

УДК 539.1.074.3:615.849
PACS number(s): 21.60.Ka, 29.40.Mc

КОНСТРУКТИВНІ ОСОБЛИВОСТІ СЦИНТИЛЯЦІЙНОГО ЦИЛІНДРИЧНОГО ДЕТЕКТОРА ДЛЯ МАММО-ОФЕКТ СИСТЕМИ

А. Раєвський, В. Гаврилюк, В. Педаш, О. Скибін

*Інститут сцинтиляційних матеріалів НТК “Інститут монокристалів” НАН України,
лабораторія візуалізації іонізуючого випромінювання
просп. Леніна, 60, 61001 Харків, Україна
e-mail: raevskiy@isma.kharkov.ua*

Метою статті було створення практичних рекомендацій із вдосконалення конструкції детектора мамографа з поліпшеними техніко-експлуатаційними характеристиками, які дали б змогу поліпшити просторовий розподіл приладу. Досліджено процеси світлозбирання в циліндричному сцинтиляційному мамографі. Проведено моделювання низки варіантів конструкції детектора, спрямованих на визначення оптимальних параметрів з погляду світлозбирання, та отримані найбільш вигідні риси дизайну. Ці рекомендації були використані під час виготовлення сцинтиляційного циліндричного детектора для експериментального зразка мамографа.

Ключові слова: сцинтиляційний детектор, ОФЕКТ, циліндричний детектор, NaI(Tl), ФЕП.

На сьогодні злякисні новоутворення молочної залози є найпоширенішими онкологічними захворюваннями у жінок, і поширення цієї форми раку неухильно зростає. Рак молочної залози лідирує серед причин смертності жінок у віці від 35 до 54 років, що становить від 1,5 до 4%. Проте потрібно зазначити, що при рості показників захворювання, смертність від цього злякисного новоутворення останніми роками залишається досить низькою.

Цей феномен дослідники пов'язують з низкою причин: поліпшенням ефективності лікування пухлин молочної залози; ранньою та точною діагностикою і лікуванням передракових захворювань; ефективними програмами скринінгу злякисних новоутворень на ранніх стадіях. Як діагностична апаратура в багатьох країнах Європи досить часто застосовують ОФЕКТ системи із сцинтиляційними детекторами.

Функціональна діагностика грудної залози з метою виявлення ракових утворень на ранніх стадіях є технічно складним завданням з кількох причин. Перша причина полягає в самому принципі діагностики. З метою одержання задовільних результатів потрібна висока розподільна здатність системи. Друга причина пов'язана з будовою й фізіологією самого органу. Найбільш імовірне місце утворення ракової пухлини є біля основи грудної залози. Одержати зображення цієї області в рентгенівських променях з можливістю 3 D реконструкції досить важко з геометричних міркувань.

Процеси світлозбирання в детекторі досліджують за допомогою чисельного моделювання. Об'єктом дослідження є сцинтиляційний детектор, що складається з кристала NaI(Tl), скляного світловоду й відбивача. Моделюється лише оптика поширення світла в детекторі, але не сцинтиляційний процес.

Моделювання проведено методом Монте-Карло: промінь є статистичним випробуванням із двома можливими результатами: втрата променя (поглинання, вихід через вільну поверхню світловоду) або реєстрація на ФЕП.

У кожному положенні сцинтиляційного спалаху траєкторії променів моделюються з урахуванням:

- розмірів і форми кристала, світловоду й ФЕП;
- оптичних характеристик кристала й світловоду (поглинання світла в об'ємі; розсіювання світла під час поширення в кристалі (світловоді) не враховувалися);
- характеристик відбиття їхніх поверхонь (відносний показник заломлення на межах розділу середовищ кристал / оптичне масло, оптичне масло / скло, скло / повітря тощо; коефіцієнт відбиття й пропускання світла на покритті, що відбиває (упакуванню) і границях розділу середовищ; індикатриса розсіювання світла на шорсткостях поверхні).

Промінь, що вийшов з детектора в геометричному місці вікна ФЕП вважають зареєстрованим. Відношення кількості променів, зареєстрованих на фотопомножувачах, до повної кількості променів, випущених із точки спалаху, вважають коефіцієнтом світлозбирання за даного положення точки сцинтиляційного спалаху.

Найбільш повна інформація щодо процесу світлозбирання міститься у функції розподілу інтенсивності світла: двовимірної функції щільності ймовірності розподілу крапок реєстрації променів за даним положенням сцинтиляційного спалаху.

Така функція несе повну інформацію про оптику детектора. Однак для розуміння процесу світлозбирання й інженерних потреб ця інформація занадто надлишкова. Функція розподілу інтенсивності світла повинна бути параметризована. У статті використовуються два методи параметризації:

- функція розсіювання точки (ФРТ – англійською: light spread function) також відома з літератури як АПХ – амплітудно-передавальна характеристика;
- розподіл коефіцієнта світлозбирання під час реєстрації на співвісний ФЕП (розподіл світлозбирання).

Функція розсіювання крапки ФРТ інформує про здатність детектора переносити промені світла далеко від точки спалаху, можливості реєструвати світло на ФЕП, досить віддаленому від точки спалаху. Вигляд цієї функції надзвичайно важливий для наступних блоків, що беруть участь в обробці сигналу – електроніки, що відновлює положення точки сцинтиляції. Алгоритм відновлення використає значення сигналу на сусідніх ФЕП, і відносна величина сигналу дуже важлива.

Для характеристики ширини ФРТ у цій статті застосовується параметр FWHM – ширина функції на напіввисоті (full width at half height). Отже, ширина “дзвонів” інформує про характерну відстань, на яких поширюється світло від точки спалахів. Ця величина має дуже важливе значення для алгоритму Ангера, що визначає координату точки спалаху за сигналами ФЕП.

Отож, поле коефіцієнта світлозбирання несе інформацію про здатності детектора збирати світло на ФЕП найбільш повно, величину крайового ефекту й ступінь впливу краю на центральні області детектора.

Промінь світла ефективно виходить із кристала на світловод, якщо кут падіння на вихідну поверхню менше кута ПВВ (кут повного внутрішнього відбиття). Такі промені світла є всередині конуса з вершиною, що перебуває в точці спалаху й кутом розчину, що дорівнює куту ПВВ. Можна уявити, що промені світла ефективно виходять на ФЕП усередині кола – проекції цього конуса на вихідну поверхню світловоду. Величина цього кола збільшується при збільшенні товщини кристала або світловоду. Отже, товщини кристала й світловоду впливають на ширину ФРТ.

У цій секції ФРТ була обчислена для циліндричного детектора при варіації товщини кристала й світловоду.

Наступні висновки можуть бути зроблені за даними, наведеними у табл. 1 і рис. 1 та 2:

- ФРТ стає ширше у разі збільшення товщини кристала (світловоду);
- повний коефіцієнт світлозбирання при цьому зменшується, особливо сильно в центральній частині ФРТ.

Таблиця 1

FWHM, см / коефіцієнт світлозбирання на всі ФЕП

Товщина, мм		FWHM, см	Коефіцієнт світлозбирання
Кристал	Світловод		
8	12	4,977	0,601
9,5	12	5,017	0,593
10	12	5,055	0,590
14	12	5,224	0,573
20	12	5,602	0,557
9,5	8	4,827	0,609
9,5	10	4,914	0,601
9,5	12	5,017	0,593
9,5	16	5,334	0,575
9,5	24	6,136	0,541

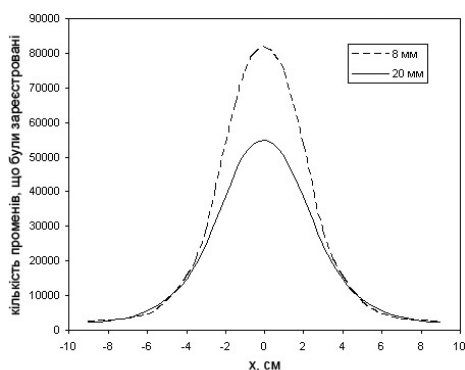


Рис. 1. Форма ФРТ за різної товщини кристала (товщина світловоду 12 мм)

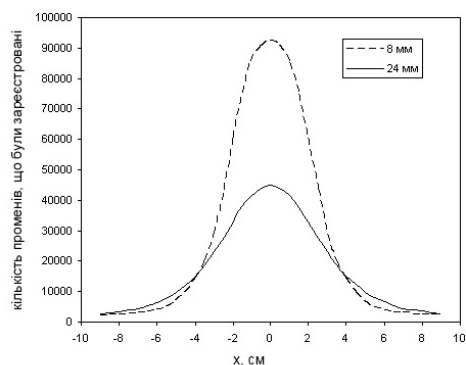


Рис. 2. Форма ФРТ за різної товщини світловоду (товщина кристала 9,5 мм)

Вихідна поверхня кристала, що є в оптичному контакті зі світловодом, може виконуватися як шорсткуватою, так і гладкою (полірованою). Промінь світла, що падає

на гладку поверхню під кутом більшим ніж ПВВ (кут повного внутрішнього відбиття), відбивається. Якщо ж поверхня шорсткувата, промінь може проникнути на іншу сторону поверхні навіть за великого кута падіння. При малих кутах падіння світла коефіцієнт відбиття шорсткуватої поверхні навпаки більший, ніж для гладкої поверхні. Тому гладка й шорсткувата поверхні порізному транспортують промені на віддаль від точки спалаху. Ступінь впливу на ширину ФРТ не очевидна. Розмір цього ефекту залежить від кривизни поверхні, тому цей блок розрахунків був повторений і для гладкої, і для шорсткуватої вихідної поверхні кристала.

Таблиця 2

FWHM, см / коефіцієнт світлозбирання на всі ФЕП

	Пластина	Циліндр із радіусом кривизни 70 см	Циліндр із радіусом кривизни 35 см
Перетин ФРТ по утворюючого циліндра			
Гладка поверхня	5,45 см / 0,620	5,38 см / 0,579	5,35 см / 0,573
Шорсткувата поверхня	5,65 см / 0,764		5,46 см / 0,704
Перетин ФРТ по периметру циліндра			
Гладка поверхня	5,45 см / 0,620	5,21 см / 0,602	5,03 см / 0,593
Шорсткувата поверхня	5,65 см / 0,764		5,20 см / 0,725

Для розрахунку були прийняті два крайні (але не граничні) випадки:

1. Вихідна поверхня кристала гладка з невеликою залишковою шорсткістю, що залишається навіть при найретельнішому поліруванні. Застосовувалася модель мікроплощадок з параметром шорсткості 0,01.
2. Вихідна поверхня кристала шорсткувата, тобто сильно матована. Застосовували модель мікроплощадок з параметром шорсткості 0,3. У кристалі на поверхні можуть перебувати частки шліфувального порошку й пухирці повітря в оптичному маслі. Ці можливості не враховувалися у розрахунку.

Наступні висновки можуть бути зроблені за даними, наведеними у табл. 2 і рис. 3 та 4:

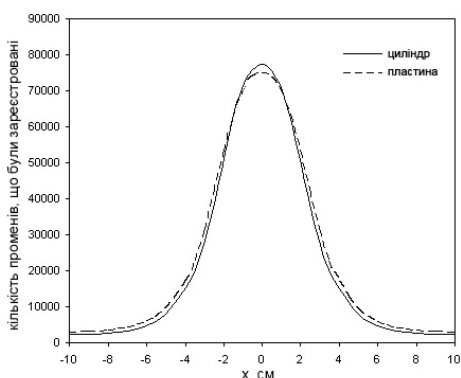


Рис. 3. Форма ФРТ у плоскій і циліндричній (радіус кривизни 35 см) конструкції детектора

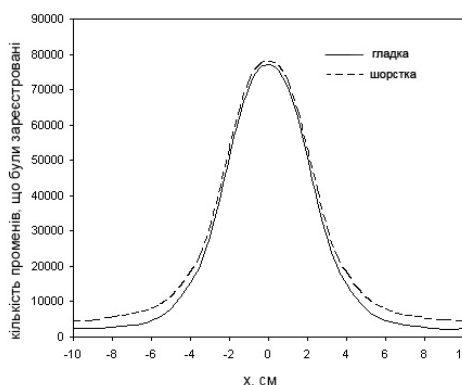


Рис. 4. Форма ФРТ за різної шорсткості вихідної поверхні кристала

1. ФРТ стає вужчою з появою кривизни поверхонь кристала й світловоду. Величина ефекту 8% не залежить від шорсткості вихідної поверхні кристала.
2. Повний коефіцієнт світлозбирання в циліндричній конструкції менший, ніж у плоскій. Однак це зменшення досягається за рахунок втрат світла при відході на велику відстань від точки спалаху, але сигнал з вилучених ФЕП однаково відрізається формуючим алгоритмом. У центральній же частині ФРТ коефіцієнт світлозбирання в циліндрі більший.
3. У циліндричній конструкції ФРТ має неоднакову ширину уздовж утворюючого циліндра й перпендикулярно їй. Отже, просторовий розподіл має залежати від напрямку, зображення лінії гамма-камерою має спотворюватися (астигматизм).
4. ФРТ стає вужчою для гладкої вихідної поверхні кристала, величина ефекту – 3,5%.
5. Повний коефіцієнт світлозбирання краще застосовувати при шорсткуватій вихідній поверхні кристала – на 22%. Однак для центральної частини ФРТ (не далі половини висоти) поліпшення коефіцієнта світлозбирання не вище 2%.

У ході виконання роботи було проведене моделювання низки варіантів конструкції детектора, спрямованих на визначення оптимальних параметрів з погляду просторового розподілу, що у цьому випадку головно визначається повним коефіцієнтом світлозбирання. Тому з'ясовано, що оптимальний детектор повинен мати товщину кристала 9,5 мм. Товщина світловоду при цьому знаходиться в межах 10–12 см. Матова вихідна поверхня кристала збільшить сигнал на бічних стосовно місця взаємодії ФЕП, що додатково дає змогу збільшити розподіл у разі внесення відповідних змін в алгоритм відновлення координати спалаху.

Наведені рекомендації були використані для виготовлення сцинтиляційного циліндричного детектора для дослідного зразка мамографа.

-
1. *Gavrilyuk V.P., Vinograd E.L., Grinyov B.V. et al. Effect of surface conditions on the light collection in scintillation detectors // Funct. Mat. 1997. Vol. 4. N 4. P. 572–577.*
 2. *Buscombe J. et al. Scintimammography. A guide to good practice. Birmingham: Gibbs Associated Limited, 1998. 101 p.*
 3. *Khalkhali et al. Scintimammography: the new role of technetium-99 sestamibi imaging for the diagnosis of breast carcinoma // Q. J. Nucl. Med. 1997. Vol. 41. P. 231–238.*

STRUCTURAL FEATURES OF SCINTILLATION DETECTOR FOR MAMMO SPECT SYSTEM

A. Raievskyj, V. Gavrylyuk, V. Pedash

*Institute for scintillation materials STC “Institute for single crystals” NAS of Ukraine
laboratory of visualization ionizing radiation*

The main goal of this work was to elaborate practical recommendation aimed on improvement of technical characteristics of scintillation detector which allows getting better spatial resolution in the whole system. Light collection in cylindrical detector is investigated theoretically. Several designs were studied by the means of mathematical modeling. Several recommendations on how to improve detectors properties from the light collection point of

view were figured out. These recommendations were applied in real cylindrical detector for mammo SPECT.

Key words: scintillation detector, SPECT, cylindrical detector, NaI(Tl), PMT.

КОНСТРУКТИВНЫЕ ОСОБЕННОСТИ СЦИНТИЛЛЯЦИОННОГО ЦИЛИНДРИЧЕСКОГО ДЕТЕКТОРА ДЛЯ МАММО-ОФЕКТ СИСТЕМЫ

А. Раевский, В. Гаврилюк, В. Педаш, О. Скубин

*Институт сцинтилляционных материалов НТК “Институт монокристаллов” НАН
Украины, лаборатория визуализации ионизирующего излучения*

Целью статьи было создание практических рекомендаций для совершенствования конструкции детектора маммографа с улучшенными технико-эксплуатационными характеристиками, которые дали бы возможность улучшить пространственное распределение прибора. Исследованы процессы светособирания в цилиндрическом сцинтилляционном маммографе. Проведено моделирование ряда вариантов конструкции детектора, направленных на определение оптимальных параметров с точки зрения светособирания и получены наиболее выгодные характеристики дизайна. Эти рекомендации были использованы во время изготовления сцинтилляционного цилиндрического детектора для экспериментального образца маммографа.

Ключевые слова: сцинтилляционный детектор, ОФЕКТ, цилиндрический детектор, NaI(Tl), ФЕП.

Стаття надійшла до редколегії 19.05.2008

Прийнята до друку 20.07.2009