більш доступним для населення.

**Ключові слова:** багатоелементний детектор, сцинтилятор, фотодіод, позитронно-емісійний томограф.

Блок детектування в позитронно-емісійному томографі  $\gamma$ -квантів – досить складна і дорога конструкція. Вона містить у собі матрицю з 64-х сцинтиляторів, які спираються на єдину основу. Встановлюється така матриця на 4-х фотоелектронних помножувачах (ФЕП) спеціальної форми, що підключені до електронного вузла розробки (рис. 1) [1]. Як сцинтилятор у даному блоці детектування нині використовуються монокристали германату вісмуту (BGO) і силікату лютецію (LSO) (табл. 1).

Координати світлового спалаху (сцинтиляції) у блоці детектування визначаються по

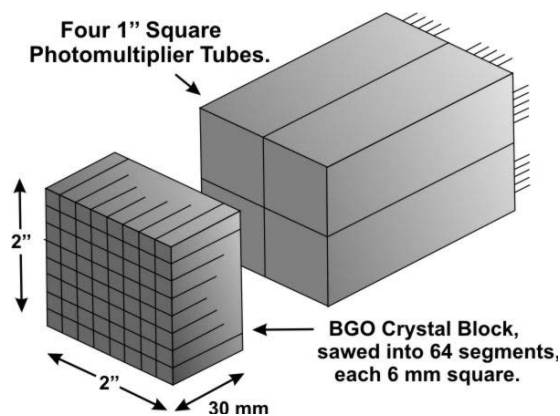


Рис. 1. Блок детектування для ПЕТ

Таблиця 1. Матеріали, використovanі для ПЕТ, та їх сцинтиляційні властивості

Матеріал	Світловий вихід, фот./MeV	Довжина вільного пробігу, см	Час затухання, нс	Максимум люмінесценції, нм
BGO	8 000	1,1	300	480
LSO	25 000	1,2	40	420

співвідношенню амплітуд імпульсів на кожному ФЕП. Звичайно, вимоги до швидкодії сцинтиляторів високі, оскільки необхідно розрізнити й ідентифікувати на кожному ФЕП окремі світлові спалахи кожного зі сцинтиляторів при досить великій інтенсивності опромінення.

Не менш жорсткі вимоги ставляться і до конверсійної ефективності сцинтилятора, що кількісно характеризується енергетичним розрізненням і кількістю фотонів, які утворюються, на 1 МеВ енергії опромінення.

Детектори на основі ВГО мають такі характеристики:

- FWHM  $\approx 20\%$ ;
- довжина вільного пробігу  $\gamma$ -кванта  $E = 511$  кеВ для ВГО  $\approx 1,1$  см;
- конверсійна ефективність  $\sim 8000$  фот./МеВ.

Також гостро стоїть питання і про вартість блока детектування, тому що висока вартість на сьогоднішній день заважає широкому використанню позиційно-емісійного томографа (ПЕТ) у народному господарстві [1].

Аналіз техніко-економічних показників блока детектування для ПЕТ і сучасних науково-технічних рішень показав, що для блоків детектування з приймачем світла ФЕП існує альтернатива, наприклад система сцинтилятор–фотодіод. У цьому випадку загальні техніко-економічні вимоги зберігаються, однак система знімання й обробки інформації значно спрощується, що дає можливість більш широкого вибору сцинтиляторів для ПЕТ.

Розглянемо техніко-економічні вимоги для системи сцинтилятор–фотодіод при використанні її як детектора для ПЕТ.

У даному проекті пропонується замінити матрицю з 64-и сцинтиляторів із спільною основою для ФЕП на матрицю з 64-и блоків детектування на основі сцинтилятор–фотодіод. У цьому випадку кожен блок детектування є незалежним і реєструє  $\gamma$ -кванти тільки ті, що в нього потрапили. Кожен еле-

мент матриці складається зі сцинтилятора, фотодіода, зарядочутливого підсилювача, формувача й аналого-цифрового перетворювача.

В існуючій системі  $\gamma$ -квант, що перетворився в сцинтиляційний спалах, реєструється кожним ФЕП, тобто загальна частота проходження (завантаження) спалахів, що досягають ФЕП, дорівнює частоті появи спалахів у загальному об'ємі сцинтилятора всього детектора, незалежно від числа елементів матриці.

У запропонованій системі середня частота проходження спалахів у кожному окремому сцинтиляторі відповідно дорівнюватиме

$$f_i = \frac{f_{\text{заг}}}{n}, \quad (1)$$

де  $f_{\text{заг}}$  – частота проходження спалахів у загальному об'ємі всіх сцинтиляторів;  $n$  – число окремих детекторів.

Із формули (1) випливає, що при однаковій загальній частоті  $f_{\text{заг}}$  при підвищенні числа детекторів частота проходження спалахів у кожному детекторі зменшиться.

Формулу (1) можна записати інакше:

$$\tau_i = \tau_0 n, \quad (2)$$

де  $\tau_i$  – швидкодія 1-го сцинтилятора при розділених детекторах;  $\tau_0$  – швидкодія сцинтилятора при спільній основі на ФЕП.

Припустимо, що число елементів матриці дорівнює 64 і використовується кристал ВГО з швидкодією  $\tau_0 = 300$  нс. Тоді для розділених детекторів при  $n = 64$  детектори

$$\tau_i = 64 \times 300 \text{ нс} = 19\,200 \text{ нс} = 19,2 \text{ мкс.}$$

Таким чином, із наведених даних чітко видно, що в системі сцинтилятор–ФЕП у порівнянні із системою сцинтилятор–фотодіод дуже неефективно використовується швидкодія сцинтилятора. Для того щоб вийти по технічних вимогах у частині швидкодії на нинішній рівень, необхідно у випадку системи сцинтилятор–фотодіод використовувати сцинтилятори більш повільні, зокрема CsI(Tl).

Щодо конверсійної ефективності і довжини вільного пробігу  $\gamma$ -кванта при  $E = 511$  кеВ, то система сцинтилятор–фотодіод–сцинтилятор CsI(Tl)–*pin*-кремнієвий фотодіод з високою квантовою ефективністю в широкому спектральному діапазоні дає один з найвищих виходів фотоелектронів ( $\approx 60\ 000$  фот./МеВ). Довжина вільного пробігу  $\gamma$ -кванта при  $E = 511$  кеВ для BGO дорівнює 1,1; для LSO – 1,2; для CsI(Tl)  $\sim 1,85$ . Енергетичне розрізнення для  $\gamma$ -лінії при  $E = 511$  кеВ детектора на основі монокристала CsI(Tl) повинно бути не гірше 10 %.

За попередніми розрахунками вартість детектора на основі CsI(Tl) буде значно нижчою від вартості детектора на основі BGO приблизно на 30–50 %.

Таким чином, виходячи з вищевикладеного, ми пропонуємо на першому етапі виготовити матрицю з 64-х детекторів на основі системи сцинтилятор CsI(Tl)–*pin*-кремнієвий фотодіод. Така матриця за всіма техніко-економічними показниками перевершить систему сцинтилятор BGO–ФЕП.

Наведені вище розрахункові дані свідчать, що матриця CsI(Tl)–*pin*-фотодіод за техніко-

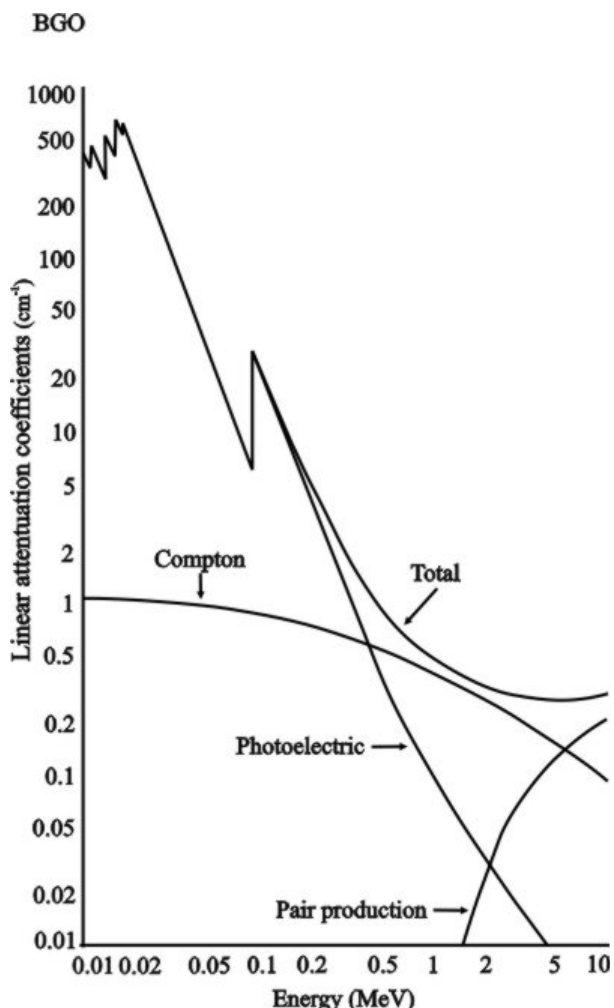


Рис. 2. Криві лінійного ослаблення випромінювання у BGO

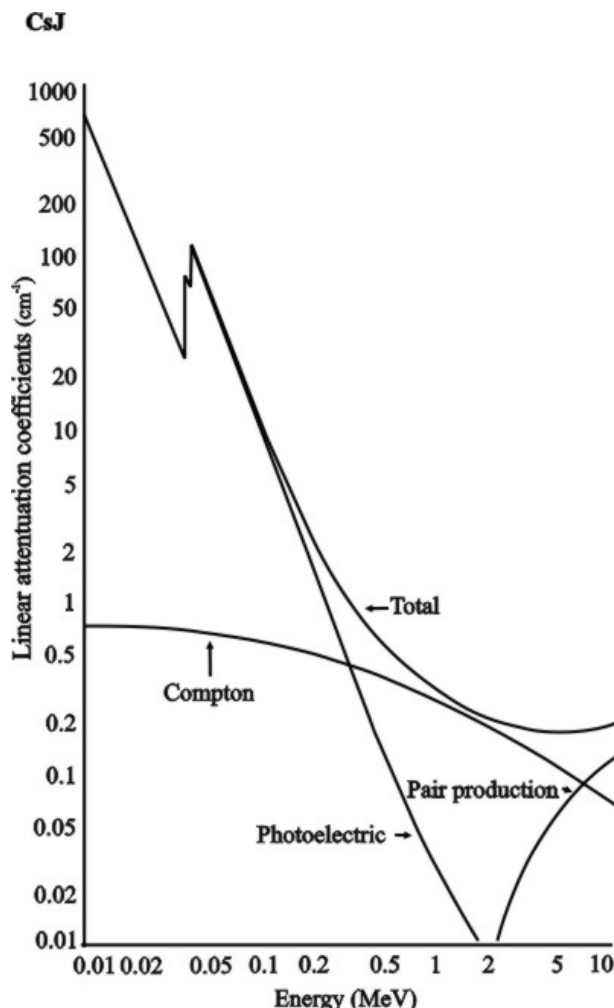


Рис. 3. Криві лінійного ослаблення випромінювання у CsI(Tl)

економічними характеристиками може замінити матрицю BGO–ФЕП для позитронно-емісійного томографа. Зважаючи на ці дані, цікаво визначити, при яких конкретних геометричних розмірах матриця на основі CsI(Tl) зможе по ефективності замінити матрицю на основі BGO. Площа осередку монокристала BGO дорівнює 5×5 мм, а висота осередків у матриці BGO різна. Це пов'язано з умовами визначення координати. Як еталон ми вибрали осередок BGO розміром 5×5×15 мм. Висота осередку 15 мм обрана по висоті найбільш мінімального центрального осередку матриці, оскільки саме вона і визначає ефективність реєстрації, інша частина BGO служить світловиходом.

На рис. 2 и рис. 3 наведені криві лінійного ослаблення випромінювання в монокристалах BGO та CsI(Tl) [3]. З цих даних добре видно, що якщо врахувати фотоелектронну взаємо-

дію випромінювання у BGO та CsI(Tl), то сцинтилятор на основі CsI(Tl) при однаковій площі повинен мати висоту, приблизно у 3–4 рази більшу, ніж BGO для енергії  $E = 511$  кеВ.

Для експериментального підтвердження отриманих розрахункових даних ми виготовили партію сцинтиляторів з монокристалу BGO розміром 5×5×15 мм та по 3 екземпляри монокристалу CsI(Tl) розмірами 5×5×10 мм; 5×5×20 мм; 5×5×30 мм; 5×5×50 мм. Такий набір був обраний для запобігання різного роду технологічних факторів. Дослідження проводилися як для системи сцинтилятор–*pin*-фотодіод, так і для системи сцинтилятор–ФЕП.

Джерело випромінювання  $^{22}\text{Na}$  ( $E = 511$  кеВ) в усіх експериментах використовувалося одне і те ж саме (крім експерименту з BGO–ФД у порівнянні з 5-сантиметровим CsI(Tl)). Цей експеримент проводився з ізотопом  $^{137}\text{Cs}$ .

**Таблиця 2. Результати виміру ефективності поглинання  $\gamma$ -квантів 511 кеВ у піку повного поглинання системи сцинтилятор–фотодіод**

№ пор.	Висота кристала, см	Кількість імпульсів у піку повного поглинання	Примітки
1	1 (CsI(Tl))	1 276	Відстань від торця кристала до ізотопу – 13 см (ізоотоп $^{22}\text{Na}$ )
2	2 (CsI(Tl))	2 426	
3	3 (CsI(Tl))	3 035	
4	4 (CsI(Tl))	3 619	
5	5 (CsI(Tl))	597	Ізоотоп $^{137}\text{Cs}$
6	1,5 (BGO)*	978	

\* Виміри проводилися при температурі  $-20$  °C

**Таблиця 3. Результати виміру ефективності поглинання  $\gamma$ -квантів 511 кеВ у піку повного поглинання системи сцинтилятор–ФЕП**

№ пор.	Висота кристала, см	Кількість імпульсів у піку повного поглинання	Примітки
1	2 (CsI(Tl))	11 502	Відстань від торця кристала до ізотопу – 8 см (ізоотоп $^{22}\text{Na}$ )
2	3 (CsI(Tl))	18 279	
3	5 (CsI(Tl))	40 794	
4	1,5 (BGO)	32 983	

Для системи сцинтилятор–*pin*-фотодіод виміри проводили на спеціальному спектрометричному стенді [2], де як фотоприймальний пристрій використовувався фотодіод S3590-08. Виміри проводилися за умови, що відстань від джерела випромінювання до ближнього від нього торця сцинтилятора не змінювалася і складала 13 см.

Виміри для системи CsI(Tl)–*pin*-фотодіод проводилися при кімнатній температурі.

З огляду на те, що світловихід сцинтилятора на основі BGO істотно нижчий, ніж сцинтилятора CsI(Tl) (приблизно у 7 разів), одержати необхідне енергетичне розділення (~ 20 %) в нормальних умовах неможливо. Систему сцинтилятор BGO–*pin*-фотодіод поміщали в камеру тепла та холоду і виміри проводили при температурі  $T = -20$  °C. При цих температурах удається виділити фотопік і, відповідно, провести необхідні виміри.

Виміри системи сцинтилятор–ФЕП як для BGO, так і для CsI(Tl) проводили при кімнатній температурі. Відстань від джерела випромінювання до фотодіодної площадки складала 8 см і не змінювалася у всіх вимірах.

Результати вимірів для систем сцинтилятор–*pin*-фотодіод і сцинтилятор–ФЕП наведені в табл. 2 і табл. 3. З них видно, що результати виміру систем сцинтилятор–*pin*-фотодіод

і сцинтилятор–ФЕП корелюють між собою. Сцинтилятор BGO розміром 5×5×15 мм аналогічний по ефективності в пікові повного поглинання сцинтилятору CsI(Tl) розміром 5×5×(40–50) мм.

### ВИСНОВКИ

Отримані розрахункові й експериментальні результати дають можливість стверджувати, що детектор для ПЕТ на основі системи сцинтилятор CsI(Tl)–*pin*-фотодіод за техніко-економічними параметрами перевершить існуючий детектор для ПЕТ на основі системи сцинтилятор BGO–ФЕП. Детектор для ПЭТ на основі системи сцинтилятор BGO–*pin*-фотодіод значно поліпшить свої технічні характеристики.

### ЛІТЕРАТУРА

1. **Moses W. W.** Scintillator Requirement of Medical Imaging, Proceedings of the fifth International Conference on Inorganic Scintillators and Their Applications. SCINT-99. – Moscow, 1999. – P. 11–21.
2. **Semynozhenko V. P., Grinyov B. V., Nekrasov V. V., Borodenko Yu. A.** Recent progress in the development of CsI(Tl) crystal-Si-photodiode spectrometric detection assemblies Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. – A 537 (2005). – P. 383–388.
3. Каталог Crismatec "Scintillation Detectors". – 2000.

### **Б. В. Гриньов, В. В. Некрасов, Ю. О. Борошенко, В. В. Билогуб. РАЗРАБОТКА НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИХ ОСНОВ БЛОКОВ ДЕТЕКТИРОВАНИЯ НА БАЗЕ СИСТЕМЫ СЦИНТИЛЛЯТОР–ФОТОДИОД ДЛЯ ПОЗИТРОННО-ЭМИССИОННОГО ТОМОГРАФА.**

**Аннотация:** Впервые в Украине разработан технологический процесс и организован выпуск позиционно-чувствительных детекторов для томографов, интроскопов и т. д. Согласно разработанному технологическому процессу предлагается в детекторе для позитронно-эмиссионного томографа заменить фотоэлектронный умножитель матрицей из 64 блоков детектирования на основе системы сцинтилятор–фотодиод. Такая матрица позволяет использовать широкий класс сцинтиляторов от CsI(Tl) до LSO. Замена фотоэлектронных умножителей на матрицу фотодиодов позволит снизить время получения информации, а значит и дозу облучения пациента. Кроме того, используя широкий класс сцинтиляционных материалов, можно изготавливать матрицы детекторов с различными свойствами и техническими характеристиками. Это позволит значительно расширить круг задач, решаемых ядерной медициной и сделать позитронно-эмиссионный томограф более доступным для населения.

**Ключевые слова:** многоэлементный детектор, сцинтилятор, фотодиод, позитронно-эмиссионный томограф.



**B. V. Grinyov, V. V. Nekrasov, Y. O. Borodenko, V. V. Bilogub. DEVELOPMENT OF SCIENTIFIC AND TECHNICAL PRINCIPLES FOR MAKING DETECTION BLOCKS ON THE BASE OF SCINTILLATOR-PHOTODIODE SYSTEM FOR THE POSITRON-EMISSION TOMOGRAPHY.**

**Abstract:** A technological process and production of the position-sensitive detectors for the positron-emission tomography, introscopy has been developed first in Ukraine. On the base of developed technological process it is proposed to replace the 64-crystal matrix with the common base for the photomultiplier tube in the positron-emission tomography detector by the matrix consisting of 64 detection blocks based on a new system scintillator-photodiode. Such matrix permits to use a wide set of scintillation materials from CsI(Tl) to LSO. The replacement of the photomultiplier tube by the photodiode matrix will allow to reduce significantly the data obtaining time, so to minimize the radiation dose for a patient. Moreover, using a wide range of scintillation materials, it will be possible to produce detector matrixes with different features and technical characteristics. This allows to enlarge the range of tasks for nuclear medicine and to make a positron-emission tomography more accessible to population of Ukraine.

**Keywords:** imaging array, scintillator, photodiode, position-emission tomography.

*Надійшла до редакції 06.03.06*



**Научно-популярный, технический журнал  
изобретателей, рационализаторов,  
научных работников и патентоведов**

**ЖУРНАЛ ТЕХНИЧЕСКИХ НОВИНОК И ИННОВАЦИОННЫХ РЕШЕНИЙ  
ДЛЯ РАЗВИТИЯ ИЛИ СОЗДАНИЯ ВАШЕГО БИЗНЕСА**

Журнал адресован руководителям и инженерно-техническим работникам предприятий, фирм, компаний, специалистам НИИ и КБ, предпринимателям, представителям малого и среднего бизнеса - деловым людям, заинтересованным в использовании технических новинок и инновационных решений для развития или создания своего бизнеса.



*Издается - с 1997 года*

Подписку на наш журнал можно оформить в любом отделении связи Украины, начиная с любого месяца 2006-2007 года

Подписные индексы:  
для физических лиц 06731,  
для юридических лиц 06732

Адрес редакции: 03142 г. Киев, ул. Семашко 13, оф. 211, Редакция журнала «ВіР»  
Тел/факс (044) 424-51-81, 424-51-99, [www.vir.ukrsmb.info](http://www.vir.ukrsmb.info), E-mail: [vir@ukrsmb.info](mailto:vir@ukrsmb.info)