

**С.М. Галкін, І.А. Рибалка,  
І.А. Тупіцина, В.С. Зверєва, В.О. Літчевський**

Інститут сцинтиляційних матеріалів НАН України, пр. Науки, 60, Харків, 61001, Україна  
Тел. (057) 341-02-06, 340-93-99; факс: (057) 340-44-74, 340-93-41; info@isma.kharkov.ua

## **РОЗРОБЛЕННЯ ГНУЧКИХ СЦИНТИЛЯЦІЙНИХ ПАНЕЛЕЙ НА ОСНОВІ ХАЛЬКОГЕНІДНИХ ТА ОКСИДНИХ ЛЮМІНОФОРІВ ДЛЯ СУЧАСНИХ РЕНТГЕНІВСЬКИХ СКАНЕРІВ ТА ТОМОГРАФІВ**



*Для реєстрації рентгенівського випромінювання розроблено технологію одержання гнучких дисперсних сцинтиляційних панелей та елементів з високою рівномірністю сцинтиляційних параметрів (середнє відхилення показників не більше 2 %) і низькою собівартістю. Оптимізовано параметри гнучких сцинтиляційних панелей, що дало можливість отримувати їх з високим просторовим розрізненням. Дані панелі можна застосовувати як підсилюючі екрани в медичній та промисловій рентгенографії. Запропоновано варіанти реалізації двоенергетичних детекторів рентгенівського випромінювання, які ефективно працюють в діапазонах енергій рентгенівського випромінювання (від 20 до 100 кеВ). Можливе їх застосування – в мультиенергетичних сканерах і в медичних комп'ютерних томографах.*

*Ключові слова:* композит, сцинтиляційна панель, дрібнокристалічний сцинтилятор, детектор, радіографічний сканер, іонізуюче випромінювання.

З огляду на зростання терористичних загроз у світі для дотримання громадської безпеки підвищується значення огляду багажу при авіаційних та наземних перевезеннях та в поштових відділеннях за допомогою рентгенівських систем. Для надійного виявлення вибухових речовин на фоні інших матеріалів необхідно реєструвати різницю в щільності матеріалів в межах  $\pm 5\%$ . Цю вимогу можна виконати, застосовуючи мультиенергетичне сканування об'єктів із використанням енергоселективних детекторів. Візуалізація внутрішньої структури об'єктів за допомогою енергоселективних сцинтиляційних детекторів є ключовим інструментом підвищення виявної здатності рентгенівських сканерів, а параметри

детекторів в значній мірі визначають якість одержуваних тінювих зображень.

У детекторах скануючих рентгенівських систем найчастіше застосовують сцинтиляційні кристали, композитні сцинтилятори або кераміку [1–3]. Інтенсивність їх люмінесценції залежить від квантового виходу сцинтилятора, товщини поглинаючого шару і прозорості сцинтилятора до власного люмінесцентного випромінювання.

Кристалічний сцинтилятор селенід цинку (ZnSe) було розроблено і впроваджено у дослідне виробництво Інституту сцинтиляційних матеріалів (ІСМА) НАН України. Йому притаманний надзвичайно високий світловий вихід (70 тис. фотонів/МеВ) і низький рівень післясвітіння ( $< 0,05\%$  через 10 мс) [4, 5]. Вольфрамат цинку  $ZnWO_4$ , технологія отримання якого розроблена в ІСМА НАНУ, має задо-

вільні сцинтиляційні властивості і здатність поглинати високоенергетичні рентгенівські кванти завдяки високому атомному номеру.

Ці сцинтилятори можуть бути застосовані у двохенергетичному детекторі,  $ZnSe$  — у низькоенергетичному тракті, а  $ZnWO_4$  — у високоенергетичному.

Композиційні гнучкі сцинтиляційні панелі мають ряд істотних переваг у порівнянні з монокристалічними матеріалами:

- ✦ відсутність обмежень лінійних розмірів композитних панелей;
- ✦ висока однорідність сцинтиляційних параметрів завдяки високій мірі гомогенізації порошоків подрібнених кристалів у процесі виготовлення сцинтиляційних панелей;
- ✦ можливість управління вихідними оптичними і сцинтиляційними параметрами композитних сцинтиляторів на стадії виготовлення;
- ✦ здатність варіювання в широкому діапазоні сцинтиляційних і оптичних характеристик композиційних сцинтиляторів шляхом виготовлення багатокомпонентних систем (на основі двох і більше сцинтиляційних матеріалів);
- ✦ поліпшені механічні і конструкційні властивості у порівнянні з монокристалічними аналогами, що дозволяє виготовляти детектори довільної форми.

Розробка технології виготовлення гнучких композиційних сцинтиляторів є важливим та актуальним завданням для розвитку сучасного радіаційного приладобудування.

Метою нашої роботи була розробка технології одержання гнучких дисперсних сцинтиляційних панелей та елементів для реєстрації рентгенівського випромінювання. Панелі мають високу рівномірність сцинтиляційних параметрів (середнє відхилення показників не більше 2 %) і з низькою (щодо монокристалів) собівартістю. У перспективі ми прогнозували створення наукоємного виробництва нового класу гнучких сцинтиляційних панелей на основі халькогенідних та оксидних лю-

мінофорів для сучасних рентгенівських сканерів та томографів.

### РОЗРОБКА ОСНОВ ТЕХНОЛОГІЧНОГО ПРОЦЕСУ ВИГОТОВЛЕННЯ КОМПОЗИТНИХ СЦИНТИЛЯЦІЙНИХ ПАНЕЛЕЙ

Раніше для виготовлення підсилюючих екранів для рентгенівської плівки використовували люмінофори сульфїду цинку або вольфрамату кальцію. Для композитних сцинтиляторів вказані люмінофори не придатні через незадовільні кінетичні параметри [6–8]. Задачу отримання швидкодіючих композитних сцинтиляційних панелей стало можливим вирішити за рахунок використання порошокоподібних сцинтиляторів на основі подрібнених кристалів або кристалічних оксидних люмінофорів, отриманих твердофазним синтезом.

Для отримання композитних сцинтиляційних панелей і елементів нами була розроблена і оптимізована технологічна схема, що включає в себе такі стадії:

- 1) підготовка вихідної сировини;
- 2) подрібнення сировини;
- 3) фракціонування сировини;
- 4) виготовлення сцинтиляційних панелей і елементів.

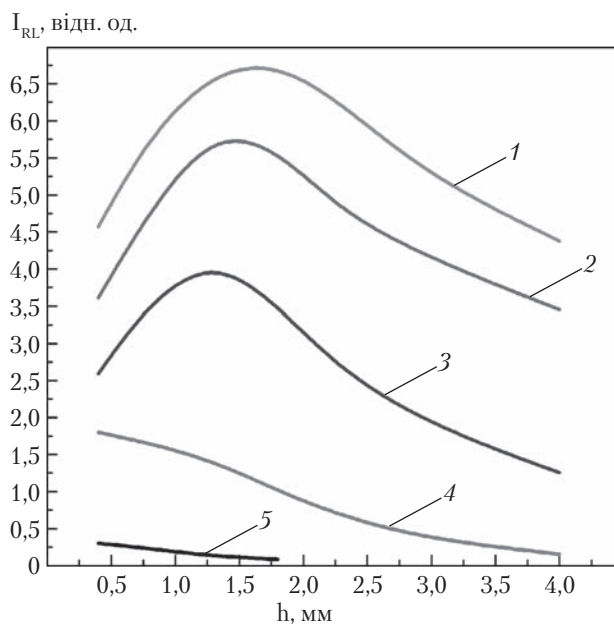
Підготовка вихідної сировини в залежності від конкретного сцинтилятора ( $ZnSe$ ,  $ZnWO_4$  або ін.) може складатися з твердофазного синтезу порошку чи кераміки або вирощування кристалу з наступним подрібненням вирощеного кристалу. Подрібнення кристалів проводять у млині, що забезпечує можливість розмолу кристалів до порошку заданого розміру частинок. Після фракціонування на ситах отриманий сцинтиляційний порошок змішують з силіконовою композицією Sylgard і заливають суміш у форму для отримання композиту заданої товщини і габаритних розмірів. Після полімеризації на композитний сцинтилятор наклеюють світловідбивач і розрізають на елементи заданого розміру. Різання на елементи з розкидом лінійних розмірів не більше 0,1 мм проводять з використанням ріжучого плотера.

### ВПЛИВ РОЗМІРУ ЧАСТИНОК СЦИНТИЛЯТОРУ ZnSe І ТОВЩИНИ КОМПОЗИТНОГО ЕЛЕМЕНТУ НА ВЕЛИЧИНУ ВІДНОСНОГО СВІТЛОВОГО ВИХОДУ СЦИНТИЛЯЦІЙНИХ ПАНЕЛЕЙ

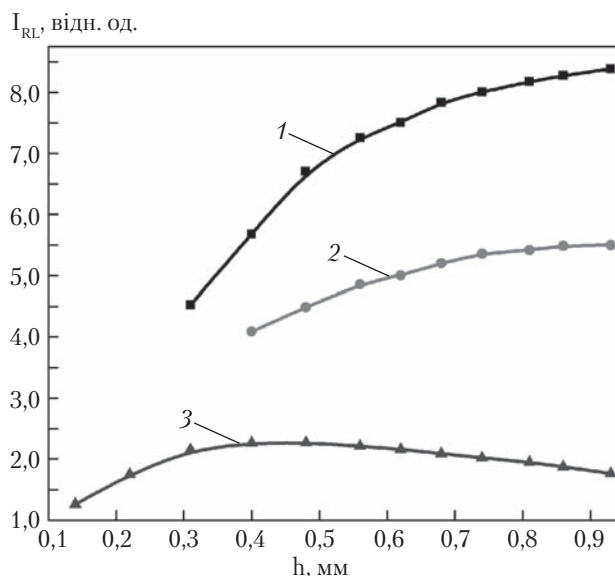
Для відпрацювання технологічних режимів виготовлення сцинтиляційних панелей з оптимальними функціональними параметрами нами була визначена залежність світлового виходу елементу від розміру частинок сцинтилятора ZnSe і товщини панелі (рис. 1 і рис. 2).

Залежність світлового виходу ZnSe від дисперсності частинок визначається ступенем поглинання рентгенівського випромінювання люмінесцентними частинками. Чим крупніша частинка, тим більший відсоток рентгенівського випромінювання буде поглинутий, отже, інтенсивність люмінесценції буде зростати при збільшенні розміру частинок кристалічного сцинтилятора в композиті. Згідно з рис. 1 найбільшу інтенсивність при опроміненні рентгенівською трубкою з вольфрамовим анодом з напругою 120 кВ мають частинки з дисперсністю 200–600 мкм. Якщо рухатися в бік зменшення розміру частинок, то інтенсивність люмінесценції падає, причому при досягненні певного розміру (близько 30 мкм) люмінесценція стає дуже низькою. Це пов'язано з довжиною пробігу збудженого електрона в даному матеріалі, і якщо вона стає більше розміру частинок, то лише незначна частина рентгенівського випромінювання індукує люмінесценцію. До ослаблення люмінесценції при зменшенні розміру частинок призводять також дисипативні властивості середовища композитного сцинтилятора (розсіяння і перепоглинання квантів люмінесценції).

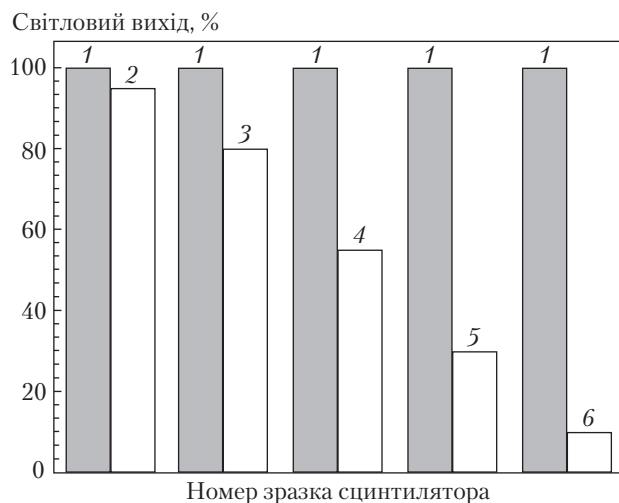
Оптимальна товщина зразків сцинтиляційних панелей для досягнення максимального рівня квантового виходу при дисперсності частинок 40–120 мкм становить 1–1,5 мм, для 120–200 мкм – 1,3–1,8 мм і для 200–600 мкм – 1,5–2 мм. При товщині панелі, більшій оптимального значення, рентгенівське випромінювання поглинається у товщині зразка і його інтенсивність світіння низька, а кванти люмінесценції з верхніх



**Рис. 1.** Залежність рівня світлового виходу сцинтиляційних панелей на основі ZnSe від розміру частинок полікристалічного порошку і товщини зразка. Криві відповідають зразку панелі з дисперсністю частинок: 1 – 200–600 мкм; 2 – 120–200 мкм; 3 – 40–120 мкм; 4 – 25–40 мкм; 5 – 1–25 мкм



**Рис. 2.** Залежність рівня світлового виходу сцинтиляційних панелей на основі ZnSe від розміру частинок полікристалічного порошку і товщини зразка. Криві відповідають зразку панелі з дисперсністю частинок: 1 – 120–200 мкм; 2 – 40–120 мкм; 3 – 25–40 мкм



**Рис. 3.** Порівняння відносного світлового виходу композитного і монокристалічного сцинтиляторів однакових типорозмірів на основі селеніду цинку: 1 – монокристалічний ZnSe-сцинтилятор; 2–6 – композитні сцинтилятори з розмірами частинок порошку ZnSe 200–600, 120–200, 40–120, 25–40, 1–25 мкм відповідно

шарів не досягають фотоприймача і виділяються у вигляді тепла у композиті. При товщині панелі, меншій оптимальної, кількості сцинтиляційного матеріалу в зразку недостатньо для поглинання рентгенівських квантів і отримання максимального рівня люмінесценції. Для зразків панелей більш дрібної фракції оптимальна товщина екрана зменшується (рис. 2) і становить 0,3–0,6 мм для частинок розміром 25–40 мкм.

Відносний світловий вихід кристалічних і дисперсних зразків сцинтиляторів на основі селеніду цинку наведено на рис. 3.

Сцинтиляційні панелі, виготовлені з найбільш крупної фракції порошку селеніду цинку (200–600 мкм), за рівнем світлового виходу наближаються до кристалічного зразка (до 95 % від світлового виходу кристалу). При зменшенні розміру частинок світловий вихід падає згідно з наведеними раніше роз'ясненнями і для частинок з дисперсністю 120–200 мкм становить близько 80 %, для частинок 40–120 мкм – до 55 % і для 25–40 мкм – до 30 %. Частинок найменшої дисперсності не мають практичного застосування через вкрай низьке значення світло-

вого виходу – до 10 %. Порівняння світлового виходу проводиться з кристалічними зразками тих же типорозмірів, що і сцинтиляційні панелі.

Вимірювання інтенсивності світлового виходу зразків здійснювали за відомою методикою з використанням установки для вимірювання світлового виходу і рівня післясвітіння при імпульсному опроміненні зразків сцинтилятора. Для сцинтиляційних панелей на основі оксидних сцинтиляторів ZnWO<sub>4</sub>, CdWO<sub>4</sub>, LuGdSiO<sub>5</sub>(Ce) та Gd<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>(Ce) загальна тенденція залежностей світлового виходу від товщини і розміру частинок відповідає представленій тенденції для селеніду цинку.

### ВИЗНАЧЕННЯ ОДНОРІДНОСТІ СЦИНТИЛЯЦІЙНИХ ПАНАЛЕЙ НА ОСНОВІ ZnSe, ZnWO<sub>4</sub>, CdWO<sub>4</sub>, LGSO(Ce), GSO(Ce)

Важливою характеристикою сцинтиляційних панелей є однорідність їх параметрів. Вимірювання однорідності характеристик панелей на основі ZnSe, ZnWO<sub>4</sub>, CdWO<sub>4</sub>, LuGdSiO<sub>5</sub>(Ce) та Gd<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>(Ce) проводилося шляхом 2-D сканування композитних сцинтиляторів.

Основні параметри установки для вимірювань такі:

джерело рентгенівського випромінювання	рентгенівський апарат РАП-150 з W-анодом
напруга на аноді випромінювача, кВ	60–140
діаметр коліматора, мм	1–4
розмір активної області фотоприймача, мм	5×5
товщина досліджуваного зразка, мм	0,5–15
розміри поля переміщення зразка, мм	200×200
дискретність переміщення зразка, мм	0,1

У стенді була застосована схема дослідження об'єкта, при якій джерело збуджуючого випромінювання та вимірювальний фотоприймач розташовуються по різні боки досліджуваного зразка (рис. 4). Система переміщення забезпечувала можливість двохкоординатного переміщення об'єкта – сцинтилятора – щодо нерухомих джерела випромінювання і фотоприймача. Дискретність переміщення по обох

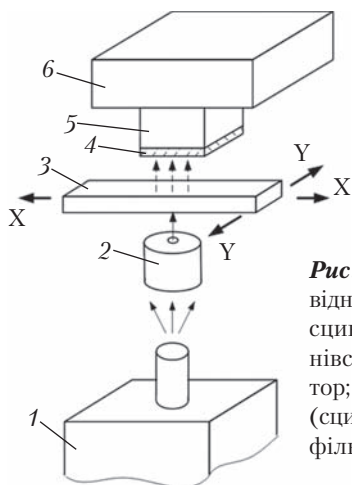


Рис. 4. Стенд вимірювання відносного світлового виходу сцинтиляторів: 1 – рентгєнівська трубка; 2 – коліматор; 3 – об’єкт вимірювання (сцинтилятор); 4 – захисний фільтр; 5 – фотоприймач; 6 – підсилювач

осях складала 0,1 мм, а розміри робочої зони сканування – 200 × 200 мм.

Для захисту фотодіода приймача від безпосереднього впливу рентгєнівського пучка було встановлено фільтр, що поглинає рентгєнівське випромінювання, але прозорий в оптичній області спектра. Фотоприймачем служить кремнієвий фотодіод з розміром фоточутливого вікна 5 × 5 мм.

Підсилений аналоговий сигнал подається на плату 12-бітного АЦП-комп’ютера. Комп’ютер керує двохкоординатним столом та джерелом рентгєнівського джерела. Стенд дозволяє вимі-

рювати відносний світловий вихід порівняно з обраним еталоном. Етalon підбирається залежно від конкретного завдання вимірювання (однакова товщина відносно сцинтиляційних панелей).

На рис. 5 наведені топограми радіолюмінесценції монокристалічного зразка та сцинтиляційної панелі ZnSe однакових розмірів у порівнянні з етalonним зразком. Видно, що сцинтиляційна панель має більш високу ступінь однорідності світлового виходу рентгєнолюмінесценції. Розкид світлового виходу по площині зразку для панелей ZnSe не перевищував 2 % від середнього значення.

Для сцинтиляційних панелей на основі оксидних сцинтиляторів ZnWO<sub>4</sub>, CdWO<sub>4</sub>, LuGdSiO<sub>5</sub>(Ce) та Gd<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>(Ce) розкид світлового виходу по площині зразків також не перевищував 2 % від середнього значення.

**ПРОВЕДЕННЯ ВИПРОБУВАНЬ  
ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ЗРАЗКІВ СЦИНТИЛЯЦІЙНИХ  
ПАНЕЛЕЙ НА ОСНОВІ ZnSe, ZnWO<sub>4</sub>, CdWO<sub>4</sub>,  
LGSO(Ce) та GSO(Ce)**

Спектри рентгєнолюмінесценції досліджуваних сцинтиляційних матеріалів були отримані за допомогою спектрометричного комплексу КСВУ-23 і рентгєнівської установки РЕЙС-І

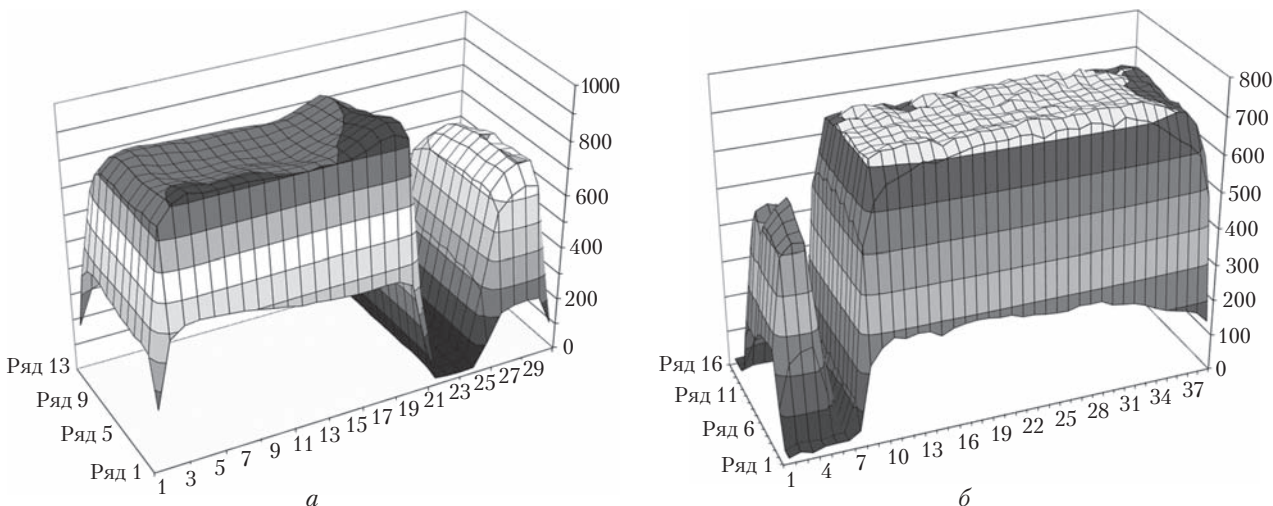
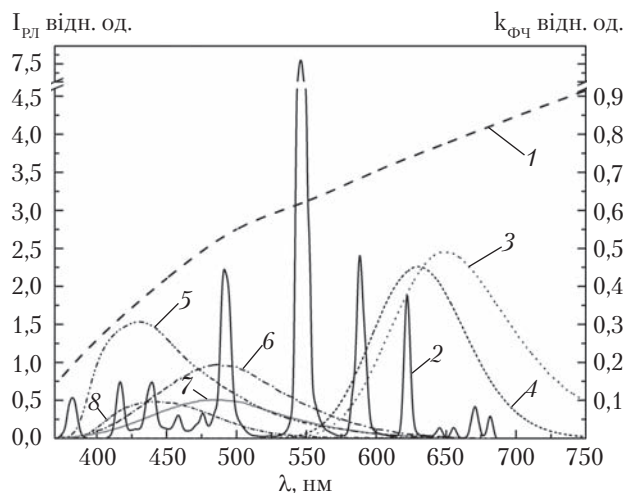


Рис. 5. Топограми радіолюмінесценції: а – пластина кристалу ZnSe (розміри пластини 24 × 30 × 1 мм<sup>3</sup>); б – сцинтиляційна панель на основі ZnSe з розміром частинок 120–200 мкм (розміри панелі 24 × 30 × 1 мм<sup>3</sup>)



**Рис. 6.** Спектри радіоломінесценції зразків сцинтиляційних панелей на основі: крива 3 – ZnSe(Te); 4 – ZnSe(Al); 5 – LuGdSiO<sub>5</sub>(Ce); 6 – CdWO<sub>4</sub>; 7 – ZnWO<sub>4</sub>; 8 – Gd<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>(Ce). Крива 1 відповідає області фоточутливості кремнієвого фотодіода (Hamamatsu S3590);  $k_{\text{фч}}$  – коефіцієнт фоточутливості фотодіода; крива 2 – спектр радіоломінесценції промислового підсилюючого екрана РЕНЕКС ЕФГ-Г-2В на основі Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S(Tb)

при напрузі на рентгенівській трубці 40 кВ і струмі 30 мА. Реєстрація сцинтиляційного сигналу проводилася за допомогою ФЕП-100 з спектральною чутливістю 200–800 нм.

Сучасні фотодетектуючі пристрої мають максимум спектральної чутливості у червоній області спектра (крива 2 на рис. 6). За даним показником найбільше узгоджуються зі спектром чутливості кремнієвого фотоприймача панелі на основі селеніду цинку (крива 3 і 4 на рис. 6). Але даний сцинтилятор застосовується переважно в низькоенергетичних трактах рентгенівських інтроскопів. Для середніх енергій завдяки більш високому ефективному атомному номеру краще використовувати ZnWO<sub>4</sub> та CdWO<sub>4</sub> (криві 6 і 7 на рис. 6). А для високоенергетичного тракту доцільно використовувати сцинтилятори з найбільш високим показником ефективного атомного номера – LuGdSiO<sub>5</sub>(Ce) та Gd<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>(Ce) (криві 5 і 8 на рис. 6). Сцинтиляційні елементи на основі Gd<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>(Ce) на відміну від LuGdSiO<sub>5</sub>(Ce) ма-

ють низький показник відносного світлового виходу, тому їх використання є недоцільним. Сцинтиляційний елемент промислового виробництва РЕНЕКС ЕФГ-Г-2В на основі Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S(Tb) (крива 2 на рис. 6) також має високу ефективність поглинання середньо- та високоенергетичного рентгенівського випромінювання, але значно гірші кінетичні характеристики, ніж ZnWO<sub>4</sub>, CdWO<sub>4</sub>, LuGdSiO<sub>5</sub>(Ce) та Gd<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>(Ce) [8].

#### ПРОВЕДЕННЯ ОПТИМІЗАЦІЇ ЕНЕРГЕТИЧНОГО ДІАПАЗОНУ ЧУТЛИВОСТІ ТА ПРОСТОРОВОЇ РОЗДІЛЬНОЇ ЗДАТНОСТІ СЦИНТИЛЯЦІЙНИХ ПАНЕЛЕЙ РІЗНОЇ КОНСТРУКЦІЇ

Для успішного застосування в радіаційному приладобудуванні сцинтиляційна панель повинна мати певну контрастну чутливість і просторову роздільну здатність у широкому динамічному діапазоні. Залежно від типу рентгенографічної системи просторова роздільна здатність може змінюватися в межах: до 20 пар ліній/мм для традиційної плівкової рентгенографії, близько 10 пар ліній/мм для систем *підсилюючий екран – плівка* і від 0,7 до 4–5 пар ліній/мм для цифрової рентгенографії.

Нами було проведено вимірювання залежності просторової роздільної здатності від розміру частинок порошку сцинтиляційних панелей трьох діапазонів дисперсності: перший – 40–60 мкм, другий – 80–100 мкм, третій – 140–160 мкм для зразків сцинтиляторів на основі ZnSe, ZnWO<sub>4</sub>, CdWO<sub>4</sub>, LuGdSiO<sub>5</sub>(Ce) та Gd<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>(Ce).

Визначення просторової роздільної здатності сцинтиляційних панелей було виконано за допомогою спеціально виготовленого стенду для реєстрації тіньового зображення радіоломінісценції (рис. 7). Джерелом рентгенівського випромінювання була установка ISOVOLT Titan E X-ray Generator 160, а просторова роздільна здатність визначалася за допомогою стандартного тест-об'єкту EN 462-5 Duplex IQI.

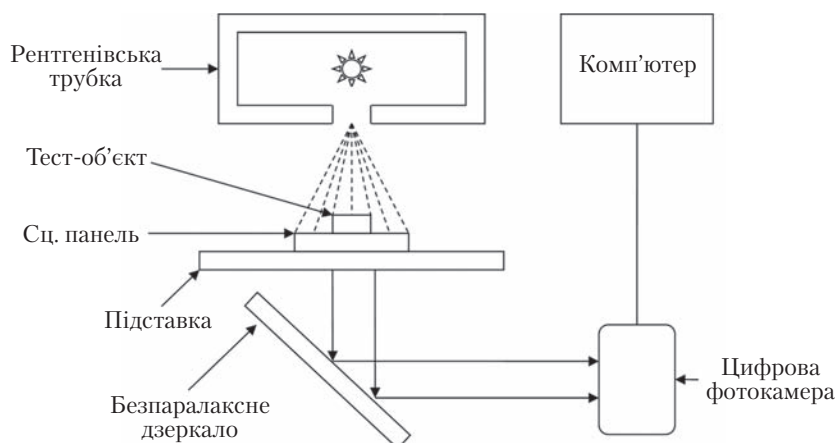


Рис. 7. Схема установки з визначення просторової роздільної здатності сцинтиляційних панелей

Методика вимірювання полягала ось у чому. Досліджуваний зразок розміщувався на предметний столик на відстані 1 м від випромінювача. На зразок встановлювався тест-об'єкт EN 462-5 Duplex IQI, який дозволяє визначати просторову роздільну здатність панелі за кількістю помітних пар ліній в 1 мм. Під впливом рентгенівського випромінювання сцинтиляційний сигнал реєструвався в цифровому вигляді за допомогою фотокамери.

Найбільш високий показник просторової роздільної здатності мали панелі на основі порошку першого діапазону дисперсності — близько 6–7 пар ліній/мм. Такий показник просторової роздільної здатності досягався за рахунок невеликої товщини зразків (0,1–0,3 мм) і відносно невеликого розміру частинок сцинтилятора (40–60 мкм), які утворюють щільний сцинтиляційний шар. Загасання світла у дисперсному середовищі перешкоджає поширенню світла вздовж зразка. Панелі на основі порошку ZnSe з розміром частинок 80–100 мкм мають нижчий показник роздільної здатності на рівні 4–5 пар ліній/мм. Просторова роздільна здатність панелей з дисперсністю порошку 140–160 мкм знаходиться на рівні 2–3 пар ліній/мм (таблиця).

Погіршення просторової роздільної здатності сцинтиляційних панелей при збільшенні роз-

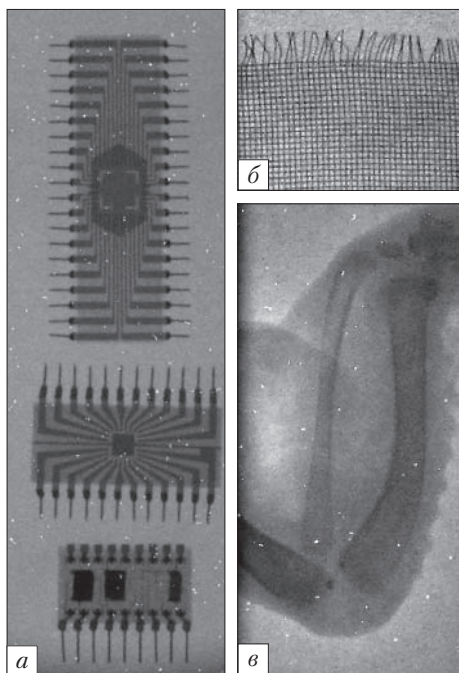
міру частинок порошку пояснюється збільшенням прозорості панелі за рахунок укрупнення частинок і, відповідно, зменшення кількості розсіюючих центрів і світлопоглинаючої поверхні в системі *порошок сцинтилятора — імєрсійне середовище*. При збільшенні прозорості панелі конус розсіювання сцинтиляційних спалахів збільшується. Отримані значення роздільної здатності відповідають оптимізованим параметрам рентгенівського випромінювання.

Нами проведено тестування можливості дослідження внутрішньої структури технічних та біологічних об'єктів (рис. 8). Найкращої просторової роздільної здатності вдалося досягти при застосуванні в панелі сцинтиляційного порошку з розміром частинок 25–40 мкм.

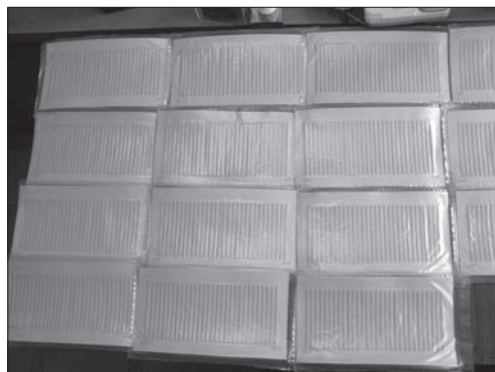
Логічним висновком із вищесказаного є існуюче протиріччя в параметрах просторової

**Просторова роздільна здатність сцинтиляційних панелей на основі ZnSe, ZnWO<sub>4</sub>, CdWO<sub>4</sub>, LGSO(Ce) та GSO(Ce)**

Розмір частинок порошку сцинтилятора у зразку, мкм	Товщина зразка, мм	Просторова роздільна здатність, пари ліній/мм
40–60	0,1–0,3	6–7
80–100	0,3–0,5	4–5
140–160	0,5–1,5	2–3



**Рис. 8.** Тіньові рентгенівські зображення мікросхем — а; металевої сітки — б; крила замороженої курки — в. Розмір частинок сцинтилятора ZnSe — 25–40 мкм



**Рис. 9.** Фотографії партії сцинтиляційних панелей, підготовленої до відправки замовнику для тестування

роздільної здатності і яскравості світіння сцинтиляційних панелей. Чим більший розмір частинок сцинтилятора, тим більша яскравість світіння і менший просторова роздільна здатність, і навпаки.

### **ВИГОТОВЛЕННЯ ДОСЛІДНИХ ПАРТІЙ ГНУЧКИХ ДИСПЕРСНИХ СЦИНТИЛЯЦІЙНИХ ПАНЕЛЕЙ ДЛЯ ЗАКОРДОННОГО ЗАМОВНИКА**

За розробленою технологією були виготовлені партії сцинтиляційних панелей для фірми «Beijing DT Electronic Technology Co., Ltd» (Пекін, Китай). На рис. 9 наведено фотографії партії виготовлених сцинтиляційних панелей. Сцинтилятори пройшли всебічне тестування та були прийняті до застосування у серійних рентгенівських сканерах.

На даний час проводиться узгодження із замовником технічних вимог до даної продукції та обговорюються умови подальших поставок сцинтиляторів замовнику.

### **ВИСНОВКИ**

У рамках виконання науково-технічного проекту «Розробка високоефективних сцинтиляторів для детектування іонізуючого випромінювання» було проведено такі роботи:

1. Оптимізовано параметри гнучких сцинтиляційних панелей, що забезпечило можливість отримання панелей з високою просторовою роздільною здатністю (до 7 пар ліній/мм). Завдяки цьому дані панелі можливо застосовувати як підсилюючі екрани в медичній та промисловій рентенографії.

2. Відпрацьовано технологію одержання гнучких дисперсних сцинтиляційних панелей та елементів для реєстрації рентгенівського випромінювання високої однорідності сцинтиляційних параметрів (середнє відхилення показників становить не більше 2 %) і з низькою (щодо монокристалів) собівартістю.

3. Оптимізовано умови отримання та виготовлення експериментальних зразків гнучких сцинтиляційних панелей на основі дрібнокристалічних халькогенідних та оксидних люмінофорів.



4. Проведено тестування дослідних зразків гнучких сцинтиляційних панелей за параметрами рентгеночутливості, енергетичного діапазону дії, просторової роздільної здатності.

5. Створено технологічну документацію та розроблено лабораторний регламент виготовлення сцинтиляційних панелей на основі рентгеновських халькогенідних і оксидних сцинтиляторів.

#### ЛІТЕРАТУРА

1. Рюдигер Ю.Г. О применении синей и зеленой систем визуализации изображения в рентгенографии. *Медицинская техника*. 2004. № 6. С. 40–45.
2. Гурвич А.М. *Рентгенолюминофоры и рентгеновские экраны*. Москва: Атомиздат, 1976. 63 с.
3. Carel W.E. van Eijk. Inorganic scintillators in medical imaging. *Physics in medicine and biology*. 2002. № 47. С. 85–88.
4. Рыжиков В. Д. *Сцинтилляционные кристаллы полупроводниковых соединений АІВІV. Получение, свойства, применение*. Москва: НИИТЭХИМ, 1989. 127 с.
5. Атрощенко Л.В., Бурачас С.Ф., Гальчинецкий Л.П., Гринев Б.В., Рыжиков В.Д., Старжинский Н.Г. *Кристаллы сцинтилляторов и детекторы ионизирующих излучений на их основе*. Под. ред.: В.Д. Рыжикова. Киев: Наук. думка, 1998. 310 с.
6. Derenzo S.E., Bourret-Courchesne E., Weber M.J., Klintonberg M.K. Scintillation studies of CdS(In): effects of various semiconductor doping strategies. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*. 2005. V. 537. P. 261–265.
7. Nikl M. Scintillation detectors for x-rays. *Measurements science and technology*. 2006. № 17. P. R37–R54.
8. Moses W.W. *Scintillation requirements for medical imaging*. Proceedings of the Fifth International Conference on Inorganic Scintillators and their Applications, Moscow State University. 2000. P. 11–21.

#### REFERENCES

1. Riudiger Y.G. O primenenii siney i zelenoy system vizualizatsii izobrazheniia v rentgenografii. *Medicinskaja tehnika*. 2004, 6: 40-45 [in Russian].
2. Gurvich A.M. *Rentgenoluminophory i rentgenovskie ek-rany*. Moskva: Atomizdat, 1976. 63 s. [in Russian].
3. Carel W E van Eijk. Inorganic scintillators in medical imaging. *Physics in medicine and biology*. 2002, 47: 85–88.
4. Ryzhikov V.D. *Scintilliazionnye kristally poluprovodnikov-ykh soedinenii A<sup>IV</sup>B<sup>IV</sup>*. Poluchenie, svoystva, primeneniye. Moskva: NIITECHIM, 1989. 127 s. [in Russian].
5. Atroshenko L.V., Burachas S.F., Halchynetskyi L.P., Grinev B.V., Ryzhikov V.D., Starzhynskyi N.H. *Kristally scintillatorov i detektorov ionoziruiushchich izluchenyi na ich osnove*. Kyiv: Naukova dumka, 1998. 310 s. [in Russian].
6. Derenzo S.E., Bourret-Courchesne E., Weber M.J., Klintonberg M.K. Scintillation studies of CdS(In): effects of various semiconductor doping strategies. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*. 2005. V. 537. P. 261–265.
7. Nikl M. Scintillation detectors for X-rays. *Measurements science and technology*. 2006 17: R37 – R54.
8. Moses W.W. *Scintillation requirements for medical imaging*. Proceedings of the Fifth International Conference on Inorganic Scintillators and their Applications, Moscow State University, 2000, pp. 11 – 21.

S.M. Galkin, I.A. Rybalka, I.A. Tupitsyna,  
V.S. Zvereva, V.A. Litichevskiy

Institute for Scintillation Materials,  
the NAS of Ukraine,  
60, Nauky Ave., Kharkiv, 61001, Ukraine  
Tel. (057) 341-02-06, 340-93-99;  
Fax: (057) 340-44-74, 340-93-41;  
info@isma.kharkov.ua

THE DEVELOPMENT  
OF FLEXIBLE SCINTILLATION PANELS  
BASED ON CHALCOGENIDE  
AND OXIDE PHOSPHORS  
FOR ADVANCED X-RAY SCANNERS  
AND TOMOGRAPHS

The technology of flexible panels and dispersed scintillation elements for X-rays registration with high uniformity of scintillation parameters (mean deviation no more than 2%) and low cost is developed. Parameters of flexible scintillation panels have been optimized, which enable their obtaining with high spatial resolution. The panels can be used as intensifying screens in medical and industrial radiography. Variants of the performance of the dual energy X-ray detectors, working effectively in X-ray energy region (from 20 to 100 keV) are proposed. Possible areas of their application - multienergy scanners and medical computer tomography.

*Keywords:* composite, scintillation panel, fine crystal-line scintillator, detector, radiographic scanner, ionizing radiation.

С.Н. Галкин, И.А. Рибалка, И.А. Тупицына,  
В.С. Зверева, В.А. Литичевский

Институт сцинтилляционных материалов НАН Украины,  
пр. Науки, 60, Харьков, 61001, Украина  
Тел. (057) 341-02-06, 340-93-99;  
факс: (057) 340-44-74, 340-93-41; info@isma.kharkov.ua

РАЗРАБОТКА ГИБКИХ СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫХ  
ПАНЕЛЕЙ НА ОСНОВЕ ХАЛЬКОГЕНИДНЫХ  
И ОКСИДНЫХ ЛЮМИНОФОРОВ  
ДЛЯ СОВРЕМЕННЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ  
СКАНЕРОВ И ТОМОГРАФОВ

Для регистрации рентгеновского излучения разработана технология получения гибких дисперсных сцинтилляционных панелей и элементов с высокой равномерностью сцинтилляционных параметров (среднее отклонение показателей не больше 2%) и низкой себестоимостью. Оптимизированы параметры гибких сцинтилляционных панелей, что дало возможность получать их с высоким пространственным разрешением. Данные панели можно применять в качестве усиливающих экранов в медицинской и промышленной рентгенографии. Предложены варианты реализации двухэнергетических детекторов рентгеновского излучения, эффективно работающих в диапазонах энергий рентгеновского излучения (от 20 до 100 кэВ). Возможные направления их применения — в мультэнергетических сканерах и в медицинских компьютерных томографах.

*Ключевые слова:* композит, сцинтилляционная панель, мелкокристаллический сцинтиллятор, детектор, радиографический сканер, ионизирующее излучение.

Стаття надійшла до редакції 29.07.16