

## Биомедицинские приборы и системы

УДК 621.19.20

Д.С. Шило

Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут".

Пр-т Перемоги 37, Київ, 03056.

### Моделювання процесів формування цифрового рентгенівського зображення

*Розроблено математичну модель перетворення рентгенівських зображень у рентгенотелевізійних системах типу «сцинтилятор– ПЗЗ». Модель дозволяє розраховувати характеристики рентгенівського випромінювання на виході рентгенівської трубки та за досліджуванним об'єктом, інтенсивність світіння екрана, інтенсивність світла на поверхні ПЗЗ-матриці після проходження оптики, розраховувати зарядовий пакет в певному пікселі та вихідний сигнал з нього, відношення сигнал/шум на виході системи та квантову ефективність детектування рентгенівського перетворювача. Бібл. 10, рис. 1, табл. 1.*

**Ключові слова:** *неруйнівний контроль; цифрова радіографія; сцинтиляційний екран; рентгенотелевізійна система (РТВС); рентгенівська трубка; ПЗЗ-матриця; відношення сигнал/шум.*

#### 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 найбільшого поширення набув радіаційний контроль.

Останніми роками відбулися якісні зміни в системах радіаційного неруйнівного контролю, передусім, завдяки появі нових багатоелементних напівпровідникових детекторів радіаційних зображень, а також інтенсивному впровадженню цифрових технологій отримання, обробки та аналізу радіаційних 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 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 [1].

Для здійснення цифрової радіографії застосовуються цифрові рентгенотелевізійні системи (РТВС). Такі системи, разом з підвищенням продуктивності і зниженням вартості контролю, дозволяють проводити контроль об'єктів в реальному часі, виконувати оперативну обробку та аналіз радіаційних зображень тощо. Основні напрямки вдосконалення РТВС — підвищення чутливості контролю та роздільної здатності, інтенсивне впровадження цифрових технологій, широке використання нових твердотільних детекторів рентгенівських зображень.

Розробка цифрових РТВС вимагає рішення нових науково-технічних задач. До їхнього числа відносяться: підвищення відношення сигнал/шум та, відповідно, чутливості контролю, збільшення квантової ефективності перетворювачів зображення, поліпшення просторової роздільної здатності, оптимізація режимів роботи систем для забезпечення високої якості радіаційних зображень. Вирішити перераховані науково-технічні задачі можна за допомогою математичного та фізико-топологічного моделювання таких систем. Моделювання РТВС дозволяє підібрати оптимальні режими роботи для дослідження тих чи інших матеріалів, оцінювати ефективність роботи таких систем, сумісність елементів, що в них використовуються, з'ясувати можливість роботи систем в нестандартних умовах, зменшити кількість експериментальних випробувань тощо.

#### 1. Постановка задачі і мета роботи

У якості об'єкта дослідження була обрана рентгенотелевізійна система з детектором непрямого перетворення типу "сцинтиляційний екран — об'єктив — ПЗЗ". Такі системи мають ряд переваг, серед яких менша вартість і можливість змінювати розмір робочого поля [2].

Стаття присвячена різним аспектам математичного моделювання процесів, що відбуваються під час формування цифрового рентгенівського зображення у такій системі. 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 ПЗЗ;
- перетворення оптичного сигналу в електричний ПЗЗ-матрицею.

Вихідним сигналом будемо вважати рівень сірого (АЦП) у певному пікселі сформованого цифрового рентгенівського зображення.

## 2. Процес генерації випромінювання рентгенівською трубкою і його взаємодія з матеріалом досліджуваного об'єкта

Завдання моделювання взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною вимагає визначення факторів, які впливають на форму енергетичного спектра і енергію рентгенівського випромінювання, що формується трубкою. Такими факторами є режим роботи рентгенівської трубки (імпульсний чи неперервний), її живлення (прискорювальна напруга та анодний струм) і технологічні параметри (матеріал та кут нахилу анода, розміри, форма електродів, матеріал та товщина вихідного вікна рентгенівської трубки), наявність фільтрів. На сьогодні існує декілька математичних моделей, що дозволяють розраховувати спектр випромінювання рентгенівського апарата [3]. Та в роботі [4] виведена формула для знаходження енергетичного спектра густини потоку квантів  $N_0(E)$  (квант/кеВ·с·см<sup>2</sup>) на певній відстані від трубки неперервної дії (для гальмівного випромінювання):

$$N_0(E) = \frac{k_1 I_A Z (E_{\max} - E)}{r^2 E} \times \exp\left[-\frac{\mu_m(E) \text{ctg} \Theta}{\rho_m C_{ТВ}(E_{\max})} (E_{\max}^2 - E^2)\right] \times \exp[-\mu_b(E) H_b - \mu_f(E) H_f], \quad (1)$$

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;  $\Theta$  — кут нахилу анода, рад;  $\rho_m$  — густина матеріалу анода, г/см<sup>3</sup>;  $C_{ТВ}(E_{\max})$  — константа Томсона-Відінгтона [3], залежить від анодної напруги;  $\mu_m, \mu_b, \mu_f$  — лінійні коефіцієнти ослаблення матеріалу анода, вихідного вікна та фільтра, см<sup>-1</sup>;  $H_b, H_f$  — товщина вихідного вікна і фільтра, см.

У формулі (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 [3]. Тому формула (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:

$$N_1(E) = N_0(E) \exp[-\mu_o(E) H_o], \quad (2)$$

де  $\mu_o$  — лінійний коефіцієнт ослаблення матеріалу досліджуваного об'єкта, см<sup>-1</sup>;  $H_o$  — досліджуваного об'єкта, см.

Вираз (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.

Розрахунок характеристик розсіяного випромінювання, зазвичай, виконувався методом Монте-Карло [3], проте цей метод є громіздким і непридатний для інженерних розрахунків. Тому частіше 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 [3, 5]. Значення  $B(U_a, H_o)$  табульовані для широкого діапазону анодних напруг і товщин матеріалів, що дозволяє для

конкретного випадку просвічування широким пучком визначити параметри випромінювання за об'єктом.

З урахуванням широкого пучка (2) матиме вигляд:

$$N_1(E) = B(U_a, H_o) \cdot N_0(E) \times \exp[-\mu_o(E)H_o], \quad (3)$$

Таким чином, підставивши (3) в (1) отримаємо формулу для розрахунку енергетичного спектра густини потоку квантів за об'єктом дослідження в геометрії широкого пучка рентгенівського випромінювання.

### 3. Моделювання процесу перетворення рентгенівського випромінювання в оптичне

Після проходження об'єкта дослідження випромінювання потрапляє на рентгенівський екран, який перевипромінює частину енергії рентгенівських квантів у вигляді спалахів видимого світла з певним спектральним розподілом  $S(\lambda)$ . Для зменшення ефекту просторової фільтрації рентгенівського зображення екран має знаходитися в безпосередній близькості до досліджуваного об'єкта. Проте, з іншого боку, при цьому збільшується частка розсіяного випромінювання, що потрапляє на екран, контраст зображення при цьому погіршується.

Якщо вважати, що все випромінювання після проходження об'єкта дослідження потрапляє на рентгенівський екран, то вирази для поглинутої ним інтенсивності  $I_n$  і кількості фотонів  $P$ , що потрапили на екран матимуть вигляд:

$$I_n = e \cdot 10^3 \cdot \int_0^{E_{\max}} E \cdot N_1(E) \times (1 - \exp[-\mu_{п.е}(E)H_e]) dE, \quad (4)$$

$$P = \int_0^{E_{\max}} N_1(E) dE, \quad (5)$$

де  $\mu_{п.е}(E)$  — лінійний коефіцієнт поглинання матеріалу екрана,  $\text{см}^2/\text{г}$ ;  $H_e$  — товщина екрана,  $\text{см}$ .

Яскравість світіння екрана пропорційна поглинутій ним частині густини потоку квантів. Доля поглинутої в екрані енергії з нормованим спектром збудження  $S_{н.зб.}(E)$ , яка перетворюється в світлову з нормованим спектральним розподілом  $S_H(\lambda)$ , називається конверсійною ефективністю  $C_{\text{еф}}(E)$ . Конверсійна ефективність залежить від енергії

падаючих рентгенівських квантів, проте отримати функціональну залежність дуже складно. Тому на практиці використовується інтегральна конверсійна ефективність:

$$C_{\text{еф}} = \frac{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} S_H(\lambda) d\lambda}{\int_{E_1}^{E_2} S_{н.зб.}(E) dE}, \quad (6)$$

де  $S_H(\lambda)$ ,  $S_{н.зб.}(E)$  — нормовані спектри люмінесценції і збудження рентгенівського екрана.

Інтенсивність випромінювання рентгенівського екрана (в  $\text{Вт}/\text{см}^2$ ) матиме вигляд:

$$I_{\text{вип}} = C_{\text{еф}} \cdot I_{\text{п}}. \quad (7)$$

Інтегральна конверсійна ефективність є для конкретної речовини сталою величиною, незмінним також вважається і спектральний розподіл випромінювання, що утворюється в результаті конверсії [6, 7].

### 4. Формування цифрового зображення досліджуваного об'єкта телевізійною системою

Світлова енергія  $I_{\text{ПЗЗ}}$  (в  $\text{Вт}/\text{см}^2$ ), що надійде до поверхні ПЗЗ-матриці через оптичну систему, за умови відсутності спектральної залежності її характеристик, може бути представлена за допомогою коефіцієнта передачі  $K_{\text{опт}}$ :

$$I_{\text{ПЗЗ}} = K_{\text{опт}} \cdot I_{\text{вип}}. \quad (8)$$

В роботі [8] приведені результати досліджень по уточненню залежності освітленості оптичного зображення в телевізійних датчиках від освітленості об'єкта (сцени):

$$K_{\text{опт}} = \frac{\tau_{\text{opt}}}{m_{\text{opt}}^2} \cdot (1 - \xi_{\text{opt}}) \times R_{\text{opt}} \cos^4(\omega_{\text{opt}}) \times (1 - V_{\text{opt}}(\omega_{\text{opt}})) + V_{\text{пар}}, \quad (9)$$

$$R_{\text{opt}} = 2 - \frac{2}{\sqrt{1 + \left( \frac{\Theta_{\text{opt}} \cdot m_{\text{opt}}}{2 \cdot (1 + m_{\text{opt}})} \right)^2}},$$

$$\tau_{\text{opt}} = (1 - K_{\text{glass}})^{M_{\text{glass}}} \times (1 - A_{\text{glass}})^{H_{\text{glass}}},$$

$$m_{\text{opt}} = \frac{d_{\text{ПЗЗ}}}{d_e},$$

де  $\tau_{opt}$  — коефіцієнт пропускання об'єктива камери;  $m_{opt}$  — масштабний коефіцієнт (зменшення зображення);  $\xi_{opt}$  — коефіцієнт, що характеризує втрати світла на шляху до об'єктива;  $R_{opt}$  — допоміжний параметр;  $\Theta_{opt}$  — відносний отвір об'єктива;  $\omega_{opt}$  — кутова координата поля, тобто кут, утворений віссю пучка, що формує дану точку, з віссю об'єктива;  $V_{opt}(\omega_{opt})$  — коефіцієнт вильєтування;  $V_{пар}$  — паразитна засвітка в об'єктиві;  $K_{glass}$  — коефіцієнт відбиття скла;  $M_{glass}$  — кількість поверхонь скла, що межують із повітрям (клеєні поверхні не враховуються);  $A_{glass}$  — коефіцієнт поглинання світла на 1 см товщини скла;  $H_{glass}$  — сумарна товщина всіх лінз, см;  $d_{ПЗЗ}$  та  $d_e$  — діагоналі ПЗЗ-матриці і робочого поля відповідно.

Коефіцієнт пропускання об'єктива залежить від його конструкції, наявності просвітлення і визначається втратами світла при відбитті від поверхні розділу повітря/скло та поглинанням в лінзах. Множник  $\cos^4(\omega_{opt})$  в (9) враховує падіння освітленості при переході від осьової точки до поза осьової, яка отримує меншу освітленість.

Вильєтування  $(1 - V_{opt}(\omega_{opt}))$  залежить від кута нахилу світлового пучка і від значення діафрагми, зменшується з діафрагмуванням, тому його складно враховувати. Паразитна засвітка  $V_{пар}$  виникає в результаті багаторазового відбиття світла від поверхонь лінз, незатемнених фасок, ділянок оправ, а також пилу і плям на лінзах об'єктива. Вона знижує контраст зображення і її вплив збільшується пропорційно росту значення освітленості даної ділянки.

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

$$K_\gamma = \frac{\int_0^\infty S_H(\lambda) \cdot \phi_H(\lambda) d(\lambda)}{\int_0^\infty S_H(\lambda) d(\lambda)}. \quad (10)$$

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

$$Q_p = 10^{-8} \cdot A_{ПЗЗ} \cdot t_i \cdot I_{вип} \cdot K_{opt} \cdot K_\gamma, \quad (11)$$

де  $Q_p$  вимірюється в Кл,  $A_{ПЗЗ}$  — в  $\text{мкм}^2$ ,  $t_i$  — в секундах. Знаючи зарядовий пакет можна знайти рівень АЦП. Для цього необхідно знати підсилення камери  $G_{кам}$ . В статті [9] приведено методику вимірювання підсилення камери. Вираз для знаходження рівня АЦП, що відповідає зарядовому пакету пікселя ПЗЗ:

$$\text{АЦП} = Q_p \cdot G_{кам} / e, \quad (12)$$

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

У якості досліджуваного об'єкта використовується сталеві пластина товщиною  $H_0 = 10$  мм. Значення фактора накопичення для сталі можна апроксимувати [10]:

$$B(U_a, H_0) = 1 + 0,013(U_a \cdot H_0)^{0,8}. \quad (13)$$

Значення константи Томсона-Відінгтона, що входить в (1) можна апроксимувати з похибкою не більше 5% експоненціальною функцією вигляду [10]:

$$C_{ТВ}(E_{max}) = -1,376 \cdot 10^6 \times \exp(-3,67 \cdot 10^{-3} \cdot E_{max}) + 1,658 \cdot 10^6 \quad (14)$$

Розрахунки проводилися у програмному пакеті «MATLAB» версії 8.2.0.701 (R2013b). Значення параметрів, що використовувалися при розрахунках для дефекту типу вольфрамове включення, приведені в табл. 1.

Лінійні коефіцієнти ослаблення та поглинання  $\mu$  для різних матеріалів знаходилися через масові  $\mu_M$ :

$$\mu = \mu_M \cdot \rho. \quad (15)$$

Потужність експозиційної дози  $P_D$  за об'єктом дослідження визначалася по формулі:

$$P_D = e \cdot 10^3 \cdot B(U_a, H_0) \times \int_0^{E_{\max}} \frac{E \cdot N_0(E) \cdot \mu_{mb}(E)}{87,7 \cdot 10^{-7}} \times \exp[-\mu_0(E)H_0] dE, \quad (16)$$

де  $\mu_{mb}(E)$  — масовий коефіцієнт істинного поглинання повітря, залежить від енергії квантів,  $\text{см}^2/\text{г}$ ;  $e = 1,60217657 \cdot 10^{-19}$  Кл (заряд електрона);  $P_D$  — в рентгенах за секунду (P/c).

Таблиця 1. Значення параметрів, що використовувалися для розрахунків

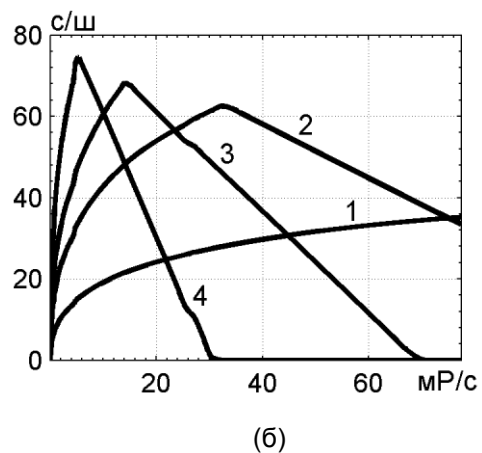
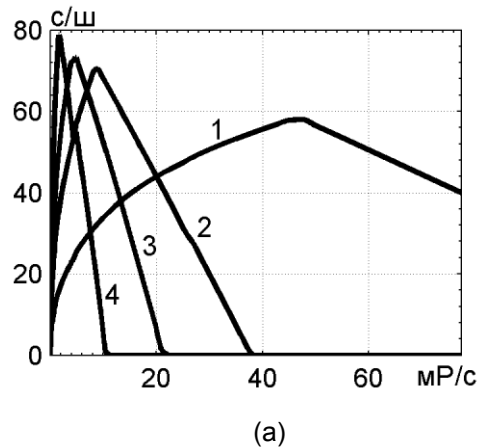
$I_A, \text{A}$	$Z$	$r, \text{см}$	$\Theta, \text{рад}$	$\rho_m, \text{г/см}^3$	$\rho_B, \text{г/см}^3$	$\rho_{\text{ф}}, \text{г/см}^3$	$\rho_0, \text{г/см}^3$	$H_B, \text{см}$
0,01	74	30	$19\pi/180$	19,250	1,848	2,699	7,874	0,4
$H_{\text{ф}}, \text{см}$	$H_0, \text{см}$	$m_{\text{opt}}$	$\xi_{\text{opt}}$	$V_{\text{opt}}$	$V_{\text{пар}}$	$\Theta_{\text{opt}}$	$K_{\text{glass}}$	$M_{\text{glass}}$
0,3	1	0,073	0,07	0	0	1/1,4	0,05	4
$A_{\text{glass}}$	$H_{\text{glass}}$	$A_{\text{ТЗЗ}}, \text{мкм}^2$	$G_{\text{кам}}, \text{АЦП/е}^-$	Екран	$\rho_e, \text{г/см}^3$	$H_e, \text{см}$	$C_{\text{еф}}$	$K_{\gamma}$
0,01	0,7	6,45×6,45	0,267 <sup>-1</sup>	CsI	4,51	0,4	0,15	0,909
				Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S	7,44	0,02	0,18	0,966
				Gd <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	7,07	0,0145	0,17	0,890

## 5. Результати моделювання

Можливість рентгенотелевізійної системи виявляти дефекти визначається відношенням величини сигналу до величини шумів. На рис. 1 приведено залежності відношення сигнал/шум на виході рентгенівського перетворювача при різних тривалостях накопичення ( $t_i = 0,04 \cdot N_k$ , де  $N_k$  — кількість кадрів накопичення) для випадків з різними екранами. Ці залежності розраховувалися за допомогою формули:

$$\Psi_{\text{сш}} = \frac{|n_{pf} - n_{pd}|}{\sqrt{n_{pf} + \sigma_{\text{ш}}}} = \frac{|Q_{pf} - Q_{pd}|}{e \cdot \sqrt{\frac{Q_{pf}}{e} + \sigma_{\text{ш}}}}, \quad (17)$$

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;  $\sigma_{\text{ш}}$  — сума дисперсій всіх шумів (крім квантового), виражена в кількості електронів, що виникають в зарядовому пакеті під дією цих шумів.



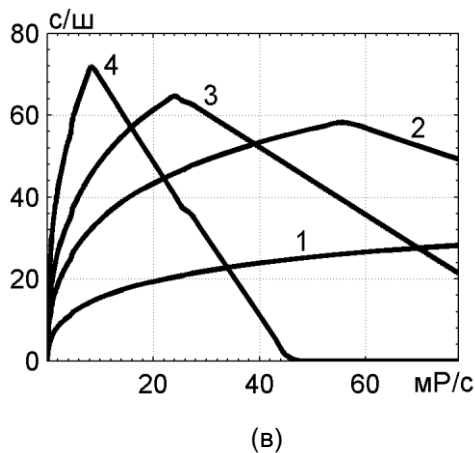


Рис. 1. Залежність відношення сигнал/шум на виході детектора від потужності експозиційної дози за об'єктом дослідження (дефект типу вольфрамове включення;  $H_0 = 1$  см;  $H_d = 0,2$  мм) при різній кількості кадрів накопичення (крива 1 —  $N_k = 1$ , крива 2 —  $N_k = 5$ , крива 3 —  $N_k = 10$ , крива 4 —  $N_k = 25$ ) для РТВС з екраном: (а) — CsI(Tl); (б) —  $Gd_2O_2S(Tb)$ ; (в) —  $Gd_2O_3(Eu)$ ;

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  $\sqrt{N_k}$ . Найбільше значення сигнал/шум забезпечує РТВС з екраном CsI(Tl). З ростом значення потужності експозиційної дози за об'єктом дослідження  $P_D$  від нуля відбувається поступове збільшення  $\psi_{вих}$ , воно виходить на максимум, після якого починає спадати. Цей максимум відповідає сигналу повного заповнення зарядового пакета пікселя ПЗЗ-матриці, далі сигнал обмежується. При певному значенні  $P_D$  кількість поглинутих екраном рентгенівських квантів не збільшується на фоні зростання загальної кількості квантів, що вже досить легко проходять крізь екран. Таким чином, перегини графіків відповідають обмеженню сигналу. Поставивши вимогу отримання найбільшого значення відношення сигнал/шум, робочий режим роботи РТВС обирається на зростаючій ділянці залежності поблизу її перегину. Такий підхід дозволяє максимізувати ймовірність виявити дефект, не спотворюючи при цьому вихідний сигнал.

**Висновки**

Розробка цифрових РТВС вимагає рішення нових науково-технічних задач. До їхнього числа відносяться: підвищення відношення сигнал/шум та відповідно чутливості контролю,

збільшення квантової ефективності перетворювачів зображення, поліпшення просторової роздільної здатності, оптимізація режимів роботи систем для забезпечення високої якості радіаційних зображень. Вирішити перераховані науково-технічні задачі можна за допомогою математичного та фізико-топологічного моделювання таких систем.

Моделювання РТВС дозволяє підібрати оптимальні режими роботи для дослідження тих чи інших матеріалів, оцінювати ефективність роботи таких систем, сумісність елементів, що в них використовуються, з'ясувати можливість роботи систем в нестандартних умовах, зменшити кількість експериментальних випробувань тощо.

Розроблена математична модель перетворення рентгенівських зображень у рентгенотелевізійних системах типу "сцинтилятор — ПЗЗ" дозволяє розраховувати характеристики РТВС на етапі проектування, що заощадить час на розробку системи, її вартість і трудомісткість робіт.

**Список використаної літератури**

1. Комплекс цифровой радиологии для ревизии сварных соединений действующих трубопроводов / Е.Ю. Усачев, В.В. Валиков, Е.Г. Точинский и др. // Контроль. Диагностика. – 2014. – № 6. – С. 60–64.
2. Современные системы радиационного неразрушающего контроля / В.А. Троицкий, С.Р. Михайлов, Р.О. Пастовенский, Д.С. Шило // Техн. диагностика и неразруш. контроль. — 2015. — № 1. — с. 23–35.
3. Спектры излучения рентгеновских установок: Справочник / В.Н. Васильев, Л.А. Лебедев, В.П. Сидорин, Р.В. Ставицкий. — М.: Энергоатомиздат, 1990. — 144 с.
4. Михайлов С.Р. Моделирование теневого рентгеновского изображения контролируемого объекта в рентгеноскопических системах неразрушающего контроля //Электроника и связь. — 2002. — № 16. — с. 59–70.
5. Шпагин А.П., Рубинович И.М. Энергетические факторы накопления для рентгеновского излучения // Заводская лаборатория. — 1982. — Т 48, № 7. — С. 49–51.
6. В.К. Ляпидевский. Методы детектирования излучений. — М.: Энергоатомиздат, 1987. — 408 с.
7. А.И. Абрамов, Ю.А. Казанский, Е.С. Матусевич. Основы экспериментальных

- методов ядерной физики. — М.: Энергоатомиздат, 1985. — 488 с.
8. *И.Н. Пустынский*. Уточнение зависимости освещённости оптического изображения от освещённости объекта в телевизионных датчиках. *Пустынский // Доклады ТУСУР*, — 2009, — № 1 (19), ч.1. — С. 36–39.
9. Craig Stark. Signal to Noise: Understanding it, Measuring it, and Improving it Part 1 [Электронный ресурс]: передрук у PDF // Cloudy Nights. — 2009. — 13 с. — Режим доступа: <http://www.stark-labs.com/craig/resources/Articles-&-Reviews/SNR-Part-1.pdf>
10. *Копелиович М.Х. Новицкий Ф.Н. Якобсон А.М.* Параметры рентгеновского изображения при использовании аппаратов РУП-150/300-10 // Заводская лаборатория. — 1973. — № 6. — С. 710–712.

Поступила в редакцию 05 октября 2015 г.

УДК 621.19.20

**Д.С. Шило**

Национальный технический университет Украины “Киевский политехнический институт”.

Пр-т Перемоги 37, Киев, 03056. E-mail: fel@kpi.ua.

## Моделирование процессов формирования цифрового рентгеновского изображения

*Разработано математическую модель преобразования рентгеновских изображений в рентгенотелевизионных системах типа «сцинтиллятор – ПЗС». Модель позволяет рассчитывать характеристики рентгеновского излучения на выходе рентгеновской трубки и за исследуемым объектом, интенсивность свечения экрана, интенсивность света на поверхности ПЗС-матрицы после прохождения оптики, рассчитывать зарядовый пакет в определённом пикселе и выходной сигнал с него, отношение сигнал/шум на выходе системы и квантовую эффективность детектирования рентгеновского преобразователя. Библи. 10, рис. 1, табл. 1.*

**Ключевые слова:** неразрушающий контроль; цифровая радиография; сцинтилляционный экран; рентгенотелевизионная система (РТВС); рентгеновская трубка; ПЗС-матрица; отношение сигнал/шум.

UDC 621.19.20

**D. Shylo**

National Technical University of Ukraine “Kyiv Polytechnic Institute”.

Pr. Peremogy,37, Kyiv, 03056 E-mail: fel@kpi.ua.

## Simulation of the formation processes of digital x-ray image

*The mathematical model of converting X-ray images in "scintillator – CCD" X-ray television systems was developed. This model allows to calculate the characteristics of X-ray in the output of the X-ray tube and behind the object of research, the glow intensity of X-ray screen, the intensity of light on the surface of the CCD-sensor after passing optics, charge in any pixel of CCD and the output signal from it, the signal-to-noise ratio in the output signal and quantum efficiency of X-ray detector. Reference 10, figures 1, table1.*

**Keywords:** nondestructive inspection, digital radiography; scintillation X-Ray screen; X-Ray television system; X-Ray tube; CCD-matrix; signal-to-noise ratio.

---

**References**

1. *Usachev, E. Yu., Valykov, V. V., Tochynskyy, E. H.* (2014). The digital radiography complex for the revision of welded joints of operating pipelines. *Kontrol. Dyagnostyka*, № 6, pp. 60–64. (Rus).
2. *Troytskyy, V. A., Mykhaylov, S. R., Pastovensky, R. O., Shylo, D. S.* (2015). Modern radiography systems for non-destructive testing. *Tekhnicheskaya Diagnostika i Nerazrushayushchiy Kontrol*, № 1, pp. 23–35. (Rus)
3. *Vasylev, V. N., Lebedev, L. A., Sydoryn, V. P., Stavytskyy, R. V.* (1990). The emission spectra of X-ray machines: handbook. M. Energoatomizdat, P. 144. (Rus)
4. *Mykhaylov, S. R.* (2002). Simulation of shadow X-ray image of the object in controlled fluoroscopic systems for non-destructive testing. *Electronics and Communications*, № 16, pp. 59–70. (Rus).
5. *Shpahyn, A. P., Rubynovych, Y. M.* (1982). Energy buildup factors for X-ray. *Zavodskaia laboratoriya*, № 7, pp. 49–51. (Rus).
6. *Liapydevskiy, V. K.* (1987). Methods for detecting radiation. M. Energoatomizdat, P. 408. (Rus)
7. *Abramov, A. Y., Kazanskyi, Iu. A., Matusevych, E. S.* (1985). Basics of experimental methods of nuclear physics. M. Energoatomizdat, P. 488. (Rus)
8. *Pustunskiy, Y. N.* (2009). Utochnenie zavisimosti osveshhjonnosti opticheskogo izobrazhenija ot osveshhjonnosti obiekta v televizionnyh datchikah. *Doklady TUSUR*, № 1 (19), part 1, pp. 36–39. (Rus).
9. *Craig Stark.* (2009). Signal to Noise: Understanding it, measuring it, and improving it: Part 1. Link: <http://www.stark-labs.com/craig/resources/Articles-&Reviews/SNR-Part-1.pdf>
10. *Kopeliovich, M. H. Novickij, F. N. Jakobson, A. M.* (1973). Parametry rentgenovskogo izobrazhenija pri ispolzovanii apparatov RUP-150/300-10. *Zavodskaia laboratoriya*, № 6, pp. 710–712. (Rus).