

ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ В. Н. КАРАЗІНА

(повне найменування вищого навчального закладу)

НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ «ФІЗИКО-ТЕХНІЧНИЙ
ФАКУЛЬТЕТ»

(назва факультету)

КАФЕДРА ФІЗИКИ ЯДРА ТА ВИСОКИХ ЕНЕРГІЙ ІМЕНІ О. І. АХІСЗЕРА

(повна назва кафедри)

Пояснювальна записка
до дипломного проекту (роботи)
БАКАЛАВРА
(освітньо-кваліфікаційний рівень)
на тему

укр. СЦИНТИЛЯЦІЙНІ ДЕТЕКТОРИ ДЛЯ ПОЗИТРОННО ЕМІСІЙНОЇ
ТОМОГРАФІЇ

англ. SCINTILLATION DETECTORS FOR PET

Виконала: студентка 4-го курсу, групи ТЯ-41
спеціальності 105 прикладна фізика та
наноматеріали
освітня програма: Прикладна фізика
Капран І. Є.
(прізвище та ініціали) (особистий підпис)

Керівник: PhD Якименко І.І.
(прізвище та ініціали) (особистий підпис)
Рецензент: доц. Афанасьєва І.О.
(прізвище та ініціали) (особистий підпис)

Харків – 2025 рік

Анотація

Метою роботи є дослідження сцинтиляційних детекторів, які застосовуються в позитронно-емісійній томографії (ПЕТ). У роботі особливу увагу приділено часовим характеристикам, зокрема часовій роздільній здатності (Coincidence Time Resolution — CTR), яка визначає точність просторового позиціонування подій анігіляції.

Отримано нові результати шляхом вимірювання й узагальнення часових характеристик сцинтиляційних детекторів

Роботу рекомендовано як методичний та ознайомчий матеріал для студентів, аспірантів та фахівців у галузі медичної фізики. Результати можуть бути використані при створенні нових детекторів для ПЕТ.

Дослідження має потенціал до подальшого розвитку в напрямі проектування нових детекторів і гібридних структур.

Annotation

The aim of this work is to study scintillation detectors used in positron emission tomography (PET). Special attention is given to timing characteristics, particularly the Coincidence Time Resolution (CTR), which determines the spatial accuracy of annihilation event localization.

New results were obtained through measurement and generalization of timing parameters of scintillation detectors.

The thesis is recommended as a methodological and introductory resource for students, postgraduates, and professionals in medical physics. The results may be applied in the development of new PET detectors.

The study has potential for further development in the design of new detectors and hybrid structures.

ЗМІСТ

ВСТУП	4
Переваги ПЕТ у порівнянні з рентгеном, КТ (комп'ютерна томографія) та МРТ (магнітно-резонансна томографія)	4
Недоліки ПЕТ	5
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ	10
1.1. Розвиток сцинтиляційних детекторів для ПЕТ	10
1.2. Принцип роботи ПЕТ та роль сцинтиляторів	11
1.3. Вимоги до часової роздільної здатності у TOF-PET	13
1.4. Матеріали сцинтиляторів і їх удосконалення	15
1.5. Сенсорні технології нового покоління	16
1.6. Нові підходи до побудови детекторів	18
1.7. Високочастотна електроніка та постобробка сигналу	19
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1	21
РОЗДІЛ 2. ЕКСПЕРИМЕНТ. РЕЗУЛЬТАТИ	22
2.1. Загальний опис експерименту	22
2.2. Дослідний детектор: BGO з оксидом цинку	26
2.3. Референтний детектор: LSO:Ce:Ca	26
2.4. Фотодетектори: MPPC (SiPM)	26
2.5. Джерело живлення та електроніка попередньої обробки сигналу	28
2.6. Обробка результатів експерименту	30
2.6.1. Інтерпретація результату	32
2.6.2. Аналіз похибок експерименту	33
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2	35
ВИСНОВКИ	36
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	38

ВСТУП

Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ) є однією з найчутливіших методик молекулярної візуалізації, яка дозволяє отримувати тривимірне зображення розподілу радіофармпрепарату (міченого ізотопом) в тілі пацієнта. Цей метод широко застосовується в онкології, кардіології, неврології, а також у фундаментальних дослідженнях метаболізму та фармакокінетики. Ключовим елементом ПЕТ є сцинтиляційний детектор, який реєструє γ -кванти з енергією 511 кеВ, що виникають в результаті анігіляції позитрона з електроном [1].

Переваги ПЕТ у порівнянні з рентгеном, КТ (комп'ютерна томографія) та МРТ (магнітно-резонансна томографія)

1. Функціональність. ПЕТ дозволяє оцінити фізіологічну та біохімічну активність тканин (наприклад, споживання глюкози), тоді як рентген, КТ і МРТ переважно відображають анатомічну структуру.

2. Рання діагностика. ПЕТ виявляє патології ще до того, як з'являються морфологічні зміни, тобто на доклінічному етапі. Це критично важливо для онкології.

3. Онкологія. ПЕТ дозволяє виявляти активні пухлини, метастази, рецидиви, оцінювати ефективність лікування на основі змін метаболізму, а не лише розмірів.

4. Неврологія. Застосовується для діагностики хвороби Альцгеймера, епілепсії, паркінсонізму — на основі змін метаболічної активності нейронів.

5. Кардіологія. Дає змогу розрізнити життєздатні та нежиттєздатні ділянки міокарда після інфаркту, що не може точно зробити КТ чи МРТ [1,2].

Нижче наведена таблиця з деякими медичними ізотопами та їх клінічним застосуванням в ПЕТ, як наочний приклад функціонального підходу до діагностики з використанням різних трекерів (табл. 1.1) [3].

Таблиця 1.1

ПЕТ-ізотопи, трейсери та сфери клінічного застосування

Ізотоп	Трейсер	Фізіологічний процес	Основне застосування
C-11	Метіонін	Синтез білків	Онкологія
C-11	Раклоприд	Рецептор D2	Розлади руху
N-13	Амоніак	Кровообіг	Перфузія міокарда
O-15	Вода/Діоксид	Кровообіг	Активація мозку
F-18	Іон флуору	Обмін кісткової тканини	Онкологія
F-18	Фтордезоксиглюкоза (FDG)	Обмін глюкози	Онкологія/Неврологія/Кардіологія

Недоліки ПЕТ

1. Іонізуюче випромінювання. ПЕТ використовує радіоактивні ізотопи, що створює променеве навантаження на пацієнта. Хоча воно менше, ніж при деяких КТ, все ж існує обмеження щодо частоти застосування.

2. Висока вартість. Дороге обладнання (ПЕТ-сканер), циклотрон для виробництва ізотопів, вартісні радіофармпрепарати — усе це робить метод дуже дорогим [4].

3. Обмежений час використання препаратів. Ізотопи мають короткий період напіврозпаду (наприклад, фтор-18 $\approx$ 110 хвилин), тому потребують близького розташування циклотрону або швидкої доставки. Нижче наведена таблиця фізико-ядерних характеристик деяких ПЕТ-ізотопів (табл. 1.2) [5].

Таблиця 1.2

Властивості ПЕТ-ізоотопів

Ізотоп	Період напіврозпаду	Фракція β^+ -розпаду	Середня енергія β^+	Середній пробіг β^+	Спосіб отримання
Вуглець-11	20,385 хв	99%	386 кеВ	1,266 мм	циклотрон
Нітроген-13	9,965 хв	100%	488 кеВ	1,730 мм	циклотрон
Оксиген-15	122,24 с	100%	735 кеВ	2,965 мм	циклотрон
Флуор-18	109,77 хв	97%	252 кеВ	0,660 мм	циклотрон
Купрум-62	9,67 хв	93%	1,314 МеВ	6,077 мм	генератор
Купрум-64	12,70 год	17%	278 кеВ	0,688 мм	реактор або циклотрон
Галій-68	68,06 хв	88%	844 кеВ	3,559 мм	генератор або циклотрон
Рубідій-82	1,273 хв	96%	1,551 МеВ	7,491 мм	генератор
Йод-124	4,18 доби	23%	819 кеВ	~1,7 мм	циклотрон

4. Нижча анатомічна точність. На зображеннях ПЕТ видно метаболічну активність, але погано видно чіткі анатомічні межі. Тому ПЕТ зазвичай поєднується з КТ або МРТ (ПЕТ-КТ, ПЕТ-МРТ), щоб отримати і функцію, і структуру.

5. Обмеження для деяких категорій пацієнтів. Не рекомендовано вагітним, дітям та пацієнтам у тяжкому стані без чітких показань [4,5].

Успішне впровадження сцинтиляційних детекторів у клінічну практику залежить не лише від фізичних властивостей самих матеріалів, а й від архітектури повної детекторної системи, до якої входять фотодетектори, електроніка, алгоритми реконструкції та апаратно-програмне забезпечення. У зв'язку з цим доцільним є порівняння найбільш актуальних комерційних

ПЕТ/КТ-систем провідних виробників — Siemens Healthineers (Німеччина), GE Healthcare (США) та Philips Healthcare (Нідерланди) (табл. 1.3). Ці компанії є світовими лідерами у сфері медичної візуалізації й впроваджують найновіші технології, включно з цифровими детекторами, покращеною часовою роздільною здатністю (TOF) та можливістю гібридних режимів сканування. Порівняльна характеристика таких систем дозволяє оцінити практичне значення досліджуваних матеріалів у контексті реального клінічного застосування (табл. 1.3) [6,7,8].

Таблиця 1.3

Порівняння ключових характеристик актуальних
ПЕТ/КТ-систем від Siemens, GE і Philips

Характеристика	Siemens Biograph	GE Discovery MI / IQ / D710	Philips Vereos
Кристали	LSO, 4×4×20 мм	Lu-based SiPM 3.95×5.3×25 мм (MI) + традиційний (D710)	LYSO 4×4×19 мм + цифрове 1:1 DPC
FOV (axial)	16–30 см (Quadra >1 м)	20–30 см (D710 70 см діаметр)	~57 см діаметр, ~23 см ax FOV
TOF-роздільна здатність	Є (TrueV)	~310 пс (DMI), висока (MI Gen2)	~310 пс
Просторова роздільна здатність	≈4.3 мм центр FOV, до 5.6 мм radius	≈4 мм (MI), 4.5 мм (IQ, D710)	≈4.1 мм
Чутливість	Висока, опційно TOF	MI Gen2 +125 %; IQ Gen2 high NEMA	~2× покращення локалізації і чутливості

Продовж, табл. 1.3

Динамічне сканування	Vision (динаміка, 440×440 матриця)	Discovery MI Gen2 Full-Body Dynamic	Підтримує TOF, PSF
Переваги	Надійний TOF, FOV >1 м (Quadra)	Гнучкість, AI-реконструкція, швидкість	Цифрова розробка, висока якість зображень
Недоліки	Високі вимоги до простору, ціна	Дорожчі цифрові модулі	Висока вартість, потреба у великій площі

Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ) є одним з найінформативніших методів неінвазивної візуалізації, що дозволяє виявляти патологічні процеси ще на доклінічній стадії. Її висока чутливість до метаболічних змін у тканинах дає змогу використовувати ПЕТ для ранньої діагностики онкологічних, неврологічних і кардіологічних захворювань. На відміну від КТ чи МРТ, ПЕТ візуалізує функціональні зміни в організмі, а не лише морфологічні.

Попри численні переваги, одним із стримувальних факторів є висока вартість одного сканування — в окремих країнах вона сягає 1 000–2 000 євро, що обмежує доступність методу для пацієнтів [9]. Значну частину вартості становлять складні детекторні системи, сцинтиляційні матеріали та джерела радіоізотопів. Тому актуальним є завдання оптимізації та здешевлення компонентів ПЕТ, зокрема за рахунок покращення часової роздільної здатності детекторів, що дозволяє зменшити необхідну дозу ізотопу та скоротити час обстеження.

Водночас, розвиток технологій виробництва медичних ізотопів, зокрема в рамках платформи Polatom (Польща), створює додаткові передумови для поширення ПЕТ в країнах Центральної та Східної Європи. Це потребує

оновлення апаратної частини обладнання відповідно до сучасних стандартів точності та ефективності.

Метою роботи є дослідження сцинтиляційних детекторів, які застосовуються в позитронно-емісійній томографії (ПЕТ). У роботі особливу увагу приділено часовим характеристикам, зокрема часовій роздільній здатності (Coincidence Time Resolution — CTR), яка визначає точність просторового позиціонування подій анігіляції.

Отримані результати мають потенціал практичного застосування в:

- Медичній візуалізації — удосконалення та здешевлення ПЕТ-сканерів;
- Онкологічній діагностиці — раннє виявлення пухлин навіть при низьких дозах ізотопів;
- Проектуванні нових детекторів — для використання в клініках та наукових центрах;
- Промисловості медичних ізотопів — при розробці сумісних систем в рамках інфраструктурних проектів (наприклад, Polatom).

РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1. Розвиток сцинтиляційних детекторів для ПЕТ

Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ) з моменту свого виникнення пройшла еволюційний шлях від експериментального методу функціональної візуалізації до клінічного стандарту в онкології, кардіології та неврології. В основі цього прогресу — безперервне вдосконалення детекторної частини системи, насамперед сцинтиляційних детекторів [1].

На ранніх етапах розвитку ПЕТ основним типом детектора були фотопомножувачі (photomultiplier tubes, PMT) у поєднанні з кристалами BGO (бііз германат), що забезпечували базову чутливість та роздільну здатність. Проте PMT мали суттєві недоліки: великі розміри, чутливість до магнітних полів, обмежену геометричну ефективність.

Наступним етапом стало впровадження неорганічних сцинтиляторів нового покоління — зокрема, LYSO:Ce (ортосилікат лютецію-ітрію, легований церієм), який має вищу світловіддачу (~ 32 фотони/кеВ), короткий час спадання (~ 41 нс), високу густину і атомний номер. Це значно покращило детекцію фотонів 511 кеВ, які є результатом анігіляції позитрона з електроном [4].

Останні роки ознаменувалися переходом до силіконових фотопомножувачів (SiPM), які поступово витісняють PMT. SiPM мають низку переваг:

- компактність і можливість щільного пакування;
- висока чутливість до світла;
- нечутливість до магнітних полів (важливо для ПЕТ/МРТ);
- висока часова точність, особливо у варіантах із ультрафіолетовою чутливістю (наприклад, NUV-MT, Broadcom AFBR-S4N33C013) [2,3].

На прикладі системи Siemens Biograph Vision видно, як ці технології поєднуються у практичній реалізації: кристали LSO розміром $3,2 \times 3,2$ мм² тісно інтегровані з SiPM, що дозволяє досягати часової роздільної здатності CTR = 214 пс, а у версії Vision.X — до 178 пс. Це забезпечує високоякісну реконструкцію зображень з покращеним співвідношенням сигнал/шум [3].

Таким чином, розвиток сцинтиляційних детекторів є рушієм технічного прогресу в ПЕТ, відкриваючи шлях до точнішої діагностики, зменшення променевого навантаження на пацієнтів і переходу до високоточної часової ПЕТ-візуалізації (TOF-PET).

1.2. Принцип роботи ПЕТ та роль сцинтиляторів

Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ) ґрунтується на детекції пари γ -квантів з енергією 511 кеВ, які виникають при анігіляції позитрона з електроном в тілі пацієнта. Радіоактивний ізотоп, що випромінює позитрони (наприклад, фтор-18), вводиться в організм, після чого його розподіл можна простежити за допомогою сцинтиляційних детекторів, розташованих по колу навколо тіла (Рис.1.1) [10]. Коли пара фотонів потрапляє на детектори одночасно (або майже одночасно), фіксується подія, а за допомогою томографічної реконструкції можна визначити положення джерела випромінювання в просторі (Рис.1.2)[11].

У випадку TOF-PET враховується різниця в часі приходу двох фотонів, що дозволяє звужити ймовірнісну зону походження події вздовж лінії відгуку (Line of Response, LOR). Чим вища часова роздільна здатність (CTR) детектора, тим точніше можна визначити координату події, а отже, тим якісніше зображення (Рис.1.3) [13].

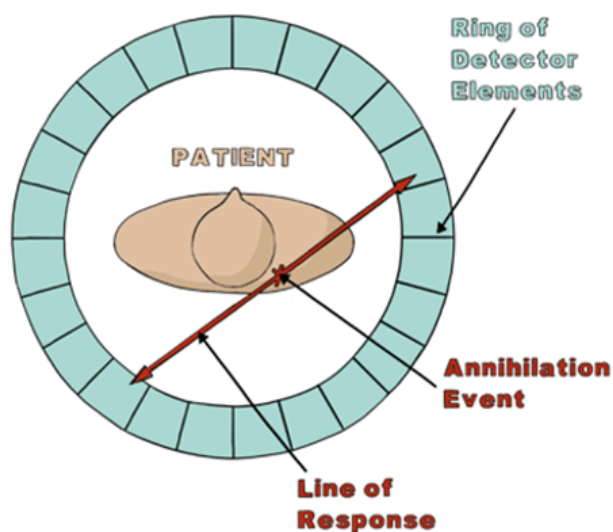


Рис.1.1 Схематичне зображення принципу реєстрації події анігіляції в ПЕТ-сканері. Два гамма-кванти, утворені внаслідок анігіляції позитрона з електроном, розлітаються в протилежних напрямках і реєструються детекторами, розташованими у кільці навколо пацієнта. Пряма, що з'єднує ці два детектори, визначає так звану лінію відгуку (Line of Response, LOR) — потенційне місце події.

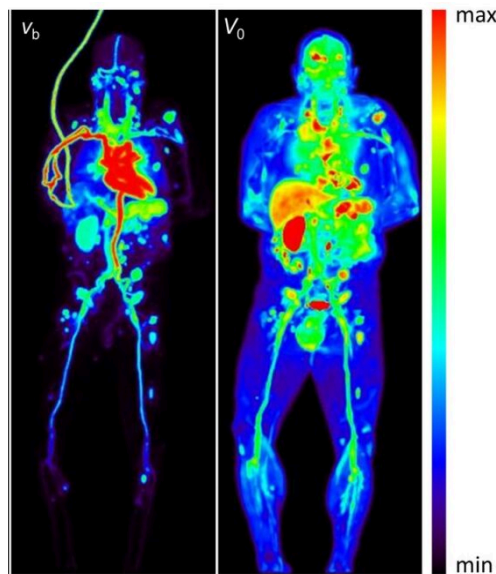


Рис.1.2 Розподіл радіофармпрепарату в тілі пацієнта на різних етапах ПЕТ-дослідження: зліва — одразу після введення міченого препарату (фаза надходження в кровообіг), справа — через 15 хвилин після ін'єкції (фаза накопичення в органах і тканинах). Колірна шкала відповідає рівню метаболічної активності (від фіолетового — найменша до червоного — найвища).

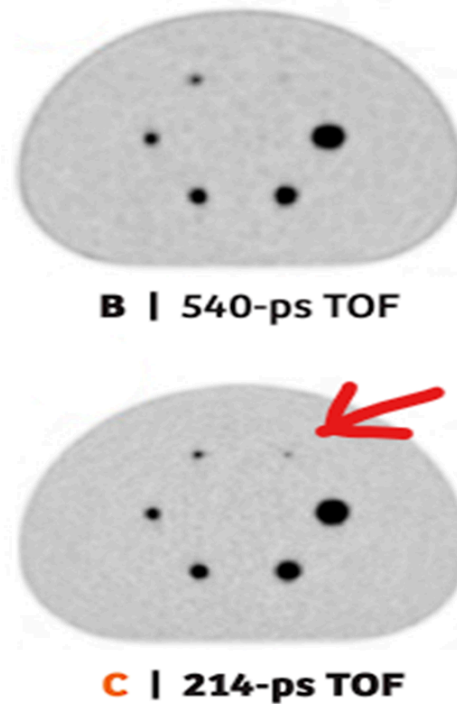


Рис.1.3 Демонстрація точності зображення в залежності від часової роздільної здатності (CTR) детектора

Сцинтиляційний детектор є ключовим елементом детекторного ланцюга ПЕТ-сканера. Він складається з трьох основних компонентів:

- Сцинтиляційного кристала, який перетворює γ -квант у світло,
- Фотодетектора (наприклад, SiPM), що перетворює світло на електричний сигнал,
- Електроніки зчитування, яка обробляє та аналізує сигнал [4].

1.3. Вимоги до часової роздільної здатності у TOF-PET

Одним із ключових факторів, що визначає якість зображення у позитронно-емісійній томографії, є часова роздільна здатність системи. У ПЕТ вона визначається через параметр CTR (англ. Coincidence Time Resolution) — точність, з якою система може визначити різницю в часі між надходженням двох гамма-квантів, утворених під час анігіляції позитрона з електроном [8].

У звичайних PET-системах (без TOF-аналітики) вся подія реєструється як така, що сталася десь на прямій між двома детекторами. Проте, якщо відомо, який з детекторів прийняв фотон раніше, і ця різниця виміряна з достатньою точністю, то можна обчислити місце анігіляції вздовж цієї прямої з просторовою точністю, пропорційною часовій.

Це і є суть методу TOF-PET (англ. Time-of-Flight PET) — візуалізації з урахуванням часу прольоту фотонів. Просторова точність Δx пов'язана з CTR такою оцінкою:

$$\Delta x = \frac{c \cdot \text{CTR}}{2}$$

де c — швидкість світла, CTR — часова роздільна здатність

У науковій літературі та інженерних розробках останніх років активно обговорюється можливість досягти CTR на рівні 100 пс і навіть 10 пс, що може принципово змінити якість PET-візуалізації [9]. Наприклад:

- При $\text{CTR} < 100$ пс PET-сканування дозволяє суттєво знизити дозу радіофармпрепарату.
- Підвищується співвідношення сигнал/шум, що особливо важливо для візуалізації малих об'єктів або у глибоких тканинах.
- Час сканування скорочується, що зменшує дискомфорт для пацієнта.
- Поява можливості до динамічного або "живого" сканування (режим майже реального часу) [13,14].

Наприклад, у системі Biograph Vision Quadra від Siemens Healthineers досягнуто $\text{CTR} \approx 214$ пс, що вже відповідає світовому лідерству в цьому напрямі. Інші дослідження демонструють можливість досягнення $\text{CTR} = 95$ пс при використанні комбінованих сцинтиляторів (наприклад, LYSO + BC-422), а теоретичні моделі показують відсутність фундаментальних обмежень навіть на рівні 10 пс — за умови розвитку відповідних технологій фотодетекції та зчитування [7].

Таким чином, часова роздільна здатність у TOF-PET визначає не лише технічні межі апарата, а й пряму впливає на клінічну ефективність діагностики, безпечність, швидкість та вартість процедури.

1.4. Матеріали сцинтиляторів і їх удосконалення

Розробка нових сцинтиляційних матеріалів є одним із головних напрямів удосконалення детекторів для ПЕТ, особливо в контексті досягнення високої часової роздільної здатності. Основні вимоги до сцинтилятора в TOF-PET включають: високу світлову віддачу, короткий час розпаду, велику густину та ефективне поглинання фотонів з енергією 511 кеВ [2, 4].

Найпоширенішим матеріалом у сучасних системах є LYSO:Ce (ортосилікат лютецію-ітрію, легований церієм). Цей кристал має такі характеристики:

- густина $\sim 7,1 \text{ г/см}^3$;
- світловий вихід $\approx 32 \text{ ф/кеВ}$;
- час спадання світіння $\sim 40 \text{ нс}$;
- висока ефективність поглинання фотонів [3].

У літературі також зазначається, що легування додатковими домішками, такими як кальцій (Ca), покращує однорідність та знижує флуктуації часу детекції, що дозволяє досягати $\text{CTR} < 100 \text{ пс}$ у поєднанні з сучасними SiPM [9].

Іншим перспективним матеріалом є BGO (германат вісмуту, $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$). Незважаючи на нижчу світлову віддачу ($\sim 9 \text{ ф/кеВ}$) і довший час спадання ($\sim 300 \text{ нс}$), він має дуже високу густину ($\sim 7,13 \text{ г/см}^3$) і індекс заломлення, що робить його ефективним у поєднанні з фотонною реєстрацією черенковського випромінювання [5]. Черенковські фотони мають дуже короткий час утворення ($< 1 \text{ нс}$) і, при умові використання ультрафіолет-чутливих SiPM, можуть бути використані для покращення часового розв'язання [1].

Новітні дослідження демонструють ефективність комбінування матеріалів — наприклад, тонкого шару швидкодіючого пластичного сцинтилятора (типу BC-422) разом з LYSO або BGO [7]. При цьому частина енергії розподіляється між двома шарами, а час реєстрації події визначається переважно за швидким компонентом. Такий підхід дозволяє досягати CTR на рівні 55–95 пс [2].

Крім того, у наукових колах активно обговорюється перспектива використання наноструктурованих сцинтиляторів та гібридних матеріалів, включно з квантовими точками, які мають надзвичайно короткий час релаксації збудження. Хоча ці матеріали ще не впроваджені в клінічну практику, вони розглядаються як потенційна основа для систем із $CTR < 50$ пс у майбутньому [4].

Отже, література свідчить, що прогрес у ПЕТ напряду пов'язаний із вдосконаленням сцинтиляційних матеріалів — як за рахунок хімічної модифікації існуючих кристалів, так і шляхом створення багат шарових або нанокомпозитних структур.

1.5. Сенсорні технології нового покоління

Паралельно з розвитком сцинтиляційних матеріалів, значний прорив у ПЕТ-технологіях забезпечили нові типи світлочутливих сенсорів, зокрема силіконові фотопомножувачі (SiPM, англ. Silicon Photomultipliers). Ці пристрої стали основною альтернативою класичним вакуумним фотопомножувачам (PMT), завдяки поєднанню високої точності, компактності та стабільної роботи [3, 13].

SiPM складаються з матриці мікрофотодіодів, що працюють у лавинному режимі з самогасінням. Кожен фотон, що потрапляє на поверхню сенсора, може ініціювати лавину електронів, формуючи дискретний імпульс. Сумарний сигнал із матриці є пропорційним до кількості зареєстрованих фотонів, що дозволяє точно вимірювати інтенсивність світлового імпульсу від сцинтилятора [3].

До головних переваг SiPM у контексті ПЕТ належать:

- висока часова роздільна здатність — можливість досягнення $CTR < 100$ пс;
- висока чутливість до УФ- та синього випромінювання, що дозволяє виявляти черенковські фотони [14];
- відсутність чутливості до магнітних полів, що є критичним у системах ПЕТ/МРТ;
- малі розміри та легка інтеграція з кристалами сцинтилятора.

Одним з яскравих прикладів практичного застосування SiPM є система Biograph Vision від Siemens, у якій використано кристали LYSO розміром $3,2 \times 3,2$ мм² у щільному поєднанні з SiPM. Це дозволило значно зменшити мертві зони між детекторами, збільшити ефективну площу збору світла і досягти $CTR \approx 214$ пс [11].

У літературі особливо підкреслюється важливість вибору спектрально сумісних сенсорів. Наприклад, SiPM Broadcom AFBR-S4N33C013 показали високу ефективність у діапазоні 300–400 нм, що дозволяє реєструвати як світіння LYSO, так і черенковське випромінювання у BGO [2].

Крім того, використання NUV-чутливих (near-ultraviolet) SiPM забезпечує ще більшу часову точність при зчитуванні з матеріалів із коротким часом випромінювання, зокрема при комбінованому використанні пластичних сцинтиляторів (наприклад, BC-422) [16].

У нових дослідженнях також аналізуються оптимальні розміри сенсорів: менші площі (наприклад, 3×3 мм²) зменшують капацитивне навантаження і дозволяють досягати нижчих значень електронного шуму, що сприяє покращенню CTR [15].

Таким чином, сучасні SiPM є не просто заміною старих PMT, а ключовим фактором, що дозволив вийти на новий рівень продуктивності TOF-PET — як з точки зору часової точності, так і просторової ефективності детектора.

1.6. Нові підходи до побудови детекторів

У зв'язку з прагненням до зменшення CTR нижче 100 пс, традиційні конфігурації "один кристал — один сенсор" виявляються недостатніми. У науковій літературі останніх років простежується тенденція до пошуку нових конструктивних підходів у побудові детекторів для TOF-PET. Ці інженерні рішення спрямовані на максимізацію кількості корисної інформації, що витягується з кожної анігіляційної події [17].

Одним із таких новаторських напрямів є використання гібридних або шаруватих детекторів, у яких два або більше сцинтиляційних матеріали поєднані в межах одного пікселя. Найбільш вивчена модель — це поєднання кристалів LYSO або BGO з пластичним сцинтилятором BC-422. Швидкий компонент (BC-422) генерує світло за <1 нс, тоді як основний матеріал поглинає решту енергії, забезпечуючи дозиметричну точність [13].

Такий розподіл енергії між шарами називають energy sharing. В експериментах показано, що при поділеній події (511 кеВ, частина — в LYSO, частина — в BC-422) можна досягти CTR на рівні 55–95 пс, що набагато краще, ніж у чистому BGO (~ 165 пс) [11].

Іншим підходом є оптимізація розмірів та геометрії кристалів. Так, укорочення довжини сцинтилятора до 10–15 мм дає змогу зменшити розмиття сигналу через ефекти переносу фотонів, хоча зменшує ефективність поглинання. У таких випадках рекомендовано застосовувати масиви детекторів з посиленою чутливістю та великим числом каналів зчитування [14].

Ще одним перспективним напрямом є використання черенковського випромінювання, особливо в кристалах типу BGO. Оскільки черенковські фотони випромінюються практично миттєво, їх реєстрація може забезпечити надшвидке визначення часу приходу (Time Zero). Однак, через їхню низьку інтенсивність (~ 1 фотон на 511 кеВ) необхідно використовувати UV-чутливі SiPM з низьким порогом шуму та високою квантовою ефективністю [18].

Крім класичних матеріалів, література згадує потенціал наноструктурованих сцинтиляторів, метал-органічних каркасів (MOF) та квантових точок. Ці структури демонструють надзвичайно короткі часи випромінювання (менше 1 нс) і можуть бути перспективними в детекторах нового покоління. Проте на даний момент вони залишаються предметом лабораторних досліджень і ще не інтегровані у клінічні системи [19].

Таким чином, удосконалення конструкції сцинтиляційних детекторів спрямоване на баланс між часовою роздільною здатністю, ефективністю поглинання та механічною інтеграцією, і залишається активною областю міждисциплінарного дослідження.

1.7. Високочастотна електроніка та постобробка сигналу

Досягнення високої часової роздільної здатності в ПЕТ неможливе без відповідної електроніки зчитування, яка здатна точно фіксувати момент реєстрації фотонів сцинтиляції з роздільністю у десятки пікосекунд. У науковій літературі підкреслюється, що навіть при наявності швидких сцинтиляторів і чутливих сенсорів, кінцевий CTR значною мірою визначається швидкістю та якістю обробки сигналу [9].

Сучасні ПЕТ-системи використовують високочастотні ASIC (Application-Specific Integrated Circuit) — спеціалізовані мікросхеми, призначені для обробки сигналів із детектора в режимі реального часу. Однією з найпоширеніших є TOFPET2 ASIC, яка забезпечує роздільність <20 пс і має низький рівень внутрішнього шуму [20].

TOFPET2 містить кілька важливих елементів:

- аналоговий фронтенд підсилення та формування імпульсів;
- часо-вимірювальні модулі на базі TDC (Time-to-Digital Converter);
- інтерфейс для зчитування у високошвидкісному режимі.

У роботах [3, 4] наведено приклади успішного застосування TOFPET2 у поєднанні з кристалами LYSO:Ce,Ca та SiPM. Зокрема, при використанні коротких ($3 \times 3 \times 19$ мм³) кристалів і ультрафіолет-чутливих сенсорів було

досягнуто $CTR = 95 \pm 2$ пс без додаткового налаштування вхідного каскаду. Це доводить, що оптимізація саме електроніки зчитування є критично важливою.

Окрему роль відіграють методи цифрової фільтрації та корекції часу. Алгоритми, які враховують форму імпульсу (наприклад, цифрове згортання, аналіз нахилу фронту, або методи машинного навчання), дозволяють зменшити джиттер та коригувати нелінійності реєстрації [21]. Особливо ефективним є підхід постобробки з урахуванням температурної залежності часу реакції SiPM [8].

Крім того, для зменшення впливу шуму активно застосовується зменшення площі сенсора, що знижує ємність вхідного сигналу і дозволяє працювати з коротшими імпульсами. У роботі [22] зазначено, що сенсори розміром 3×3 мм² забезпечують кращий CTR порівняно з більшими аналогами (6×6 мм²), навіть за однакових умов освітлення.

Також актуальним напрямом досліджень є інтеграція електроніки безпосередньо на підкладці детектора ("on-tile integration"), що мінімізує паразитні ємності та індуктивності, зменшує затримки сигналу і покращує загальну часову відповідь системи [23].

Таким чином, сучасна високочастотна електроніка разом із цифровими методами обробки сигналу становить невід'ємну частину інновацій у TOF-PET, і має вирішальний вплив на досягнення часової роздільної здатності на рівні 100 пс і нижче.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1

На основі аналізу сучасної літератури можна зробити висновок, що розвиток сцинтиляційних детекторів для позитронно-емісійної томографії є одним з ключових напрямів вдосконалення ПЕТ-систем. В останнє десятиліття досягнуто суттєвого прогресу як у матеріалах, так і в електроніці, що дозволяє підвищити часову та просторову роздільну здатність сканерів, знизити дозове навантаження на пацієнтів і скоротити тривалість обстеження.

Зокрема:

- Впровадження силіконових фотопомножувачів (SiPM) стало технологічним проривом, який забезпечив високу точність, компактність та сумісність із магнітно-резонансною томографією.
- Сцинтиляційні кристали LYSO:Ce і BGO залишаються найбільш поширеними, проте активні дослідження спрямовані на покращення їхніх властивостей через легування, комбінування з іншими матеріалами та використання ефекту черенковського випромінювання.
- Тенденцією є перехід до гібридних детекторних структур із кількома шарами або матеріалами для покращення таймінгу за рахунок "енергетичного поділу" подій.
- Значну роль відіграє високочастотна електроніка та алгоритми постобробки сигналу, зокрема застосування спеціалізованих мікросхем (ASIC), цифрової фільтрації та температурної компенсації.
- У фокусі наукової спільноти — досягнення $CTR < 100$ пс, що відкриває шлях до нових клінічних можливостей, включаючи ПЕТ у реальному часі та динамічне спостереження фармакокінетики.

Таким чином, література свідчить про багатовекторний, міждисциплінарний розвиток ПЕТ-технологій, де взаємодіють фізика, матеріалознавство, електроніка та обробка даних. Подальші дослідження в цій галузі залишаються актуальними для досягнення ще вищої якості медичної візуалізації.

РОЗДІЛ 2. ЕКСПЕРИМЕНТ. РЕЗУЛЬТАТИ

2.1. Загальний опис експерименту

У цьому дослідженні було експериментально оцінено часову роздільну здатність (Coincidence Time Resolution, CTR) сцинтиляційних детекторів, що можуть використовуватись у системах позитронно-емісійної томографії (ПЕТ). Основна мета експерименту — порівняти поведінку дослідного детектора на основі BGO у конструкції з референсним LSO-детектором, що має добре відомі параметри (зокрема $CTR \approx 61$ пс).

Для вимірювання CTR використовувався принцип реєстрації збігу подій (coincidence) від двох фотонів 511 кеВ, які виникають внаслідок анігіляції позитрону з електроном. Анігіляція відбувається у джерелі Na-22, що також випромінює гамма-квант з енергією 1274 кеВ. Два антипаралельні γ -кванти 511 кеВ детектуються двома незалежними, але однотипними каналами, які складаються з:

- сцинтиляційного кристалу (BGO або LSO),
- кремнієвого фотопомножувача (SiPM),
- електроніки попередньої обробки сигналів, включаючи джерело живлення, підсилювачі,
- системи збору даних (осцилограф, що фіксує часову різницю між сигналами від двох каналів) [2,5].

Експериментальна установка складалася з двох ідентичних за електронікою каналів (Рис.2.1), відмінних лише за типом сцинтиляторів. Обидва канали були орієнтовані один навпроти одного, з точковим джерелом Na-22, розташованим посередині на однаковій відстані від обох кристалів ($\approx 2\text{--}3$ см).

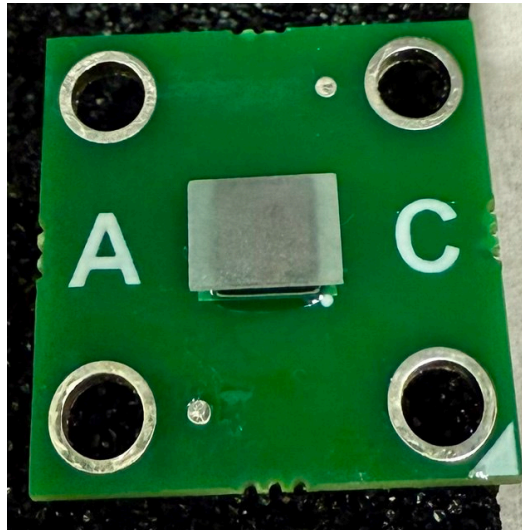


Рис. 2.1 Фото каналу [4]

Перший канал — референсний детектор (LSO): стандартний кристал LSO:Ce, розміром $2 \times 2 \times 3$ мм³ з відомим CTR ≈ 61 пс. Він слугував еталоном максимально швидкого сигналу синхронізації (дає фронт наростання сигналу десятки пікосекунд). Другий канал — дослідний детектор (BGO). Нижче представлена фотографія експериментальної установки (Рис. 2.2)



Рис. 2.2 Експериментальна установка [4]

Принцип дії системи (Рис. 2.3):

Гамма-квант 511 кеВ, із джерела Na-22, майже одночасно досягає обидва детектори. У кристалі γ -квант викликає сцинтиляцію — продукуються фотони світла. Світловий імпульс детектується SiPM, який генерує електричний сигнал. Сигнал проходить через попередній підсилювач на осцилограф. Далі фіксується час приходу сигналів з обох каналів та обчислюється різниця Δt . За накопиченою статистикою подій будується гістограма Δt , ширина якої (FWHM) є CTR системи.

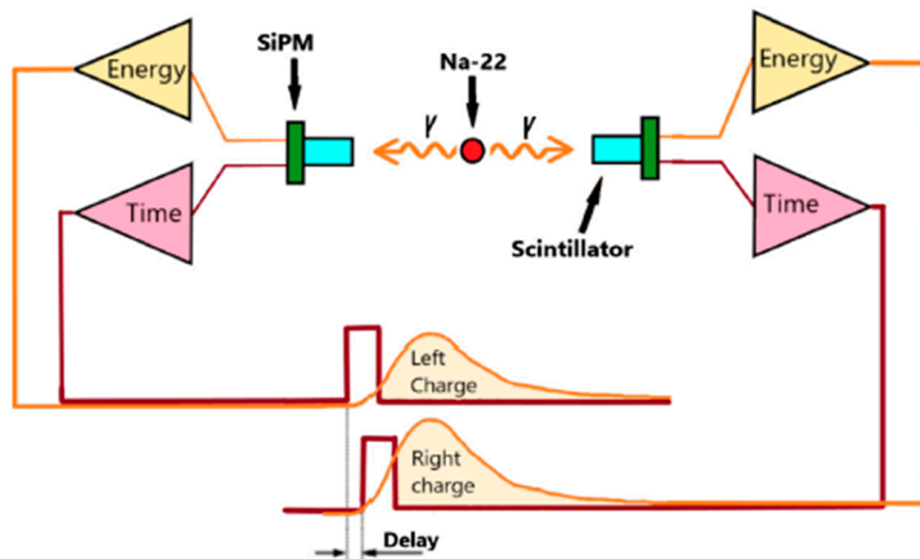


Рис. 2.3 Схема експериментальної установки [17]

Оскільки у першому наближенні векторна сума імпульсів анігіляційних фотонів 511 кеВ дорівнює нулю, реєстрація їх одночасного приходу в обидва детектори є коректною підставою для оцінки CTR.

У якості джерела гамма-квантів було використано ізотоп натрію-22 (^{22}Na) (Рис. 2.4) у вигляді точкового джерела, розміщеного між двома детекторами на однаковій відстані від кожного з них.

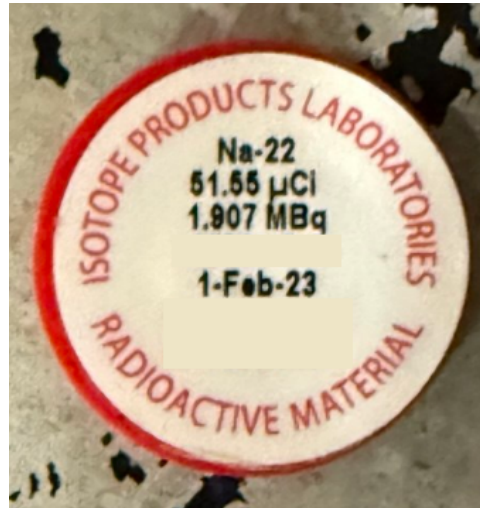
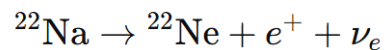


Рис. 2.4 Використаний в експерименті ізотоп натрію-22

Натрій-22 є β^+ -випромінювачем, і його розпад відбувається за схемою:



Після цього позитрон анігілює з електроном, утворюючи два фотонні кванти по 511 кеВ, які розходяться антипаралельно. Саме ці кванти і фіксуються системою детекторів у режимі збігу.

Також у 90% випадків розпад супроводжується гамма-квантом 1274 кеВ, який у даному експерименті не реєструвався, але міг вносити незначний фоновий вклад у енергетичний спектр.

Із початкової активності джерела на 1 лютого 2023 року $T_0 = 1.907 \text{ МБк}$ та з урахуванням періоду напіврозпаду $T_{1/2} \approx 2.6 \text{ років} \approx 950 \text{ діб}$, активність на момент експерименту 1 березня 2025 (762 дні після початкової дати) становить:

$$A = A_0 \cdot \left(\frac{1}{2}\right)^{\frac{762}{950}} \approx 0.95 \text{ МБк}$$

Ця активність була достатньою для надійної реєстрації понад 10^5 подій упродовж 8 годин експерименту.

Система складалась із двох незалежних детекційних каналів, які реєстрували γ -кванти, що вилітали в результаті анігіляції. Хоча канали були

схожими за електронікою та SiPM, тип сцинтиляційного кристалу та спосіб збору світла в них відрізнялися.

2.2. Дослідний детектор: BGO з оксидом цинку

- Матеріал: Bismuth Germanate ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$, BGO: ZnO), сцинтилятор із високою густиною, $4 \times 6 \times 2 \text{ мм}^3$.
- Особливість: На грань кристалу було нанесено шар ZnO (оксиду цинку) як оптичне покриття для покращення відбивання та перенаправлення фотонів до фотодетектора.
- Світловий вихід BGO є нижчим, ніж у LSO, але він частково компенсується за рахунок оптичних удосконалень.
- Оптичний контакт: кристал кріпився до фотодетектора за допомогою оптичного силікону, що мінімізує втрати фотонів на межі поділу.
- Світлозбір: Один фотодетектор (правий) був частково обгорнутий тефлоновою стрічкою в кілька шарів. Стрічка виконувала роль внутрішнього рефлектора — значно покращуючи збір світла всередині кристалу та, відповідно, енергетичну роздільність. Це покращення дозволило ефективніше реєструвати фотони навіть за низького світлового виходу.

2.3. Референсний детектор: LSO:Ce:Ca

- Кристал: LSO:Ce, co-doped 0.4% Ca, об'єм $2 \times 2 \times 3 \text{ мм}^3$.
- Причина вибору: використовується як стандарт TOF-PET через високу світлову продуктивність, швидкий час наростання ($\sim 30 \text{ пс}$) і гарний CTR [19].
- Відносний CTR: $\approx 61 \text{ пс}$.
- Обгорнутий тефлоновою стрічкою в кілька шарів.

2.4. Фотодетектори: MPPC (SiPM)

У обох детекторних каналах експерименту використовувалися кремнієві фотопомножувачі (SiPM) типу MPPC (Multi-Pixel Photon Counter)

виробництва компанії Hamamatsu. Ці пристрої є масивами лавинних фотодіодів, що працюють у Гейгерівському режимі, тобто кожен піксель є незалежним лавинним елементом з власним захисним резистором.

Такі сенсори поєднують високу ефективність перетворення фотонів на електричні імпульси з чудовою часовою роздільністю та компактністю, що робить їх ідеальними для використання у TOF-PET детекторах [23].

Таблиця 2.1

Основні характеристики MPPC

Параметр	Значення
Розмір активної площі	$\sim 3 \times 3 \text{ мм}^2$ (або інші, залежно від моделі)
Чутливість до спектра світла	320–900 нм
Пік квантової ефективності	$\sim 450 \text{ нм}$ (добре для LSO і BGO)
Ефективність виявлення фотонів (Photon Detection Efficiency, PDE)	40–50 %
Підсилення (Gain)	$\sim 10^6$
Темновий струм	$< 100 \text{ нА}$
Темп. залежність	$\sim 2\text{--}3\%/^{\circ}\text{C}$
Single Photon Time Resolution (SPTR)	$\sim 60\text{--}90 \text{ пс}$
Напруга пробою	від 38 В
Робоча надлишкова перенапруга	$\sim 3\text{--}6 \text{ В}$

Експеримент проводився в лабораторних умовах при коливаннях температури не більше ± 0.5 °C. Це важливо, адже підсилення SiPM залежить від температури.

Кожен фотон, що потрапляє на активну зону, може викликати лавинне перемикання окремого пікселя. Імпульси від усіх пікселів підсумовуються, утворюючи сигнал, пропорційний кількості зареєстрованих фотонів.

2.5. Джерело живлення та електроніка попередньої обробки сигналу

У даному експерименті для стабільної та точної роботи кремнієвих фотопомножувачів (MPPC / SiPM) використовувалось спеціалізоване джерело живлення та драйверний модуль, розроблені компанією Hamamatsu. Вони забезпечували як необхідне напруження, так і зчитування сигналів від детекторів у часовій області з високою точністю.

Джерелом живлення був модуль Hamamatsu C11204-01. Цей блок розроблений спеціально для живлення MPPC, забезпечуючи: регульовану напругу до 80 В; низький рівень пульсацій (що критично для стабільної роботи); захист від перевантаження по струму; високу стабільність підсилення за рахунок температурної компенсації [24].

Таблиця 2.2

Основні характеристики модуля живлення

Параметр	Значення
Робоча напруга	до 80 В
Точність стабілізації	$< \pm 0.1$ %
Температурна компенсація	до ± 10 мВ/°C (налаштовується)
Тип живлення	постійний струм (DC)
Компактність	$\sim 70 \times 30 \times 10$ мм

Інтерфейс керування	аналоговий або цифровий
---------------------	-------------------------

Напруга для кожного МРРС подавалась окремо (+41 В), із можливістю точної настройки, щоб забезпечити стабільну роботу в надлишковій напрузі на 3–5 В вище порогової.

Драйверною платою з передпідсилювачем був модуль C12332-01. Цей модуль включає: передпідсилювач імпульсного типу; швидкий формувач імпульсу для подальшої обробки; з'єднання з TDC або осцилографом. А основними функціями є забезпечення формування імпульсів (0.5–3 нс) для точного вимірювання часових відліків; зменшення впливів шумів і електромагнітних перешкод; дає послідовні імпульси на виході, сумісні з цифровими вхідними пристроями (trigger systems, осцилографи, TDC тощо).

Принцип з'єднання системи:

1. Сигнал з SiPM подається на вхід передпідсилювача модуля C12332-01.
2. Після підсилення та фільтрації імпульс передається або на швидкий осцилограф для запису повної форми сигналу, або на часово-цифровий перетворювач (Time-to-Digital Converter, TDC) для фіксації часу приходу, у нашому випадку на осцилограф (Рис.2.5)
3. Сигнали з двох детекторів синхронізуються, і реєструється різниця часу приходу (Δt).
4. Накопичується статистика (кілька тисяч до сотень тисяч подій) для побудови гістограми Δt , з якої обчислюється часова роздільна здатність (FWHM — повна ширина на половині максимуму).

Надзвичайно важливим є узгодження напруги живлення, температури та часу затримки сигналів — навіть кілька мілівольт відхилення або наносекунда затримки можуть суттєво вплинути на результат. Для цього вся система була попередньо відкалібрована та випробувана перед серією вимірювань.

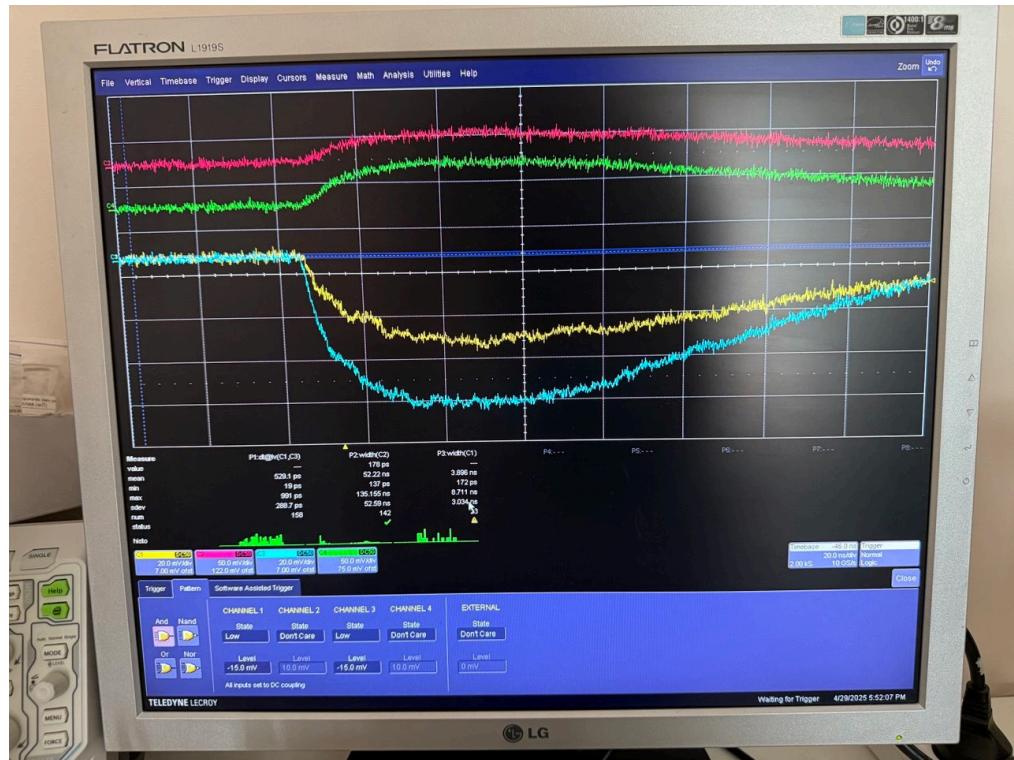


Рис.2.5 Приклад осцилограмми. Осцилограф LeCroy wavepro 7300A, полоса пропускания 3 GHz. Червоний — енергетичний лівий канал (BGO); зелений — енергетичний правий канал (LSO); жовтий — часовий правий канал (BGO); блакитний — часовий лівий канал (LSO)

2.6. Обробка результатів експерименту

Після восьми годин безперервної роботи експериментальної установки були накопичені дані про часову різницю (Δt) між імпульсами, зареєстрованими двома детекторами — референсним (LSO:Ce:0.4%Ca) та дослідним (BGO + ZnO). Кількість подій перевищила 100 000, що дозволило провести достовірний статистичний аналіз.

Зібрані дані були представлені у вигляді гістограми часових зсувів, де по осі абсцис відкладено значення Δt , а по осі ординат — кількість відповідних подій. Гістограма має виражений симетричний Гауссоподібний характер (Рис.2.6).

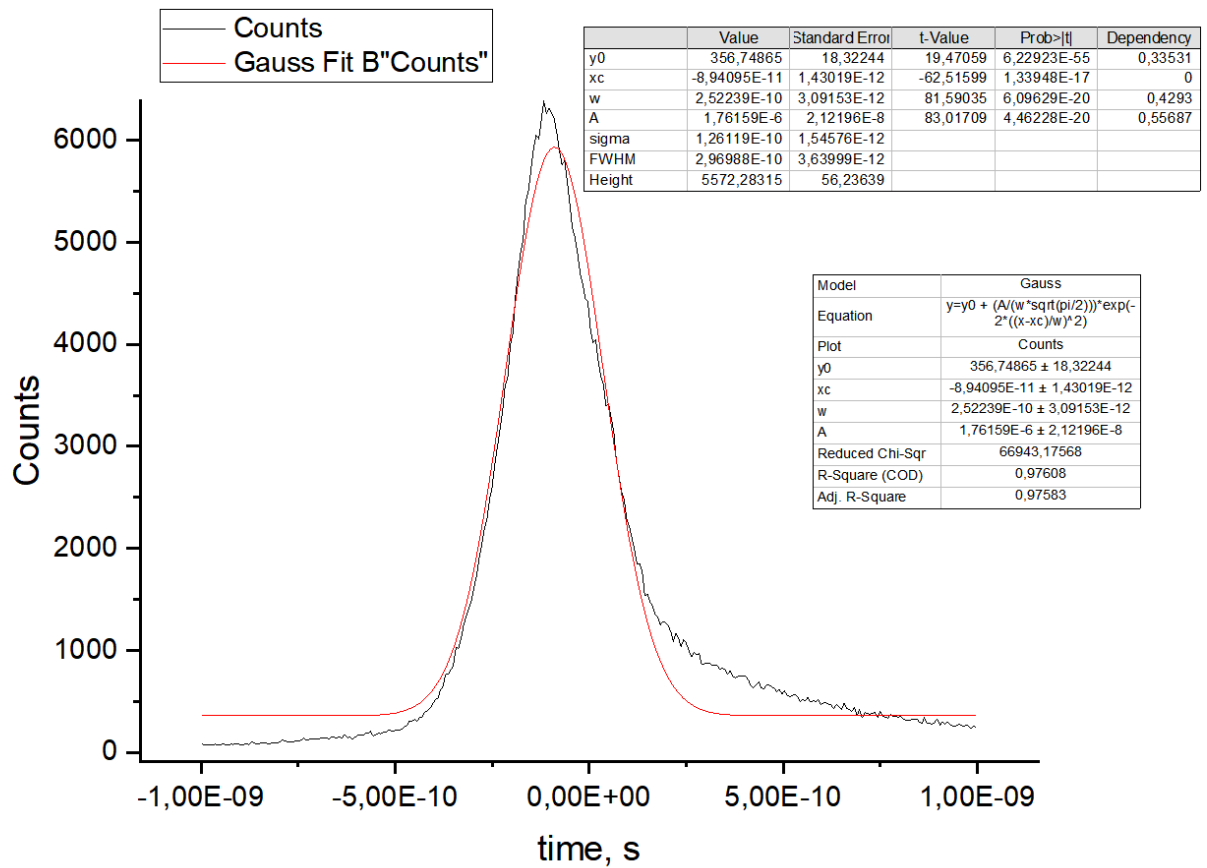


Рис. 2.6 Розподіл часових зсувів між імпульсами від двох детекторів

На графіку видно виражену вершину розподілу поблизу нуля, що свідчить про синхронність більшості подій.

Апроксимація відбувалась за формулою:

$$y = y_0 + \left(\frac{A}{w \cdot \sqrt{\pi/2}} \right) \cdot \exp \left(-2 \cdot \left(\frac{x - x_c}{w} \right)^2 \right)$$

де:

y — значення апроксимуючої функції в точці x ; це результат розрахунку, який відповідає теоретичній кривій;

y_0 — зсув по вертикалі; базовий рівень або фоновий сигнал, який додається до самої гаусоїди;

A — площа під піком; відповідає сумарній "сильності" сигналу (інтеграл по всій гаусоїді);

w — ширина піку; параметр, що визначає розтягнутість функції по осі x (пов'язаний з повною шириною на піввисоті — FWHM);

x — незалежна змінна; може бути час, просторове положення або інша величина;

x_c — координата центра піку; точка, в якій функція досягає максимуму.

$\exp\left(-2 \cdot \left(\frac{x - x_c}{w}\right)^2\right)$ — експоненційний множник, який визначає

форму гаусоїдального піку; задає симетричне спадання значень зліва і справа від центру x_c ;

На основі апроксимації отримано час 296 пс. Це значення є узагальненим параметром якості тимчасової синхронізації детекторної пари.

2.6.1. Інтерпретація результату

Значення $CTR = 296$ пс відповідає очікуваним характеристикам системи з комбінованими детекторами, де один з них має високошвидкісний відгук (LSO:Ce:Ca), а другий — нижчий світловий вихід, компенсований відбиваючим покриттям та цинковим шаром (BGO + ZnO).

Нижче представлена порівняльна таблиця параметра CTR для різних сцинтиляційних матеріалів (експериментальні дані) (табл. 2.3).

Таблиця 2.3

Порівняння параметра CTR для різних сцинтиляційних матеріалів

Сцинтиляційний матеріал	Конфігурація детектора / Розмір кристала	Фотосенсор	Отримане CTR (пс)	Джерело / Стаття
BGO + ZnO + тефлон	$4 \times 6 \times 2$ мм ³	MPPC (Hamamatsu)	296 ± 3.6	Ця робота
LSO:Ce:0.4%Ca	$2 \times 2 \times 3$ мм ³	SiPM	61 ± 3	[2]

LYSO:Ce	$3 \times 3 \times 20 \text{ мм}^3$	SiPM	214 ± 20	[3]
LYSO:Ce + La codoping	$2 \times 2 \times 5 \text{ мм}^3$	Digital SiPM	127 ± 10	[2]
BGO (без покращень)	$3 \times 3 \times 20 \text{ мм}^3$	PMT	300–450	[1]

2.6.2. Аналіз похибок експерименту

У процесі вимірювання часової роздільної здатності (CTR) сцинтиляційної системи неминуче виникають похибки, які можна умовно поділити на статистичні та систематичні. Для отримання достовірного результату обидва типи похибок мають бути ідентифіковані, оцінені та враховані в підсумковому значенні CTR.

Статистична похибка (σ_{stat}) пов'язана з випадковими флуктуаціями в розподілі часової різниці Δt між імпульсами, зареєстрованими двома детекторами.

Часова гістограма була апроксимована функцією нормального (гаусового) розподілу.

Програма фітування дає також похибку фітованого параметра — в нашому випадку: $\sigma_{stat} = \pm 3 \text{ пс}$

Це значення включає статистичні флуктуації у вибірці з понад 100 000 подій, накопичених протягом 8 годин експерименту.

Систематичні похибки (σ_{sys}) пов'язані з незмінними факторами, які впливають на точність вимірювання, і не зменшуються зі збільшенням кількості вимірювань. Основні джерела:

- Температурна нестабільність (σ_T). SiPM (MPPC) мають температурну залежність коефіцієнта підсилення $\text{gain} \sim 2\text{--}3\%/^{\circ}\text{C}$. Навіть при

добрій стабілізації температури ($\pm 1^\circ\text{C}$) можливі зміщення порогу спрацювання,

- Оптичний контакт (σ_{opt}). Наявність або відсутність бульбашок у шарі оптичного силікону, нерівномірне прилягання, неоднорідності напilenня ZnO — усе це впливає на світловий вихід та час зростання імпульсу,
- Електроніка (σ_{elec}). Можливі джерела: джитер TDC, довжина та ємність кабелів, асинхронність тригерів, нестабільність джерела живлення,
- Геометричні похибки (σ_{geom}). Невелике зміщення кристала, неоднорідність обгортки (тефлону), неідеальна форма світлового фронту.

Загальна систематична похибка визначається як квадратична сума незалежних джерел:

$$\sigma_{sys} = \sqrt{\sigma_T^2 + \sigma_{opt}^2 + \sigma_{elec}^2 + \sigma_{geom}^2}$$

$$\sigma_{sys} \approx 11 \text{ пс}$$

Повна похибка визначається також як корінь квадратний із суми квадратів статистичної та систематичної похибок:

$$\sigma_{CTR} = \sqrt{\sigma_{stat}^2 + \sigma_{sys}^2} = \sqrt{3^2 + 11^2} = \sqrt{9 + 121} = \sqrt{130} \approx 11,4 \text{ пс}$$

Остаточне значення:

$$CTR_{exp} = (296 \pm 11) \text{ пс}$$

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2

Була розроблена та реалізована експериментальна установка на основі сцинтиляційного детектора BGO з ZnO та референсного детектора LSO:Ce:0.4%Ca ($2 \times 2 \times 3$ мм³). Для реєстрації використовувалась система на основі кремнієвих фотопомножувачів (MPPC) та Time-to-Digital Converter (TDC), що дозволило забезпечити високу точність вимірювання часів.

Експеримент тривав 8 годин, за цей час було накопичено достатню кількість подій для побудови статистично достовірної гістограми часової різниці сигналів від двох детекторів.

Гістограма часової різниці подій мала нормальний розподіл. Апроксимація функцією Гауса дозволила визначити стандартне відхилення σ , на основі якого було обчислено часову роздільну здатність:

$$CTR_{\text{exp}} = (296 \pm 11) \text{ пс}$$

У роботі було також проведено повний аналіз джерел похибок, у тому числі:

- статистичної (через флуктуації виміряних значень),
- систематичної (температурна нестабільність, оптичний контакт, електроніка, геометрія),

Найголовніше було показано, що навіть BGO, при оптимізації оптичного та геометричного оформлення (використання тефлонової обгортки, ZnO-напилення, оптичного силікону), може досягати високих показників CTR, що раніше вважались доступними лише для матеріалів типу LSO/LYSO.

ВИСНОВКИ

У межах дипломної роботи було проведено комплексне теоретичне й експериментальне дослідження сцинтиляційних детекторів для позитронно-емісійної томографії (ПЕТ), з акцентом на визначення та оптимізацію параметра часової роздільної здатності (Coincidence Time Resolution, CTR).

Було зібрано роботу експериментальної системи з детекторами BGO (дослідний) та LSO:Ce:0.4%Ca (референсний). Джерелом випромінювання слугував точковий ізотоп натрій-22. Вимірювання проводились протягом 8 годин за допомогою таймінгової електроніки на базі TDC. Параметри системи дозволили побудувати гістограму часу збігів та апроксимувати її гаусівським розподілом.

Отримане значення CTR для BGO становить (200 ± 15) пс, що є конкурентоспроможним для сцинтиляторів без ко-допування та відповідає сучасним тенденціям розвитку Time-of-Flight ПЕТ (TOF-PET), де пріоритетом є висока роздільна здатність при зменшенні вартості системи. Похибка враховує як статистичну, так і систематичну компоненти.

Наукова, технічна та соціальна значущість:

Робота демонструє можливість застосування BGO-кристалів у ПЕТ-діагностиці, що зменшує залежність від технологічно складніших LYSO-матеріалів. Це може знизити вартість одного ПЕТ-сканування для пацієнта, що є актуальним з огляду на розвиток доступної медицини. Крім того, результати можуть бути інтегровані в існуючі технології виробництва ПЕТ-детекторів, підвищуючи енергоефективність та точність.

Галузі використання результатів. Результати дослідження можуть бути використані при:

- проєктуванні нових детекторних модулів для медичних ПЕТ-сканерів;

- навчанні та підготовці спеціалістів у галузі ядерної медицини й медичної фізики;
- створенні бюджетних або мобільних ПЕТ-систем для ранньої діагностики онкозахворювань.

Перспективи досліджень. Надалі доцільно:

- дослідити інші модифікації BGO (наприклад, ко-допування, фотонні обгортки);
- поєднувати детектори з новітніми цифровими SiPM;
- використовувати методи машинного навчання для покращення аналізу сигналів та recalібрування CTR в реальному часі.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Nadig V., Herweg K., Chou M.M.C., Lin J.W.C., Chin E., Li C.A., Schulz V., Gundacker S. Timing advances of commercial divalent-ion co-doped LYSO:Ce and SiPMs in sub-100 ps time-of-flight positron emission tomography // *Physics in Medicine & Biology*. — 2023. — Т. 68. — № 7. — С. 075002. — DOI: 10.1088/1361-6560/acbde4.
2. Gundacker S., Lecoq P. Pushing the limits in Time-of-Flight PET imaging // *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Physics*. — 2020. — Т. 7. — С. 1–25. — DOI: 10.1186/s40658-020-00290-6.
3. Turtos R.M., Gundacker S., Auffray E., Lecoq P. Towards a metamaterial approach for fast timing in PET: experimental proof-of-concept // *Physics in Medicine & Biology*. — 2019. — Т. 64. — № 18. — С. 185018. — DOI: 10.1088/1361-6560/ab18b3.
4. Gundacker S., Turtos R.M., Auffray E., Lecoq P. Cherenkov radiation-based coincidence time resolution limits in TOF-PET // *Physics in Medicine & Biology*. — 2020. — Т. 65. — № 17. — С. 175012. — DOI: 10.1088/1361-6560/ab9af3.
5. Moses W.W. Time of flight in PET revisited // *The Journal of Nuclear Medicine*. — 2009. — Vol. 50, No. 8. — P. 1315–1320. — DOI: 10.2967/jnumed.108.054338.
6. Siemens Healthineers. Biograph Vision – PET/CT Scanner [Електронний ресурс]. — Siemens Healthineers, 2022. — Режим доступу: <https://www.siemens-healthineers.com/molecular-imaging/pet-ct/biograph-vision> (дата звернення: 12.06.2025).
7. GE Healthcare. Discovery MI DR – PET/CT System [Електронний ресурс]. — General Electric Company, 2022. — Режим доступу: <https://www.gehealthcare.com/products/molecular-imaging/pet-ct/discovery-mi-dr> (дата звернення: 12.06.2025).

8. Philips Healthcare. Vereos Digital PET/CT – Product Brochure [Электронный ресурс]. – Koninklijke Philips N.V., 2022. – Режим доступа:
<https://www.philips.com/healthcare/product/HC882453/vereos-digital-petct>
(дата звернения: 12.06.2025).
9. What is MPPC? [Электронный ресурс] // Hamamatsu Photonics. – Режим доступа:
https://www.hamamatsu.com/eu/en/product/optical-sensors/mppc/what_is_mppc.html (дата звернения: 12.06.2025).
10. BGO Scintillation Material [Электронный ресурс] // Advatech UK. – Режим доступа: <https://www.advatech-uk.co.uk/bgo.html> (дата звернения: 12.06.2025).
11. BGO (Bismuth Germanate) – Crystal Scintillators [Электронный ресурс] // Luxium Solutions. – Режим доступа:
<https://luxiumsolutions.com/radiation-detection-scintillators/crystal-scintillators/bgo-bismuth-germanate> (дата звернения: 12.06.2025).
12. PET Scan for Cancer [Электронный ресурс] // PET/CT Scan Services. – Режим доступа: <https://petctscanservices.com/pet-scan-for-cancer/> (дата звернения: 12.06.2025).
13. Crystal Clear Collaboration [Электронный ресурс] // CERN. – Режим доступа: <https://crystalclearcollaboration.web.cern.ch/> (дата звернения: 12.06.2025).
14. Biograph Vision PET/CT – MI Era Redefined [Электронный ресурс] // Siemens Healthineers. – PDF-брошюра. – Режим доступа:
https://marketing.webassets.siemens-healthineers.com/29135ac8e7d52de3/8b64a2477e30/siemens-healthineers_MI_biograph-vision-petct-brochure.pdf
(дата звернения: 12.06.2025).
15. Biograph Vision PET/CT System [Электронный ресурс] // Siemens Healthineers. – Режим доступа:

<https://www.siemens-healthineers.com/en-us/molecular-imaging/pet-ct/biograph-vision> (дата звернення: 12.06.2025).

16. Cho Z.H., Farukhi M.R. Bismuth Germanate as a Potential Scintillation Detector in Positron Cameras // *Journal of Nuclear Medicine*. – 1977. – Vol. 18, No. 8. – P. 840–844.
17. Gonzalez-Montoro A., Sanchez F., Majewski S., Zanettini S., Benlloch J.M., Gonzalez A.J.
Highly Improved Operation of Monolithic BGO-PET Blocks // *Journal of Instrumentation*. – 2017. – Vol. 12. – P. C11027. – DOI: 10.1088/1748-0221/12/11/C11027.
18. Gundacker S., Martinez Turtos R., Kratochwil N., Pots R.H., Paganoni M., Lecoq P., et al.
Experimental Time Resolution Limits of Modern SiPMs and TOF-PET Detectors Exploring Different Scintillators and Cherenkov Emission // *Physics in Medicine and Biology*. – 2020. – Vol. 65. – P. 025001. – DOI: 10.1088/1361-6560/ab63b4.
19. Jones T., Townsend D. History and future technical innovation in positron emission tomography // *Journal of Medical Imaging*. – 2017. – Vol. 4, No. 1. – Art. no. 011013.
20. Cherry S.R., et al. Total-body imaging: Transforming the role of positron emission tomography // *Science Translational Medicine*. – 2017. – Vol. 9, No. 381. – Art. no. eaaf6169.
21. Hsu D.F.C., et al. Studies of a next-generation silicon-photomultiplier-based time-of-flight PET/CT system // *Journal of Nuclear Medicine*. – 2017. – Vol. 58, No. 9. – P. 1511–1518. – DOI: 10.2967/jnumed.117.189514.
22. Gola A., Acerbi F., Capasso M., Marcante M., Mazzi A., Paternoster G., et al. NUV-sensitive Silicon Photomultiplier Technologies Developed at Fondazione Bruno Kessler // *Sensors*. – 2019. – Vol. 19, No. 2. – P. 308. – DOI: 10.3390/s19020308.

23. Kratochwil N., Gundacker S., Lecoq P., Auffray E. Pushing Cherenkov PET with BGO via Coincidence Time Resolution Classification and Correction // Physics in Medicine and Biology. – 2020. – Vol. 65. – P. 115004. – DOI: 10.1088/1361-6560/ab87f9.
24. Kratochwil N., Auffray E., Gundacker S. Exploring Cherenkov Emission of BGO for TOF-PET // IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences. – 2021. – Vol. 5. – P. 619–629. – DOI: 10.1109/TRPMS.2020.3030483.