

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

ФАКУЛЬТЕТ ЕЛЕКТРОНІКИ

КАФЕДРА ЕЛЕКТРОННИХ ПРИСТРОЇВ ТА СИСТЕМ

«На правах рукопису»

УДК 621.19.20

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

_____ Ю.С. ЯМНЕНКО
(підпис) (ініціали, прізвище)

“ ____ ” _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

зі спеціальності (спеціалізації) 171 Електроніка (Електронні прилади та пристрої)

(код і назва спеціальності)

на тему: «ВИСОКОЧУТЛИВА РЕНТГЕНОТЕЛЕВІЗІЙНА СИСТЕМА
КОНТРОЛЮ КОМПОЗИТНИХ МАТЕРІАЛІВ»

Виконав (-ла): студент (-ка) II курсу, групи ДЕ-81мн

(шифр групи)

Богапов Федір Германович

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Науковий керівник к.т.н., доц. Михайлов С.Р.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Рецензент доц. кафедри акустичних та мультимедійних

систем, доц., к. т. н. Лазебний В.С.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент _____

(підпис)

Київ – 2020 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»**

Інститут/факультет _____ Факультет електроніки _____
(повна назва)

Кафедра _____ Електронних пристроїв та систем _____
(повна назва)

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною
(освітньо-науковою) програмою «Електронні прилади та пристрої»

Спеціальність (спеціалізація) _____ 171 Електроніка _____
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Ю.С. Ямненко
(підпис) (ініціали, прізвище)

«___» _____ 20__ р.

**ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту**

_____ Богапов Федір Германович _____

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації ВИСОКОЧУТЛИВА РЕНТГЕНОТЕЛЕВІЗІЙНА СИСТЕМА
КОНТРОЛЮ КОМПОЗИТНИХ МАТЕРІАЛІВ

науковий керівник дисертації к.т.н., доц. Михайлов С.Р. ,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «17» березня 2020 р. № 887-с

2. Строк подання студентом дисертації 05.05.2020 р.

3. Об'єкт дослідження рентгенотелевізійна система "рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця".

4. Предмет дослідження (Вихідні дані – для магістерської дисертації за освітньо-професійною програмою) математична модель рентгенотелевізійної систем на основі детекторів "рентгенівський екран – об'єктив – КМОН - матриця" та основні рентгенотехнічні параметри і характеристики РТВС.

5. Перелік завдань, які потрібно розробити дослідити сучасні системи рентгенівського неруйнівного контролю; дослідити параметри цифрових рентгенотелевізійних систем, фактори, що спотворюють зображення; моделювання рентгенотелевізійної системи «рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця»; дослідити експериментально можливості рентгенотелевізійної системи «рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця» до неруйнівного контролю якості композитних матеріалів.

6. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу презентація основними назвами яких є: огляд сучасних засобів рентгенівського неруйнівного контролю; основні параметри рентгенотелевізійних систем та фактори, що впливають на якість зображення; моделювання рентгенотелевізійної системи «рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця; експериментальні дослідження.

7. Орієнтовний перелік публікацій: 1) Теоретичні та експериментальні основи створення високочутливих рентгенотелевізійних систем неруйнівного контролю: звіт по НДР (заклучн.) //Національний технічний університет

України “Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського” кер.
С.Р. Михайлов; викон.: Ф.Г. Богапов, А.М. Божук, Д.С. Шило, Н.В.
Шинкаренко. Державний обліковий номер 0220U101161. Державний
реєстраційний номер 0115U006552. Дата реєстрації: 04-02-2020. Київ, 2020.
85 с. 2) Моделювання вихідного сигналу рентгенотелевізійної системи на
основі КМОН-матриць // Електронна та акустична інженерія, 2020р.

8. Консультанти розділів дисертації*

9. Дата видачі завдання 10.09.2018р

Календарний план

з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Пр имітка
1	Огляд сучасних систем рентгенотелевізійного неруйнівного контролю	11.09.2018 – 30.01.2019	
2	Аналіз основних параметрів цифрових рентгенотелевізійних систем, дослідження факторів, що спотворюють цифрові зображення	1.02.2019 – 31.05.2019	
3	Розробка математичної моделі рентгенотелевізійної системи «рентгенівський екран –	1.06.2019 - 30.11.2019	

* Консультантом не може бути зазначено наукового керівника

	оптика – КМОН-матриця»		
4	Експериментальне дослідження рентгенотелевізійної системи «рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця», застосування рентгенотелевізійної установки для контролю композитних матеріалів	01.12.2019 – 28.02.2020	
5	Підготовка матеріалів до друку та оформлення пояснювальної записки	01.03.2020 – 05.05.2020	
6	Підготовка та оформлення презентації для доповіді	06.05.2020 – 12.05.2020	

Студент

(підпис)

Ф.Г. Богапов

(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

(підпис)

С.Р. Михайлов

(ініціали, прізвище)

УДК 621.19.20

РЕФЕРАТ

Магістерська дисертація: 112с., 41рис., 12табл., 59 джерел.

ВИСОКОЧУТЛИВА РЕНТГЕНОТЕЛЕВІЗІЙНА СИСТЕМА КОНТРОЛЮ КОМПОЗИТНИХ МАТЕРІАЛІВ

Актуальність теми

Актуальним завданням є заміна рентгенографічного контролю рентгентелевізійним, за умов максимального наближення якості зображень, отриманих РТВС, до якості рентгенограм. Основними напрямками вдосконалення РТВС є підвищення чутливості контролю та роздільної здатності, інтенсивне впровадження цифрових технологій, широке використання нових твердотільних детекторів рентгенівських зображень.

Розробка цифрових РТВС вимагає рішення нових технічних завдань і проведення детального аналізу технологій, що використовуються. До їхнього числа відносяться: підвищення відношення сигнал/шум та відповідно чутливості контролю, збільшення квантової ефективності перетворювачів зображення, поліпшення просторової роздільної здатності, оптимізація якості рентгенівського зображення на виході системи.

Мета і задачі дослідження. Метою роботи є розвиток теорії математичного моделювання процесів, які пов'язані із формуванням зображення в сучасних цифрових рентгентелевізійних системах.

Для досягнення поставленої мети необхідно:

- 1 Розробити математичні моделі перетворення рентгенівських зображень у найбільш ефективних детекторах: детекторах типу "рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця";
- 2 Дослідити основні джерела шумів в обраних детекторах, розробити методику оцінки квантової ефективності для різних типів детекторів та визначити шляхи її збільшення;
- 3 Дослідити теоретично підвищення відношення сигнал/шум та поліпшення відносної чутливості контролю РТВС на основі детектора "рентгенівський екран – об'єктив – КМОН -матриця";
- 4 Перевірити на практиці отримані результати.

Предмет дослідження – математична модель рентгентелевізійної систем на основі детекторів "рентгенівський екран – об'єктив – КМОН -матриця" та основні рентгентехнічні параметри і характеристики РТВС.

Об'єкт досліджень – рентгентелевізійна система "рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця".

Методи досліджень

Методи математичної фізики, аналітичної геометрії та чисельного розрахунку на ЕОМ моделей та інтерполяції дискретних даних використані для побудови моделі цифрової високочутливої рентгентелевізійної системи. Експериментальні дослідження проводилися з використанням промислових рентгенівських апаратів неперервної дії для контролю композитних матеріалів.

Наукова новизна отриманих результатів

– запропонована фізико-топологічна модель цифрової рентгенотелевізійної системи на основі детектора "рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця", яка враховує самопоглинання рентгенівських квантів в товщині матеріалу анода, фільтрацію рентгенівського спектра при проходженні об'єкта дослідження, характеристики рентгенівського екрана, КМОН-сенсора і об'єктива, дозволяє розраховувати характеристики рентгенівського випромінювання на виході рентгенівської трубки і за досліджуванним об'єктом, інтенсивність світіння екрана, інтенсивність світла на поверхні КМОН-матриці після проходження оптики, розраховувати зарядовий пакет в певному пікселі і вихідний сигнал з нього, відношення сигнал/шум на виході системи;

– вперше обґрунтовано переваги використання кусково-кубічної інтерполяції Ерміта для моделювання РТВС;

– методика розрахунків була вперше реалізована в середовищі MATLAB, в яке дає додатковий інструментарій для роботи з отриманими даними.

Практичне значення отриманих результатів: результати роботи можуть бути використані при побудові високочутливих рентгенотелевізійних систем на основі детектора "рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця".

Апробація результатів дисертації

Матеріали дисертації доповідались та обговорювались на науково-практичній конференції - XIII міжнародна науково-технічна конференція молодих вчених "Електроніка" (Київ – 2020 рр.).

SUMMARY

Master's dissertation: 112 pages, 41 figures, 12 tables, 59 sources.

SENSITIVE X-RAY TELEVISION SYSTEM FOR CONTROL OF COMPOSITE MATERIALS

Actuality of research. The urgent task is to replace X-ray control with X-ray television, provided that the quality of the images obtained by XTVS is as close as possible to the quality of radiographs. The main directions of improvement of XTVS are increase of sensitivity of control and resolution, intensive introduction of digital technologies, wide use of new solid-state X-ray image detectors.

The development of digital XTVS requires the solution of new technical problems and a detailed analysis of the technologies used. These include: increasing the signal-to-noise ratio and, accordingly, the sensitivity of control, increasing the quantum efficiency of image converters, improving spatial resolution, optimizing the quality of X-ray images at the output of the system.

The purpose and objectives of the study. The aim of the work is to develop the theory of mathematical modeling of processes related to image formation in modern digital X-ray television systems.

To achieve this goal it is necessary:

- 1 To develop mathematical models of X-ray image transformation in the most effective detectors: detectors of the type "X-ray screen - optics - CMOS-matrix";
- 2 Investigate the main sources of noise in selected detectors, develop a methodology for assessing quantum efficiency for different types of detectors and identify ways to increase it;
- 3 To investigate theoretically the increase of the signal-to-noise ratio and the improvement of the relative sensitivity of the XTVS control based on the detector "X-ray screen - lens - CMOS - matrix";
- 4 Check the results in practice.

The subject of research is a mathematical model of X-ray television systems based on detectors "X-ray screen - lens - CMOS - matrix" and the main X-ray parameters and characteristics of XTVS.

The object of research is the X-ray television system "X-ray screen - optics - CMOS-matrix".

Research methods

Methods of mathematical physics, analytical geometry and numerical calculation on computer models and interpolation of discrete data are used to build a model of digital high-sensitivity X-ray television system. Experimental studies were performed using continuous continuous X-ray machines to control composite materials.

Scientific novelty of the obtained results

- the proposed physical and topological model of digital X-ray television system based on the detector "X-ray screen - optics - CMOS-matrix", which takes into account the self-absorption of X-ray quanta in the thickness of the anode material, X-ray spectrum filtering and lens, allows you to calculate the characteristics of X-rays at the output of the X-ray tube and the object under study, the intensity of the screen, the light intensity on the surface of the CMOS matrix after passing the optics, calculate the charge packet in a pixel and the output signal / noise at the output of the system;
- for the first time the advantages of using Hermit's piece-cubic interpolation for XTVS modeling are substantiated;
- the method of calculations was first implemented in the MATLAB environment, which provides additional tools for working with the obtained data.

Practical significance of the obtained results: the results of the work can be used in the construction of highly sensitive X-ray television systems based on the detector "X-ray screen - optics - CMOS-matrix".

Approbation of dissertation results

The materials of the dissertation were reported and discussed at the scientific-practical conference - XIII International Scientific and Technical Conference of Young Scientists "Electronics" (Kyiv - 2020).

ЗМІСТ

ЗМІСТ	9
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	11
ВСТУП	112
РОЗДІЛ 1. КЛАСИФІКАЦІЯ СУЧАСНИХ СИСТЕМ РЕНТГЕНІВСЬКОГО НЕРУЙНІВНОГО КОНТРОЛЮ	17
1.1 Системи на основі рентгенівської плівки	18
1.2 Електрорадіографія	22
1.3 Комп'ютерна радіографія або системи на основі запам'ятовуючих пластин	24
1.4 Скануючі лінійки детекторів	277
1.5 Системи реального часу	30
1.6 Неруйнівний контроль композитних матеріалів	56
ВИСНОВКИ ДО ПЕРШОГО РОЗДІЛУ	63
РОЗДІЛ 2. ПАРАМЕТРИ ЦИФРОВИХ РЕНТГЕНТЕЛЕВІЗІЙНИХ СИСТЕМ. ФАКТОРИ, ЩО СПОТВОРЮЮТЬ ЦИФРОВІ ЗОБРАЖЕННЯ. ОБРОБКА ДИСКРЕТНИХ ДАНИХ	65
2.1 Параметри цифрових рентгенотелевізійних систем	66
2.2 Фактори, що спотворюють цифрові зображення	69
2.3 Шуми в рентгенотелевізійних системах	71
2.4 Вибір математичного пакета для вирішення поставлених задач	75
2.5 Інтерполяція дискретних даних засобами MATLAB	78
ВИСНОВКИ ДО ДРУГОГО РОЗДІЛУ	84
РОЗДІЛ 3. МОДЕЛЮВАННЯ РЕНТГЕНТЕЛЕВІЗІЙНОЇ СИСТЕМИ «РЕНТГЕНІВСЬКИЙ ЕКРАН – ОПТИКА – КМОН-МАТРИЦЯ»	86

3.1 Процес генерації випромінювання рентгенівською трубкою і його взаємодія з матеріалом досліджуваного об'єкта	87
3.2 Моделювання процесу перетворення рентгенівського випромінювання в оптичне	89
3.3 Формування цифрового зображення досліджуваного об'єкта телевізійною системою.....	90
3.4 Розрахунок характеристик рентгенотелевізійних систем "рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця"	94
ВИСНОВКИ ДО ТРЕТЬОГО РОЗДІЛУ	101
РОЗДІЛ 4. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ РЕНТГЕНОТЕЛЕВІЗІЙНОЇ СИСТЕМИ ТИПУ "ЕКРАН – ОПТИКА – КМОН-МАТРИЦЯ". ЗАСТОСУВАННЯ РЕНТГЕНОТЕЛЕВІЗІЙНОЇ УСТАНОВКИ ДЛЯ КОНТРОЛЮ КОМПОЗИТНИХ МАТЕРІАЛІВ	103
ВИСНОВКИ ДО ЧЕТВЕРТОГО РОЗДІЛУ	109
ВИСНОВКИ.....	111
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	11112

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

- a-Se – аморфний селен;
- a-Si – аморфний кремній;
- FPN – фіксований структурний шум (Fixed Pattern Noise);
- TFT – тонкоплівкові транзистори (thin film transistors);
- АЦП – аналого-цифровий перетворювач;
- ЕОМ – електронна обчислювальна машина;
- КЕД – квантова ефективність детектування;
- КМОН – комплементарний метал діелектрик напівпровідник;
- ОК – об’єкт контролю;
- ПЗЗ – пристрій із зарядовим зв’язком;
- РЕОП – рентгенівський електронно-оптичний перетворювач;
- РЕП – рентгено-електричний перетворювач;
- РТВС – рентгенотелевізійна система;
- СКВ – середньоквадратичне відхилення;
- ЧКХ – частотно-контрастна характеристика.

ВСТУП

Сучасні потреби промисловості, науки та техніки обумовлюють розвиток різноманітних систем контролю якості та діагностики, в яких важливу роль відіграють системи неруйнівного контролю. Серед систем неруйнівного контролю в даний час найбільш поширеним є радіаційний контроль з використанням рентгенівського і гамма-випромінювання, що застосовується до виробів з будь-яких матеріалів і що надає більш повну інформації про дефекти (тип, форма, розміри, місце розташування) інші види неруйнівного контролю (магнітний, акустичний, проникаючими речовинами і ін.). Цей метод є потужним засобом підвищення високої якості продукції, що виробляється промисловістю, та по відношенню до інших засобів за об'ємом займає більш ніж 80%.

Провідну роль серед технічних засобів радіаційного контролю якості займають прилади і установки, що використовують для отримання інформації про внутрішню структуру об'єктів гальмівне рентгенівське випромінювання. Рентгенівським методам віддають перевагу при неруйнівному контролі якості з'єднань, перевірці однорідності металевих виробів, контролі якості лиття, вимірюванні товщини листового прокату і в багатьох інших галузях технічної діагностики.

Основними радіаційними методами, які використовують для просвічування рентгенівське випромінювання, є рентгенографія та рентгеноскопія. До переваг рентгенографії слід віднести високу чутливість контролю в широкому діапазоні товщини контрольованих виробів, високу роздільну здатність, високу точність при визначенні геометричних розмірів дефектів. Проте рентгенографія має ряд істотних недоліків: низька продуктивність і висока трудомісткість контролю пов'язана з необхідністю хімічної обробки плівки, а також висока вартість контролю, обумовлена наявністю в ній срібла. Недоліки рентгенографії і все зростаюча потреба у

високопродуктивних засобах контролю і діагностики стимулювали розробку різних рентгенотелевізійних систем (РТВС), що дозволили більш ніж на порядок підвищити продуктивність і знизити вартість контролю. До важливих переваг РТВС, разом з підвищенням продуктивності і зниженням вартості контролю і діагностики, слід віднести можливість дистанційного проведення контролю і, відповідно, повного виключення шкідливої дії іонізуючого випромінювання на оператора, а також можливість оперативної обробки рентгенівських зображень. Особливо важливою є можливість РТВС відображати динаміку процесів.

Актуальність теми

В останні роки відбулися якісні зміни з системах радіаційного неруйнівного контролю перш за все завдяки появі нових багатoelementних напівпровідникових детекторів радіаційних зображень, а також інтенсивному впровадженню цифрових технологій отримання, обробки і аналізу зображень. При використанні таких детекторів і цифрових технологій іонізуюче випромінювання, що пройшло через контрольований об'єкт, за допомогою електронних засобів перетворюється в масив електричних сигналів, які потім оцифровуються, обробляються і використовуються для формування цифрового зображення контрольованого об'єкта. Цифрове зображення об'єкта містить інформацію про його внутрішню структуру і може формуватися безпосередньо під час просвічування, тобто в реальному часі. Такий метод радіаційного контролю називають цифровою радіографією або флеш-радіографією [1–3].

Відмінною особливістю цифрової радіографії є відсутність проміжних носіїв інформації (радіографічних плівок, напівпровідникових селенових пластин, запам'ятовуючих пластин з фотостимульованою пам'яттю), які вимагають тривалих операцій експонування, обробки і зчитування інформації. Відповідно відсутність таких проміжних носіїв дозволяє значно підвищити продуктивність і знизити вартість радіаційного контролю.

Актуальним завданням є заміна рентгенографічного контролю рентгенотелевізійним, за умов максимального наближення якості зображень, отриманих РТВС, до якості рентгенограм. Основними напрямками вдосконалення РТВС є підвищення чутливості контролю та роздільної здатності, інтенсивне впровадження цифрових технологій, широке використання нових твердотільних детекторів рентгенівських зображень.

Розробка цифрових РТВС вимагає рішення нових технічних завдань і проведення детального аналізу технологій, що використовуються. До їхнього числа відносяться: підвищення відношення сигнал/шум та відповідно чутливості контролю, збільшення квантової ефективності перетворювачів зображення, поліпшення просторової роздільної здатності, оптимізація якості рентгенівського зображення на виході системи.

Мета і задачі дослідження. Метою роботи є розвиток теорії математичного моделювання процесів, які пов'язані із формуванням зображення в сучасних цифрових рентгенотелевізійних системах.

Для досягнення поставленої мети необхідно:

- 5 Розробити математичні моделі перетворення рентгенівських зображень у найбільш ефективних детекторах: детекторах типу "рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця";
- 6 Дослідити основні джерела шумів в обраних детекторах, розробити методику оцінки квантової ефективності для різних типів детекторів та визначити шляхи її збільшення;
- 7 Дослідити теоретично підвищення відношення сигнал/шум та поліпшення відносної чутливості контролю РТВС на основі детектора "рентгенівський екран – об'єктив – КМОН -матриця";
- 8 Перевірити на практиці отримані результати.

Предмет дослідження – математична модель рентгенотелевізійної систем на основі детекторів "рентгенівський екран – об'єктив – КМОН -матриця" та основні рентгенотехнічні параметри і характеристики РТВС.

Об'єкт досліджень – рентгенотелевізійна система "рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця".

Методи досліджень

Методи математичної фізики, аналітичної геометрії та чисельного розрахунку на ЕОМ моделей та інтерполяції дискретних даних використані для побудови моделі цифрової високочутливої рентгенотелевізійної системи. Експериментальні дослідження проводилися з використанням промислових рентгенівських апаратів неперервної дії для контролю композитних матеріалів.

Наукова новизна отриманих результатів

– запропонована фізико-топологічна модель цифрової рентгенотелевізійної системи на основі детектора "рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця", яка враховує самопоглинання рентгенівських квантів в товщині матеріалу анода, фільтрацію рентгенівського спектра при проходженні об'єкта дослідження, характеристики рентгенівського екрана, КМОН-сенсора і об'єктива, дозволяє розраховувати характеристики рентгенівського випромінювання на виході рентгенівської трубки і за досліджуваним об'єктом, інтенсивність світіння екрана, інтенсивність світла на поверхні КМОН-матриці після проходження оптики, розраховувати зарядовий пакет в певному пікселі і вихідний сигнал з нього, відношення сигнал/шум на виході системи;

– вперше обґрунтовано переваги використання кусково-кубічної інтерполяції Ерміта для моделювання РТВС;

– методика розрахунків була вперше реалізована в середовищі MATLAB, в яке дає додатковий інструментарій для роботи з отриманими даними.

Практичне значення отриманих результатів: результати роботи можуть бути використані при побудові високочутливих рентгенотелевізійних систем на основі детектора "рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця".

Особистий внесок здобувача

В дисертації приведено узагальнені результати теоретичних і експериментальних досліджень, виконаних особисто та у співавторстві з науковим керівником:

- автором розроблена фізико-топологічна та математична модель рентгенотелевізійної системи непрямого перетворення "рентгенівський екран – об'єктив – КМОН -матриця";

- автор особисто розробив інструментарій в програмному середовищі MATLAB для проведення теоретичних досліджень;

- всі розрахунки, пов'язані з моделюванням були виконані здобувачем особисто;

- експериментальні дослідження були виконані у співавторстві з науковим керівником при активній участі автора;

- здобувач брав участь у обговоренні наукових результатів та виконував оформлення ілюстративного матеріалу для публікацій;

- остаточна редакція наукових положень, які виносяться на захист, результатів та висновків по роботі виконувалась спільно з науковим керівником при активній творчій участі здобувача.

Апробація результатів дисертації

Матеріали дисертації доповідались та обговорювались на науково-практичній конференції - XIII міжнародна науково-технічна конференція молодих вчених "Електроніка" (Київ – 2020 рр.).

Публікації 1) Теоретичні та експериментальні основи створення високочутливих рентгенотелевізійних систем неруйнівного контролю: звіт по НДР (заключн.) //Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського” кер. С.Р. Михайлов; викон.: Ф.Г. Богапов, А.М. Божук, Д.С. Шило, Н.В. Шинкаренко. Державний обліковий номер 0220U101161. Державний реєстраційний номер 0115U006552. Дата реєстрації: 04-02-2020. Київ, 2020. 85 с. 2) Моделювання

вихідного сигналу рентгентелевізійної системи на основі КМОН-матриць // Електронна та акустична інженерія, 2020р.

РОЗДІЛ 1

КЛАСИФІКАЦІЯ СУЧАСНИХ СИСТЕМ РЕНТГЕНІВСЬКОГО НЕРУЙНІВНОГО КОНТРОЛЮ

Всі рентгенівські системи складаються з трьох основних частин:

- джерела рентгенівського випромінювання (рентгенівської трубки),
- детектора і блоку обробки,
- пристрою, що забезпечує геометричне взаєморозташування трубки, детектора і досліджуваного об'єкта.

Схема на рис. 1.1 відображає основні типи систем (за принципом дії та методом детектування випромінювання), що використовуються для формування тіньового рентгенівського зображення[4].



Рис. 1. Класифікація систем радіаційного неруйнівного контролю

1.1 Системи на основі рентгенівської плівки

В кінці минулого сторіччя рентгенографічний комплект (екран-плівка) був основним приймачем в рентгенівських апаратах, оскільки по якості зображення не було альтернатив. Однак з 80-х років плівці почали шукати заміну з економічних міркувань, оскільки це одноразовий приймач з великим вмістом срібла (його затрати в залежності від типу плівки) становлять 5–10 г/м².

Радіографічна плівка все ще є найбільш широко розповсюдженим детектором іонізуючого випромінювання як в промисловості, так і в медичній діагностиці [5]. До переваг радіографії слід віднести високу відносну чутливість контролю (1%) в широкому діапазоні товщини контрольованих об'єктів, високу роздільну здатність (25 пар лін./мм), великий розмір робочого поля, можливість отримання в результаті контролю документа у вигляді плівки. Зображення контрольованого об'єкта формується на рентгенівській плівці, яка являє собою прозору основу з нанесеними на неї шарами емульсії (розчин желатину із суспензією кристаліків галогеніду срібла, в основному AgBr).

Під дією рентгенівського випромінювання частина кристалів галогеніду срібла відновлюється до металічного срібла, формуючи сховане зображення досліджуваного об'єкта. Важливою властивістю рентгенівських плівок є залежність між щільністю їх затемнення і отриманою дозою випромінювання (експозицією). Ця залежність досить складна, однак для всіх плівок є ділянка, де щільність затемнення пропорційна логарифму експозиції. Існуючі рентгенографічні плівки поділяють на 2 класи: плівки, що призначені для використання з підсилюючими екранами і плівки для використання без підсилюючих екранів. Перші мають більшу чутливість до оптичного випромінювання флуоресцентних екранів. Найбільш суттєвою відмінністю між різними плівками є розмір зерна кристалів галогеніду срібла. Плівки, що використовуються без підсилюючих екранів, завдяки великому

коефіцієнту контрастності дають більш якісне зображення, але через малий розмір зерна потребують більших доз випромінювання. Чутливість вітчизняних плівок прийнято характеризувати оберненою величиною дози випромінювання, вираженою в рентгенах, яка необхідно для перевищення оптичної щільності почорніння плівки на 0,85 над щільністю неекспонованої плівки (вуалі). Закордонні плівки характеризують відносним експозиційним фактором по відношенню до певної однієї, прийнятою за одиницю. Серед плівок марки STUCTURIX фірми Agfa-Gevaert (Бельгія) такою "еталонною" є плівка D7 (табл. 1.1).

Для того, щоб підвищити чутливість плівок до рентгенівського випромінювання і зменшити час експозиції в промисловій рентгенографії використовують підсилюючі екрани. Вони діляться на дві категорії – металеві підсилюючі екрани і флуоресцентні підсилюючі екрани.

Принцип дії перших оснований експонуванні плівки вторинними електронами, що вибиваються із тонкої фольги металевого екрана рентгенівськими фотонами. Пробіг таких електронів досить малий, тому вони майже повністю поглинаються плівкою, при цьому не відбувається розмиття зображення. На практиці, у якості металевих підсилюючих екранів використовують свинцеву або свинцево-олов'яну фольгу. Коефіцієнт підсилення цих екранів, в залежності від енергії рентгенівського випромінювання може досягати 2–2,5. Тому використовують пару металевих екранів по обидва боки плівки, це дозволяє подвоїти підсилення.

Підсилююча дія флуоресцентних екранів ґрунтується на конвертуванні люмінофором екрана частини рентгенівського випромінювання в оптичне. Плівка поглинає приблизно 1% рентгенівського випромінювання, що доходить до неї, в той час як рентгенівський екран поглинає значно більше (до 20%), а світіння екрана майже повністю поглинається плівкою. Завдяки цьому коефіцієнти підсилення таких рентгенівських екранів досягають декількох десятків і більше. Розплатою за істотне зменшення часу експозиції при

Таблиця 1.1. Параметри рентгенівських плівок, що використовуються без підсилюючих екранів

Тип плівки	Фірма (країна)	Чутливість		Коефіцієнт контрастності
		P^{-1}	відн. од.	
PT-1	BAT "TACMA" (Росія)	25,0–27,0	–	4,2–4,4
PT-1B	- " -	35,0–37,0	–	4,0–4,1
PT-K	- " -	6,0–7,0	–	4,5–4,7
PT-7T	- " -	8,0–9,0	–	4,7–4,9
STUCTURIX D2	Agfa-Gevaert (Бельгія)	1,2–1,5	0,1–0,12	5,8–6,0
STUCTURIX D3	- " -	2–2,5	0,2–0,25	5,0–5,5
STUCTURIX D4	- " -	3–4	0,3–0,4	5,0–5,4
STUCTURIX D5	- " -	5–7	0,6–0,7	5,0–5,4
STUCTURIX D7	- " -	10–12	1	4,9–5,4
STUCTURIX D8	- " -	15–18	1,5	4,3–4,8
STUCTURIX D6R	- " -	18–20	1,8–2	4,2
IX 80	FUJIFILM (Японія)	4–5	0,4–0,5	5,5
IX 100	- " -	10–12	1	5,2
IX 150	- " -	15	1,5	4,8
AA400	Kodak (США)	10–12	1	4,3
T200	- " -	6–7	0,6	6
MX125	- " -	4–5	0,4–0,5	6
INDUX R5	Foma Bohemia (Чехія)	6–7	0,7	5,5–5,9
INDUX R7	- " -	10–12	1	5,0–5,4

використанні флуоресцентних екранів є істотні втрати в контрастній чутливості, тобто якості контролю. Причиною цьому є великий розмір зерна люмінофора (середній розмір зерна плівки, що використовують без екрана становить 0,5 мкм, у екранної плівки – 1–1,5 мкм, а екрани мають зерно розміром приблизно аж 10 мкм).

Більшість флуоресцентних екранів мають люмінофор вольфрамат кальцію CaWO_4 , але зараз з'явилися нові, достатньо ефективні екрани на основі солей натрію гадолінію, лантану. Використовуються вони в комплекті з двох екранів (переднього і заднього). Зазвичай задній екран має більшу товщину оскільки його світіння, направлене в напрямку плівки, менше ослаблюється власним поглинанням екрана. Використовують флуоресцентні екрани зі спеціально призначеними для них типами плівок.

Нині розроблено рентгенівський екран, що являє собою симбіоз двох вищеописаних, це флуорометалевий екран, що поєднує в собі шар свинцевої фольги із шаром люмінофора. Його використання дає суттєве зниження експозиції під час контролю при незначному зниженні якості зображення.

Таблиця 1.2. Параметри рентгенівських плівок, що використовуються з підсилюючими екранами

Тип плівки	Фірма (країна)	Чутливість, P^{-1}	Середній градієнт	Примітка
PT-1	БАТ "ТАСМА" (Росія)	—	2–2,5	З екраном ВП-1
STUCTURIX F8	Agfa-Gevaert (Бельгія)	50–300	4,6	З екраном RCF
STUCTURIX D6R	- " -	30–100	6,0	- " -
IX 100HD	FUJIFILM (Японія)	11	4,1	Без екрана
HS800	Kodak (США)	18–20	4,3	Без екрана
FOMADUX RX-8	Foma Bohemia (Чехія)	16–18	4,6–4,8	Без екрана

Таблиця 1.3. Параметри флуоресцентних і флуорометалевих підсилюючих екранів

Тип екрана	Люмінофор	Коефіцієнт підсилення	Фірма (країна)
ЭУ-В1	CaWO_4	30	Росія
ЭУ-В2	- " -	40	- " -
ЭУ-В3	- " -	50	- " -
ВП-1	- " -	80–100	- " -
ВП-2	- " -	130–160	- " -
ЭУ-И1	$\text{Y}_2\text{O}_2\text{S-Tb}$	50	- " -
RCF	CaWO_4	5–30	Agfa-Gevaert (Бельгія)
Kyokko SMP-308	- " -	16–24 (без екрана); 105–165 для плівок з екраном	Kasei Optonix (Японія)

Підсилюючі екрани разом із плівкою пакують у гнучкі світлонепроникні касети з карманами для маркувальних знаків, еталонів. Просторова роздільна здатність рентгенівських систем екран-плівка – 8–10 пар лін./мм.

Технологічний процес плівкової фотографії містить наступні процедури: зарядка касет, просвічування контрольованого об'єкту та експонування плівки, хімічна обробка плівки, її сушіння, аналіз результатів за допомогою негатоскопа, комп'ютерне сканування, утилізація відходів. Тому плівкова радіографія найбільш трудомістка, має малу продуктивність і високу вартість. Обсяги застосування плівковою радіографії з кожним роком зменшуються у зв'язку з появою і вдосконаленням нових систем детектування радіаційних зображень.

1.2 Електрорадіографія

Відносно недавно багато надій покладалося на електрорадіографію або ксерорадіографію [6]. При проведенні електрорадіографічного контролю використовують напівпровідникові селенові пластини, що складаються з металевої алюмінієвої підкладки, на яку у вакуумних умовах шляхом

термічного випаровування нанесено шар фотонапівпровідника – аморфного селену. Товщина селенового шару складає 100–500 мкм.

Процес отримання електрорадіограми складається з декількох етапів. Для надання пластині з напівпровідниковим шаром чутливості на його поверхню наноситься рівномірно розподілений по площі електричний заряд. В процесі нанесення заряду до електродів, які розміщені над пластиною, підводиться висока напруга (5–7 кВ). В повітряному проміжку між електродами і шаром селену виникає коронний розряд. Іони повітря, що утворилися під дією розряду осідають на селеновому шарі. Залежно від полярності напруги, що подається на електроди, на поверхню селенового шару може бути нанесений або позитивний, або негативний потенціал відносно підкладки. Після зарядки пластину закривають світлонепроникним кожухом і вона готова до експонування.

Експонування зарядженої пластини здійснюється іонізуючим випромінюванням, пройденим через контрольований об'єкт. Внаслідок його взаємодії з селеновим шаром, генеруються вільні носії заряду (електронно-діркові пари) і зменшується його електричний опір. За рахунок зменшення опору селенового шару нейтралізується нанесений на його поверхню заряд. Причому нейтралізація заряду, в першому наближенні, пропорційна інтенсивності випромінювання, що взаємодіє з пластиною. В результаті цього на поверхні фотонапівпровідникового шару утворюється приховане електростатичне зображення, яке проявляється при нанесенні на поверхню селенового шару дрібнодисперсного зарядженого порошку – електрографічного проявника. Щільність осідання порошку на пластині також пропорційна величині залишкового заряду.

Далі проявлене видиме порошкове зображення переносять на інший носій (зазвичай папір), який використовують для аналізу та зберігання електрорадіограми. Електрорадіографічне зображення, як і зображення на плівці, може бути відскановано, оброблено та проаналізовано за допомогою комп'ютерних програм.

Перевагами електрорадіографії перед плівковою радіографією є:

- велика контрастність, різкість і краще відношення сигнал/шум електрорадіограм;
- отримання електрорадіограми всього за кілька хвилин;
- відсутність необхідності у фотолабораторії;
- одна селенова пластина може використовуватися до 1000 разів;
- менша вартість контролю.

1.3 Комп'ютерна радіографія або системи на основі запам'ятовуючих пластин

Комп'ютерна радіографія з використання запам'ятовуючих пластин (ЗП) багаторазового використання [7] все активніше приходить на зміну плівковій. Для запам'ятовування зображень в пластині використовують люмінофорний шар з фотостимульованою пам'яттю – складну хімічну сполуку. Зазвичай це сполука типу $\text{BaFBr}_x\text{I}_{1-x}:\text{Eu}^{2+}$. На рис. 1.2 приведено структуру запам'ятовуючої пластини фірми GE Sensing & Inspection Technologies.

Під час експонування пластини, розміщеної за контрольованим об'єктом, під дією іонізуючого випромінювання електрони всередині шару з фотостимульованою пам'яттю збуджуються і захоплюються на енергетичні рівні (пастки), на яких можуть перебувати протягом тривалого часу.

Після експонування пластину вставляють в спеціальний сканер, в якому вона сканується лазерним пучком [5]. Схема процесу сканування запам'ятовуючої пластини і отримання цифрового зображення показана на рис. 1.3. При скануванні пластини лазерним пучком електрони

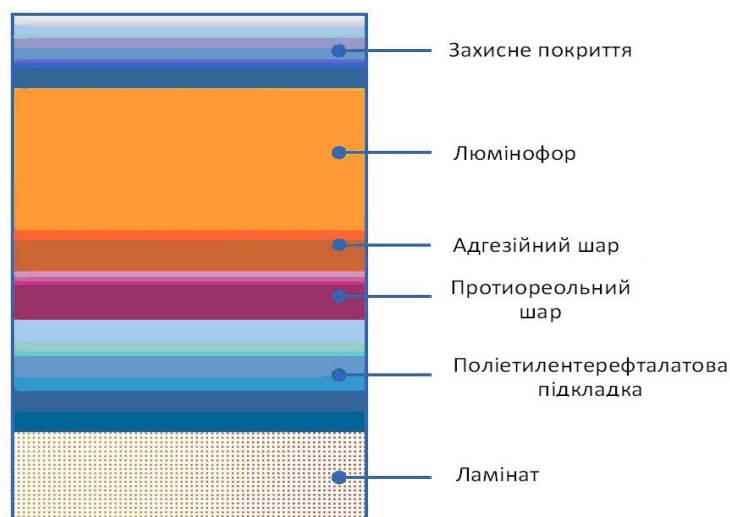


Рис. 1.2. Структура запам'ятовуючої пластини компанії GE Sensing & Inspection Technologies

вивільняються з пасток, що супроводжується емісією видимого світла, довжина хвилі якого відрізняється від довжини хвилі випромінювання скануючого лазера. Це світло збирається фотоприймачем (фотопомножувачем) і перетворюється в електричний сигнал. Після його підсилення і аналого-цифрового перетворення комп'ютер формує на екрані монітора цифрове зображення контрольованого об'єкта.

Оскільки зчитування прихованого зображення, сформованого на запам'ятовуючій пластині під час її експонування, можливе лише з використанням комп'ютерної техніки, радіаційний контроль за допомогою таких систем отримав назву *комп'ютерної радіографії*.

Відмінність запам'ятовуючих пластин від радіографічної плівки – можливість їх багаторазового використання (кілька тисяч разів без втрати якості). Пластини сумісні з джерелами іонізуючого випромінювання, що мають енергію в діапазоні від 10 кеВ до 20 МеВ (рентгенівські апарати неперервної дії і імпульсні, бетатрони, радіоізотопні джерела) [8].

Запам'ятовуючі пластини є гнучкими і, подібно плівці, можуть приймати форму контрольованого об'єкта. З процесу комп'ютерної радіографії виключена хімічна обробка плівки, час отримання зображення становить від 1 до 2 хвилин. Зображення зберігаються в електронному

вигляді і можуть піддаватися цифровій обробці з метою поліпшення виявлення дефектів.

Типова система комп'ютерної радіографії із запам'ятовуючими пластинами складається з трьох частин: рентгенівського апарата, сканера (рис. 1.4) для зчитування і очистки пластин багаторазового використання та комп'ютера зі встановленим спеціальним програмним забезпеченням, призначеного для управління сканером та обробки отриманих зображень [5].

По динамічному діапазону комп'ютерна радіографія перевершує плівкову радіографію, що дозволяє виконувати контроль об'єктів з великим перепадом товщин за одну експозицію.

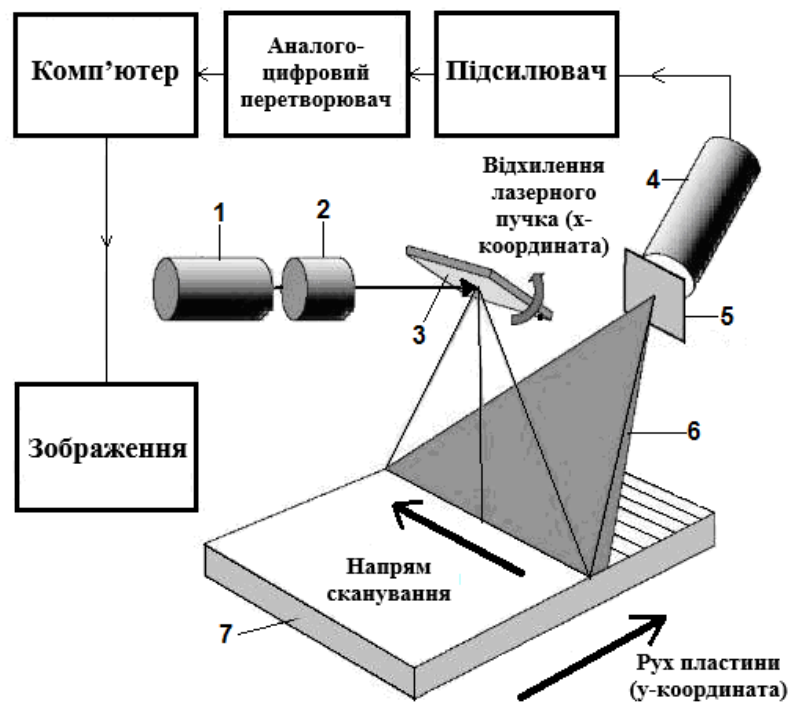


Рис. 1.3. Схема процесу сканування запам'ятовуючої пластини та отримання цифрового зображення: 1 – лазер; 2 – оптична система формування лазерного пучка; 3 – дзеркало; 4 – фотопомножувач; 5 – фільтр; 6 – оптична система; 7 – запам'ятовуюча пластина



Рис. 1.4. Стандартні касети із запам'ятовуючими пластинами компанії GE Sensing & Inspection Technologies та сканер DUERR NDT

Комп'ютерна радіографія забезпечує відносну чутливість контролю, порівнянну з плівковою радіографією, а роздільну здатність – до 20 пар ліній/мм. До недоліків таких систем можна віднести високу вартість комплекту обладнання для комп'ютерної радіографії, а також неможливість виконувати контроль в реальному часі.

1.4 Скануючі лінійки детекторів

Труднощі створення повноформатного детектора рентгенівського випромінювання, який би дозволив просвічувати об'єкти великих розмірів, зумовили появу нового типу детектора, який працює за принципом сканування [9–11]. Такий прилад являє собою лінійку детекторів прямого (наприклад CdTe , CdZnTe) або непрямого перетворення рентгенівського випромінювання (сцинтилятор + кремнієві фотодіоди). Реєстрація рентгенівських квантів відбувається за рахунок їхньої конверсії у сцинтиляторі у видиме світло і наступного детектування цього світла фотодіодом.

Просторова роздільна здатність лінійки в основному визначається кількістю каналів в ній. Їх може бути 320, 512, 640, 1024, 2048 і більше. Скануючі системи на основі лінійки детекторів мають ряд переваг [12, 13]:

- усувається вплив неінформативного розсіяного випромінювання на якість цифрового зображення;

- лінійки детекторів можуть мати довжину в кілька метрів (при розмірі окремого детектора до 50 мкм), що дозволяє сканувати об'єкти великих розмірів;
- широкий динамічний діапазон (для подання цифрових відліків може використовуватися 16 розрядів);
- можливість виготовлення лінійок специфічної форми.

Різні галузі промисловості, як автомобілебудування, диктують свої вимоги до параметрів лінійних сенсорів рентгенівського випромінювання та їх форми. Тому для контролю якості шин використовуються спеціальні лінійки (рис. 1.5).

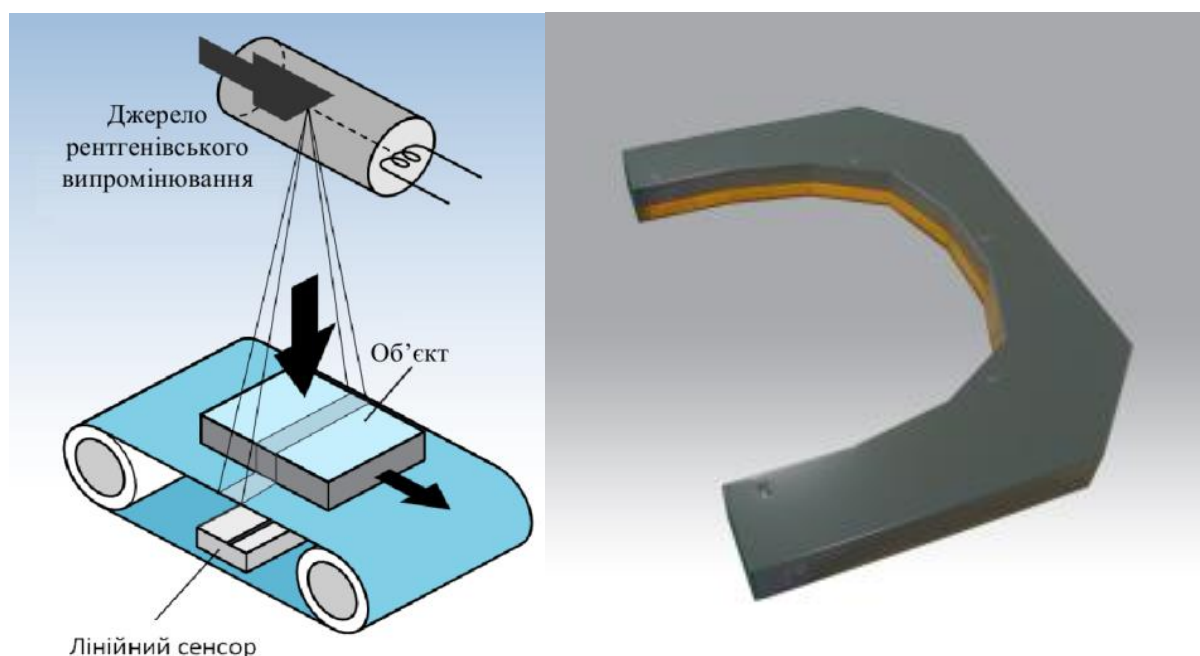


Рис. 1.5. Схема розташування лінійки у конвеєрному полотні та фото детектора для контролю якості шин

До недоліків скануючих систем на основі лінійки детекторів відносяться: невисока швидкість отримання зображень, складність механізму сканування та висока вартість. Для лінійок і матриць важливим є забезпечення однакової чутливості до випромінювання у всіх окремих детектуючих елементів [13]. В табл. 1.4 наведено основні параметри лінійних детекторів непрямого перетворення фірми Hamamatsu.

Таблиця 1.4. Параметри лінійок фірми Hamamatsu

Маркування детектора	C9750-05FCN	C9750-10FCN	C9750-10TCN	C9750-20TCN
Метод реєстрації	Сцинтиляційний			
Рекомендований робочий енергетичний діапазон, кВ	25–160			
Розмір пікселя, мм	0,4		0,2	
Робоча ширина, мм (пікселів)	256 (640)	512 (1280)	256 (1280)	512 (2560)
Роздільна здатність	1/640	1/1280	1/1280	1/2560
Швидкість сканування, м/хв	4–100		2–50	
Розрядність АЦП, біт	12			
Функції корекції	Аналогова: корекція темного кадру Цифрова: корекція темного кадру, корекція чутливості			
Робочий діапазон температур, °C	0–40			
Вологість повітря, %	30–80			
Напруга живлення, В	DC +5 / DC +15			

Принцип роботи системи на основі лінійки детекторів полягає в тому, що вузький пучок рентгенівського випромінювання, який перекриває об'єкт контролю (ОК) по ширині, проходячи через нього, опромінює лінійку детекторів, сигнали кожного з яких підсилюються та попередньо обробляються, а потім послідовно зчитуються за допомогою мультиплексора і надходять через АЦП у комп'ютер (рис. 1.6). Повне тіньове зображення формується шляхом однократного сканування ОК горизонтальним в'яловим пучком по вертикалі (або вертикальним пучком по горизонталі). Використані в схемі на рис. 1.6. щілинні коліматори джерела випромінювання і лінійки детекторів призначені відповідно для формування пучка випромінювання на ОК і на лінійку

детекторів.

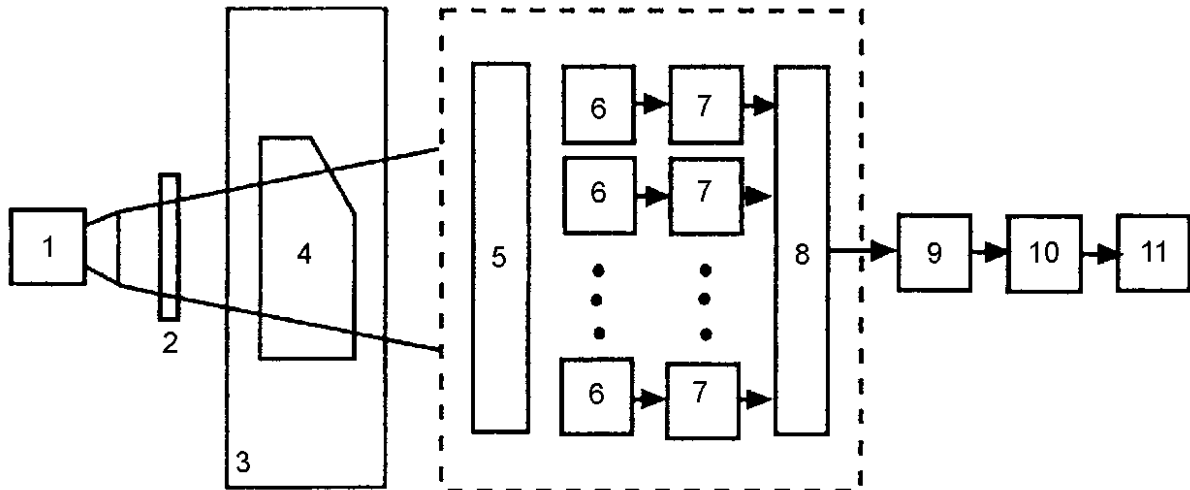


Рис. 1.6. Структурна схема типової системи на основі лінійки детекторів: 1 – джерело випромінювання; 2 – щілинний коліматор джерела; 3 – пристрій сканування; 4 – ОК; 5 – щілинний коліматор детекторів; 6 – детектори; 7 – блок попереднього підсилення та обробки; 8 – мультиплексор; 9 – АЦП; 10 – комп’ютер; 11 – дисплей.

За даними, наведеними в [13], можуть бути виготовлені лінійки детекторів (сцинтилятор – фотодіод) з кількістю елементів до 4096 і більше та розміром одного елемента 0,025 мм, які мають високу конверсійну ефективність (більше 0,9) у широкому енергетичному діапазоні (від декількох кеВ до 500 кеВ), а система створена на основі такої лінійки забезпечує роздільну здатність близько 3–5 пар лін/мм і контрастну чутливість меншу 0,5%.

1.5 Системи реального часу

Прагнення підвищити швидкість проведення рентгенівського контролю та реалізувати можливість контролю рухомих об’єктів призвело до появи рентгенотелевізійного методу. Основною його особливістю є миттєва передача рентгенівського зображення з системи візуалізації на монітор комп’ютера. В якості системи візуалізації можуть використовуватися рентгенівські електронно-оптичні перетворювачі з відеокамерою чи плоскопанельні детектори. Рентгенотелевізійні системи оснащуються рентгенівським апаратом, маніпулятором для переміщення досліджуваного

об'єкта (не обов'язково), системою візуалізації, програмним забезпеченням для отримання і аналізу рентгенівських зображень.

Проведення рентгенівського контролю на рентгенотелевізійній системі позбавляє необхідності використання витратних матеріалів, дозволяє підвищити швидкість отримання зображень і мінімізувати трудомісткість роботи. Системи реального часу бувають непрямого і прямого перетворення.

Відсутність проміжних носіїв інформації, витратних матеріалів, додаткового обладнання та операцій, що з ними пов'язані, знижує витрати на радіаційний контроль за допомогою таких систем і значно підвищує його оперативність.

Нині найбільш широко використовуються детектори *непрямого перетворення* [14]. Їх особливість в тому, що вони перетворюють рентгенівські кванти у видиме світло, яке після цього перетворюється в електричний сигнал (як у твердотільних плоскопанельних детекторах), або у потік електронів у рентгенівському електронно-оптичному перетворювачі (РЕОП), який створює видиме зображення на вихідному люмінофорному екрані.

Рентгенотелевізійні системи РТВС на основі РЕОП. В таких системах перетворювачем рентгенівського випромінювання у видиме є рентгенівський електронно-оптичний перетворювач – прилад, призначений для підвищення яскравості зображення за рахунок перетворення рентгенівського випромінювання в електронний потік, який підсилюється і перетворюється у видиме зображення. Це електровакуумний прилад (тиск до 5×10^{-7} мм рт. ст.), в середині якого знаходиться фотокатодний вузол, який складається з вхідного фосфорного вікна, фотокатода, фокусувальних електродів і фосфорного екрана (рис. 1.7). Збільшення яскравості зображення досягається шляхом прискорення електронів в електростатичному полі.

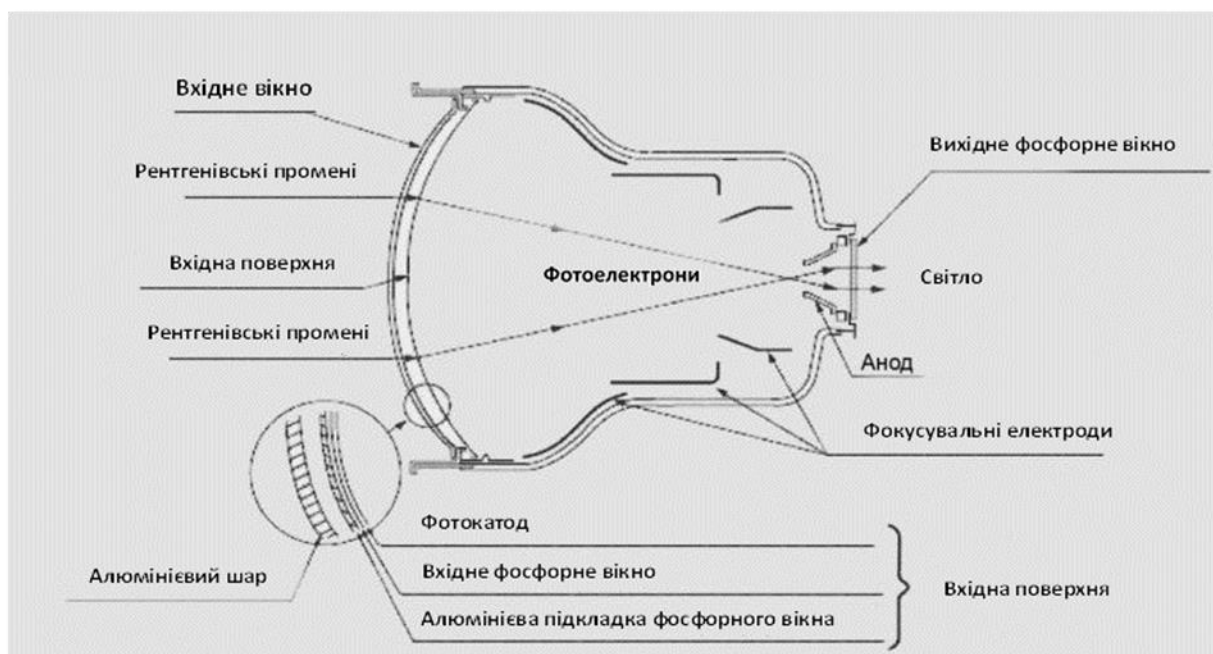


Рис. 1.7. Принципова схема РЕОП

Рентгенівське випромінювання потрапляє на люмінесцентний екран всередині трубки, який знаходиться в оптичному контакті з фотокатодом. Світлові фотони, що утворилися в результаті взаємодії рентгенівського випромінювання з екраном, вибивають з фотокатода електрони, які потім прискорюються і фокусуються системою електродів. Таким чином, світлове зображення об'єкта перетворюється в електронне. Енергія електронного потоку збільшується за рахунок підведення до електродів високих напруг. Електрони бомбардують вихідне вікно, що представляє собою дрібнозернистий фосфор, напильний на внутрішню поверхню вихідного вікна. Таким чином, в РЕОП має місце потрібне перетворення зображення: рентгенівського у видиме, видимого в електронне та електронного знову у видиме. В результаті бомбардування електронами люмінофорний екран перетворює електронне зображення в видиме зображення високої яскравості. Сучасні РЕОП мають коефіцієнт підсилення 3000 чи більше, тобто, яскравість світіння їх вихідного екрана більш ніж в 3000 разів більша за світіння звичайного екрана для рентгеноскопії. Перетворення вхідного рентгенівського зображення в вихідне супроводжується зменшенням його розміру приблизно в 10 разів. Діаметр робочого поля різних типів РЕОП

складає від 120 до 400 мм. Діаметр вихідного екрана складає 20, 25, 30 або 35 мм, а вхідного – 20, 25, 30 або 35 мм. Вхідні сцинтиляційні екрани у сучасних РЕОП виготовляють в основному з йодиду цезію (CsI). Для покращення взаємного *спектрального узгодження* фотокатода і екрана CsI, в нього вводять натрій (Na) як активатор. Параметри деяких сучасних РЕОП наведено в табл. 1.5 [15–17].

Таблиця 1.5. Параметри РЕОП компаній Thales, Siemens та ФІЛІН

Параметр	РЕОП		
	Thales TH 9447 QX (16")	Siemens HIDEQ 33-4 ISX (13")	ФІЛІН 16H2048M (16")
Діаметр вхідного вікна, мм	400	380	406
Ефективний діаметр вхідного вікна, мм	360	330	360
Коефіцієнт перетворення, (Кд/м ²)/(мР/с)	350	418	–
Роздільна здатність, пар ліній/мм	4.6	4.0	4.2
Діаметр вихідного вікна, мм	35	25	35
Вага, кг	36	25–27	43

Найважливішими параметрами, що визначають його властивості і впливають на якість рентгенівського зображення, є:

- *Коефіцієнт перетворення* – відношення яскравості вихідного екрана до потужності дози вхідного випромінювання.
- *Роздільна здатність* РЕОПа визначається за кількістю пар ліній на 1 мм в центрі вихідного екрана.
- *Коефіцієнт підсилення* – відношення інтенсивності вихідного оптичного випромінювання до інтенсивності вхідного рентгенівського випромінювання.
- *Частотно-контрастна характеристика (ЧКХ)* представляє собою залежність контрасту зображення об'єкта від просторової частоти.
- *Динамічний діапазон* – відношення максимальної і мінімальної

інтенсивності рентгенівського джерела, при яких можна розрізнити деяке значення порогового контрасту (зазвичай 5%).

- *Відношення сигнал/шум* – відношення потужності корисного сигналу до потужності шуму.

Зображення, сформоване на вихідному екрані РЕОП, за допомогою оптичної системи переносять на вхід перетворювача світло-сигнал телевізійної камери. Донедавна як перетворювачі зображення у відеосигнал використовувалися передавальні електронно-променеві телевізійні трубки. Тип фотошару мішені визначає назву цих трубок (наприклад, мішень плюмбікона – з PbO, а у кадмікона – з CdS). На сьогодні передавальні трубки повністю витіснені плоскопанельними матрицями.

В якості перетворювачів світло-сигнал в сучасних телевізійних камерах застосовуються матриці на основі приладів із зарядовим зв'язком (ПЗЗ-матриці), а також КМОН-сенсори. Електричний відеосигнал з виходу телевізійної камери подають на телевізійний монітор, на якому відтворюється рентгенотелевізійного зображення контрольованого об'єкта, а також в комп'ютер для обробки, аналізу та архівування зображень.

Рентгенотелевізійні системи на основі РЕОП і телевізійної камери широко застосовуються для неруйнівного контролю об'єктів, що рухаються зі швидкістю до 3 м/хв. Відносна чутливість контролю таких систем складає 2–3%, роздільна здатність – від 3-х до 5 пар ліній/мм.

Недоліками систем на основі РЕОП є висока вартість, великі габарити і вага, відносно невеликий розмір робочого поля, чутливість до вібрацій і ударів.

Рентгенотелевізійні системи "рентгенівський екран – камера". Такі системи мають ряд переваг перед системами на основі РЕОП: можливість зміни сцинтиляційного екрану, що дозволяє змінювати розмір робочого поля та інші параметри системи; простота конструкції; малі габарити і вага; низька вартість та ін. [18]. Схема рентгенотелевізійної системи "рентгенівський екран – камера" наведена на рис. 1.8.

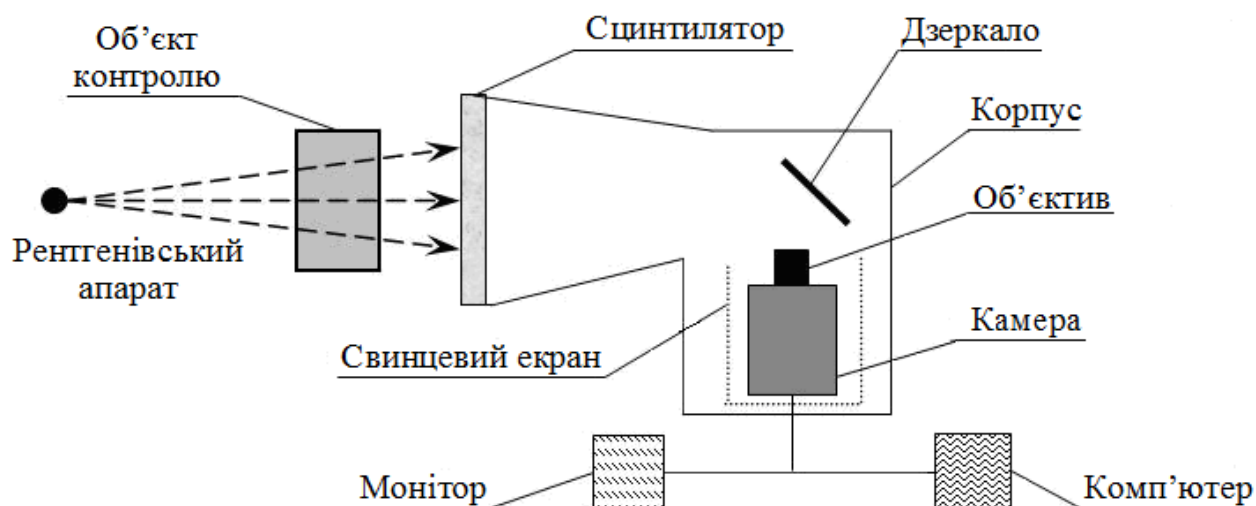


Рис. 1.8. Схема рентгентелевізійної системи
"рентгенівський екран – камера"

Сцинтиляційний екран перетворює тіньове рентгенівське зображення контрольованого об'єкту у видиме. Перенесення видимого зображення з екрану на матрицю телевізійної камери відбувається з поворотом на 90° , оскільки оптична система складається з об'єктива і дзеркала. Для захисту від прямого рентгенівського випромінювання, яке може призводити до деградації матриці, телевізійна камера вміщена у захисний свинцевий екран.

У сучасних цифрових камерах РТВС для перетворення світло-сигнал використовуються напівпровідникові датчики. Як вже було зазначено вище, на сьогодні найрозповсюдженішими є два типи датчиків: ПЗЗ та КМОН. Хоча технологія КМОН з'явилася першою, проте технологія ПЗЗ невдовзі витіснила її. Як тільки були вирішені перші проблеми технології виготовлення, ПЗЗ-матриці забезпечили більш високу якість зображення і стали основною технологією для цифрових відеокамер, однак на сьогодні камери КМОН зрівнялися по параметрам з багатьма ПЗЗ аналогами.

У ПЗЗ- і КМОН-матрицях для перетворення світла в електричний сигнал використовуються фотодіоди. Однак їх принцип роботи різний. У приладах із зарядним зв'язком світло, що падає на поверхню матриці, реєструється фотодіодом кожного пікселя і перетворюється в електричний заряд (зарядовий пакет). Заряд з кожного пікселя переміщається у

вертикальну транспортну шину, розташовану збоку від пікселя. Потім та допомогою спеціальних електродів зарядові пакети переміщуються по вертикальних і горизонтальних транспортних шинах, поки вони не досягнуть підсилювача, в якому і відбувається їх перетворюються в електричний сигнал (рис. 1.9).

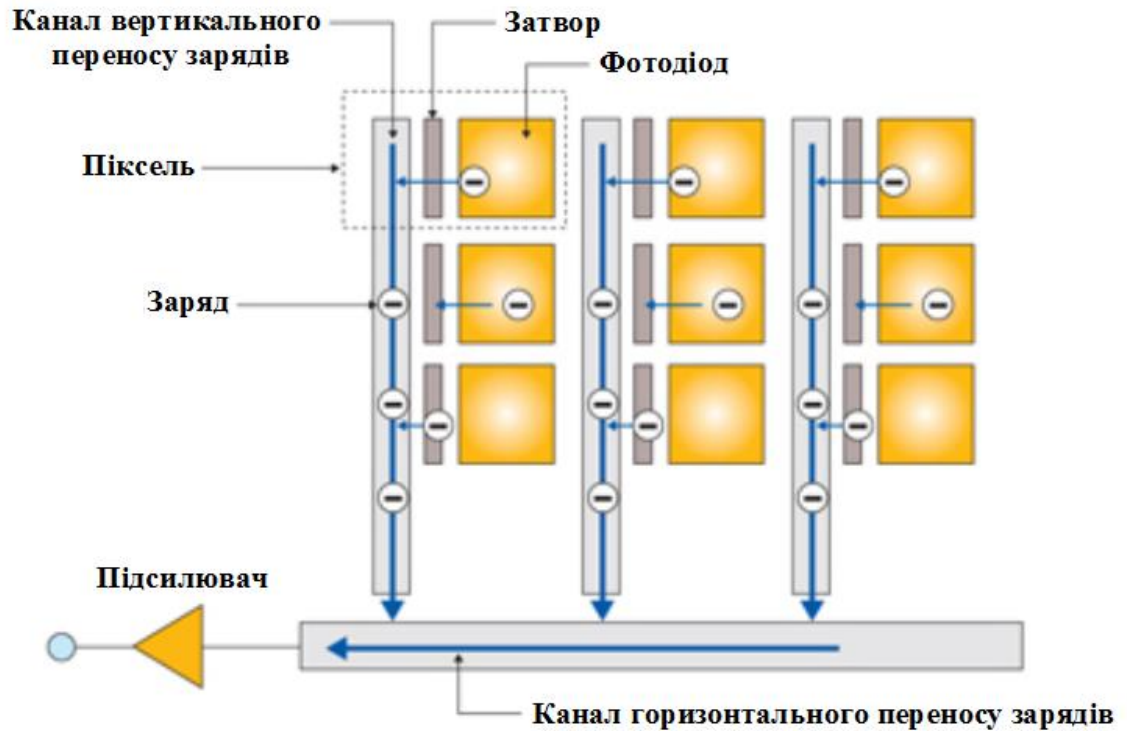


Рис. 1.9. Структура ПЗЗ-матриці

У такій конструкції існує проблема, яка виникає під час освітлення ділянок ПЗЗ-матриці яскравим світлом (наприклад, сонячним променями, яскравими лампами). На зображенні це проявляється у вигляді яскравої вертикальної смуги, що продовжується від яскравої ділянки (рис. 1.11, а). Крім того, потужність, яку споживає ПЗЗ-матриця достатньо велика для формату високої чіткості (наприклад, 1080p), коли потрібне швидке зчитування великої кількості пікселів. Також, на ранньому етапі істотним недоліком ПЗЗ-матриць були значні рівні фіксованого структурного шуму (Fixed Pattern Noise – FPN). Розробка Sony технології *HAD* дозволила усунути цю проблему, що прискорило витіснення традиційних вакуумних передавальних трубок ПЗЗ-сенсорами. Незабаром пішли інші технологічні

прориви Sony, включаючи розробку і впровадження технології з рядково-кадровим перенесенням зарядів, а також впровадження лінзової структури пікселів для підвищення чутливості матриці. З появою ПЗЗ-сенсорів високої чіткості відразу постали проблеми швидкодії. Оскільки число елементів зображення на той момент вже досягло двох мільйонів, то це призвело до збільшення обсягу даних, що в свою чергу збільшило потужність, яку споживає ПЗЗ-матриця. Оскільки ПЗЗ-датчики краще працюють при низьких температурах, нагрів став основною проблемою, і виникла необхідність у введенні тепловідводів і охолоджуючих вентиляторів для запобігання перегріву.

До переваг ПЗЗ-матриць перед КМОН можна віднести більш досконалий електронний затвор, який важливий для формування зображення рухомих об'єктів. Також мають низький рівень шуму, хорошу чутливість при низькій освітленості. В таблиці 1.6 [19] приведені основні параметри комерційно доступних ПЗЗ-матриць.

Таблиця 1.6. Параметри деяких ПЗЗ-матриць, що випускаються

Найменування матриці	Кількість пікселів	Розмір діагоналі, мм	Ефективні пікселі (Г×В)	Частота кадрів, Гц	Розмір пікселя, мкм
Sony					
ICX419ALL	440K	8	752×582	30	8,4×8,4
ICX229AK	440K	4	752×582	50	4,2×4,2
ICX238AKE	380K	3	768×494	50	3,1×3,1
ICX205AK	1,4M	8	1392×1040	15	4×4
ICX252AK	3,2M	8	2078×1558	15	3×3
Texas Instrument					
TC253SPD-30	325K	6,08	656×496	60	7,4×7,4
TC285SPD-30	1M	11,2	1004×1002	20	8×8
Dalsa					
FTT1010M	1M	16,8	1024×1024	60	12×12
FTF2020M	4M	34,44	2048×2048	30	12×12

FTF3020C	6M	44,4	3072×3072	20	12×12
FTF4027M	11M	43,3	4008×2672	7,5	9×9
FTF4052M	22M	60,1	4008×5344	3,6	9×9
FTF5056C	33M	59,9	4992×6668	2	7,2×7,2
Kodak					
KAI-0340	VGA	5,9	640×480	110/210	9×9
KAI-1011	1M	12,9	1008×1018	15/30	9×9
KAI-2020	1,9M	14,8	1600×1200	15/30	7,4×7,4
KAI-4021	4,2M	21,4	2048×2048	8/15	7,4×7,4
KAI-16000	16M	43,4	4872×3248	1/3	7,4×7,4
KAF-1602	1,6M	16,6	1536×1024	2,2	9×9
KAF-16802	16,6M	51,9	4080×4080	0,5	9×9
KAF-39000	39M	61,3	7216×5412	0,9	6,8×6,8
НВП "Пульсар"					
MPM756IL-11	440K	10,5	756×581	30	11×11
MPM1000IL-17	1M	17,3	1024×1024	100	12×12

Продовження таблиці 1.6

Найменування матриці	Кількість пікселів	Розмір діагоналі, мм	Ефективні пікселі (Г×В)	Частота кадрів, Гц	Розмір пікселя, мкм
ЦНДІ "Електрон"					
ФППЗ 32М	0,45М	20,7х15,7	768×580	33	27×27
ISD-075AP	1,6М	17,12х18,2	1225×1300	3	14×14
ФППЗ 12М1	1,2М	13,3х15	1024×1152	16	13×13

У КМОН-датчиках підсилювачі, що знаходяться у кожному пікселі, відразу перетворюють заряд пікселя в електричний сигнал, який потім передається на вихід (рис. 1.10). Проблема з вертикальними смугами тут відсутня (рис. 1.11, б). Замість затворів (як у ПЗЗ) у КМОН-матрицях використовуються перемикачі та внутрішні ланцюги, які керують послідовністю вихідних сигналів. Використання внутрішніх перемикачів дозволяє істотно знизити потужність, яка споживається при одночасному

зчитуванні великої кількості пікселів. Ефективність зчитування виявляється цілком достатньою для підтримки прогресивного розкладання HD зображень.

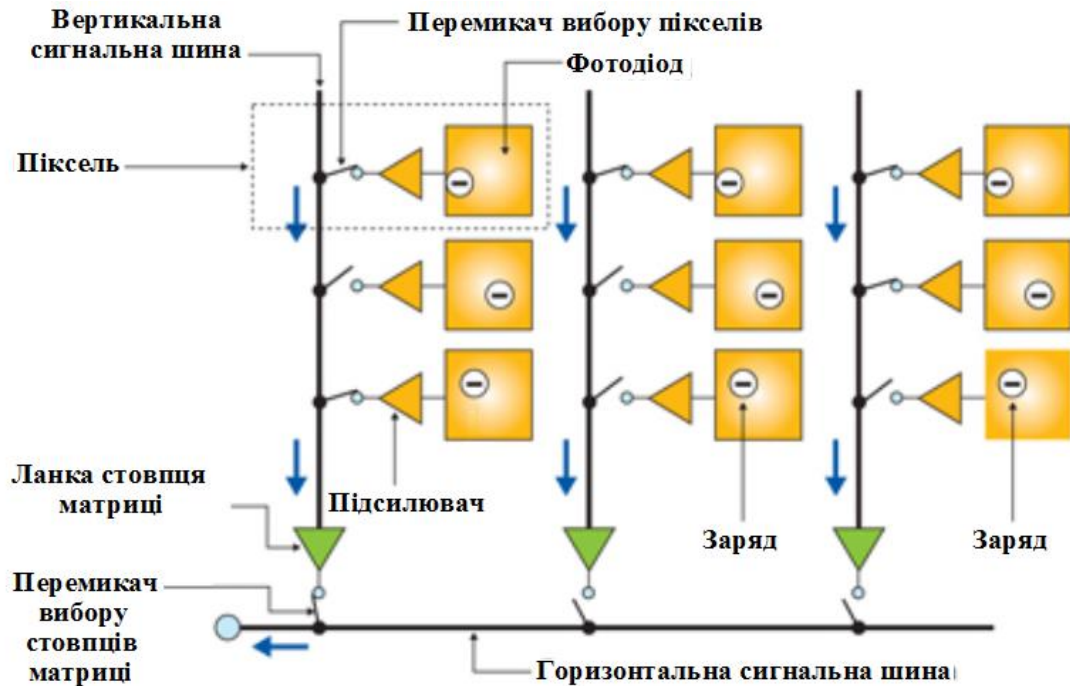


Рис. 1.10. Структура КМОН-матриці



а)

б)

Рис. 1.11. Зображення з вертикальною смугою, що виникає при засліпленні ПЗЗ-матриці (а) і аналогічне зображення, отримане на КМОН-сенсорі (б)

КМОН-матриці дешевші за ПЗЗ, мають більшу швидкодію та споживають меншу потужність. Але у КМОН є і недоліки. Малий розмір світлочутливого елемента в порівнянні з площею пікселя негативно позначається на чутливості і призводить до необхідності попереднього підсилення сигналу. Це в свою чергу збільшує шуми на зображенні. Також

суттєвим недоліком КМОН-технології є ефект "біжучого затвора". Цей ефект пов'язаний з порядковим зчитуванням сигналу в КМОН-матриці. Ефект "біжучого затвора" спостерігається при формуванні зображення об'єктів, що швидко рухаються, проявляється у вигляді викривлення вертикальних елементів на зображенні (рис. 1.12).



а)



б)

Рис. 1.12. Спотворення на зображеннях, отриманих за допомогою КМОН-сенсора: а – зображення рухомого автомобіля; б – зображення повітряного гвинта літака

Таблиця 1.7. Параметри деяких КМОН-матриць, що випускаються

Найменування матриці	Кількість пікселів	Розмір діагоналі, мм	Ефективні пікселі (Г×В)	Частота кадрів, Гц	Розмір пікселя, мкм
Sony					
IMX006	1,33М	1/3,2	1296×985	15	3,45×3,45
IMX011	2,13М	1/3	1656×1249	15	2,925×2,925
IMX007AQ	12,4М	1,8	4288×2848	5	5,49×5,49
Sharp					
PJ24P3BA0ET	3,27М	1/3,2	2096×1560	3	2,2×2,2
PJ23R3BA0ET	4,06М	1/2,5	2332×1740		2,5×2,5
PJ23T3BA0ET	6,20М	1/2,5	2872×2160		2,05×2,05
PJ23U3BA0ET	7,40М	1/2,5	3096×2328		1,9×1,9
PJ21V3BA0ET	8,50М	1/1,8	3320×2496	5	2,2×2,2
PJ21W3BA0ET	10,6М	1/1,7	3696×2776		2,05×2,05
Panasonic					
MN39960	7,38М	4/3	3136×2352	3	5,6×5,6
Samsung					

S5K4AAF	1,31M	1/4	1280×1024		2,8×2,8
S5K3C1FX	3,15M	1/3	2048×1536		2,25×2,25
S5K2E1FX	5,16M	1/2,5	2616×1960	10	2,2×2,2
Micron					
MT9M112	1,31M	1/4	1280×1024	15	2,8×2,8
MT9M413	1,31M	20 mm	1280×1024	500	12×12
MT9T012	3,17M	1/3,2	2056×1544	15	2,2×2,2
MT9E001	7,99M	1/2,5	3264×2448		1,75×1,75
Philips					
FXA1012	2,09M	2/3	1616×1296	5	5,1×5,1

Продовження таблиці 1.7

Найменування матриці	Кількість пікселів	Розмір діагоналі, мм	Ефективні пікселі (Г×В)	Частота кадрів, Гц	Розмір пікселя, мкм
Canon					
EOS 10(704F)	6,29M	22,7×15,1	3072×2048	3	7,4×7,4
EOS 350D	8,00M	22,2×14,8	3456×2304	3	6,4×6,4
EOS 5D(706P)	12,8M	35 mm	4368×2912	3	8,2×8,2
EOS 1DsII	16,6M	35 mm	4992×3328	4	7,2×7,2
Kodak					
KAS-3100	3,15M	1/2,7	2048×1536	12	2,7×2,7
KAS-5000	5,04M	1/1,8	2592×1944	6	2,7×2,7

Останніми роками технологічні досягнення в області мікроструктур дозволили впровадити у всій напівпровідникової галузі нові розробки з малим енергоспоживанням. Ця тенденція особливо помітна в комп'ютерній галузі, де постійно зростає швидкодія центральних процесорів. Також були розроблені менш енергоємні та більш компактні ПЗЗ-датчики з високою роздільною здатністю (HD) [20].

В якості сцинтиляційного екрана в системах "рентгенівський екран – камера" застосовують монокристалічний йодид цезію, активований талієм CsI(Tl), або порошковий оксисульфід гадолінію Gd₂O₂S (активований Tb чи

Eu). Ці сцинтилятори є найбільш перспективними через високу конверсійну ефективність і довжину хвилі люмінесцентного випромінювання (50 – 560 нм), що добре узгоджується з кремнієвими сенсорами (в тому числі і на аморфному кремнії), ПЗЗ, КМОН-структури [21]. Нині активно ведуться пошуки сцинтиляційних матеріалів з більшою просторовою роздільною здатністю. Таким матеріалом може стати $\text{Gd}_2\text{O}_3(\text{Eu})$. На основі цього матеріалу було виготовлено екран товщиною 145 мкм [22].

Чутливість детектора з екраном з оксисульфїду гадолінію залежить від товщини покриття. Однак при збільшенні товщини покриття через розсіювання світла погіршується просторова роздільна здатність детектора. В деякій мірі від цього недоліку вільні панелі з покриттям з CsI.

CsI добре поглинає рентгенівське випромінювання, причому в області енергій рентгенівських фотонів, які зазвичай використовуються в промисловій дефектоскопії (40–300 кеВ), поглинання відбувається в основному за рахунок фотоефекту (внесок в поглинання за рахунок *ефекту Комптона* стає суттєвим при енергіях вище 300 кеВ). Шар CsI генерує при поглинанні рентгенівського випромінювання світло, що поширюється у напрямку фотодіодної матриці вздовж монокристалічних вістрів (рис. 1.13), як по оптоволокну (тобто без розсіювання).

Рентгенотелевізійні системи з детектором, що побудовані по схемі "рентгенівський екран – КМОН-матриця" мають залежність квантової ефективності від дози на всьому енергетичному діапазоні експозиційних доз, які використовуються в рентгенології, однак в діапазоні доз, що використовується загальною рентгенографією (200–500 мкР/кадр) їх квантова ефективність не поступається квантовій ефективності плівкової рентгенографії.



Рис. 1.13. Структура рентгенівського екрану CsI(Tl)

Через низьку яскравість світіння сцинтиляційних екранів в телевізійних камерах таких систем необхідно застосовувати високочутливі матриці [23]. Для цього придатні, наприклад, ПЗЗ-матриці з мікролінзами фірми Sony (технологія *EXview HAD CCD*) [24]. Для підвищення відносної чутливості контролю та зменшення шумів на зображенні застосовують *режим регульованої тривалості накопичення* зображень на ПЗЗ-матриці [25]. Переведення ПЗЗ-матриць в цей режим підвищує чутливість рентгенівського перетворювача, покращує відношення сигнал/шум і дозволяє прибрати низькочастотні миготіння зображень при просвічуванні ОК малогабаритними імпульсними рентгенівськими апаратами [23, 25–27]. Збільшення тривалості накопичення зображень можливе за рахунок охолодження ПЗЗ-матриць (наприклад, за допомогою *елементів Пельт'є*).

Відносна чутливість контролю рентгенотелевізійних систем "сцинтилятор-ПЗЗ" відповідає чутливості плівкової радіографії. Роздільна здатність таких систем, що залежить від роздільної здатності екрана, ПЗЗ-матриці, а також розміру робочого поля, становить від 2 до 10 пар лін./мм.

Для збільшення розміру робочого поля і роздільної здатності систем "сцинтилятор-ПЗЗ" необхідно застосовувати ПЗЗ-матриці великих розмірів з великою кількістю пікселів, що призводить до збільшення габаритів, ваги та

вартості таких систем. Збільшення габаритів і вартості таких систем обумовлено також складністю виготовлення світлосильних об'єктивів для ПЗЗ-матриць таких розмірів.

Для подолання зазначених труднощів було запропоновано зчитувати зображення зі сцинтиляційного екрану декількома ПЗЗ-матрицями (від 4 до 88). Кожна ПЗЗ-матриця (сенсор) формує часткове (парціальне) зображення. Зображення від кожного окремого сенсора при обробці зшиваються і формується результуюче зображення об'єкта. Така багатосенсорна технологія дозволила створити відносно недорогі і оптимальні за параметрами рентгенівські детектори [28]. Конструкція такого багатосенсорного рентгенівського детектора, розробленого науково-виробничим об'єднанням "Телеоптик" (м. Київ) наведена на рис. 1.14.

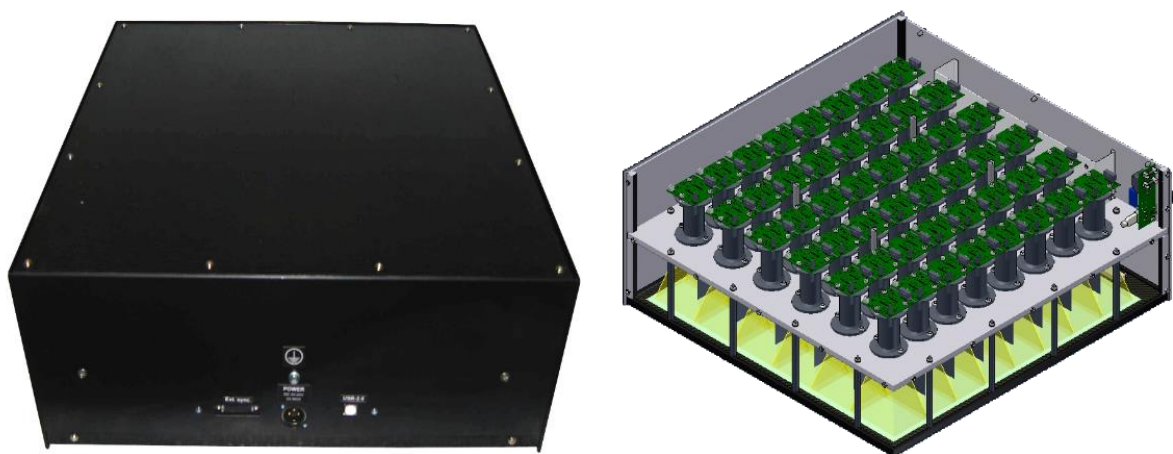


Рис. 1.14. Багатокамерний детектор непрямого перетворення ТОВ "Телеоптик"

У табл. 1.8 наведені параметри багатосенсорних рентгенівських детекторів НВО "Телеоптик" [29]. Основними перевагами таких детекторів є велика площа робочого поля, яка може становити 432×432 мм, а також висока роздільна здатність (до 7 пар лін./мм).

Таблиця 1.8. Параметри багатосенсорних рентгенівських перетворювачів НВО "Телеоптик"

Тип детектора	Робоче поле, мм	Кількість сенсорів	Сцинтилятор	Роздільна здатність, пар лін./мм	АЦП, біт	Час формування зображення, с
Alpha-R-4000	380×380	48	Gd ₂ O ₂ S(Tb)	4,0	14	<3
IONA-R-01-4000	423×320	45	Gd ₂ O ₂ S(Tb)	4,0	14	<3
IONA-R-4343	432×432	48	CsI	4,6	16	<5
IONA-R-4343-01	428×429	88	Gd ₂ O ₂ S(Tb), CsI	4,6	16	<5
Alpha-R-4600	400×400	70	Gd ₂ O ₂ S(Tb)	4,3	14	<4
Alpha-M-7000	255×185	25	Gd ₂ O ₂ S(Tb)	7×7	14	<3

Рентгенотелевізійні системи на основі плоскопанельних детекторів.

Принцип дії плоскопанельних детекторів непрямого перетворення схожий з принципом дії перетворювача типу "рентгенівський екран – камера". Принциповою відмінністю є відсутність об'єктива, а сцинтилятор знаходиться в безпосередній близькості до поверхні перетворювача світло – сигнал (рис. 1.15). Така компоновка дозволяє значно зменшити розмір рентгенівського перетворювача. Але платою за це є менший ресурс роботи, оскільки в РТВС з плоскопанельними детекторами рентгенівські кванти безпосередньо потрапляють на матрицю, що приводить до її поступової деградації.

Найчастіше як перетворювач світло – сигнал в плоскопанельних рентгенівських перетворювачах використовуються панелі на основі аморфного кремнію (a-Si). Це *технологія тонкоплівкових транзисторів (TFT)* Хоча технології КМОН та ПЗЗ (описувалися вище) теж використовуються [14], але для менших енергій рентгенівського випромінювання (наприклад, ПЗЗ не рекомендується використовувати при енергіях рентгенівських квантів,

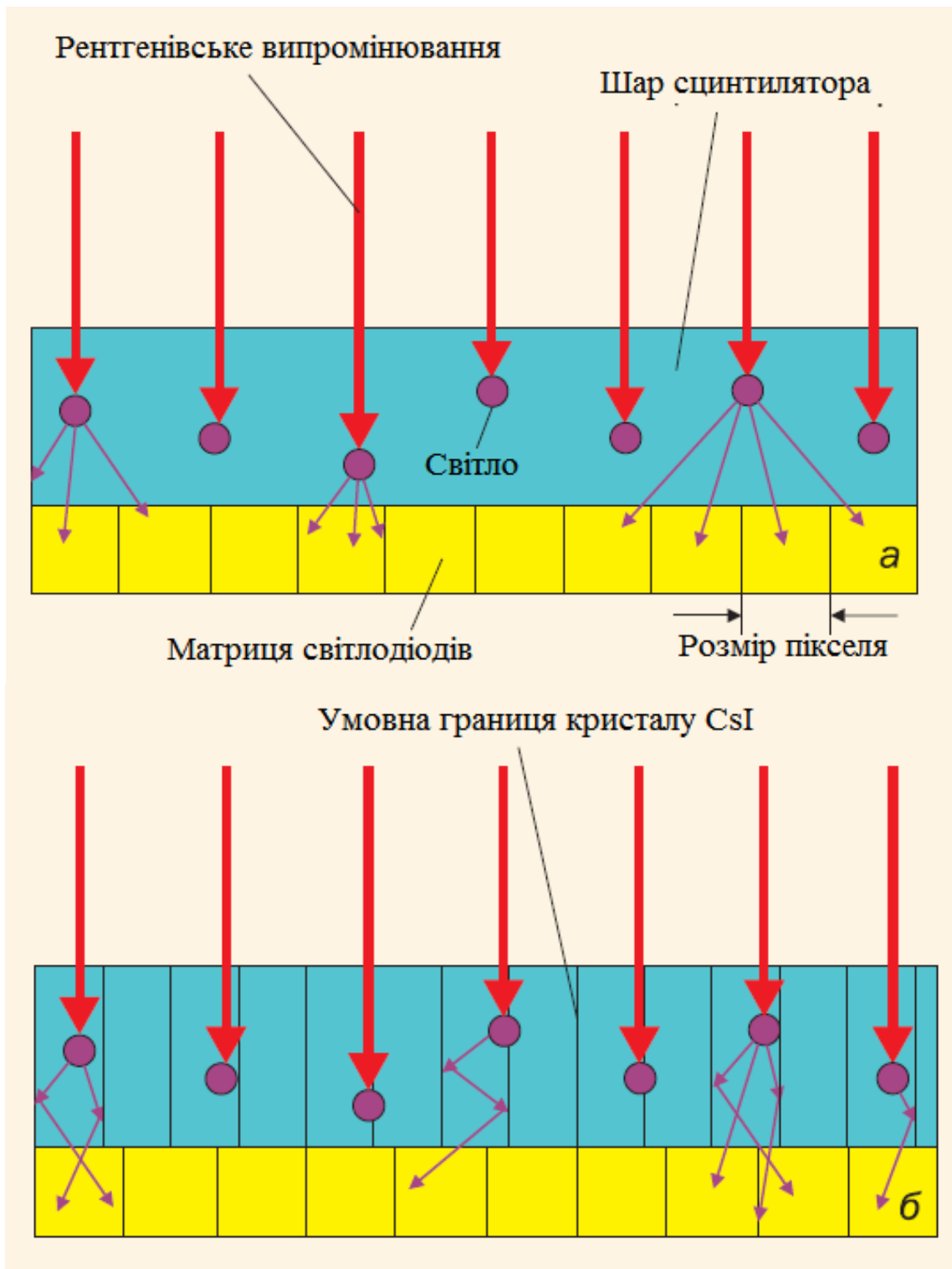


Рис. 1.15. Схема реєстрації рентгенівського випромінювання плоско-панельним детектором непрямого перетворення на основі аморфного кремнію: а – зі сцинтилятором з оксисульфідом гадолінію; б – з покриттям CsI.

що перевищують 50 кеВ). Панелі а-Si являються збірками фотодіодів з нанесеним на них сцинтилятором на активній TFT-матриці (TFT – thin film transistors, або тонкоплівковий транзистор). Матриця TFT-транзисторів має

досить просту структуру електронних перемикачів (типова схема елемента матриці TFT-транзисторів показана на рис. 1.16).

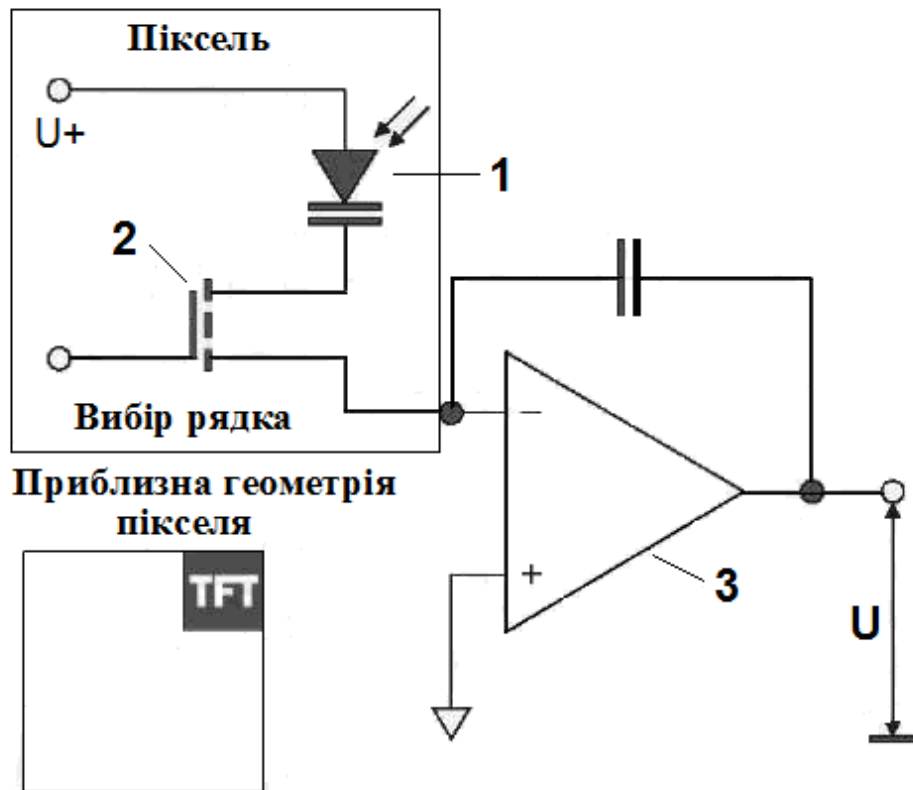


Рис. 1.16. Схема елемента матриці TFT-транзисторів: 1 – фотодіод; 2 – тонкоплівковий (TFT) транзистор; 3 – зчитувальний підсилювач

Ємність фотодіода 1 в початковому стані заряджена до напруги $U+$. При опроміненні світлом вона розряджається пропорційно інтенсивності світла, що попадає на фотодіод. При зчитуванні TFT-транзистор 2 відкривається, і ємність знову заряджається через зчитувальний підсилювач 3 до напруги $U+$. Величина заряду ємності перетворюється підсилювачем зчитування в напругу, яка подається на аналого-цифровий перетворювач.

Ранні експерименти з a-Si показали високий рівень шуму цих панелей. Прогрес у технології разом з програмними можливостями, що дозволяють усереднення по багатьом кадрам, дозволив різко покращити відношення сигнал/шум. Якість зображень, що отримуються зараз на цих панелях, перевищує якість, запам'ятовуючих пластин, і наближається до якості зображення на панелях a-Se. Більше того, панелі з a-Si менш чутливі до

впливів навколишнього середовища, що робить можливим їх застосування в польових умовах. На рис. 1.17 зображено детектор Dextela компанії Perkin Elmer, що використовується в промисловості.

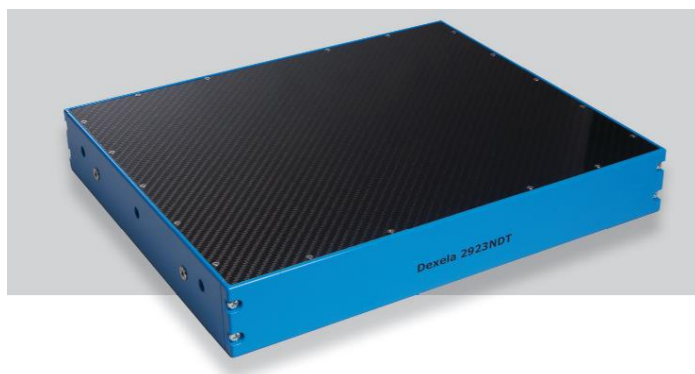


Рис. 1.17. Плоскопанельний детектор Dextela виробництва компанії Perkin Elmer

Максимальні розміри плоскопанельних детекторів "сцинтилятор-напівпровідник" складають $40 \times 40 \text{ см}^2$, а роздільна здатність – до 10 пар ліній/мм, що відповідає розміру пікселя 50 мкм.

Фірма Hamamatsu (Японія) є виробником високоякісних плоскопанельних матричних і лінійних детекторів іонізуючого випромінювання непрямого перетворення, а також сцинтиляційних панелей. На рис. 1.18 показано два варіанти виконання плоскопанельних детекторів Hamamatsu.

У конструкції рис. 1.18, а для перенесення зображення з екрану на сенсор використовується волоконно-оптична пластина (fiber optic plate – FOP) [30]. Така пластина дозволяє мінімізувати втрати світла і зберегти високу просторову роздільну здатність при перенесенні зображення. У конструкції детектора рис. 11, б сцинтиляційний екран розташовується безпосередньо на сенсорі (ПЗЗ-матриці).

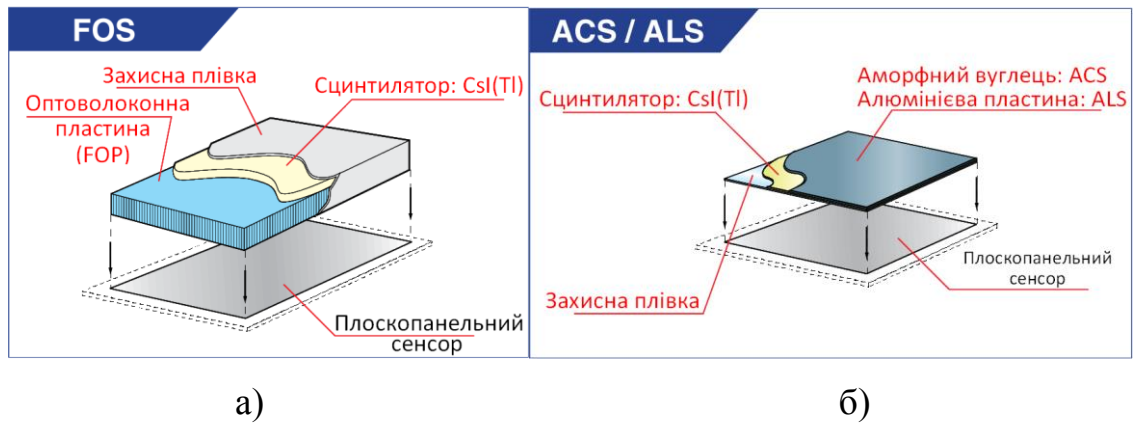


Рис. 1.18. Варіанти виконання плоскопанельних детекторів фірми Hamamatsu: а – конструкція, в якій зображення з екрану на сенсор переноситься допомогою волоконно-оптичної пластини; б – конструкція з безпосереднім розташуванням сцинтиляційного екрану на сенсорі (ПЗЗ-матриці)

У таблиці 1.9, 1.10 наведені основні параметри сцинтиляційних панелей фірми Hamamatsu [31], на рис. 1.19 приведена частотно-контрастна характеристика (ЧКХ) однієї з них.

Таблиця 1.9. Характеристики сцинтиляційних панелей Hamamatsu

	Продукт	Тип сцинтилятора	Габаритні розміри (мм)	Ефективна площа (мм)	Товщина Підкладки (мкм)	Товщина сцинтилятора (мкм)	Відносний світловий вихід (% від тип.)	ЧКХ (% від тип.)	Тип
FOS	J6671	CsI (Tl)	30,5×21	27×17	3	150	70	18 (10 пар лін./мм)	BC
	J6671-01					150	40	33 (10 пар лін./мм)	BP
	J6673	CsI (Tl)	50×10	47×7	3	150	70	18 (10 пар лін./мм)	BC
	J6673-01					150	40	33 (10 пар лін./мм)	BP
	J6675	CsI (Tl)	18×18	15×15	3	150	70	18 (10 пар лін./мм)	BC
	J6675-01					150	40	33 (10 пар лін./мм)	BP

Продовження таблиці 1.9

	Продукт	Тип сцинтилятора	Габаритні розміри (мм)	Ефективна площа (мм)	Товщина Підкладки (мкм)	Товщина сцинтилятора (мкм)	Відносний світловий вихід (% від тип.)	ЧКХ (% від тип.)	Тип
FOS	J6677	CsI (Tl)	50×50	47×47	3	150	70	18 (10 пар лін./мм)	BC
	J6677-01					150	40	33 (10 пар лін./мм)	BP
	J6679	CsI (Tl)	φ26.5	φ23.5	3	150	70	18 (10 пар лін./мм)	BC
	J6679-01					150	40	33 (10 пар лін./мм)	BP
ACS	J8734	CsI (Tl)	50×50	48×48	0.5	150	125	12 (10 пар лін./мм)	BC
	J8734-01					150	150	25 (10 пар лін./мм)	BP
	J8977	CsI (Tl)	468×468	440×440	2	600	250	33 (3 пари лін./мм)	BC
ALS	J8978	CsI (Tl)	50×50	48×48	1	150	70	20 (10 пар лін./мм)	
	J9857	CsI (Tl)	468×468	440×440	1	600	150	35 (3 пари лін./мм)	

Примітки:

- FOS: Fiber Optic Plate with Scintillator (волоконно-оптична панель зі сцинтилятором), ACS: Amorphous-Carbon Plate with Scintillator (пластина з аморфного вуглецю зі сцинтилятором), ALS: Aluminum Plate (алюмінієва пластина зі сцинтилятором).
- За 100% прийнято значення відповідних параметрів екрана Lanex-R.
- Світловий вихід та ЧКХ вимірювалися за допомогою ПЗЗ з об'єктивом при напрузі на рентгенівській трубці 60 кВ, використовувався алюмінієвий фільтр товщиною 1 мм.
- BC: високий світловий вихід, BP: висока роздільна здатність.

Таблиця 1.10. Основні параметри деяких плоско-панельних детекторів непрямого перетворення фірми Hamamatsu

Найменування панелі	C9252DK-14	C9728DK-10	C9732DK-11	C7943CA-22
Розмір активної області	249,6×124,8 мм	52,8×52,8 мм	120×120 мм	124,8×124,8 мм
Розмір пікселя	200×200 мкм	50×50 мкм	50×50 мкм	100×100 мкм
Частота кадрів	30 к/с	3 к/с	1 к/с	7 к/с
Роздільна здатність	2,5 пар лін./мм	10 пар лін./мм	10 пар лін./мм	5 пар лін./мм
Динамічний діапазон	3200	5600	5100	4300
Сцинтилятор	CsI	CsI	CsI	CsI
АЦП	13 біт	14 біт	14 біт	12 біт

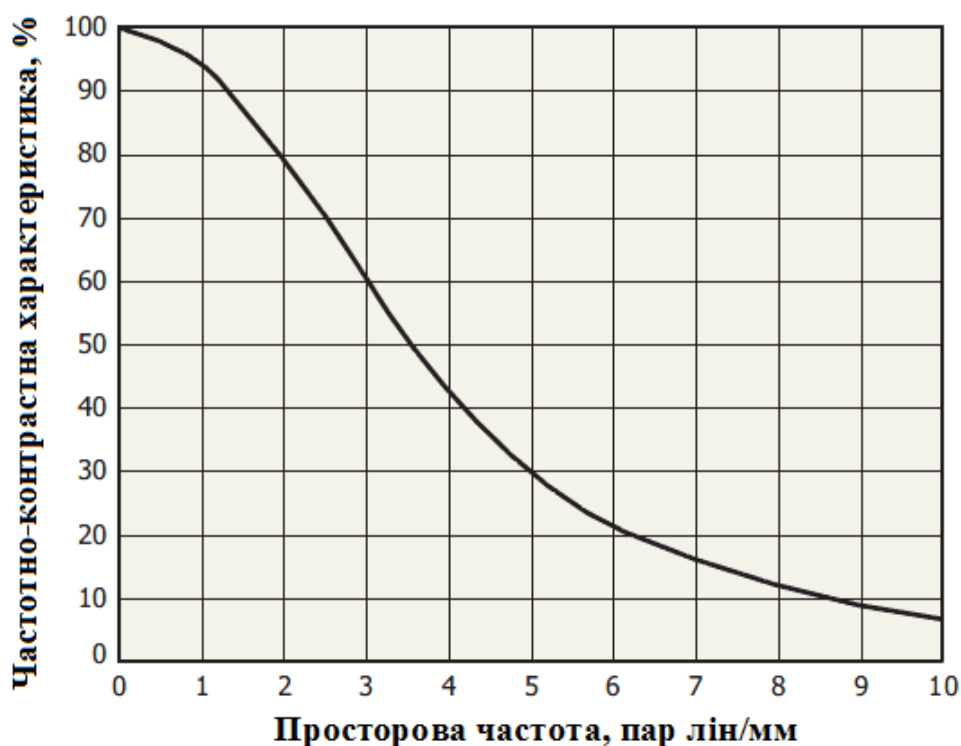


Рис. 1.19. Частотно-контрастні характеристики панелі C9732DK-11

Відмінною особливістю аморфного кремнію є висока стійкість до радіації, що дозволяє застосовувати такі детектори при високих енергіях рентгенівського випромінювання. Оскільки процес виробництва плоскопанельних детекторів на базі аморфних напівпровідників і TFT-

технології вимагає спеціального технологічного устаткування, такі детектори досить дорогі.

У плоскпанельних детекторах прямого перетворення напівпровідниковий шар розташовується безпосередньо на матриці TFT-транзисторів (рис. 1.20). Всередині напівпровідникового шару при впливі рентгенівського випромінювання генеруються електронно-діркові пари. Під дією прикладеної напруги виникає електричний струм, який посилюється за допомогою зчитувальної електроніки і використовується для формування зображення контрольованого об'єкта.

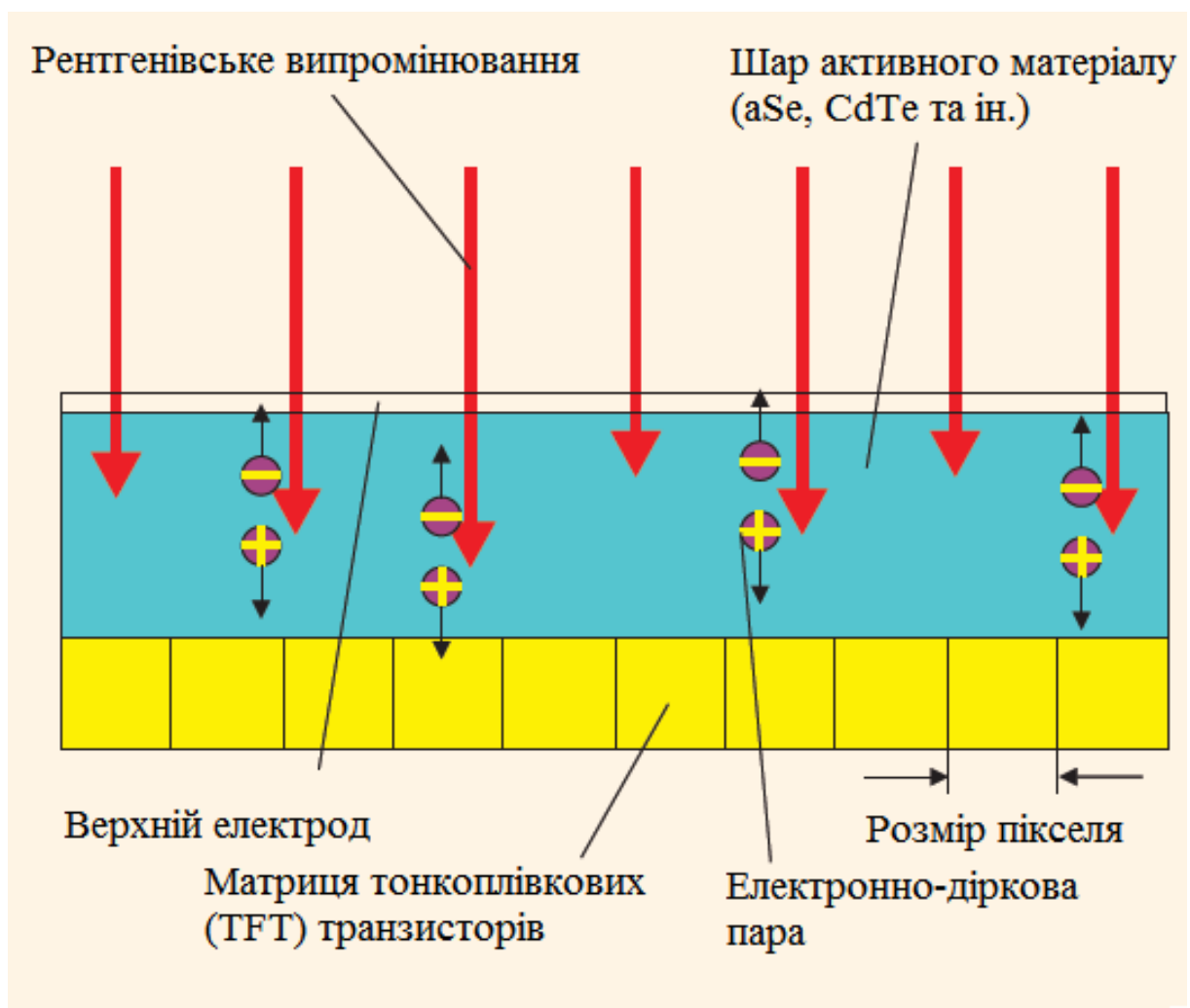


Рис. 1.20. Схема реєстрації рентгенівського випромінювання плоскпанельним детектором прямого перетворення

Найбільш розповсюдженими варіантами цифрових детекторів прямого перетворення є панелі на основі аморфного селену (a-Se) і

монокристалічного телуриду кадмію (CdTe). У першому випадку структура тонкоплівкових транзисторів (TFT) покривається аморфним селеном, що дозволяє конвертувати рентгенівське випромінювання безпосередньо в цифровий сигнал без використання сцинтиляторів або фосфору. Внаслідок відсутності впливу розсіювання та оптимального відношення сигнал/шум якість зображення цих детекторів досягає якості, характерної для середньозернистої плівки. Обмеженням селенового детектора є вузький діапазон робочих температур. Як для роботи, так і при зберіганні детектор потрібно підтримувати в температурному діапазоні 5–30 °C для того, щоб уникнути руйнування селенового шару. Також при високих енергіях (>180 кеВ) селен схильний до утворення фантомних зображень. Всі ці обмеження роблять можливим використання панелей з а-Se в дуже специфічних випадках, де можна строго контролювати необхідні для цих панелей умови роботи. На рис. 1.21 показаний один з типів детекторів прямого перетворення.



Рис. 1.21. Плоскопанельний детектор DIC 100 прямого перетворення на CdTe виробництва компанії Ajat

Плоскопанельні детектори прямого перетворення на основі CdTe можуть працювати в ширшому температурному діапазоні при енергіях рентгенівського випромінювання до 300 кеВ, маючи при цьому в кілька разів

більшу чутливість. Крім того, телурид кадмію CdTe має значний коефіцієнт екранування рентгенівського випромінювання (більше 99% при товщині 1 мм і енергії 120 кеВ), що забезпечує високу радіаційну стійкість і великий термін служби таких детекторів [32].

У комплекті з плоскопанельними детекторами зазвичай поставляється спеціальне програмне забезпечення для їх калібрування і корекції дефектних пікселів.

Детекторна система прямого перетворення на основі CdTe вільна від ряду недоліків системи на основі а-Se. Вона може працювати в набагато ширшому температурному діапазоні при енергіях рентгенівських квантів до 300 кеВ, і має при цьому в кілька разів більшу чутливість.

Просторова роздільна здатність рентгенотелевізійних систем, в залежності від типу детектора, може бути в інтервалі 4–5,6 пар лін./мм. Не дивлячись на те, що цифрове зображення може трошки поступатись просторовою роздільною здатністю аналоговому зображенню, воно має ряд істотних переваг, головною з яких є висока контрастна роздільна здатність в широкому динамічному діапазоні [33, 34].

На рис. 1.22 приведено порівняння основних параметрів систем прямого, непрямого перетворення, систем з рентгенівською плівкою і запам'ятовувачими пластинами, а на рис. 1.23 – криві квантової ефективності монокристалічного структурованого сцинтилятора CsI та шару аморфного селену [35]. Дані отримані експериментально з використанням комерційно доступних систем. Графіки побудовані в однаковому масштабі для зручності порівняння різних систем.

З рис. 1.22–1.23 видно, що рентгенотелевізійні системи непрямого перетворення мають значно ширший динамічний діапазон, більшу квантову ефективність перетворювача (особливо на робочих енергіях більше 60 кеВ), хоча і поступаються роздільною здатністю РТВС прямого перетворення. Шуми на зображеннях цих систем приблизно одного рівня.

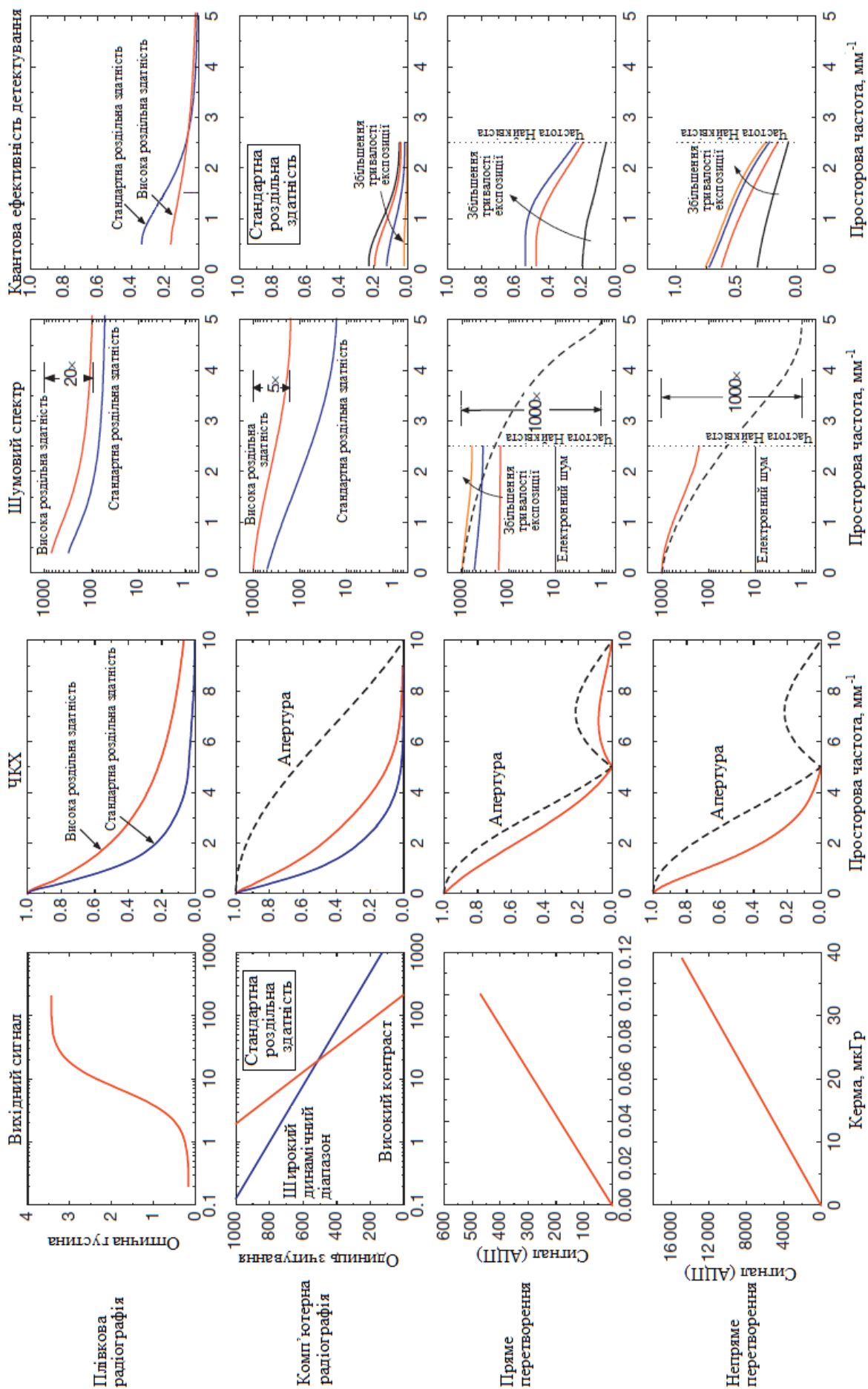


Рис. 1.22. Криві вихідного сигналу, ЧКХ, шумового спектру, квантової ефективності детектування для детекторів систем плівкової, комп'ютерної радіографії та цифрових детекторів прямого і непрямого перетворення

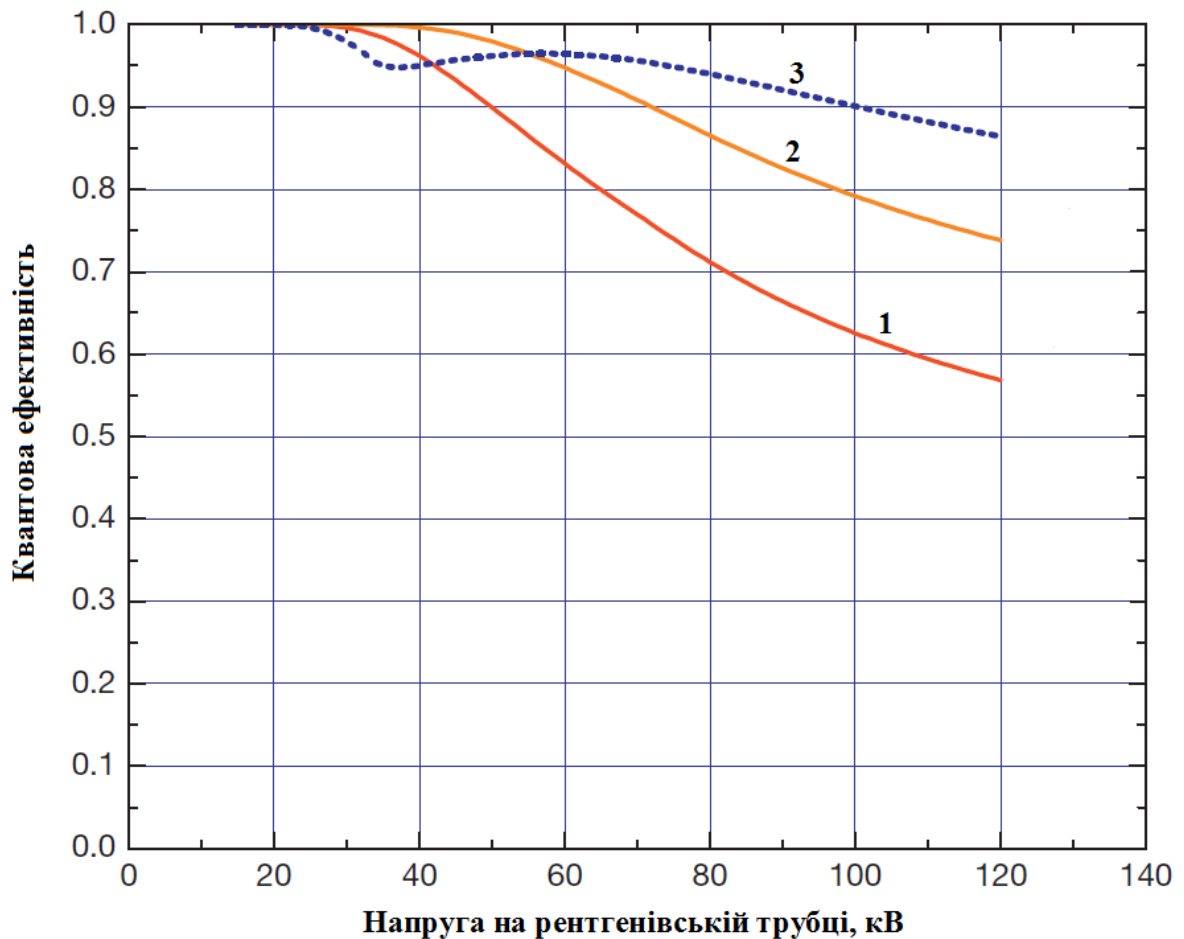


Рис. 1.23. Порівняння квантової ефективності поглинання шару монокристалічного структурованого сцинтилятора CsI та шару аморфного селену (a-Se): крива 1 – a-Se товщиною 500 мкм; 2 – a-Se (1000 мкм); 3 – CsI (600 мкм)

1.6. Неруйнівний контроль композитних матеріалів.

Композитні матеріали (КМ) – це багатокомпонентні матеріали, що складаються з полімерної, металевій, вуглецевої, керамічної основи (матриці), армованій наповнювачами з волокон, ниткоподібних кристалів, тонкодисперсних часток і тд. По структурі наповнювача КМ розділяють на волокнисті (армовані волокнами та ниткоподібними кристалами), шарові (армовані плівками, пластинками, шаровими наповнювачами), дисперсноармовані або дисперснозміцненні (з наповнювачем у вигляді тонкодисперсних часток). Матриця в КМ забезпечує монолітність матеріала, передачу та розподілення напруги в наповнювачі, визначає тепло-, волого-, вогне- та хімічну стійкість. По природі матричного матеріалу розрізняють

полімерні, металеві, вуглецеві, керамічні та ін. композити. Шляхом підбору складу та властивостей наповнювача та матриці, їх відношення, орієнтації наповнювача можна отримати матеріали з необхідними комбінаціями експлуатаційних та технологічних властивостей, таких як міцність, жорсткість, рівень робочих температур. Багато композитів перевершують традиційні матеріали та сплави по своїм механічним властивостям, по втомній міцності, термостійкості, вібростійкості, шумопоглинанню, ударній в'язкості та іншим властивостям та в той же час легше. Створені композити з ударною міцністю та ударним модулем пружності в 2..5 разів більшими, ніж у звичайних конструкційних сплавів.

Композитні матеріали широко використовуються в авіації, ракето-, автомобіле-, машинобудівництві, металургії, в хімічній та нафтохімічній промисловості, медицині, ядерній енергетиці, для виготовлення спортивного спорядження. Так, майже весь фюзеляж Boeing 787 виготовлен з КМ. В теперішній час технологій виробництва елементів та виробів з КМ розвиваються випереджаючими темпами практично у всіх промислово розвинутих країнах.

Особливість КМ в тім, що вони не являються монолітним матеріалом в класичному сенсі цього слова, як наприклад, метали. КМ – це фактично конструкція, створена в процесі виготовлення виробу. Стоїть проблема об'єктивної оцінки якості КМ, можливості застосування різних фізичних методів для контролю їх якості.

Всі дефекти КМ розділені на два класа: виробничі дефекти, котрі з'являються в конструкціях або в процесі їх виготовлення составних матеріалів компонента, та експлуатаційні ушкодження, що виникають в процесі експлуатації. Дефекти можуть бути розділені на три групи: мікро-, мини- та макродефекти.

Мікродефекти – це дефекти армуючих волокон (мікротріщини, мікровключення, мікропустоти, відхилення від форми, злама і т.д.), дефекти матриці в проміжках між елементарними волокнами (мікропори,

мікротріщини, мікровключення і др.), дефекти на поверхні розділу волокно-матриця і ін.

Мінідефекти – це скрутка, викривлення, розорієнтація волокон, дрібні риски, подряпини, вм'ятини, обрив окремих ниток, жгутів або груп елементарних волокон.

Макродефекти – це тріщини, що перетинають шари вглиб (надрізи), раковини, вм'ятини на поверхні КМ, дефекти ударного характеру, розтріскування, розшарування, витріщення, непростеї, повітряні макровключення та ін.

В процесі полімеризації композитів при їх виготовленні через внутрішні напруги, нерівномірний розподіл зв'язуючого та інших технологічних факторів можуть виникнути розшарування, рихлість, тріщини та ін. Також можливі обриви ниток, жгутів арматури і т.д. (Рис.1.24). Основні типи дефектів, причини їх виникнення та їх вплив на механічні характеристики виробів з композитів достатньо докладно викладені в роботах [99,100]. Характерні види експлуатаційних дефектів, що виявляються при візуальному контролі, показані на Рис.1.25.

На відміну від металевих, дефекти в КМ в процесі експлуатації можуть швидко збільшуватися, що приводить до зниження надійності конструкції. Через поверхневу тріщину матриці волога потрапляє всередину композита та розриває його, знижує його модуль пружності. Частий дефект у вигляді розшарування приводить до зниження міцності на стиск, обриву волокон, зменшує зусилля на розрив.

КМ – досить складні об'єкти для контролю, так як характеризуються суттєвою неоднорідністю структури, анізотропією властивостей, великою різноманітністю типів армування (однонаправлений, поздовжньо-поперечний, комбінований та ін.), специфічними фізичними властивостями: високим електроізоляційним якість, низькою теплопровідністю, звукоізоляцією, великим розподілом фізико-механічних характеристик, малими значеннями густини (0,02...2,0 г/см³). Для композитів в одних і тих же

фізичних методів дефектоскопії відношення сигнал/шум менше, ніж для однорідних структур. Тому для одних і тих же методів НК чутливість та розділова здатність стосовно композитів відповідно нижче, ніж для металів [99]. З подібною проблемою стикаються при УЗ контролі крупно-зернистих структур, таких як чугун та деякі види нержавіючої сталі.

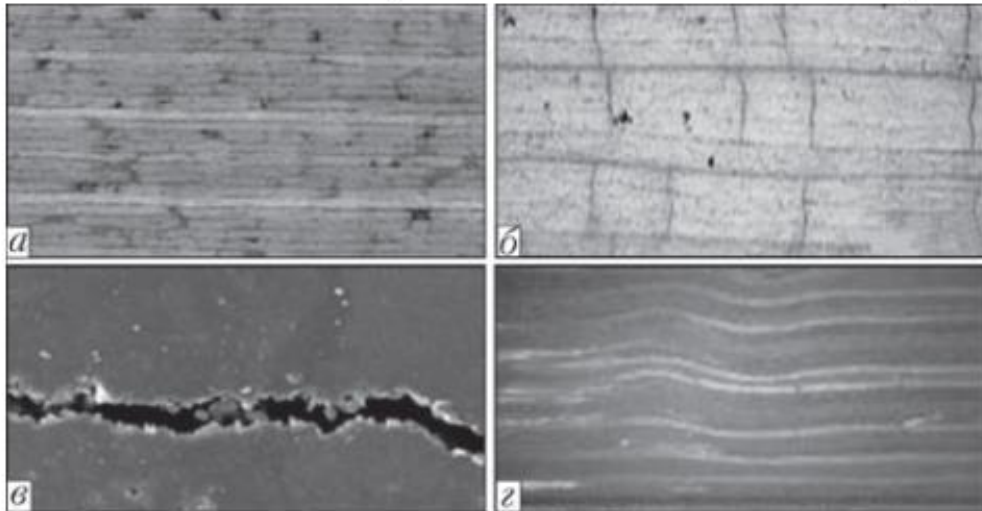


Рис.1.24. Дефекти КМ: а – пори (темні); б – тріщини; в – розшарування; г – хвилястість

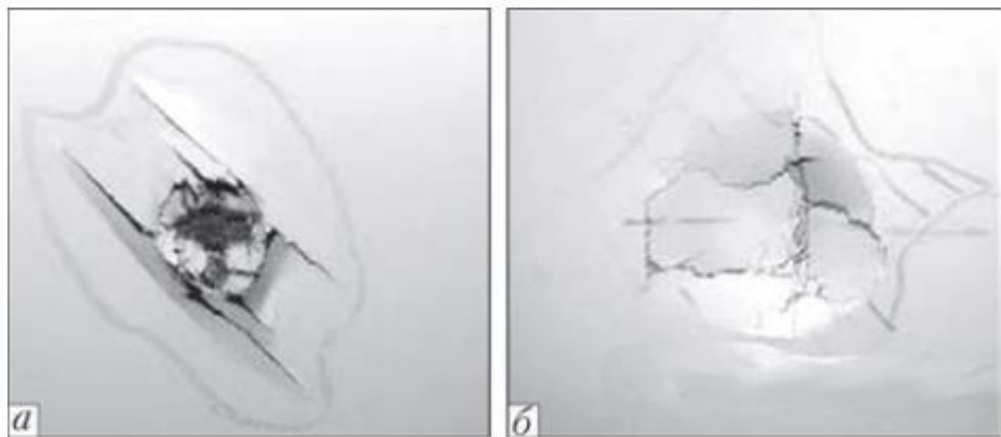


Рис.1.25. Приклади зовнішніх пошкоджень КМ; пошкодження поверхні крила (а) та фюзеляжа (б)

Більшість видів КМ в залежності від використовуваного виду наповнювача відносяться до діелектриків або поганих провідників. Практично всі КМ являються немагнітними матеріалами, тому багато

методів НК, використовувани при НК металів, не підходять для контролю виробів з КМ.

Основні методи, котрі застосовуються при НК виробів з КМ, представлені в таблиці.

Таблиця 1.11. Методи НК контролю виробів з КМ

Область застосування	Методи контролю КМ	Інформаційний параметр	Продуктивність контролю, м ² /г	Розміри виявлених дефектів, мм	
				Мінімальне розкриття	Мінімальна протяжність
Порушення суцільності	Активний тепловий контроль	Температура, теплове поле	0,6	0,15	10
Тріщина	УЗ контроль поверхневими хвилями	Час проходження УЗ сигналу між прийомним та передаючим перетворювачами	2,1	0,1	15
Нерозкриті тріщини	Метод УЗ термографії	Акустичне випромінювання + температурне поле	0,6	0,001	5..7
Різноманітні дефекти та тріщини	Радіографія Радіоскопія Радіометрія	Інтенсивність рентгенівського випромінювання, перетвореного в оптичне	4..5	0,15	3
Тріщини	Радіохвильовий	Характеристики випромінювання	0,5	0,1	15
Інородні вclusions, несцільності	рентгенотелевізійний	Порівняння рентгенівського та відеозображень	7	0,2	0,2
Несцільності багат шарових конструкцій типу тіл обертання	Тангенціальне просвічування	Зміна розмірів та глибини розташування	3	0,2	10

Один з найбільш поширених і зрозумілих для виробників і експлуатаційників відповідальних виробів є радіаційний контроль. Цей метод може широко застосовуватися при контролі КМ. Радіаційні методи контролю композитів

особливо ефективні для виявлення різних порожнеч, для виявлення сторонніх матеріалів різних включень, для структурних неоднорідностей, таких як пропуски, обриви армуючих елементів.

Однак також як і в разі металів, дефекти, які не призводять до значних змін загальної товщини км в напрямку просвічування (тріщини, розшарування, орієнтовані перпендикулярно пучка випромінювання) не можуть бути виявлені при рентгенівському контролі.

Для цих матеріалів може використовуватися капілярно-радіаційний метод [99], при якому контрастність елементів просвічує об'єкта підвищується введенням рідкого рентгеноконтрастного пенетранта. Для цих цілей випускається досить широкий спектр органічних і неорганічних пенетрантов з високим коефіцієнтом поглинання рентгенівського випромінювання. Найбільш широко використовуваним з них є йодид цинку, який має високу радіаційну непрозорість в порівнянні з іншими речовинами. Рентгеноконтрастний пенетрант наноситься на поверхню контрольованого об'єкта, витримується 30 хв і потім видаляється з поверхні абсорбующою тканиною. В цьому випадку рентгенівське випромінювання, що проходить через нерівномірність, заповнену таким пенетрантом, досить сильно поглинається, що дозволяє виявляти пошкодження, які неможливо виявити звичайним просвічуванням. Природно, застосування цього методу передбачає наявність поверхневих або наскрізних ушкоджень, що забезпечують капілярними силами доступ пенетранта в порожнині розшарувань або тріщин.

В радіаційної дефектоскопії вищим досягненням останніх років є відмова від проміжних носіїв інформації (плівок, багаторазових гнучких пластин «ФОСФОМАТИК» і т. п.) і використання цифрового рентгенотелевізійного контролю. Тут за допомогою рентгенооптичні перетворювачів пройшовши крізь об'єкт рентгенівське випромінювання перетвориться в оптичне, яке методами телебачення виводиться на екран ТВ монітора. Для цього використовуються порівняно недорогі рентгенооптичні

сцинтиляційні кристали, оптичне зображення з яких зчитується за допомогою високочутливих малогабаритних ПЗС камер.

Рентгенівські ПЗЗ матриці широко використовуються в флеш-радіографії (рис. 1.26). Лінійні розміри аналізованого зображення - до 40 мм. дискретний формат матриці становить 1300×1700 пікселів. Для перетворення аналогового сигналу в цифровий тут використовується 12 ... 14 розрядний ЦАП. Такі матриці відрізняються високою роздільною здатністю (20 ... 28 пар ліній / мм), що в два рази вище, ніж для рентгенівської плівки і в 3 ... 4 рази вище, ніж для сцинтиляційних рентгеноптічних перетворювачів. Випускаються також матриці різних розмірів: від мініатюрних для стоматології та дуже великих розмірів для промислового НК.

Цифрова радіоскопія з підключенням комп'ютера (ноутбука) забезпечує миттєве отримання цифрового рентгенівського зображення, поліпшення візуального сприйняття зображень, вимірювання геометричних параметрів контрольованих об'єктів за їхніми зображеннями. Вбудована база даних забезпечує введення, зберігання, вибір і відображення зображення, висновок результатів контролю, забезпечує захищений доступ, а також передачу даних по локальних і зовнішніх мереж (інтернет). Цей комплекс можливостей на основі рентгенотелевізійного контролю називається флеш-радіографією.

Можливості застосування цифрової радіоскопії для аналізу якості композитів показані в роботі. На початковому цифровому рентгенівському зображенні волокна корду мають низьку контрастність, ширина волокон становить усього кілька пікселів (рис. 1.27, а). У цьому випадку досить складно досліджувати структуру волокон. Пропонується набір спеціалізованих цифрових фільтрів обробки зображень, що забезпечують істотне поліпшення рентгенівських зображень волокон (рис. 1.27, б). передбачена можливість виділення зображень кордов, орієнтованих в заданому напрямку (рис. 1.27, в, г).



Рис. 1.26. Флеш-радіографія з рентгенівською ПЗЗ матрицею фірми «Hamamatsu Photonics»: а – ПЗЗ сенсор; б – рентгенівське зображення композитного трійника на екрані ноутбука.

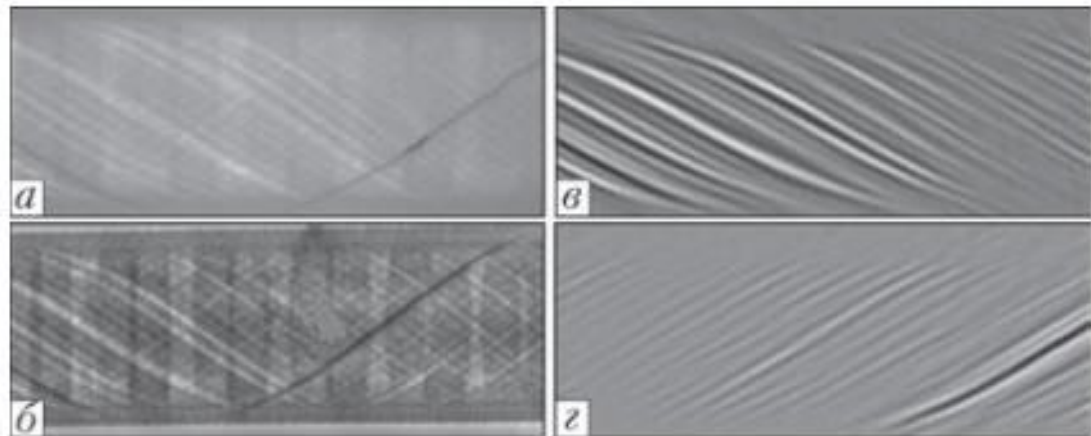


Рис. 1.27. Рентгенівське зображення зразка КМ: а – вихідне; б – після цифрового контрастування; в,г – виділення зображення волокон корда, орієнтованих в заданому напрямленні

ВИСНОВКИ ДО ПЕРШОГО РОЗДІЛУ

У сучасній промисловості все гостріше постає питання надійності продукції, що виробляється. Особливо це стосується тих галузей, продукція яких так чи інакше пов'язана з безпекою людини і навколишнього середовища. Для оцінки якості цієї продукції широко застосовуються методи неруйнівного контролю. Одним з найбільш надійних на сьогоднішній день є радіаційний метод з використанням рентгенівського випромінювання.

Радіаційні системи неруйнівного контролю з проміжними носіями інформації (плівкова радіографія, електрорадіографія, комп'ютерна радіографія) широко застосовуються для контролю матеріалів і виробів в промисловості та забезпечують високу відносну чутливість контролю (1%), і роздільну здатність (10–20 пар лін./мм). Однак такі системи мають суттєві недоліки: неможливість проведення контролю об'єктів в реальному часі, низька продуктивність і висока вартість контролю.

Недоліки рентгенографії і потреба у високопродуктивних засобах контролю і діагностики стимулювали розробку різних рентгенотелевізійних систем, що дозволили підвищити продуктивність і знизити вартість контролю. До важливих переваг рентгенотелевізійних систем слід віднести ще й оперативність обробки рентгеновських зображень та можливість дистанційного проведення контролю, що повністю виключає взаємодію оператора зі шкідливим іонізуючим випромінюванням. Особливо важливою особливістю рентгенотелевізійних систем є здатність відображати динаміку процесів.

Найбільш перспективними є рентгенотелевізійні системи непрямого перетворення на основі плоскопанельних детекторів типу "сцинтилятор-напівпровідник", а також системи прямого перетворення на основі напівпровідникових плоскопанельних детекторів. Такі системи, є системами реального часу та забезпечують відносну чутливість контролю і роздільну здатність не гіршу за плівкову радіографію. Сучасні дослідження показали, що плоскопанельні цифрові детектори дозволяють отримати вищу якість зображення, ніж плівкова радіографія та комп'ютерна радіографія через високе відношення сигнал/шум, що дозволяє знизити межу виявлення зміни товщини матеріалу до 0,1% [14]. Широкому розповсюдженню таких детекторів перешкоджає їх висока вартість і обмежена радіаційна стійкість.

Альтернативою системам на основі плоскопанельних детекторів можуть служити перспективні рентгенотелевізійні системи з перетворювачем типу "сцинтилятор – КМОН-матриця". Такі системи мають відносно

невисоку вартість, забезпечують відносну чутливість контролю та роздільну здатність не гіршу за плівкову радіографію, і дозволяють проводити контроль об'єктів в реальному часі.

Рентгенівські перетворювачі зображення для РТВС можуть бути побудовані як системи з прямим перетворенням, так і системи з непрямим перетворенням. Конструктивно вони можуть бути лінійними або матричними. Кожен варіант має свої переваги і недоліки та його кінцевий вибір залежить від конкретної області застосування та необхідних характеристик.

Для КМ дослідження їх якості фізичними методами НК набагато важливіше, ніж для металевих конструкцій. НК композиційних матеріалів з урахуванням їх специфічних властивостей вимагає особливого підходу при використанні традиційних методів НК. Найбільш ефективна для цих цілей флеш-радіографія.

РОЗДІЛ 2

ПАРАМЕТРИ ЦИФРОВИХ РЕНТГЕНТЕЛЕВІЗІЙНИХ СИСТЕМ. ФАКТОРИ, ЩО СПОТВОРЮЮТЬ ЦИФРОВІ ЗОБРАЖЕННЯ. ОБРОБКА ДИСКРЕТНИХ ДАНИХ

2.1 Параметри цифрових рентгентелевізійних систем

Промислові рентгентелевізійні системи (РТВС) неруйнівного контролю призначені для контролю об'єктів з різними розмірами, формою, густиною матеріалу, при цьому обмеження дози опромінення, зазвичай, відсутні. Енергія випромінювання і потужність експозиційної дози вибираються з урахуванням густини і товщини об'єктів контролю (ОК) так, щоб максимізувати ймовірність виявлення дефектів. Потужність та енергія можуть коливатися при цьому в широких межах [38].

Рентгентелевізійні системи характеризуються системою параметрів, яка визначає можливості РТВС виявляти неоднорідностей та дефектів в ОК. До основних параметрів промислових РТВС відносяться:

- відносна чутливість контролю;

- просторова роздільна здатність;
- часова інерційність;
- розмір робочого поля;
- діапазон контрольованих товщин матеріалів.

Відносна чутливість контролю визначається відношенням мінімального розміру дефекту, який виявляється, до товщини ОК, виражається у відсотках. Для вимірювання відносної чутливості використовуються канавкові, дровові та пластинчасті еталони чутливості [39].

Просторова роздільна здатність РТВС характеризує її здатність виявляти дефекти з малими просторовими розмірами, визначається просторовою частотно-контрастною характеристикою системи [40–42]. Гранична просторова роздільна здатність РТВС відповідає діаметру найменшого дроту, який виявляється.

Часова інерційність РТВС визначається швидкістю протікання фізичних процесів в системі і оцінюється по величині залишкового вихідного сигналу через певний час після припинення опромінення вхідного поля системи рентгенівським випромінюванням. Під час контролю рухомих об'єктів інерційність створює динамічну нерізкість, яка проявляється у вигляді розмитості зображення та появою сліду за рухомими об'єктами.

Розмір робочого поля РТВС визначає розмір тіньової проекції об'єкта, що просвічується. Розмір робочого поля сучасних рентгенотелевізійних систем може досягати 320 мм.

Діапазон контрольованих товщин матеріалів визначається спектральною чутливістю РТВС, а також інтенсивністю та спектральним складом рентгенівського випромінювання, яке формується рентгенівським апаратом. Для РТВС з потужними рентгенівськими трубками, анодна напруга яких до 400 кВ, товщина контрольованих об'єктів по сталі може досягати 100 мм.

Слід мати на увазі, що на чутливість контролю впливає складна сукупність взаємопов'язаних фізичних факторів: тип рентгенівського апарата і трубки; розмір фокусної плями; коефіцієнт пульсацій анодного струму; енергія та інтенсивність рентгенівського випромінювання; товщина матеріалу і конфігурація об'єкта дослідження; зовнішня (паразитна) освітленість екрана; електромагнітні завади і т. д. Нерідко буває, що параметри рентгенотелевізійних систем, отримані в лабораторних умовах виробника і заявлені в рекламі, недосяжні в реальних умовах. Крім того, при визначенні візуальних параметрів одним з вирішальних факторів є рівень професійної підготовки дефектоскопістів-операторів і відсутність у них зорових відхилень [43]. Як приклад, на рис. 2.1, а приведено зображення дротяного еталона чутливості і його зображення на рис. 2.1, б після обробки за допомогою складного алгоритму. Різниця суттєва.

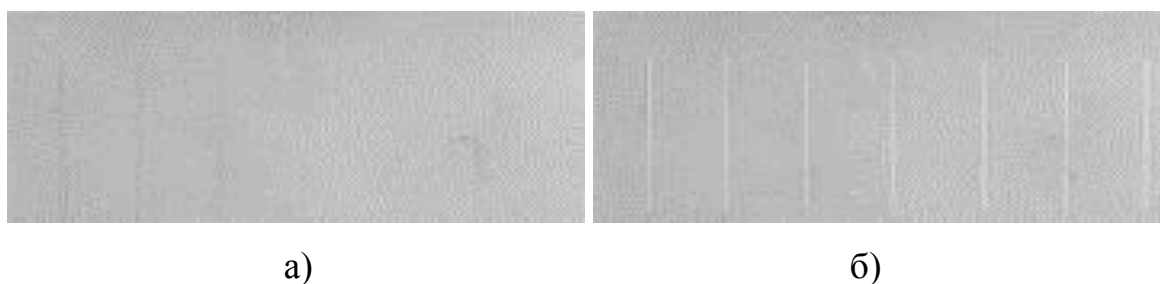


Рис. 2.1. Зображення дротяного еталона чутливості: а – без обробки; б – з цифровою обробкою

Застосування в системі високоякісних компонентів гарантує найвищу якість отриманих зображень і високі значення відносної чутливості контролю. Попередній приклад наглядно демонструє як параметри РТВС можна значно покращити застосувавши додаткову *систему цифрової обробки зображень*. Основне призначення цих систем – *інтегрування, математична обробка, відображення та архівація зображень*.

Інтегрування (накопичення зображення)

Для зменшення не стаціонарних шумів застосовується інтегрування по 16, 32 і більше кадрів. Для роботи з рухомими об'єктами рекомендується вибирати РТВС систему з рекурсивним інтегруючим фільтром. Цей фільтр

дозволяє інтегрувати зображення по N останніх кадрах, зберігаючи при цьому швидкість 25 кадрів за секунду. При роботі такого фільтра зображення рухається по екрану плавно, навіть при відносно великих значеннях N [43].

Використання цифрових фільтрів

Сучасні РТВС мають великий набір цифрових фільтрів. На практиці з них використовуються лише невелика частина. Найрозповсюдженішими фільтрами є медіанний, хвильовий фільтр типу "мексиканський капелюх" (вейвлет), фільтри нижніх і верхніх просторових частот, фільтр для підвищення різкості "Sharpen". Для роботи в реальному часі фільтри мають підтримувати таку можливість. Існує багато методів цифрової обробки зображень і вони детально описані в літературі [44–50].

На якість оброблених зображень в значній мірі впливає розрядність камери рентгенівського перетворювача. На сьогодні 8-бітні РТВС морально застарілі, а АЦП дорогих камер має розрядність 16 і більше біт. Якщо подивитися гістограму зображення об'єкта контролю, можна помітити, що досліджувана ділянка, що нас цікавить, займає певну ділянку на гістограмі. Для отримання оптимальної якості зображення цю ділянку треба розтягнути на всю можливу ширину гістограми. Після такого перетворення на гістограмі виникають провали, а на самому зображенні виникають різкі переходи від однієї градації до іншої. Це добре помітно на 8-бітних камерах. Чим вища розрядність камери, тим менш помітною буде різниця між градаціями.

Робота з гістограмою

Сучасні системи можуть показувати зображення гістограми всього кадру, так і яскравість по виділеній лінії на зображенні. Є можливість виконувати перетворення гістограми. Дорогі системи показують гістограму рухомого зображення в реальному часі і дозволяють вимірювати по ній відстані між двома будь-якими точками.

Наявність бази даних

В умовах заводу за зміну можуть робитися сотні або тисячі зображень. База даних повинна мати можливість зберігати зображення з описом кожного

з них, що дозволить в потрібний момент швидко їх відшукати. В деяких системах передбачено автоматичне резервне копіювання бази на випадок збою.

Обробка аварійних ситуацій та управління зовнішніми пристроями

Бажано, щоб система покращення зображень мала зворотній зв'язок з високовольтним джерелом живлення, щоб система могла миттєво припинити роботу при аварійній ситуації, або при надмірному радіаційному навантаженні на рентгенівський перетворювач. Це значно підвищить безпеку роботи персоналу та збільшить термін експлуатації РТВС.

За необхідності в рентгенотелевізійній системі може бути передбачено інтерфейс для роботи із зовнішніми пристроями (наприклад діафрагмами або маніпуляторами).

2.2 Фактори, що спотворюють цифрові зображення

Нерівномірність розподілу інтенсивності випромінювання рентгенівської трубки. Розподіл інтенсивності рентгенівського випромінювання залежить від рентгенівської трубки (матеріал і форма анода, розмір великого і малого фокуса, кут нахилу анода тощо).

Якщо припустити, що випромінювання має конічну форму, то інтенсивність в його центрі буде найбільшою і поступово спадатиме при наближенні до краю фотонного пучка. Це є однією з причин виникнення низькочастотного спотворення на цифровому зображенні, що проявляються у вигляді світлої плями в його центрі. Якщо в процесі роботи не змінюється геометрія РТВС (наприклад, положення рентгенівського перетворювача відносно трубки), то такий розподіл інтенсивності є сталим і його можна врахувати під час цифрової обробки отриманого цифрового зображення.

Нерівномірність структури рентгенівського екрана. Створення рівномірних структур і покриттів є актуальною задачею, що постає перед технологіями. Проте в процесі виробництва рентгенівських екранів можуть

виникати локальні дефекти, які порушують рівномірність сцинтилятора. Такі дефекти можуть бути різної форми та розмірів, проте вони не змінюють свого положення.

Це дає змогу компенсувати спотворення, що виникають через нерівномірність структури рентгенівського екрана на етапі цифрової обробки отриманого зображення. Деякі дефекти рентгенівських екранів, які спочатку були помітні на сформованих РТВС зображеннях при достатньо великих тривалостях накопичення (більше хвилини), з часом стають більш помітними, що обмежує тривалість його експлуатації. Це пов'язано із деградацією з часом структури матеріалу рентгенівського екрана під дією рентгенівського випромінювання.

Спотворення оптичною системою РТВС. Оптична система РТВС з рентгенівським перетворювачем типу "екран – оптика – КМОН-матриця" в найпростішому варіанті складається із дзеркала, КМОН-матриці та об'єктива. Вона вносить спотворення на сформовані рентгенівські зображення через:

- плями, що виникають від пилу, бруду та подряпин на скляних поверхнях;
- аберації, які призводять до порушення розміщення точки зображення в реальній оптичній системі по відношенню до ідеальної;
- віньєтування.

Аберації частково усуваються за допомогою діафрагмування, що в свою чергу вносить і негативний ефект – віньєтування (зниження яскравості зображення в напрямку від осі оптичної системи до периферії). Оскільки таке явище проявляється як відхилення значення вихідного сигналу різних елементів матриці, що викликаний однаковим вхідним впливом, є детермінованим в просторі і не залежить від часу, то його можна розглядати в сукупності з геометричним шумом матриці. Таку сукупність можна назвати шумом оптико-електронної системи.

Спотворення, що вносяться КМОН-матрицею. Як і у випадку з рентгенівським екраном, виготовлення сенсорів, кожен елемент якої мав би однакові параметри, є важливим завданням. І хоча сучасні технології за останні роки значно просунулися в цьому напрямку, параметри кожного елемента сенсора різні (наприклад, чутливість, генерація фотоструму) [51]. Величина такої неоднорідності зазвичай не перевищує 1–5% і в деяких випадках, наприклад звичайних телевізійних камерах, нею можна нехтувати. Таким чином, оскільки параметри кожного елемента сенсора різні, то маємо і різний сигнал від кожного з них при рівномірному освітленні (такий ефект часто ще називають структурним шумом). В наукових системах, до яких пред'являються вимога високої фотометричної точності, застосовують доволі простий алгоритм корекції неоднорідності. Оскільки чутливість кожного пікселя є сталою величиною, то для її корекції запам'ятовують значення сигналу з усіх елементів сенсора при певній рівномірній освітленості і надалі використовують їх як коефіцієнти корекції. Така операція проводиться після корекції темнового струму [52].

2.3 Шуми в рентгенотелевізійних системах

Термін "шум" застосовується до всіх факторів, що маскують корисний сигнал. Шумом може виявитися інший сигнал, але найчастіше цей термін означає випадковий. Шум характеризується своїм частотним спектром, розподілом амплітуди і джерелом (походженням). Реальну шкоду наносить не стільки наявність "паразитного" (шумового) заряду в пікселях матриці, скільки неповторюваність його значення для кожного елемента матриці.

Чутливість рентгенівського перетворювача на основі КМОН-камери визначається ефективністю накопичення заряду і завадами, до складу яких входять детерміновані і флуктуаційні шуми [53]. Детерміновані складаються з *комутаційних завад* (наводки від імпульсних напруг на електродах матриці) і *структурного шуму* (неоднорідностей темнового струму і чутливості

елементів матриці КМОН). Флуктуаційні шуми являють собою сукупність фотонного, темнового струму, шумів вхідного і вихідного пристроїв [19].

Фотонний (квантовий) шум є наслідком дискретної природи світла. Кванти розподіляються в просторі і в часі випадковим чином. При цьому кількість електронів, що накопичуються в пікселі, може бути визначена з точністю до квадратного кореня з їх кількості (тобто такий випадковий процес описується статистикою Пуассона). Для придушення фотонних шумів використовується режим накопичення [25] або цифрове сумування кадрів камери.

Темновий струм виникає внаслідок спонтанної генерації носіїв заряду в напівпровіднику фоточутливого сенсора за відсутності освітлення. Флуктуація цього струму в часі створює шум, що може істотно погіршувати якість зображення в малокадрових системах (з використанням накопичення зображення) або при слабкому освітленні. Темновий струм при тривалій експозиції обмежує динамічний діапазон системи аж до повної засвітки матриці в рентгенівському перетворювачі РТВС.

Темновий струм сильно залежить від абсолютної температури, вважається, що при зменшенні температури на кожні 7–8 °С він зменшується в два рази [52]. Для глибокого охолодження в астрономічних системах використовують азотні кріостати, в яких матриці охолоджуються до –100 °С. Для більш простих систем використовується термоелектронне охолодження на основі елементів Пельтьє, що можуть забезпечити перепад температури в 70 °С при подачі напруги 5–6 В. Таким чином температура кристалу при кімнатній зовнішній температурі досягає –40 °С, а темновий струм знижується до ~0,1 електрона на піксель за секунду. Ці батареї настільки компактні, що монтуються в один корпус разом із кристалом КМОН.

В цифрових РТВС на основі КМОН-матриці завдяки високій лінійності її характеристики можна запам'ятовувати темновий сигнал, а потім віднімати його з результуючого сигналу. Такий простий алгоритм називається корекцією темнового струму.

Для РТВС з якісними телевізійними камерами на основі ПЗЗ, де низький темновий струм і неефективність переносу, домінуючим джерелом шуму матриці буде вихідний пристрій [52]. Такий пристрій зазвичай складається з ємності зчитування, діода, скидаючого транзистора і вихідного підсилювача (типовим варіантом є двох- або трьохкаскадний істоковий повторювач з високим вихідним імпедансом). При надходженні скидаючого імпульсу діод з'єднується з джерелом опорної напруги, після цього транзистор закривається і діод залишається "плаваючим", тобто його потенціал може змінюватися при надходженні до нього заряду, а це відбувається при наступному такті переносу заряду в регістрі. Ця зміна заряду передається на вихід приладу через підсилювач. Така система ключ – конденсатор (транзистор і плаваюча дифузія) призводить до того, що при кожному його розмиканні початковий потенціал ємності (з якої відбувається зчитування) буде різним, що і створює шум. Такий шум називається установчим, його середньоквадратична величина дорівнює $(kT / C)^{1/2}$, а еквівалентний шумовий заряд – $(kTC)^{1/2}$ [52], де k – стала Больцмана, T – абсолютна температура, а C – ємність вузла, що зчитує сигнал. Чим менше величина C , тим більше відношення сигнал/установчий шум для даного пристрою зчитування.

Для боротьби із установчим шумом використовуються метод подвійної корельованої вибірки, який був запропонований М. Уайтом та іншими з фірми Westinghouse в 1974 р. Надходження сигнального заряду спричиняє тільки зміну потенціалу плаваючої дифузії. Якщо попередньо запам'ятати напругу установчого шуму, то її потім можна легко відняти від результуючого сигналу і тим самим повністю придушити установчий шум.

До шумів підсилюючої електроніки можна віднести тепловий шум, дробовий, флікер-шум [53].

Тепловий (або джонсонівський) шум – рівноважний шум, який обумовлений тепловим рухом носіїв заряду в провіднику, в результаті чого на його кінцях виникають флуктуації різниці потенціалів. Середній квадрат

напруги цього шуму залежить тільки від активного опору R і температури T зразка та може бути розрахований по формулі Найквіста:

$$\bar{e}_u^2 = 4kTR\Delta f, \quad (2.2)$$

де k – стала Больцмана, а Δf – смуга частот, у якій проводяться вимірювання. Спектральна густина теплового шуму $\bar{e}_u^2 / \Delta f$ залишається постійною до частоти $f_m = kT / h$ (h – стала Планка). При кімнатній температурі (300 K) $f_m = 6 \cdot 10^{12}$ Гц.

Дробовий шум пов'язаний з дискретною природою електричного заряду і обумовлений тим, що при проходженні струму кількість електронів, які перетинають задану ділянку провідника за заданий інтервал часу, завжди дискретна та постійно змінюється в часі. Якщо рух окремих зарядів незалежний, то середній квадрат флуктуацій струму визначається тільки величиною цього струму I і може бути розрахований по формулі Шоттки:

$$\bar{i}_u^2 = 2qI\Delta f, \quad (2.3)$$

де q – заряд електрона. Спектральна густина дробового шуму $\bar{i}_u^2 = / \Delta f$ залишається постійною до частоти $f_m = 1 / 2\pi\tau$, де τ – час прольоту. В електронних лампах f_m зазвичай складає ~ 100 МГц; в напівпровідникових приладах з малим часом прольоту ця частота ще вище.

Флікер-шум (або *рожевий шум*), його ще називають надлишковим, має сильну частотну залежність спектральної густини, яка часто має вигляд $1 / f^\alpha$, де $\alpha \approx 1$. Цей шум проявляється тільки під час протікання струму через зразок. Причинами виникнення надлишкового шуму є процеси генерації–рекомбінації в напівпровіднику (флуктуації концентрації вільних носіїв заряду призводять до флуктуацій провідності зразка), поверхневі шуми, шуми від витоку, флуктуації опорів контактів.

Зазвичай конструкція вихідного підсилювача оптимізується для отримання мінімального значення еквівалентного шумового заряду (який ще називають шумом зчитування) для певних умов використання. Для сучасних

приладів на частоті порядку 100 кГц типовим значенням шуму зчитування є 3–6 електронів (при охолодженні матриці). В найкращих приладах для наукового застосування досягається значення 1,5 електрони [54].

2.4 Вибір математичного пакета для вирішення поставлених задач

На сьогодні існують декілька математичних пакетів, які підходять для проведення розрахунків. Коротко розглянемо найрозповсюдженіші програмні продукти і виберемо з них той, що міститиме в собі весь необхідний для теоретичних досліджень інструментарій.

Derive. Цей математичний пакет цікавий тим, що в ньому є можливість використання символьної математики і двох режимів роботи з графікою. Наявність графічного курсору дозволяє визначати координати характерних точок кривих (екстремуми, корені, точки перетину з іншими кривими). Пакет привабливий своїми невибагливим вимогами до апаратних ресурсів. Це єдиний пакет, який працює навіть на ЕОМ класу IBM PC XT без жорсткого диска. Більш того, при вирішенні завдань помірної складності цей пакет продемонстрував високу швидкість і надійність. Детальніше ознайомитися з програмним пакетом можна в роботах.

Mathematica. Математичний пакет є потужним засобом виконання і оформлення математичних досліджень як в символьній, так і в чисельній формі. Має вбудовану мову програмування і потужні графічні можливості. За багатством та різноманітністю засобів високого рівня і виконання символьних обчислень цей пакет унікальний. Є можливість проводити аналітичні розрахунки. Mathematica може перетворювати і спрощувати алгебраїчні вирази, диференціювати та обчислювати визначені, і невизначені інтеграли, розкладати функції в ряди, знаходити границі тощо. Mathematica містить велику кількість ефективних алгоритмів для проведення чисельних розрахунків. Програма вирішує чисельними методами безліч завдань, які не можуть бути вирішені аналітично.

При всіх своїх можливостях, пакет має нестандартну вхідну і незручну вихідну математичну символіку, слабку діагностику помилок і вимагає серйозних трудовитрат на освоєння. Також серйозним недоліком довідкової системи пакета, в порівнянні з іншими математичними пакетами, слід вважати малу кількість описаних в ній практичних прикладів застосування того чи іншого оператора або функції.

Maple. Функціональні можливості Maple дуже широкі – охоплені розділи: диференціального та інтегрального числення, лінійної алгебри, диференціальних рівнянь, геометрії, статистики, теорії чисел, теорії груп, оптимізації, чисельних обчислень, фінансові функції, комбінаторика, теорія графів і багато інших областей математики. Двох- і тривимірна графіка Maple забезпечує потужну візуалізацію. Пакет Maple має більше 20 типів спеціальних графіків, а також велика кількість доступних опцій для настройки способів виведення на екран кожного графіка. Maple має потужну довідкову систему, яка містить велику кількість описаних в ній практичних прикладів і можливість перенесення цих прикладів з бази даних допомоги прямо у вікно редагування із можливістю їх негайного виконання.

MathCAD. Пакет створювався як потужний калькулятор, що дозволяє вирішувати рутинні завдання інженерної практики: аналіз функцій, пошук їх екстремумів, чисельне і аналітичне диференціювання та інтегрування, вирішення рівнянь алгебраїчних і диференціальних рівнянь з постійними і змінними параметрами, формування таблиць і графіків при аналізі знайдених розв'язків. MathCAD дозволяє: записувати складні математичні вирази в тому вигляді, в якому вони зазвичай записуються на аркуші паперу; створювати вбудованими засобами високоякісні технічні звіти з таблицями, графіками, текстом у вигляді друкованих документів; готувати Web-сторінки і публікувати результати в Інтернеті; проводити чисельні і аналітичні математичні розрахунки. Пакет простий у освоєнні і використанні.

Система також дозволяє писати прості програми на вбудованій алгоритмічній мові, але як такої власної мови програмування у даної системи

не існує. Пакет символьних обчислень був запозичений у Maple. Як і будь-яка система, MathCAD має свої недоліки. До них відносяться низька швидкість, не дуже зручні засоби візуалізації, а також погана пристосованість до роботи з великими обсягами інформації. MathCAD не призначений для професійних математиків і для програмування складних завдань.

MATLAB. Це високопродуктивна система для технічних розрахунків. В університетському середовищі він представляє собою потужний інструмент для роботи в різних областях науки (математика, машинобудування тощо). Інструментарій цього програмного пакета охоплює матричний аналіз, обробку сигналів і зображень, дозволяє вирішувати завдання математичної фізики, оптимізаційні задачі, робити обробку та візуалізацію даних, може працювати з картографічними зображеннями, нейронними мережами, нечіткою логікою тощо. У MATLAB реалізовані класичні чисельні алгоритми розв'язання рівнянь, задач лінійної алгебри, диференціальних рівнянь і систем, знаходження значень визначених інтегралів, інтерполяції. MATLAB має добре розвинені засоби візуалізації двовимірних і тривимірних даних. Проста вбудована мова програмування дозволяє легко створювати власні алгоритми, також є можливість робити програмне забезпечення із графічним інтерфейсом користувача.

Умовно MATLAB складається з таких основних частин:

- Мова MATLAB – мова матриць і масивів високого рівня з керуванням потоками, функціями, структурами даних, введенням-виведенням і особливостями об'єктно-орієнтованого програмування. Це дозволяє створювати прості і складні додатки.
- Середовище MATLAB – набір інструментів і застосунків, з якими працює користувач. Вона включає в себе засоби для управління змінними в робочому просторі MATLAB, введенням і виведенням даних, а також створення, налагодження М-файлів.
- Керована графіка MATLAB – графічна система, яка включає в себе

команди високого рівня для візуалізації дво- і тривимірних даних, обробки зображень, анімації та ілюстрованої графіки. Вона також включає в себе команди низького рівня, що дозволяють повністю редагувати зовнішній вигляд графіки, також як при створенні графічного інтерфейсу користувача.

- Бібліотека математичних функцій – колекція обчислювальних алгоритмів від елементарних функцій, таких як сума, синус, косинус, комплексна арифметика, до більш складних, таких як знаходження оберненої матриці та швидкого перетворення Фур'є.
- Програмний інтерфейс. Це бібліотека, яка дозволяє писати програми на Сі та Фортрані, які взаємодіють з MATLAB. Вона включає засоби для виклику програм з MATLAB (динамічна зв'язок), викликаючи MATLAB як обчислювальний інструмент і для читання-запису Mat-файлів.
- Simulink – інтерактивна система для моделювання нелінійних динамічних систем. Вона являє собою середовище, яке дозволяє моделювати процес шляхом перетягування блоків діаграм на екрані. Simulink працює з лінійними, нелінійними, неперервними та дискретними, багатовимірними системами.

На основі зробленого порівняння було вирішено використовувати програмний пакет MATLAB для вирішення задач дисертаційної роботи.

2.5 Інтерполяція дискретних даних засобами MATLAB

Для роботи з дискретними даними зручно представити їх у вигляді неперервних функцій, інтерполювавши їх. Це дає можливість проводити інтегрування, диференціювання та інші перетворення цих функцій. Засоби, що входять в пакет MATLAB, дозволяють виконати такі способи інтерполяції:

- інтерполяція по найближчим сусіднім елементам. Функція буде ступінчастий інтерполянт;

- кусково-лінійна інтерполяція;
- інтерполяція кубічними сплайнами;
- інтерполяція кусковими поліномами Ерміта.

Порівняння способів інтерполяції і наближення дискретних даних описано в багатьох роботах, зокрема, тому детально зупинятися на перевагах і недоліках кожного зі способів не будемо. Ознайомившись з теорією, перші два методи відкидаємо як такі, що не описують з достатньою точністю характер даних. Порівнюючи сплайнову і ермітову інтерполяції в MATLAB можна сказати, що обох випадках кускова функція практично точно проходить через всі задані вузлові точки, тобто маємо нульову похибку інтерполяції в цих точках.

При інтерполяції кубічними сплайнами накладаються умови неперервності сплайна, а також його першої і другої похідних. Якщо ж відмовитися від неперервності другої похідної і ввести умову, що у вузлах інтерполяції перша похідна приймає задані значення, то такі кускові поліноми називаються поліномами Ерміта. Інтерполяція кусковими поліномами Ерміта може бути виконана за допомогою функції MATLAB, яка називається **pchip** (piecewise cubic Hermite interpolating polynomial), функції **interp1** або засобами Curve Fitting Toolbox.

Сплайнову інтерполяцію зручно використовувати, коли треба ефективно згладжувати дані, що швидко міняються від точки до точки або вузлові точки є екстремальними. Прикладом таких даних може бути набір точок, що описують гармонійні або затухаючі коливання. Застосування ермітової інтерполяції буде більш виправданим, коли маємо більш монотонний характер даних з різкими змінами або "стрибками".

Для того, щоб остаточно визначити яку інтерполяцію краще використовувати для розрахунків в рамках цієї дисертаційної роботи проведемо порівняння інтерполяції кусковими поліномами Ерміта з інтерполяцією кубічними сплайнами, виконавши такий код у командному рядку MATLAB:

```

% задаємо табличну функцію
ksi = -1:0.2:1;
y = cos(13*ksi).*exp(-ksi.^3);
% побудуємо дані маркерами
plot(ksi, y, 'Marker', 'o', 'MarkerSize', 10, 'LineStyle',
'none')
hold on
% задаємо абсциси точок, в яких треба знайти кусковий поліном
Ерміта
xx = -1:0.01:1;
% обчислення кускового полінома Ерміта
yy = rchip(ksi, y, xx);
% побудова графіка кускового полінома Ерміта
plot(xx, yy, 'LineWidth', 2, 'Color', 'r')
% конструювання кубічного сплайна
pp = csapi(ksi,y)
% побудова графіка кубічного сплайна
fnplt(pp, 'k')
% побудова легенди на графіку
legend('Дані', 'Кускова інтерполяція Ерміта', 'Інтерполяція
сплайнами', -1)

```

Результат роботи коду приведено на рис. 2.2, з якого видно, що кусковий поліном Ерміта не перевищує значень вузлових точок, на відміну від кубічного інтерполяційного сплайна. Це суттєво, оскільки під час розрахунків будемо мати справу з інтегруванням інтерпольованих даних і такі "викиди" будуть вносити додаткову похибку в результат. Також на рис. 2.2 можна помітити, що крива даних, інтерпольованих кубічними сплайнами,

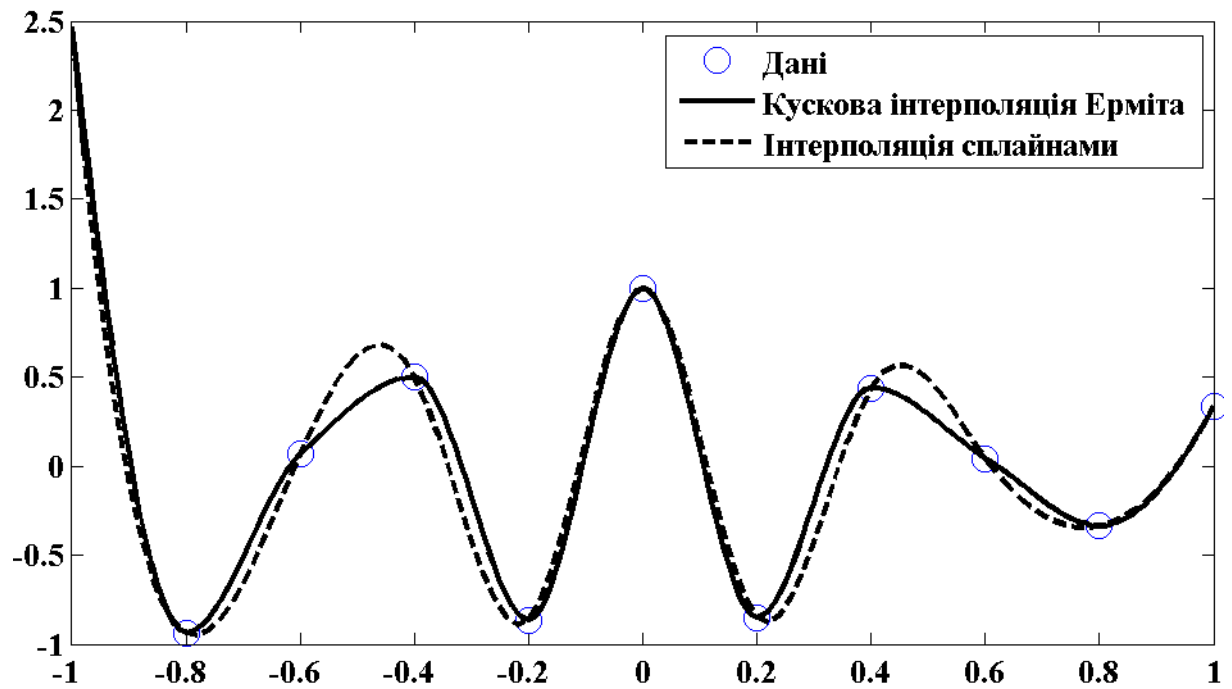


Рис. 2.2. Порівняння способів інтерполяції поліномами Ерміта та кубічними сплайнами

коливається від точки до точки відносно табличних даних. Це теж впливатиме на точність розрахунків.

В попередньому прикладі було наведено табличні дані, що розподілені за довільно взятою функцією. Це функція $f(x) = \cos(13x) \cdot \exp(-x^3)$. Візьмемо табличні значення масового коефіцієнта ослаблення свинцю [56, 57]. Результати інтерполяції приведені на рис. 2.3. Тут також присутнє коливання кривої, отриманої за допомогою інтерполяції кубічними сплайнами, особливо це помітно на ділянці графіка з більш високими енергіями.

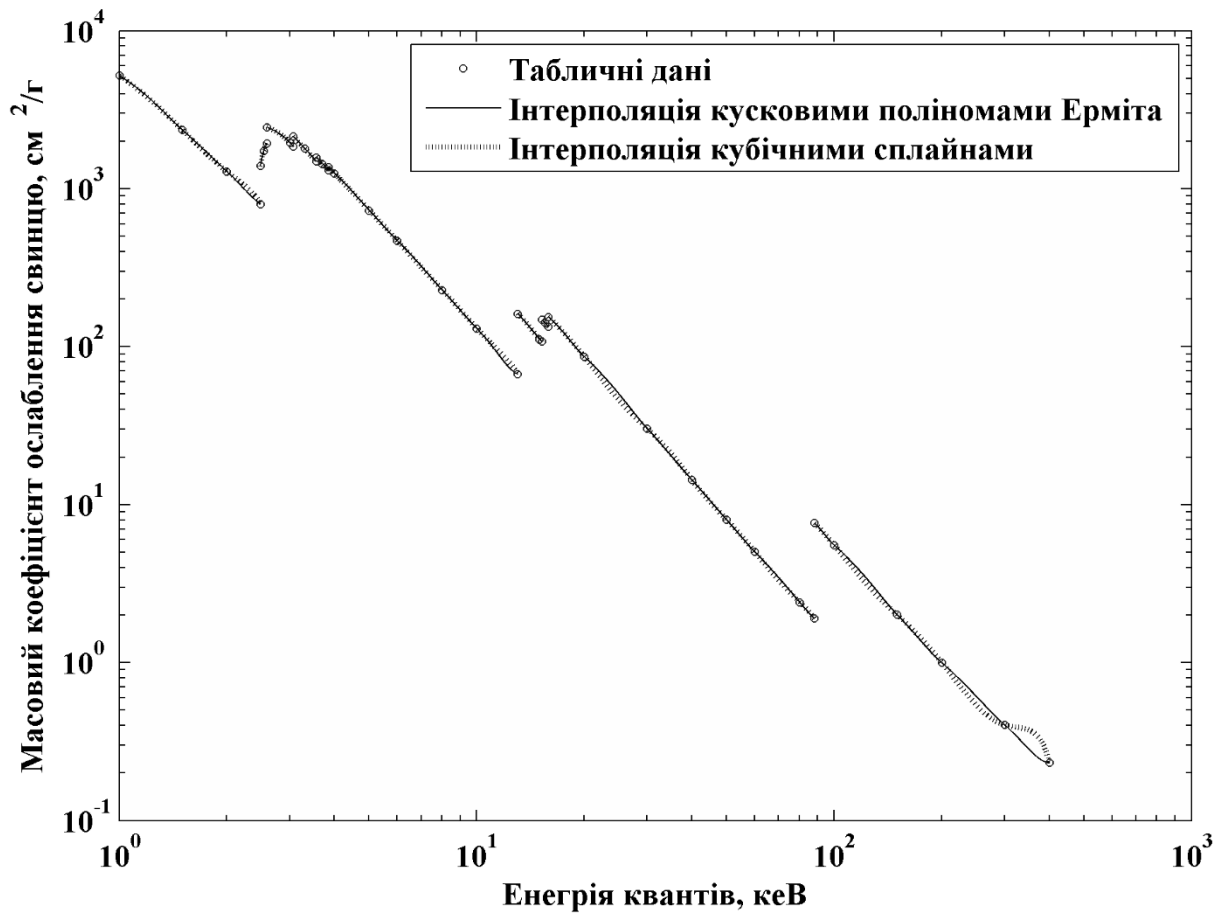


Рис. 2.3. Інтерполяція табличних значень масового коефіцієнта ослаблення свинцю

Масові коефіцієнти ослаблення (або поглинання) інших матеріалів, які використовуються в даній дисертаційній роботі, мають схожий характер з прикладом, приведеним на рис. 2.3, тому немає необхідності приводити їх всі.

Інтегрування спектрів фотонного випромінювання, задля пришвидшення обчислювального процесу, буде проводитися автоматично, тобто без втручання користувача. Складний характер цих спектрів виключає будь-яку можливість підібрати універсальну інтерполюючу функцію для всіх випадків, що виникали під час проведення розрахунків. Тому було вирішено використовувати кусково-кубічну інтерполяцію Ерміта, як таку, що краще за інші способи інтерполяції зберігає характер дискретних даних.

Можна показати, що кусковий поліном Ерміта має неперервні перші і розривні другі похідні. Для цього побудуємо поліном за допомогою функції **interp1** та запишемо інформацію про нього в структуру. Після цього

знайдемо першу і другу похідні, звернувшись до функції **fnder** Spline Toolbox та побудуємо їх графіки, скориставшись **fnplt** (рис .2.4):

```
% задаємо табличну функцію
ksi = [0 1 3 5 7 9 11];
y = [-1 2 1 6 0 4 -2];
% знаходження кускового полінома Ерміта
pp = interp1(ksi, y, 'pchip', 'pp')
% побудова графіка кускового полінома Ерміта
subplot(3, 1, 1)
fnplt(pp)
hold on
% побудуємо дані маркерами
plot(ksi, y, 'Marker', 'o', 'MarkerSize', 10, 'LineStyle',
'none')
title('Інтерполяція кусковими поліномами Ерміта')
% побудова графіка першої похідної кускового полінома Ерміта
subplot(3, 1, 2)
fnplt(fnder(pp))
title('Перша похідна')
% побудова графіка другої похідної кускового полінома Ерміта
subplot(3, 1, 3)
fnplt(fnder(pp, 2))
title('Друга похідна')
```

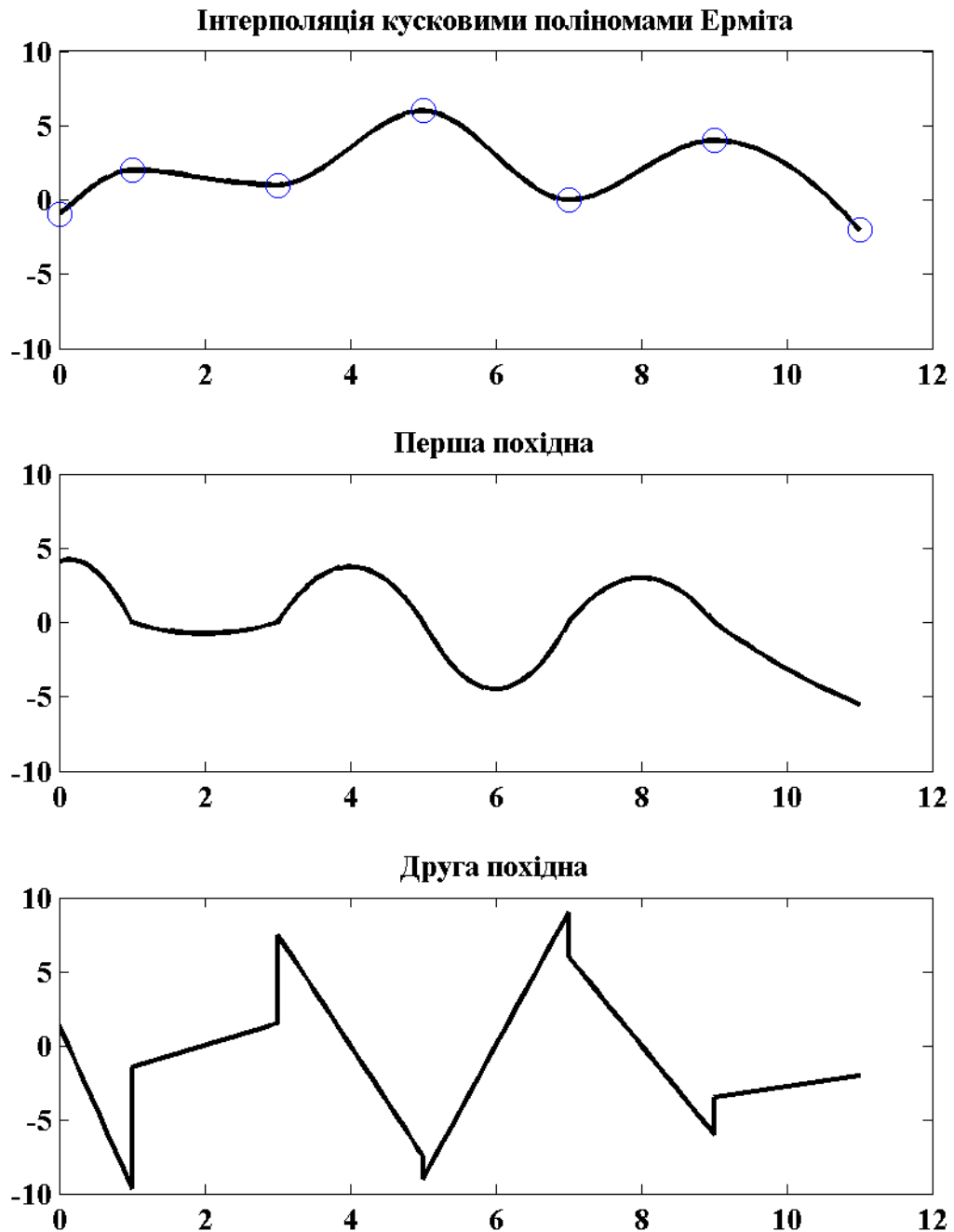


Рис. 2.4. Інтерполяція за допомогою кускових поліномів Ерміта, а також перша та друга похідні

ВИСНОВКИ ДО ДРУГОГО РОЗДІЛУ

Завдяки високошвидкісним сучасним комп'ютерам вдалося реалізувати можливість інтегрування зображення в реальному часі, що дозволяє повністю позбутися істотного недоліку рентгенотелевізійних систем – паразитного власного шуму світлочутливої матриці і наведених на неї завад. Такі

рентгенотелевізійні системи дають можливість отримати зображення досліджуваного об'єкта з високою роздільною здатністю, великою кількістю градацій яскравості і низьким рівнем паразитних шумів. Наступний крок – обробка отриманих зображень. Вона зводиться до виконання комплексу операцій з метою покращення візуального сприйняття зображення, або перетворення його в форму, більш зручну для машинного аналізу. В сучасних системах обробки зображень використовуються різноманітні алгоритми для обробки зображень, які перетворюють гістограму і виконуються цифрову фільтрацію. Слабкий контраст – найпоширеніший дефект рентгеновських зображень, обумовлений недостатньою розрядністю камери рентгеновського перетворювача, нерідко в поєднанні з нелінійністю характеристики передачі півтонів. Перетворення гістограми дозволяє підвищити контраст зображення або певної його ділянки, яка нас цікавить.

Зображення спотворюється як шумами та помилками в каналі передачі, так і самою рентгенотелевізійною системою (наприклад, аберації, нерівномірність випромінювання, часова нестабільність тощо). Для зменшення шумів, покращення контрастності зображення і видимості дефектів використовується цифрова система фільтрів, що складається з широкого набору елементів. Цифрові фільтри умовно можна поділити на три групи: фільтри придушення шумів, фільтри обчислення градієнтів і фільтри покращення візуального сприйняття зображення. Калібрування плоскопанельних детекторів і корекція дефектних пікселів є одними з найважливіших операцій. Існують спеціальні методики калібрування і віднімання власних шумів, які дозволяють отримати максимально досяжні відношення сигнал/шум рентгеновського перетворювача.

Для корекції дефектних пікселів використовується спеціальний алгоритм, який усереднює сигнали від сусідніх пікселів, використовуючи це значення для дефектних пікселів.

Цифрові фільтри системи покращення зображень сучасних РТВС можуть працювати в реальному часі, тобто є можливість проводити обробку

зображень без зупинки досліджуваної деталі (конвеєра). Однією з важливих і актуальних завдань в даній області є автоматизація контролю і винесення рішення про якість контрольованого виробу. Система знаходить всі локальні дефекти зображення, які тільки можна знайти. Мінімальний і максимальний розмір дефекту, а також чутливість контролю задаються вручну. Після пошуку дефектів здійснюється класифікація за допомогою аналізу їх фотометричних і геометричних властивостей. Для винесення рішення про якість контрольованого виробу використовуються ГОСТ 7512-82 "З'єднання зварні" і ГОСТ 23055-78 "Класифікація зварних з'єднань за результатами контролю".

Було проведено порівняння можливостей найрозповсюдженіших математичних програмних пакетів. На основі цього порівняння було обрано програму MATLAB для проведення теоретичних досліджень і розрахунків. Вона досить легка в освоєнні, зручна в користуванні, містить весь математичний функціонал, необхідний для роботи з дискретними даними та для вирішення задач дисертаційної роботи. Вбудовані засоби програмування значно розширюють можливості застосування програмного пакета MATLAB.

РОЗДІЛ 3

МОДЕЛЮВАННЯ РЕНТГЕНТЕЛЕВІЗІЙНОЇ СИСТЕМИ

«РЕНТГЕНІВСЬКИЙ ЕКРАН – ОПТИКА – КМОН-МАТРИЦЯ»

В попередньому розділі було обґрунтовано вибір у якості об'єкта дослідження рентгентелевізійну систему на основі рентгенівського перетворювача типу "рентгенівських екран – оптика – КМОН-матриця". Цей розділ присвячений різним аспектам математичного моделювання процесів, що відбуваються під час формування цифрового рентгенівського зображення.

Задачу побудови наскрізної моделі формування цифрового рентгенівського зображення можна розбити на блоки:

- формування рентгенівського випромінювання на певній відстані від анода трубки;

- взаємодія цього випромінювання з матеріалом досліджуваного об'єкта;
- взаємодія частини рентгенівських квантів, що пройшли крізь досліджуваний об'єкт з рентгенівським екраном;
- втрати частини оптичного випромінювання на шляху до КМОН;
- перетворення оптичного сигналу в електричний КМОН -матрицею.

Вихідним сигналом будемо вважати рівень сірого (АЦП) у певному пікселі сформованого цифрового рентгенівського зображення, над яким не виконувалась цифрова обробка. Аналіз залежностей вихідного сигналу від певних факторів дозволяє створювати технологічні вимоги до компонентів РТВС та вибирати її режим роботи.

3.1 Процес генерації випромінювання рентгенівською трубкою і його взаємодія з матеріалом досліджуваного об'єкта

Першою стадією створення наскрізної математичної моделі є моделювання рентгенівського випромінювання на певній відстані від анода рентгенівської трубки. Факторами, які впливають на форму енергетичного спектра і енергію рентгенівського випромінювання, є електричний режим роботи рентгенівської трубки (прискорювальна напруга та анодний струм), а також технологічні параметри (матеріал та кут нахилу анода, розміри і форма електродів, матеріал та товщина вихідного вікна рентгенівської трубки). На сьогодні існує декілька математичних моделей, що дозволяють розраховувати спектр випромінювання рентгенівського апарата [58]. Та в роботі [58] виведена формула для знаходження енергетичного спектра густини потоку квантів $N_0(E)$ (квант/кеВ·с·см²) на певній відстані від трубки неперервної дії (для гальмівного випромінювання):

$$N_0(E) = \frac{k_1 I_A Z (E_{\max} - E)}{r^2 E} \exp \left[-\frac{\mu_m(E) \operatorname{ctg} \Theta}{\rho_m C_{TB}(E_{\max})} (E_{\max}^2 - E^2) \right] \times \quad (3.1)$$

$$\times \exp \left[-\mu_s(E) H_s - \mu_\phi(E) H_\phi \right],$$

де $k_1 = 1,1 \cdot 10^{12}$, квант/(А·с·кеВ); Z – атомний номер матеріалу анода рентгенівської трубки; I_A – анодний струм, А; E_{\max} – максимальна енергія квантів в спектрі випромінювання, кеВ; E – енергія квантів, кеВ, r – відстань від анода, см; Θ – кут нахилу анода, рад; ρ_m – густина матеріалу анода, г/см³; $C_{TB}(E_{\max})$ – константа Томсона-Відінгтона [58], залежить від анодної напруги; μ_m , μ_v , μ_ϕ – лінійні коефіцієнти ослаблення [58] матеріалу анода, вихідного вікна та фільтра, см⁻¹; H_v , H_ϕ – товщина вихідного вікна і фільтра, см.

У формулі (3.1) враховуються конструктивні особливості і параметри рентгенівського апарата. Рентгенівські спекти, розраховані за цією формулою, співпадають з похибкою не більше 7% зі спектрами, що були виміряні експериментально, і наведеними в [58]. Тому формула (3.1) взята за основу для розрахунку енергетичного спектра рентгенівської трубки неперервної дії.

При проходженні досліджуваного об'єкта рентгенівське випромінювання ослаблюється, а енергетичний спектр змінюється. Це можна записати так:

$$N_1(E) = N_0(E) \exp[-\mu_o(E)H_o], \quad (3.2)$$

тут μ_o – лінійний коефіцієнт ослаблення матеріалу досліджуваного об'єкта, см⁻¹; H_o – досліджуваного об'єкта, см.

Вираз (3.2) дозволяє розраховувати енергетичний спектр за досліджуваним об'єктом прямого не розсіяного випромінювання (геометрія вузького пучка). На практиці майже завжди застосовуються широкі пучки. При проходженні широкого пучка через досліджуваний об'єкт частина випромінювання змінює свій напрямок (розсіюється). Зображення формується прямим випромінюванням, в той час, як розсіяне – не несе корисної інформації, а просто погіршує контраст.

Розсіяне випромінювання враховують за допомогою фактора накопичення $B(U_a, H_o)$, який характеризує долю розсіяного випромінювання у загальному потоці випромінювання за об'єктом. Фактор накопичення

залежить від анодної напруги U_a , товщини досліджуваного об'єкта H_o і майже не залежить від форми спектра первинного рентгенівського випромінювання [58]. Значення $B(U_a, H_o)$ табульовані для широкого діапазону анодних напруг і товщин матеріалів, що дозволяє для конкретного випадку просвічування широким пучком розрахувати параметри випромінювання за об'єктом. Для таких розрахунків зручно також використовувати різні апроксимації $B(U_a, H_o)$, наприклад апроксимацію, запропоновану у [58].

З урахуванням широкого пучка (3.2) матиме вигляд:

$$N_1(E) = B(U_a, H_o) \cdot N_0(E) \exp[-\mu_o(E)H_o], \quad (3.3)$$

3.2 Моделювання процесу перетворення рентгенівського випромінювання в оптичне

Другим етапом створення наскрізної математичної моделі РТВС на основі КМОН-матриць оптичного діапазону є моделювання процесу перетворення рентгенівського випромінювання, яке відповідає тіньовому рентгенівському зображенню об'єкта, у випромінювання видимого діапазону [58].

В якості подібних рентген-оптичних перетворювачів найчастіше застосовуються сцинтилятори, які при поглинанні енергії рентгенівських чи γ -квантів, або частинок високої енергії, здатні деяку долю поглинутої енергії перевипромінювати у вигляді спалахів видимого світла з густиною потоку світлової енергії E_s та деяким певним нормованим спектральним розподілом $\phi_{ns}(\lambda)$. Доля поглинутої енергії випромінювання, яка перетворюється на світлову (конверсійна ефективність сцинтилятора C_{ef}) є для конкретної речовини сталою величиною в широкому діапазоні умов, як незмінним є і спектральний розподіл $\phi_{ns}(\lambda)$ видимого випромінювання, що утворюється в результаті конверсії [58].

Для відомих енергетичного спектра густини потоку рентгенівських квантів $N(E)$, що проходить крізь шар сцинтилятора, та енергетичної

залежності долі випромінювання $f_{abS}(E)$, яке поглинається в ньому, частину інтенсивності рентгенівського випромінювання, що поглинається в сцинтиляторі I_{abS} , можна представити у вигляді:

$$I_{abS} = \int_0^{E_{\max}} N(E) f_{abS}(E) E dE, \quad (3.4)$$

де $N(E)$ - густина потоку рентгенівських квантів, $f_{abS}(E)$ - енергетична залежність долі випромінювання. А густину потоку світлової енергії E_S , яку випромінює сцинтилятор записати як

$$E_S = C_{ef} I_{abS}. \quad (3.5)$$

В кінцевому рахунку, густина світлової енергії E_{eff} , яка надійде до світлочутливої поверхні КМОН-матриці за посередництвом оптичної системи (в припущенні відсутності спектральної залежності її характеристик) може бути врахована за допомогою коефіцієнта передачі K_{opt} :

$$E_{eff} = K_{opt} E_S. \quad (3.6)$$

3.3 Формування цифрового зображення досліджуваного об'єкта телевізійною системою

На відміну від електронно-променевих передаючих трубок, де як процес запису потенціального рельєфу, так і його зчитування вздовж рядка відбуваються неперервно, в КМОН-матрицях ці процеси дискретизовані, причому по відношенню до обох просторових координат. Просторовою мірою цієї дискретизації площа світлочутливої поверхні елементарної КМОН-комірки $A_{CMOS} = L_{py} \times L_{pz}$ (L_{py}, L_{pz} – лінійні розміри комірки в напрямку осі y та z відповідно). Інтегральний потік світлової енергії з щільністю $E(y, z)$ та розподілом $\phi(\lambda)$ за довжиною хвиль λ , який падає на світлочутливу поверхню комірки, визначає заряд накопичених під дією світла в окремій комірниці електронів. В загального випадку кінцевий вираз для заряду пакета

КМОН-комірки з урахуванням спектральної залежності відповідних характеристик набере вигляду:

$$Q_p = \frac{t_i}{\int_{-\infty}^{+\infty} \phi_n(\lambda) d\lambda} \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \phi_n(\lambda) s(\lambda) d\lambda \int_0^{L_{py}} \int_0^{L_{pz}} E(y, z) dy dz, \quad (3.7)$$

а для випадку однорідного розподілу густини потоку дещо простішого:

$$Q_p = \frac{EA_{cmos} t_i}{\int_{-\infty}^{+\infty} \phi_n(\lambda) d\lambda} \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \phi_n(\lambda) s(\lambda) d\lambda, \quad (3.8)$$

де t_i – тривалість експозиції, $\lambda_1 \div \lambda_2$ – робочий діапазон довжин хвиль КМОН, $\phi_n(\lambda) = \phi(\lambda) / \phi(\lambda_m)$ – відносний спектральний розподіл енергії від джерела випромінювання (тут $\phi(\lambda_m)$ – максимальне значення спектральної щільності випромінювання, яке вона має на довжині хвилі λ_m), $s(\lambda)$ – значення спектральної чутливості КМОН на довжині хвилі λ . Замість характеристики $s(\lambda)$ в багатьох випадках для визначення спектральних властивостей КМОН-матриць у технічній документації наводять характеристику $F(\lambda)$ (величину квантової ефективності). Обидві величини пов'язані між собою співвідношенням:

$$s(\lambda) = q\lambda F(\lambda) / hc, \quad (3.9)$$

де q – заряд електрона, h – постійна Планка, c – швидкість світла.

Зарядовий пакет, тобто заряд накопичених в елементарній комірці за час експозиції електронів, в процесі зчитування передається до вихідного пристрою. В результаті перетворення зарядового пакета, накопиченого в комірці, в напругу U_p на ємності вихідного пристрою КМОН-матриці C_A та передачі цієї напруги до виходу КМОН-матриці за посередництвом витокового повторювача з коефіцієнтом передачі γ (звичайно, $\gamma \approx 1$) утворюється вихідний сигнал [58] :

$$U_p = \frac{\gamma}{C_A} \frac{qt_i}{hc \int_{-\infty}^{+\infty} \phi_n(\lambda) d\lambda} \int_0^{L_{py}} \int_0^{L_{pz}} E(y, z) dy dz \times \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \lambda \phi_n(\lambda) F(\lambda) d\lambda. \quad (3.10)$$

Таким чином, до кінцевого виразу входять фізичні константи, величини, які характеризують випромінювання, та параметри і характеристики власне КМОН-матриці.

Після проходження об'єктива світло з нормованим спектральним розподілом $S_n(\lambda)$ попадає на КМОН-матрицю з нормованою спектральною чутливістю $\phi_n(\lambda)$. Для того, щоб охарактеризувати наскільки форма $S_n(\lambda)$ співпадає з формою $\phi_n(\lambda)$, вводять поняття коефіцієнта спектрального узгодження рентгенівського екрана і КМОП:

$$K_\gamma = \frac{\int_0^\infty S_n(\lambda) \cdot \phi_n(\lambda) d(\lambda)}{\int_0^\infty S_n(\lambda) d(\lambda)}. \quad (3.11)$$

Заряд, накопичений за час t_i у пікселі площею $A_{CMOS} = L_{px} \times L_{py}$ (L_{px} та L_{py} – лінійні розміри пікселя КМОН-матриці) можна представити як:

$$Q_p = k_2 \cdot A_{CMOS} \cdot t_i \cdot I_{sun} \cdot K_{opt} \cdot K_\gamma, \quad (3.12)$$

де Q_p вимірюється в Кл, $k_2 = 10^{-8} \text{ В}^{-1}$; A_{CMOS} – в мкм^2 , t_i – в секундах. Знаючи зарядовий пакет можна знайти рівень АЦП. Для цього необхідно значення підсилення камери $G_{кам}$. Вираз для знаходження рівня АЦП, що відповідає зарядовому пакету пікселя КМОН:

$$АЦП = Q_p \cdot G_{кам} / e, \quad (3.13)$$

де $G_{кам}$ визначається як відношення рівня АЦП до кількості електронів у зарядовому пакеті, що відповідає цьому рівню, АЦП/ e^- .

Отже, в умовах однорідного просторово-незалежного потоку рентгенівського випромінювання згідно з формулами (3.9), (3.11), (3.5) (3.6), (3.7) математична модель РТВС на основі КМОН-матриці, що містить ланку

рентгенооптичного перетворення з сцинтилятором, може бути представлена системою рівнянь:

$$\begin{aligned}
 N_0(E) &= \frac{k_1 I_A Z(E_{\max} - E)}{r_s^2 E} \\
 &\times \exp \left[-\frac{\mu_m(E) \operatorname{ctg} \Theta}{\rho_m C_{TB}} (E_{\max}^2 - E^2) - \mu_0(E) H_0 \right], \\
 N_1(E) &= N_0(E) \exp[-\mu_1(E) H_1], \\
 I_{abS} &= \int_0^{E_{\max}} N_1(E) f_{abS}(E) E dE, \\
 E_S &= C_{ef} I_{abS} = C_{ef} \int_0^{E_{\max}} N_1(E) f_{abS}(E) E dE, \\
 E_{eff} &= K_{opt} E_S,
 \end{aligned} \tag{3.15}$$

$$U_p = \frac{\gamma}{C_A} \frac{q A_{CMOS} t_i}{hc \int_{-\infty}^{+\infty} \varphi_{nS}(\lambda) d\lambda} E_{eff} \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \varphi_{nS}(\lambda) F(\lambda) \lambda d\lambda.$$

Перші два рівняння створеної системи моделюють процес генерації рентгенівського випромінювання рентгенівською трубкою та процес формування енергетичного спектра густини потоку квантів за об'єктом [58]. Наступні два – процес поглинання рентгенівського випромінювання речовиною сцинтиляційного перетворювача та випромінювання ним в оптичному діапазоні хвиль [58]. Передостаннє – процес проектування оптичного зображення на світлочутливу поверхню КМОН-матриці за допомогою оптичної системи. Останнє рівняння моделює процес накопичення електронів в зарядовому пакеті елементарної комірки КМОН-матриці під дією світла та формування відповідного електричного вихідного сигналу. Результуючий сигнал на виході КМОН-матриці може бути визначений наскрізною послідовною підстановкою один до одного виразів, які входять до системи (3.15):

$$U_p = K_{opt} \frac{\gamma}{C_A} \frac{q}{hc} \frac{A_{CMOS} t_i C_{ef}}{\int_{-\infty}^{+\infty} \varphi_{nS}(\lambda) d\lambda} \times \int_0^{E_{max}} N_0(E) \exp[-\mu_1(E) H_1] f_{abS}(E) E dE \times \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \varphi_{nS}(\lambda) F(\lambda) \lambda d\lambda \quad (3.16)$$

Важливим параметром рентгено-телевізійної системи, за яким можна судити про можливість системи виявляти дефекти, є відношення величини сигналу до величини шумів. Для розрахунку цієї залежності ми скористаємося формулою:

$$\Psi_{вих} = \frac{|n_{pf} - n_{pd}|}{\sqrt{n_{pf} + \sigma_{ш}}} = \frac{|Q_{pf} - Q_{pd}|}{e \cdot \sqrt{\frac{Q_{pf}}{e} + \sigma_{ш}}}, \quad (3.17)$$

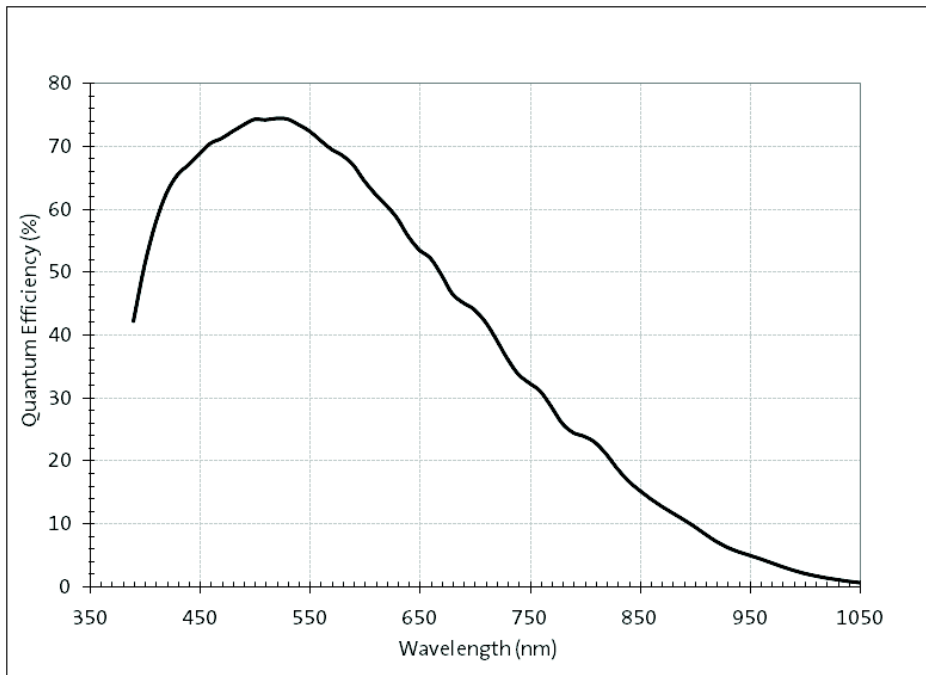
де e – заряд електрона, Кл; n_{pf} , n_{pd} – кількість електронів в зарядовому пакеті, що відповідає фоновій ділянці зображення та ділянці з дефектом; Q_{pf} , Q_{pd} – накопичений заряд в пікселі з кількістю електронів n_{pf} і n_{pd} відповідно, Кл; $\sigma_{ш}$ – сума дисперсій всіх шумів (крім квантового), виражена в кількості електронів, що виникають в зарядовому пакеті під дією цих шумів.

3.4 Розрахунок характеристик рентгенотелевізійних систем

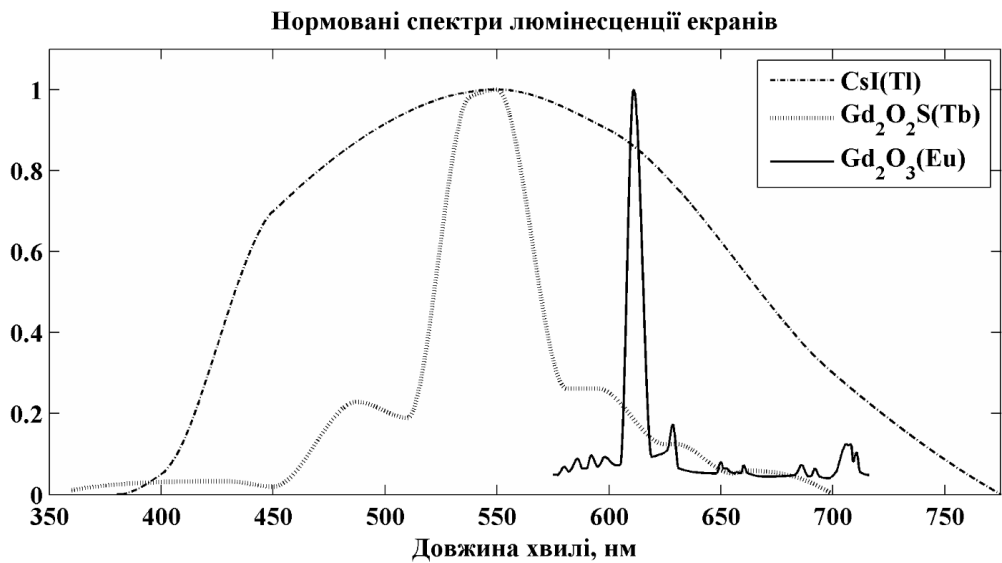
"рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця"

Для проведення розрахунків за описаною вище моделлю була обрана камера ZWO ASI120MM – високочутлива астрономічна камера з малими шумами на основі КМОН-матриці фірми ON Semiconductor MT9M034. Основними параметрами цієї камери є: кількість ефективних пікселів по горизонталі і по вертикалі 1280×960 , діагональ ефективної площі $d_{\text{КМОН}}=6$ мм, розміри пікселя $L_{px} \times L_{py}=3,75 \times 3,75$ мкм, розрядність АЦП $K_{\text{АЦП}}=12$ біт. Підсилення камери $G_{\text{кам}}$ ZWO ASI120MM становить приблизно $3,2$ АЦП/ e^- .

Спектральна чутливість КМОН-матриці MT9M034, спектральний розподіл випромінювання рентгенівських екранів – паспортні характеристики цих виробів (рис. 3.1).



a)



б)

Рис 3.1. Нормована спектральна чутливість КМОН-матриці ON Semiconductor MT9M034 (a); нормовані спектри люмінесценції рентгенівських екранів CsI(Tl), Gd₂O₂S(Tb), Gd₂O₃(Eu) (б)

Джерелом рентгенівського випромінювання РТВС обрано трубку з вольфрамовим анодом і кутом нахилу анода $\Theta = 19^\circ$; вважатимемо, що джерело живлення забезпечує анодний струм $I_A = 10$ мА, трубка має берилієве вікно товщиною $H_e = 4$ мм. Відстань від анода до об'єкта дослідження $r = 63$ см.

Розглянемо ідеалізований об'єктив, який має осьову симетрію відносно оптичної осі, немає спектрального розподілу коефіцієнта передачі, ефект віньєтування і паразитна засвітка відсутні. Коефіцієнт відбиття для скла $K_{glass} = 0,05$; кількість поверхонь скла, що межують із повітрям $M_{glass} = 4$ (розглядається найпростіший варіант із двох лінз); коефіцієнт поглинання світла на 1 см товщини скла $A_{glass} = 0,01$; сумарна товщина всіх лінз $H_{glass} = 0,7$ см; коефіцієнт, що характеризує втрати світла на шляху до об'єктива $\xi_{opt} = 0,07$; відносний отвір об'єктива $\Theta_{opt} = 1/1$; коефіцієнт віньєтування $V_{opt}(\omega_{opt}) = 0$; паразитна засвітка в об'єктиві $V_{nap} = 0$.

У якості досліджуваного об'єкта використовується композитна пластина товщиною $H_o = 10$ мм. Значення фактора накопичення для композита можна апроксимувати [58]:

$$B(U_a, H_o) = 1 + 0,013(U_a \cdot H_o)^{0,8}. \quad (3.18)$$

За допомогою формули (3.18) можна розрахувати значення B в діапазоні анодних напруг (U_a) 50–300 кВ і товщині композиту до 45 мм. В цьому діапазоні розраховані значення фактора накопичення відрізняються від табличних не більше ніж на 10%.

Значення константи Томсона-Відінгтона, що входить в (3.1) можна апроксимувати з похибкою не більше 5% експоненціальною функцією вигляду [58]:

$$C_{TB}(E_{max}) = -1.376 \cdot 10^6 \cdot \exp(-3.67 \cdot 10^{-3} \cdot E_{max}) + 1.658 \cdot 10^6 \quad (3.19)$$

Найбільш розповсюдженими дефектами є пори або включення сферичної форми. В розрахунках будемо використовувати два граничні випадки: вольфрамове включення і повітряну пору.

Розрахунки проводилися у програмному пакеті "MATLAB" версії 8.2.0.701 (R2013b). Лінійні коефіцієнти ослаблення та поглинання μ для різних матеріалів знаходилися через масові μ_m :

$$\mu = \mu_m \cdot \rho. \quad (3.20)$$

Табличні значення масових коефіцієнтів ослаблення та поглинання бралися з бази NISTIR 5632 Національного Інституту Технологій і Стандартів США (NIST). Значення цих коефіцієнтів були інтерпольовані за допомогою кусково-кубічних поліномів Ерміта.

Фоновий сигнал розраховувався за допомогою (3.15), для розрахунку сигналу від дефектної ділянки підставлявся вираз (3.3) в (3.15) замість другого виразу. На рис.3.2, рис.3.3 приведено графіки залежності нормованого сигналу від потужності експозиційної дози за об'єктом дослідження при різних тривалостях накопичення t_i . Розрахунок проводився для дефекту типу вольфрамове включення, товщиною 2% від товщини досліджуваного об'єкта. Параметри, які використовувалися при моделюванні для зручності зведені в табл. 3.1.

При потужності експозиційної дози, що відповідає максимальному значенню сигналу (точка перегину графіків), відбувається обмеження сигналу. Тобто, зарядовий пакет пікселя КМОН-матриці повністю заповнений, що на цифровому зображенні відображається як білий піксель. Подальший спад різницевого сигналу відбувається до повної засвітки КМОН-матриці. Використання цифрових рентгенівських зображень, отриманих з обмеженням сигналу – недопустиме. Таким чином, робочий діапазон РТВС знаходиться в межах ділянки росту різницевого сигналу від дефекту.

Таблиця 3.1. Значення параметрів, що використовувалися для розрахунків

I_A , А	Z	r , см	Θ , рад	ρ_m , г/см ³	ρ_v , г/см ³	ρ_ϕ , г/см ³	ρ_o , г/см ³	H_v , см
0,01	74	63	$19\pi/180$	19,250	1,848	-	7,874	0,4
H_ϕ , см	H_o , см	m_{opt}	ξ_{opt}	V_{opt}	$V_{пар}$	Θ_{opt}	K_{glass}	M_{glass}
-	1	0,0147	0,07	0	0	1/1	0,05	4
A_{glass}	H_{glass}	$A_{КМОН}$, мкм ²	$G_{кам}$, АЦП/е	Екран	ρ_e , г/см ³	H_e , см	$C_{эф}$	K_γ
0,01	0,7	$3,75 \times 3,75$	3,2	Gd ₂ O ₂ S	7,44	0,02	0,18	0,96
				CsI	4,51	0,4	0,15	0,909

У таблиці: I_A - анодний струм; Z - атомний номер матеріалу анода рентгенівської трубки; r - відстань від анода, см; Θ - кут нахилу анода, рад; ρ_m - густина матеріалу анода, г/см³; ρ_v - густина матеріалу вікна, г/см³; ρ_ϕ - густина матеріалу фільтра, г/см³; ρ_o - густина матеріалу об'єкта, г/см³; H_v - товщина вікна, см; H_ϕ - товщина фільтра, см; H_o - товщина об'єкта, см; m_{opt} - масштабний коефіцієнт (зменшення зображення); ξ_{opt} - коефіцієнт, що характеризує втрати світла на шляху до об'єктива; V_{opt} - коефіцієнт віньєтування; $V_{пар}$ - паразитна засвітка в об'єктиві; Θ_{opt} - відносний отвір об'єктива; K_{glass} - коефіцієнт відбиття для скла; M_{glass} - кількість поверхонь скла, що межують із повітрям; A_{glass} - коефіцієнт поглинання світла на 1 см товщини скла; H_{glass} - сумарна товщина всіх лінз; $A_{КМОН}$ - розміри пікселя, мкм²; $G_{кам}$ - визначається як відношення рівня АЦП до кількості електронів у зарядовому пакеті, що відповідає цьому рівню, АЦП/е⁻; ρ_e - густина матеріалу екрану, г/см³; H_e - товщина екрану, см.

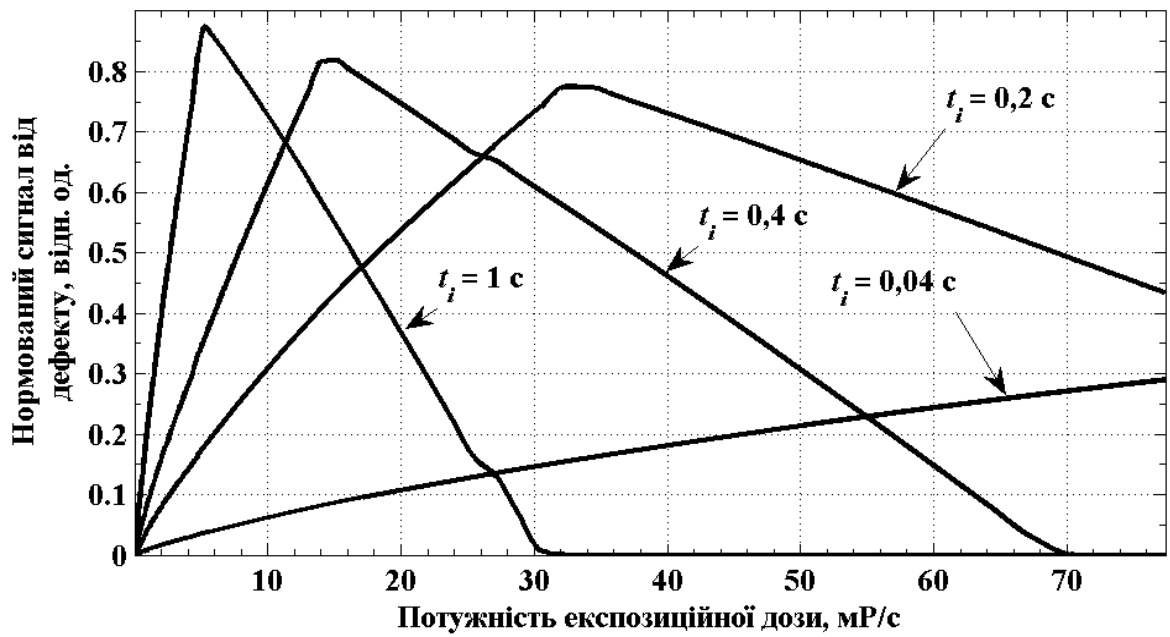


Рис. 3.2. Залежність нормованого різницевого сигналу з дефектної ділянки від потужності експозиційної дози за об'єктом дослідження (дефект типу вольфрамове включення; $H_o = 1 \text{ см}$; $H_d = 0,2 \text{ мм}$) для РТВС з екраном $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S(Tb)}$ при різній кількості кадрів накопичення

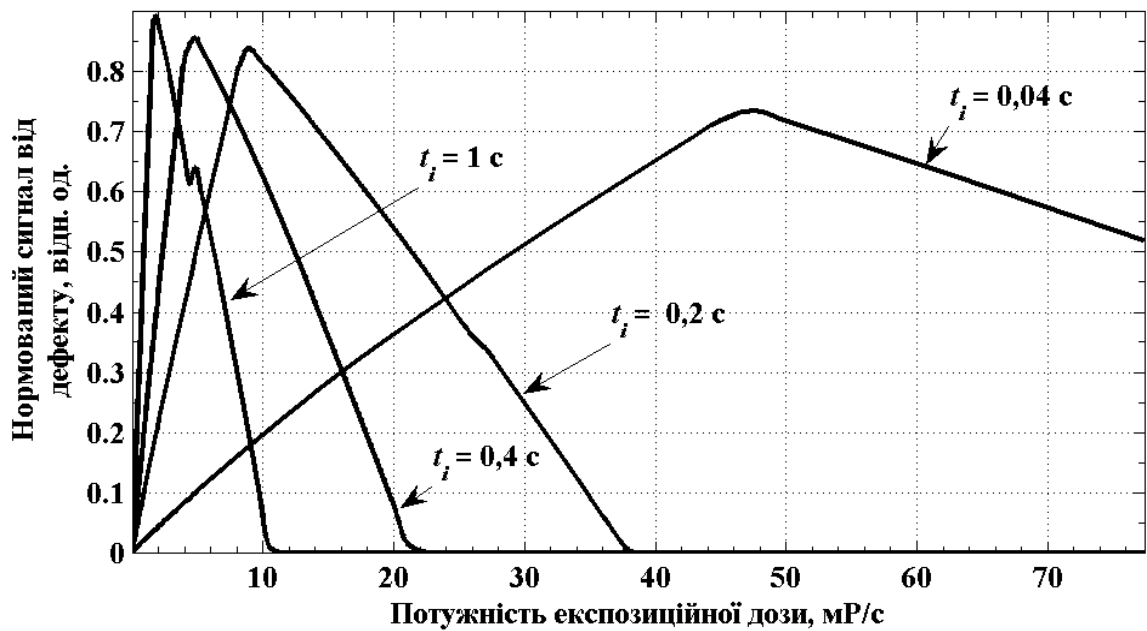


Рис. 3.3. Залежність нормованого різницевого сигналу з дефектної ділянки від потужності експозиційної дози за об'єктом дослідження (дефект типу вольфрамове включення; $H_o = 1 \text{ см}$; $H_d = 0,2 \text{ мм}$) для РТВС з екраном CsI(Tl) при різній кількості кадрів накопичення

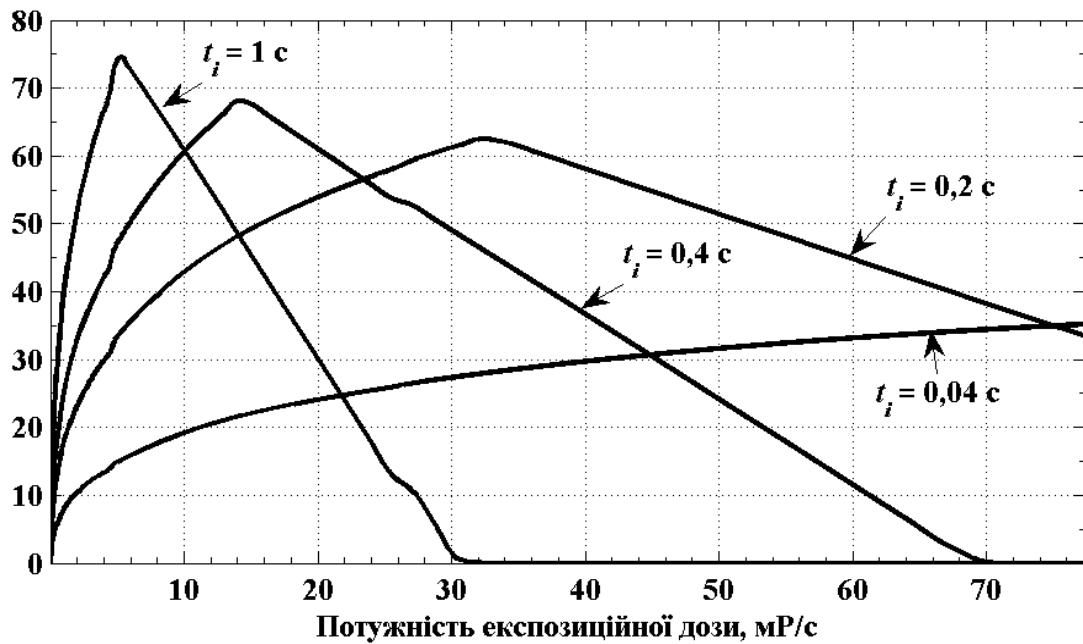


Рис. 3.4. Залежність відношення сигнал/шум на виході детектора від потужності експозиційної дози за об'єктом дослідження (дефект типу вольфрамове включення; $H_o = 1$ см; $H_d = 0,2$ мм) для РТВС з екраном $Gd_2O_2S(Tb)$ при різній кількості кадрів накопичення

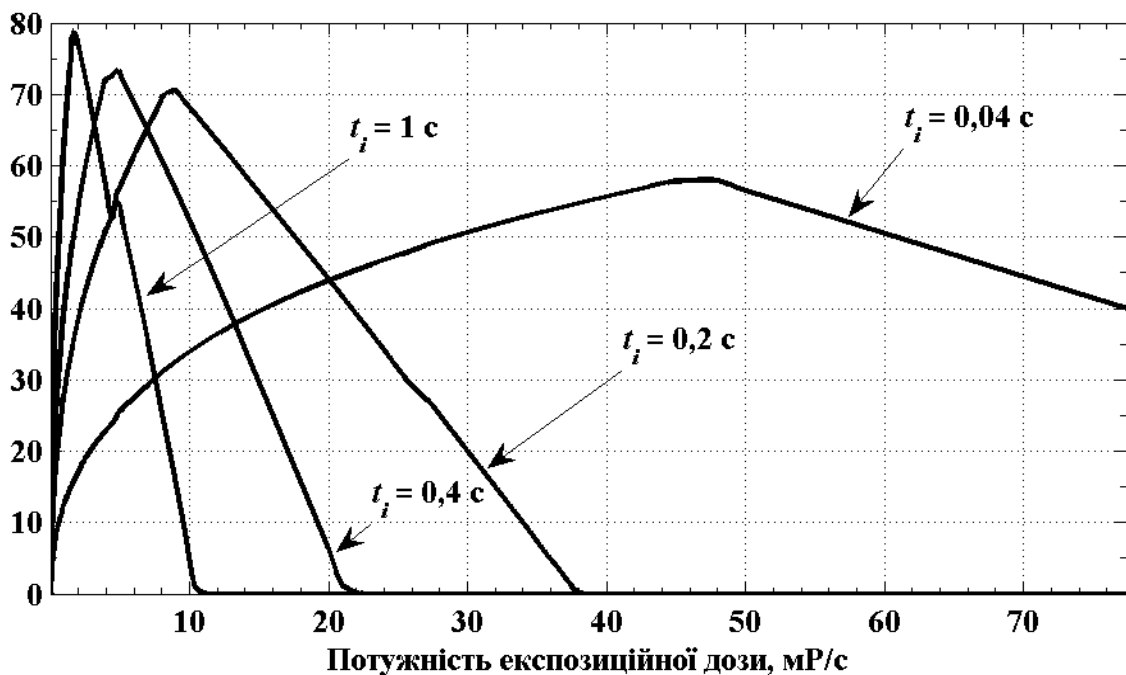


Рис. 3.5. Залежність відношення сигнал/шум на виході детектора від потужності експозиційної дози за об'єктом дослідження (дефект типу вольфрамове включення; $H_o = 1$ см; $H_d = 0,2$ мм) для РТВС з екраном $CsI(Tl)$ при різній кількості кадрів накопичення

При великих тривалостях накопичення доведеться істотно зменшити значення анодної напруги на рентгенівській трубці (або тривалість експозиції). Можливість рентгенотелевізійної системи виявляти дефекти

визначається відношенням величини сигналу до величини шумів. На рис. 3.4, рис.3.5 приведено залежності відношення сигнал/шум на виході рентгенівського перетворювача при різних тривалостях накопичення для РТВС з екраном $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}(\text{Tb})$, CsI . Ці залежності розраховувалися за допомогою формули (3.17). З графіків видно, що при збільшенні тривалості експозиції покращується відношення сигнал/шум. Це узгоджується з твердженням, що для фотонних шумів відношення сигнал/шум покращується пропорційно $\sqrt{N_k}$ (де N_k – кількість кадрів накопичення). Найбільше значення сигнал/шум забезпечує РТВС з екраном CsI . Як і для рис. 3.2, максимуми (перегини графіків) відповідають обмеженню сигналу. Поставивши вимогу отримання найбільшого значення відношення сигнал/шум, робочий режим обирається на зростаючій ділянці залежності поблизу її перегину. Такий підхід дозволяє максимізувати ймовірність виявити дефект, не спотворюючи при цьому вихідний сигнал.

ВИСНОВКИ ДО ТРЕТЬОГО РОЗДІЛУ

Моделювання є важливим інструментом для розуміння процесів формування рентгенівський зображень реальних систем, який дозволяє аналізувати певні аспекти формування, які не можна вирішити експериментальним шляхом. Це дає можливість створювати кращі конструкції рентгенівських апаратів, детекторів, коліматорів, фільтрів тощо. Моделювання використовується для навчання і для виявлення оптимальних режимів роботи з мінімальною кількістю експериментальних ітерацій.

Існуючі методи моделювання умовно діляться на:

- методи дискретних ординат (наприклад, програма RSIC CODE PACKAGE CCC-650);
- методи трасування променів (наприклад, програми XRSIM, HADES);
- метод Монте-Карло.

Запропонована модель відноситься до групи методів дискретних ординат, оскільки розрахунок здійснюється від пікселя до пікселя. Вона не

дозволяє відображати ефекти, пов'язані з дифракцією світла та просторовою фільтрацією зображення. За допомогою моделі зручніше вирішувати задачі проходження рентгенівського випромінювання через об'єкт, фільтрації спектрів та розраховувати екрани.

Перевагою моделі є можливість працювати з рентгенотелевізійними системами непрямого перетворення типу "екран – об'єктив – КМОН-матриця" та на відміну від вже існуючої програми XRSIM дозволяє самостійно визначати параметри перетворювача. Модель враховує самопоглинання рентгенівських квантів в товщині матеріалу анода, фільтрацію рентгенівського спектра при проходженні об'єкта дослідження, характеристики рентгенівського екрана, КМОН-сенсора і об'єктива, дозволяє розраховувати характеристики рентгенівського випромінювання на виході рентгенівської трубки і за досліджуваним об'єктом, інтенсивність світіння екрана, інтенсивність світла на поверхні КМОН-матриці після проходження оптики, розраховувати зарядовий пакет в певному пікселі і вихідний сигнал з нього, відношення сигнал/шум на виході системи, квантову ефективність детектування рентгенівського перетворювача.

Розроблена фізико-топологічна модель перетворення рентгенівських зображень у рентгенотелевізійних системах типу «рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця» дозволяє:

- розраховувати характеристики РТВС на етапі проектування, що заощадить час та кошти на розробку системи;
- підбирати оптимальні режими роботи для дослідження тих чи інших матеріалів;
- оцінювати ефективність роботи таких систем;
- оцінювати сумісність елементів, що в них використовуються;
- з'ясовувати можливість роботи систем в нестандартних умовах;
- зменшити кількість експериментальних випробувань.

Побудовані залежності нормованого сигналу від потужності експозиційної дози за об'єктом дослідження при різних тривалостях

накопичення t_i та залежності відношення сигнал/шум на виході рентгенівського перетворювача при різних тривалостях накопичення для РТВС з екраном $Gd_2O_2S(Tb)$ дозволяють отримати важливі числові результати, такі як: збільшення відношення сигнал/шум при 1 с накопичення в більш ніж 2 рази в порівнянні з тривалістю накопичення 0,04 с, зниження дози випромінювання при 1 с накопичення в 16 разів в порівнянні з тривалістю накопичення 0,04 с. Таким чином, це дозволяє побудувати систему більш ефективну та з нижчим енергоспоживанням.

В більш високоенергетичних системах використовують екран CsI, оскільки він є більш товщим, та з більшим поглинанням рентгенівських квантів.

РОЗДІЛ 4

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ РЕНТГЕНОТЕЛЕВІЗІЙНОЇ СИСТЕМИ ТИПУ "ЕКРАН – ОПТИКА – КМОН-МАТРИЦЯ". ЗАСТОСУВАННЯ РЕНТГЕНОТЕЛЕВІЗІЙНОЇ УСТАНОВКИ ДЛЯ КОНТРОЛЮ КОМПОЗИТНИХ МАТЕРІАЛІВ

Композиційні матеріали широко застосовуються в авіації, ракето-, автомобіле-, машинобудуванні, металургії, в хімічній і нафтохімічній промисловості, медицині, для виготовлення спортивного спорядження тощо. Нині технології виробництва елементів і виробів з композиційних матеріалів розвиваються випереджаючими темпами практично в усіх промислово розвинених країнах.

Особливість композиційних матеріалів полягає в тому, що вони не є монолітним матеріалом в класичному значенні слова, як, наприклад, метали. Композиційний матеріал - це фактично конструкція, що створюється в процесі виготовлення виробу. Тому існує проблема об'єктивної оцінки якості композиційних матеріалів, можливості застосування різних фізичних методів для контролю їх якості.

Одним із найбільш ефективних методів контролю композиційних матеріалів є радіаційний контроль за допомогою цифрових рентгентелевізійних установок. Такі системи, зокрема типу "рентгенівський екран – об'єктив – КМОН-сенсор", забезпечують чутливість контролю, що порівняна із чутливістю рентгенівських плівок. Їх роздільна здатність поступається рентгенівській плівці і визначається роздільною здатністю сцинтилятора, що використовується в рентгентелевізійних установках і зазвичай не перевищує 4 - 5 пар лін./мм, що трохи нижче, ніж для рентгенівських плівок. Роздільна здатність сучасної рентгенівської плівки при комбінації її з підсилюючим екраном – 8÷10 пар лін. /мм. Проте у разі застосування мікрофокусних рентгенівських апаратів при просвічуванні об'єктів за схемою геометричного збільшення рентгентелевізійні установки дозволяють виявляти включення з дуже тонкою структурою (15 – 25 мкм, що відповідає роздільній здатності 20 - 30 пар лін./мм).

Для експериментальних досліджень обрана розроблена цифрова рентгентелевізійна установка для оперативного контролю якості пластин із композиційного матеріалу – реакційно-спеченої кераміки на основі карбіду кремнію. Такі пластини використовуються у бронежилетах для захисту військовослужбовців збройних сил України. Рентгентелевізійна установка розроблена на основі ефективного рентгенівського екрану із оксисульфіду гадолінія, активованого тербієм ($Gd_2O_2S:Tb$), і високочутливої телевізійної камери ZWO ASI120MM. Основою камери є новітній КМОН-сенсор MT9M034 фірми ON Semiconductor форматом 1280×960 пікселів [59]. В установці застосована кутова схема побудови, за якою при перенесенні зображення з рентгенівського екрану на КМОН-сенсор воно повертається на 90° за допомогою дзеркала. Телевізійна камера захищена свинцевим екраном та оснащена світлосильним варіооб'єктивом з відносним отвором 1:1 фірми Computar (Японія). Розмір робочого поля установки складає 360×270 см. Максимальна напруга

рентгенівської трубки 200 кВ. На рис.4.1 наведений зовнішній вигляд розробленої цифрової рентгенотелевізійної установки із контрольованою пластиною.



Рис. 4.1. Зовнішній вигляд розробленої цифрової рентгенотелевізійної установки із контрольованою пластиною

В процесі експериментальних досліджень розробленої рентгенотелевізійної установки, що проводилися у ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, були проконтрольовані 23 бронепластины як із композиційного матеріалу, так і металеві різних виробників (американських, ізраїльських, українських, польських, німецьких і китайських). Нижче приведені деякі результати контролю у вигляді зображень (зовнішнього вигляду та рентгенівських) контрольованих пластин. Контролю піддавалися фактична площа пластин (ФП) і корисна площа захисного елементу (ПП), запаяного усередині. Ці значення наведені на зображеннях в квадратних дециметрах. Як виявилось, ці параметри у деяких виробників істотно відрізняються, що в кінцевому підсумку впливає на безпеку військовослужбовців. Так само на зображеннях добре видно щільність захисного елементу відносно композиційного еталону у верхньому

правому куті. Чим темніше зображення, тим щільність вища. На зображеннях також чітко видно стикувальні проміжки композиційних плит, тріщини і виробничий брак.

Найпроблемнішою виявилася пластина, зображення якої наведено на рис. 4.2. Як видно на зображенні праворуч, всередині пластини знаходиться шматок метала (перевірено магнітом). Фактично, корисна площа захисту склала всього 1,7 дм², при оптимальній 7,5 дм². Це притому, що метал не перевірений на пробивні властивості. Навколо нього рихла поверхня без якого-небудь захисту.

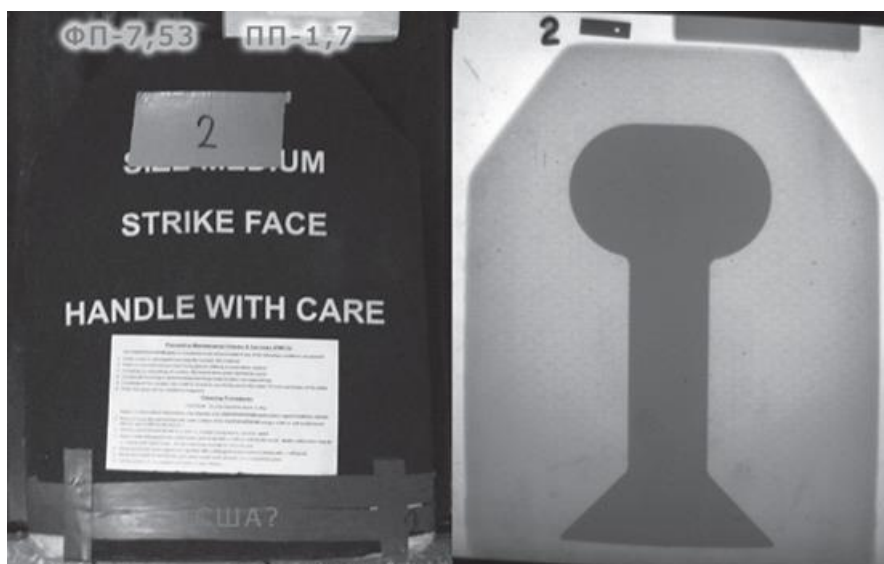


Рис. 4.2. Зовнішній вигляд (ліворуч) і цифрове рентгенівське зображення бронепластини

Іншим важливим виявленим недоліком стала невідповідність фактичних розмірів пластин реальної площі їх захисних елементів. Виробники заявляють більший розмір пластин, а реальний бронезахист менше на 10-25% від фактично заявленої. Такі пластини були виявлені у різних виробників, в тому числі і українських (рис. 4.3). Наступними виявленими дефектами стали великі проміжки між керамічними пластинами деяких плит і їх неакurate склеювання. Виявлені при контролі проміжки в деяких місцях досягали 3 мм, що дуже багато для

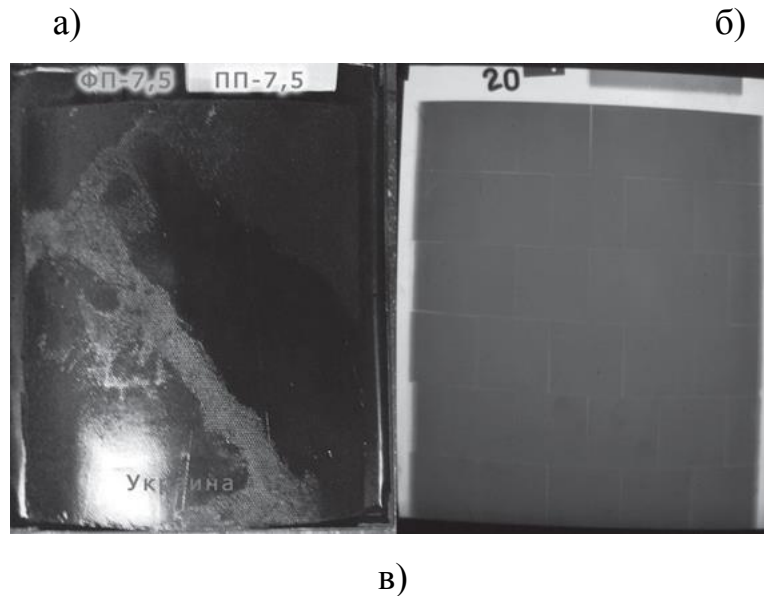


Рис. 4.4. Зображення набірних бронепластин із проміжками між сегментами, де: а) і б) - країна-виробник є Китай; в) - країна-виробник Україна

Найбільш якісними виявилися деякі моделі пластин ізраїльського і американського виробництва, пластини українських, польських і німецьких виробників. Це добре видно на рис.4.5 (а - д). За допомогою рентгентелевізійної установки досліджувались також бронепластини після контрольного тестового відстрілу у балістичних лабораторіях. Проведені дослідження показали можливість детального аналізу процесу руйнування пластин при контрольному відстрілі.



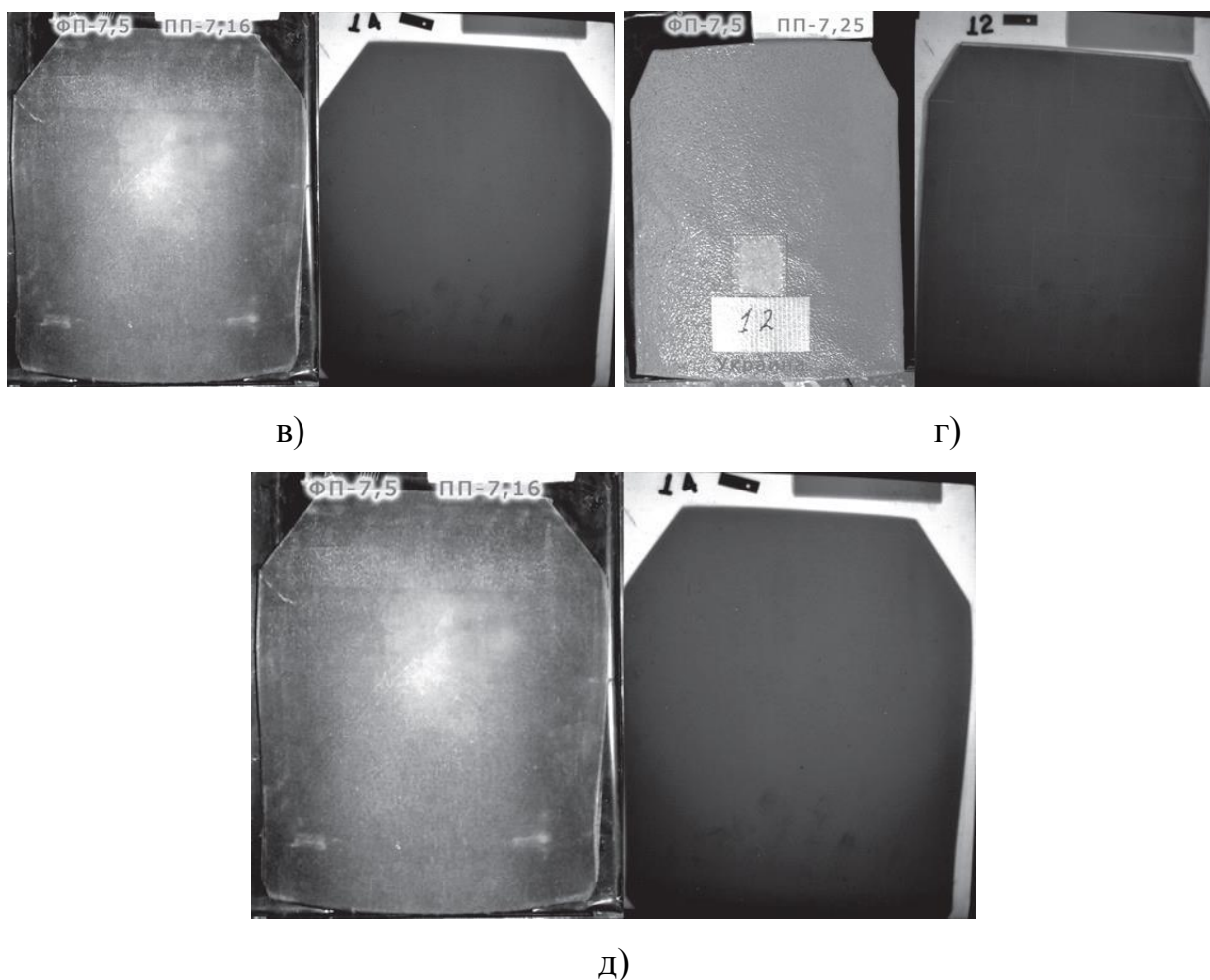


Рис. 4.5. Зображення бронепластин, які відповідають заявленим параметрам, де виробниками є: а) - США, б) - Польща, в) - Україна, г) - Німеччина, д) – Ізраїль

ВИСНОВКИ ДО ЧЕТВЕРТОГО РОЗДІЛУ

Для проведення неруйнівного контролю композитних матеріалів використовувалася рентгенотелевізійна система типу «рентгенівський екран – оптика – КМОН-сенсор», що є одним з найбільш ефективних методів контролю композитних матеріалів, через те, що композитні матеріали мають складну структуру: волокнисті (армовані волокнами та ниткоподібними кристалами), шарові (армовані плівками, пластинками, шаровими наповнювачами), дисперсноармовані або дисперснозміцненні (з наповнювачем у вигляді тонкодисперсних часток), а отже й мікродефекти, що можуть виникати всередині композиту мають бути просвічені високоенергетичним випромінюванням для повної оцінки якості.

Розроблена рентгенотелевізійна установка типу «рентгенівський екран – оптика – КМОН-сенсор» на основі ефективного рентгенівського екрану та новітнього КМОН-сенсора має низку суттєвих переваг перед іншими відомими рентгенотелевізійними установками та дозволяє виконувати ефективний радіаційний неруйнівний контроль виробів із композитних матеріалів, зокрема оперативний контроль якості пластин із реакційноспеченої кераміки на основі карбіду кремнію для бронежилетів військовослужбовців збройних сил України.

ВИСНОВКИ

Одними з найбільш перспективних систем неруйнівного контролю можуть служити рентгентелевізійні системи з перетворювачем типу "сцинтилятор – КМОН-матриця". Такі системи мають відносно невисоку вартість, забезпечують відносну чутливість контролю та роздільну здатність не гіршу за плівкову радіографію, і дозволяють проводити контроль об'єктів в реальному часі.

Зображення спотворюється як шумами та помилками в каналі передачі, так і самою рентгентелевізійною системою (наприклад, аберації, нерівномірність випромінювання, часова нестабільність тощо). Для зменшення шумів, покращення контрастності зображення і видимості дефектів використовується цифрова система фільтрів, що складається з широкого набору елементів.

Для корекції дефектних пікселів використовується спеціальний алгоритм, який усереднює сигнали від сусідніх пікселів, використовуючи це значення для дефектних пікселів.

Цифрові фільтри системи покращення зображень сучасних РТВС можуть працювати в реальному часі, тобто є можливість проводити обробку зображень без зупинки досліджуваної деталі (конвеєра).

Розроблена фізико-топологічна модель перетворення рентгенівських зображень у рентгентелевізійних системах типу «рентгенівський екран – оптика – КМОН-матриця» дозволяє:

- розраховувати характеристики РТВС на етапі проектування, що заощадить час та кошти на розробку системи;
- підбирати оптимальні режими роботи для дослідження тих чи інших матеріалів;
- оцінювати ефективність роботи таких систем;
- оцінювати сумісність елементів, що в них використовуються;
- з'ясовувати можливість роботи систем в нестандартних умовах;

- зменшити кількість експериментальних випробувань.

Системи неруйнівного контролю «рентгенівський екран – оптика – КМОН-сенсор» дозволяють ефективно проводити контроль якості композитних матеріалів та виявляти різні типи дефектів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- 1 Тенденции развития технологий и средств радиационной дефектоскопии / Н.Р. Кузелев, В.М. Юмашев, Д.И. Антонов и др. // Контроль. Диагностика - 2013. - № 2. - С. 47–55.
- 2 Троицкий В.А. Флэш-радиография // Территория NDT. – 2013. – № 4. – С. 44–50.
- 3 Комплекс цифровой радиографии для ревизии сварных соединений действующих трубопроводов / Е.Ю. Усачев, В.В. Валиков, Е.Г. Точинский и др. // Контроль. Диагностика - 2014. - № 6. - С. 60–64.
- 4 Современные системы радиационного неразрушающего контроля / В.А. Троицкий, С.Р. Михайлов, Р.О. Пастовенский, Д.С. Шило – К.: Техн. диагностика и неразруш. контроль. – 2015. – №1. – С. 23–35.
- 5 Майоров А.А. Компьютерная радиография с использованием флуоресцентных запоминающих пластин – что это такое? // В мире неразрушающего контроля. – 2004. – № 3 (25). – С. 42–43.
- 6 Lee D.L., Cheung L.K., Jeromin L.S. Imaging performance of a direct digital radiographic detector using selenium and a thin-film-transistor array // Proceedings of the International Symposium: CAR'96 / Ed. by Lemke H.U. – Amsterdam: Elsevier, 1996. – P. 41–46.
- 7 Schaefer-Prokop C.M., Prokop M. Storage phosphor radiography // Eur. Radiol. – 1997. – № 7, Suppl. 3. – P. 58–65.
- 8 Могильнер Л. Ю., Маркина Е. Н. Опыт применения технологии цифровой радиографии в практике строительства и эксплуатации

- трубопроводов // В мире неразрушающего контроля. – 2009. – № 2 (44). – С. 42–46.
- 9 E. Gingold, D. Lee. Development of a Novel High-Resolution Direct Conversion X-ray Detector // Medical Imaging 2000: Physics of Medical Imaging, Proc. SPIE. – 2000. – № 3977. – P. 185–193.
 - 10 Г.И. Бердяков, Г.М. Ртищева, А.Н. Кокуев. Особенности построения и применения рентгеновских аппаратов для исследования легких // Медицинская техника. – 1998. – № 5. – С. 35–40.
 - 11 Китаев В.В. Современные средства медицинской рентгенографии // Медицинская визуализация. – 1996. – № 4. – С. 13–19.
 - 12 Соснин Ф.Р. Современные методы и средства цифровой рентгенографии (обзор) // Заводская лаборатория. – 1994. – Т. 60, № 6. – С. 28–34.
 - 13 Недавний О.И., Удод В.А. Современное состояние систем цифровой рентгенографии (обзор) // Дефектоскопия. – 2001. – № 8. – С. 62–82.
 - 14 Майоров А.А. Цифровые технологии в радиационном контроле // В мире неразрушающего контроля. – 2009. – № 3 (45). – С. 5–12.
 - 15 Thales TH 9447 Q (16") datasheet // www.thalesgroup.com/sites/default/files/asset/document/th9447qx_1.pdf.
 - 16 Siemens HIDEQ 33-4 ISX (13") datasheet // w9.siemens.com/cms/oemproducts/Home/Products/Documents/ds_HIDEQ_33-4_ISX_eng_2012-02.pdf.
 - 17 РЕОП ФИЛИН 16Н2048М // www.tehastor.ru/index.php?page=filin.
 - 18 Белый Н.Г., Бухенский В.Н., Михайлов С.Р., Слободян Н.В., Шило Д.С. Относительная чувствительность рентгенотелевизионных систем на основе импульсных рентгеновских аппаратов. – 2013. – №1. – С. 39–44.
 - 19 Горбачёв А.А., Коротаев В.В., Ярышев С.Н. Твердотельные матричные фотопреобразователи и камеры на их основе. – СПб.: НИУ ИТМО, 2013. – 98 с.
 - 20 <http://www.sony-semicon.co.jp>

- 21 Nikl M. Scintillation detectors for X-rays // Meas. Sci. Technol. – 2006. – Vol. 17, № 4. – P. 37–54.
- 22 22. Chang-Woo Seo, Bo Kyung Cha, Sungchae Jeon, Ryun Kyung Kim, Young Huh. Characterization of indirect X-ray imaging detector based on nanocrystalline gadolinium oxide scintillators for high-resolution imaging application // Nucl. Instrum. Meth. A. – 2013. – Vol. 699. – P. 129–133.
- 23 23. Белый Н.Г., Денбновецкий С.В., Лецишин А.В., Михайлов С.Р., Слободян Н.В., Троицкий В.А. Относительная чувствительность рентгентелевизионных систем на основе высокочувствительных ПЗС-камер и рентгеновских монокристаллических экранов // Техническая диагностика и неразрушающий контроль. – 2007. – № 2. – С. 34–40.
- 24 24. Comparison between Ex-view HAD and Super HAD CCD cameras <http://www.hkvstar.com/technology-news/comparison-between-ex-view-had-and-super-had-ccd-cameras.html>
- 25 25. В.А. Троицкий, Н.Г. Белый, В.Н. Бухенский, А.В. Лецишин, С.Р. Михайлов, Н.В. Слободян. Высокочувствительные рентгентелевизионные системы на основе рентгеновских экранов и ПЗС-камер с накоплением изображений // Техническая диагностика и неразрушающий контроль. – 2009. – № 3. – С. 41–46.
- 26 26. Вавилов С.П., Горбунов В.И. Импульсное рентгеновское излучение в дефектоскопии. – М.: Энергоатомиздат, 1985. – 80 с.
- 27 27. Относительная чувствительность рентгентелевизионных систем на основе импульсных рентгеновских аппаратов / Н.Г. Белый, В.Н. Бухенский, С.Р. Михайлов и др. // Техн. диагностика и неразруш. контроль. – 2013. – № 1. – С. 39–44.
- 28 28. Мирошниченко С.И., Невгасимый А.А. Многосенсорные цифровые рентгеновские приёмники // Наука та інновації. - 2014. - № 2 (Т. 10) - С. 40–48.
- 29 29. Цифровые приёмники "Альфа" и "Иона" // www.teleoptic-pra.com.ua/ru/produkty/czif-rovyie-priemniki-alfa.html

- 30 30. Fiber Optic Plates www.hamamatsu.com
- 31 31. Scintillator Plates // www.hamamatsu.com/jp/en/3010.html.
- 32 32. Литвинов А. Высокое качество изображения. Последнее поколение детекторов рентгеновского излучения "SID-A50" // Технологии в электронной промышленности. – 2011. – № 6. – С. 10–13.
- 33 33. Блинов Н.Н., Варшавский Ю.В., Зеликман М.И. // Компьют. технол. в мед. – 1997. – № 3. – С. 23–24.
- 34 34. Jeromin L.S., Lee D.L., Grozalis E.G., Wolff D.P. Benefis of a new direct digital X-ray imaging system // J. Belge Radiol. – 1997. – № 5. – P. 254–260.
- 35 35. Rowlands J.A., Zhao W. Selenium Detectors [Reference module from Comprehensive Biomedical Physics]. – 2014. – Vol. 8. – P. 331–347.
- 36 Воробей В. В., Маркин В. Б. Контроль якості виготовлення та технологія ремонту композитних конструкцій. – Новосибірськ: Наука, 2006. — 190 с.
- 37 Баринін В. А., Будадин О. Н., Кульков А. А. Сучасні технології неруйнівного контролю конструкцій з полімерних композиційних матеріалів. – м.: Спектр, 2013. – 242 с.
- 38 Телевизионные методы обработки рентгеновских и гамма – изображений / Блинов Н.Н., Жуков Е.М., Козловский Э.Б., Мазуров А.И. – М.: – Энергоатомиздат, 1982. – 200 с.
- 39 ГОСТ 7112-82. Контроль неразрушающий. Соединения сварные. Радиографический метод. – Введ. 01.01.88. – М.: Изд-во стандартов, 1988. – 31 с.
- 40 Гурвич А.М. Физические основы радиационного контроля и диагностики. – М.: – Энергоатомиздат, 1989. – 168 с.
- 41 Михайлов В.Н. Пространственная фильтрация радиационных изображений в рентгеновидиконах // Техника средств связи. Техника телевидения. – 1989. – №2. – С 85–91.

- 42 Михайлов С.Р. Разрешающая способность рентгеновизионных систем // Электроника и связь. – 1998. – № 4, часть I. – С. 137–140.
- 43 Крамер Б.Ю. Системы рентгенотелевидения. Критерии выбора // В мире неразрушающего контроля. 2000. – №4. – С. 32–37.
- 44 Davies E.R. Computer and Machine Vision: Theory, Algorithms, Practicalities // Academic Press. – 2012. – 912 p. – ISBN: 978-0-12-386908-1.
- 45 Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера. – 2012. – 1104 с. – ISBN: 978-5-94836-331-8.
- 46 Wang X., Wong B.S., Tui C.G., Khoo K.P., Foo F. Image enhancement for radiographic non-destructive inspection of the aircraft. In: Proceedings of Asia-Pacific Conference on NDT, New Zealand; 2006.
- 47 Kasban H., Zahran O., Arafa H., El-Kordy M., Elaraby S.M.S, Abd El-Samie F.E. Quantitative and qualitative evaluation of gamma radiographic image enhancement. Int J Signal Process Image Process Pattern Recognition 2012; Vol5 №2. P. 73–87.
- 48 Alghalandis S.M., Nozad G.H. Welding defect pattern recognition in radiographic images of gas pipelines using adaptive feature extraction method and neural network classifier. In: Proceedings of the 23rd World Gas Conference, Amsterdam, 2006.
- 49 Frosio I, Borghese N.A. Statistical based impulsive noise removal in digital radiography. IEEE Trans Med Imaging 2009; 28(1): 3–16.
- 50 Zahran O., Kasban H., El-Kordy M., Abd El-Samie F.E. Automatic weld defect identification from radiographic images // NDT&E INT. – 2013. – Vol. 57. – P. 26–35.
- 51 Xiao Wang, Yan Han, Jinjuan Si. Non-uniformity emendation technique for amorphous silicon flat-panel detectors used for industrial X-ray digital radiography // MEASUREMENT. – 2008. – Vol. 41. – P. 817–822.
- 52 Лазовский Л. Приборы с зарядовой связью: прецизионный взгляд на мир [Электронный ресурс] Режим доступа: <http://www.autex.spb.ru>

- 53 Лебедев А.И. Физика полупроводниковых приборов. – М.: ФИЗМАТЛИТ. – 2008. – С. 182. – 488 с.
- 54 Регистрация одиночных фотонов с использованием ПЗС-матрицы с электронным умножением // Роббинс М., Соломицкий Д. [Электронный ресурс] Режим доступа: http://www.npk-photonica.ru/images/single_photon_imaging_using_a_ccd_and_electron_multiplication_rus.pdf
- 55 Дьяконов В.П. Справочник по системе символьной математики Derive – М.: СК Пресс. – 1998. – 256 с.
- 56 Сторм Э. Сечения взаимодействия гамма-излучения (для энергий 0,001–100 МэВ и элементов с 1 по 100). Справочник / Пер. с англ. / Э. Сторм, Х. Исраэль. – М.: Атомиздат. – 1973. – 368 с.
- 57 Hubbell J.H., Seltzer S.M. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements $Z = 1$ to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest / J.H. Hubbell, S.M. Seltzer [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>. – Дата доступа: 31.01.2017.
- 58 Богапов Ф.Г. Моделювання вихідного сигналу рентгенотелевізійної системи на основі КМОН-матриць // Електронна та акустична інженерія, 2020р.
- 59 MT9M034 1/3-Inch CMOS Digital Image Sensor URL: <https://www.onsemi.com/products/sensors/image-sensors-processors/imagesensors/mt9m034>.