

ДОСЛІДЖЕННЯ ЧУТЛИВОСТІ ВИХІДНИХ ПАРАМЕТРІВ РЕНТГЕНТЕЛЕВІЗІЙНОЇ СИСТЕМИ ДО ЗМІНИ ВХІДНИХ ПАРАМЕТРІВ

С.Р. Михайлов

НТУУ «КПІ імені Ігоря Сікорського». 03056, м. Київ, просп. Перемоги, 37. E-mail: fel@kpi.ua

Проведено аналіз чутливості вихідних параметрів рентгенотелевізійної системи непрямого перетворення: відношення сигнал/шум, вихідного сигналу та квантової ефективності детектування до зміни вхідних параметрів з використанням математичної моделі такої системи. Проаналізовано вплив нестабільності живлення рентгенівської трубки на вихідний результат розрахунків. Визначено групу вхідних параметрів моделі, невизначеність яких має найбільший вплив на вихідний сигнал рентгенотелевізійної системи. Бібліогр. 10, табл. 2, рис. 2.

Ключові слова: цифрова рентгенографія, рентгенотелевізійна система, рентгенівський екран, відношення сигнал/шум, квантова ефективність детектування, параметри моделі, невизначеність параметрів

В сучасній промисловості питання надійності виробленої продукції є одним з найважливіших. Для оцінки якості виготовленої продукції широко застосовуються методи неруйнівного контролю. Одним з найбільш надійних на сьогоднішній день є радіаційний метод з використанням рентгенівського випромінювання – рентгенографія.

Недоліки рентгенографії з проміжними носіями (рентгенівська плівка, запам'ятовуючі пластини) та потреба в високопродуктивних засобах контролю і діагностики стимулювали появу цифрової рентгенографії, засобами якої стало можливо підвищити продуктивність контролю і знизити його вартість [1, 2]. Такі системи для цифрової рентгенографії називаються рентгенотелевізійними системами (РТВС).

Постановка задачі і мета роботи. Розробка РТВС та покращення їх параметрів на сьогодні являється актуальною задачею, яку значно простіше вирішувати з використанням методів математичного та фізико-топологічного моделювання. Так, в роботах [3–6] була запропонована модель перетворення рентгенівського зображення в цифровий сигнал.

Ця математична модель взята за основу, оскільки за допомогою даної моделі можна підбирати оптимальні режими роботи РТВС для дослідження об'єктів з метою виявлення в них дефектів і неоднорідностей. Також, з її використанням є можливість оцінити сумісність елементів, які використовуються в РТВС; дослідити роботу системи в нестандартних режимах; зменшити кількість експериментальних випробувань шляхом оптимізації режимів роботи і т. д. Дана модель, на відміну від аналогічних [7–10], враховує ефект самопоглинання рентгенівських квантів в аноді трубки, та вплив об'єктива на процес формуван-

ня цифрового рентгенівського зображення. Перевагою даної моделі також є її універсальність, що дозволяє використовувати її для моделювання систем з рентгенівськими детекторами прямого перетворення, а також медичних систем.

Роботи [4–6] присвячені формуванню цифрового рентгенівського зображення, розрахунку вихідного сигналу та таких ключових параметрів РТВС, як відношення сигнал/шум на виході перетворювача і квантова ефективність детектування на малих просторових частотах. В реальних умовах при оцінці параметрів РТВС виникають певні труднощі, які пов'язані як з випадковими фізичними процесами в самій системі (шуми), нестабільністю її роботи в часі (зумовленою, наприклад, пульсаціями напруги джерела живлення трубки або поступовою деградацією компонентів системи), наявністю допусків та технологічні параметри компонентів системи, так і з певною невизначеністю параметрів, що задають режим роботи (наприклад, анодна напруга чи анодний струм рентгенівської трубки). Таким чином, була поставлена задача дослідження впливу невизначеності вхідних параметрів РТВС на її вихідні параметри.

Варто зазначити, що РТВС є нелінійною системою, а тому відхилення параметрів в область більших значень і відхилення в область менших значень по-різному впливає на вихідний результат, таким чином складно спрогнозувати характер його зміни.

Аналітичний аналіз чутливості системи до вхідних параметрів також ускладнений великою кількістю вхідних параметрів. Тому було вирішено використовувати метод Монте-Карло з псевдовипадковими значеннями вхідних параметрів в інтервалі їх можливих значень при певній кількості N_i перерахунків. Це дозволить провести статисти-

стичний аналіз ансамблю значень вихідних параметрів, які необхідно розрахувати.

Реалізація методу Монте-Карло в даному випадку полягає в багаторазовому розрахунку (N_t -разів) певної величини (наприклад, відношення сигнал/шум чи сигналу від дефекту) при зміні значень параметрів. Середнє значення відносно-го відхилення $\bar{\delta}_t$ результату x_{it} від його значення X_t при чітко визначених вхідних параметрах оцінюється так:

$$\bar{\delta}_t = \frac{\sum_{i=1}^{N_t} |x_{it} - X_t|}{N_t X_t} \cdot 100 \% \quad (1)$$

Застосування методу Монте-Карло для розв'язання даної задачі має такі особливості:

- генерація псевдовипадкових значень всіх параметрів у заданому інтервалі відбувається по рівномірному закону;
- генерація значень кожного параметра відбувається незалежно від інших параметрів;
- чим більше значення N_t , тим точнішою буде оцінка величини $\bar{\delta}_t$.

На першому етапі дослідження за допомогою математичної моделі оцінювався вплив невизначеності значень анодного струму I_a і анодної напруги U_a рентгенівської трубки на вихідні параметри рентгенотелевізійної системи. Параметри I_a та U_a визначають густину потоку рентгенівських квантів на виході трубки та їхню максимальну енергію. Тому так важливо при розробці РТВС досягти стабільного живлення рентгенівської трубки.

Були розраховані відхилення $\bar{\delta}_t$ нормованого вихідного сигналу від дефекту, відношення сигнал/шум та квантової ефективності детектування для РТВС з рентгено-електричним перетворювачем на основі різних рентгенівських екранів: монокристалічного йодиду цезію, активованого талієм CsI(Tl); оксисульфід гадолінію, активованого тербієм $Gd_2O_2S(Tb)$ та оксиду гадолінію, активованого європієм $Gd_2O_3(Eu)$, при кількості перерахунків $N_t = 1000$. При розрахунках невизначеними були значення анодної напруги U_a і анодного струму I_a рентгенівської трубки.

За отриманими результатами були побудовані графіки залежності відхилення відповідного параметра від відхилення значень анодної напруги і струму рентгенівської трубки. На рис. 1 приведені розраховані значення відхилення $\bar{\delta}_t$ для відношення сигнал/шум на виході рентгенівського перетворювача. З графіків видно, що невелика невизначеність значення анодного струму I_a сама по собі не змінює результат більше ніж на 5%, в той час як відхилення значення U_a вносить суттєву зміну в результат розрахунку.

В сучасних системах нестабільність параметрів випромінювання рентгенівських апаратів становить $\pm 0,1\%$, а неточність установки по струму і по напрузі знаходиться в межах $1...2\%$. Результати досліджень показали, що в цих межах неточності значень анодної напруги і струму відхилення вихідних параметрів знаходяться в межах 20% їх номінальних значень.

На другому етапі аналізувалися результати розрахунків при заданих інтервалах невизначеності для всіх основних вхідних параметрів РТВС. При цьому режим роботи рентгенотелевізійної системи було підбрано так, щоб сигнал знаходився в межах динамічного діапазону (тобто, не обмежувався).

Значення основних вхідних параметрів РТВС, що використовувалися для розрахунків, та допуски на них, наведені в табл. 1 [4, 5]. В таблиці: t_i – час накопичення тінювального рентгенівського зображення рентгенотелевізійною системою; Z – атомний номер матеріалу анода рентгенівської трубки; r – відстань від анода рентгенівської трубки до рентгенівського екрану РТВС; θ – кут

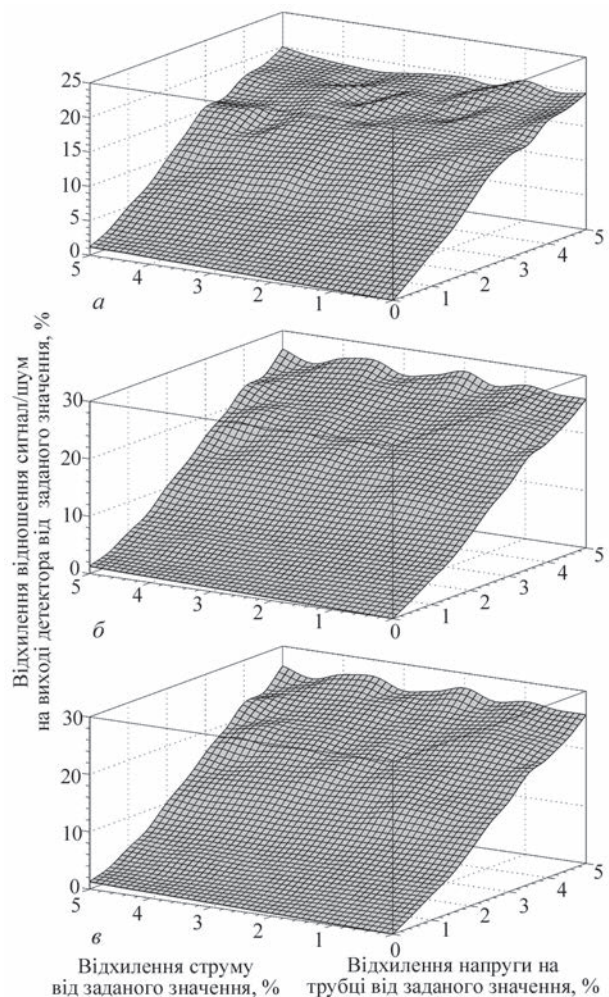


Рис. 1. Відхилення значення відношення сигнал/шум на виході рентгенівського перетворювача для РТВС з екраном: а – CsI(Tl); б – $Gd_2O_2S(Tb)$; в – $Gd_2O_3(Eu)$

Таблиця 1. Значення параметрів рентгенотелевізійної системи з допусками

U_a , кВ	I_a , А	t_p , с	Z	r , см	θ , град	ρ_m , г/см ³
69,9 ± 1 %	0,01 ± 1 %	240	74	30 ± 1 %	10 ± 5 %	19,250
ρ_ϕ , г/см ³	H_ϕ , см	ρ_0 , г/см ³	H_0 , см	d_e , мм	$d_{ПЗЗ}$, мм	ξ_{opt}
2,699	0,3 ± 5 %	7,874	1 ± 5 %	168,51 ± 5 %	11	0,07 ± 5 %
ω_{opt}	θ_{opt}	V_{opt}	V_{opt}	K_{glass}	M_{glass}	A_{glass}
0	1/1,4	0	0	0,05 ± 5 %	4	0,01 ± 5 %
H_{glass}	$A_{ПЗЗ}$, мкм ²	$G_{кам}^{-1}$, е-/АЦП	ρ_B , г/см ³	H_B , см		
0,7 ± 5 %	6,45×6,45	0,0267 ± 5 %	1,848 (Be) та 8,960 (Cu)	0,7 ± 5 % (Be) та 0,05 ± 5 % (Cu)		
Екран	ρ_e , г/см ³	H_e , см	$C_{эф}$	K_γ		
CsI(Tl)	4,51	0,4 ± 5 %	0,15 ± 1 %	0,090 ± 5 %		
Gd ₂ O ₂ S(Tb)	7,44	0,02 ± 5 %	0,18 ± 1 %	0,966 ± 5 %		
Gd ₂ O ₃ (Eu)	7,07	0,0145 ± 5 %	0,17 ± 1 %	0,890 ± 5 %		

нахилу анода рентгенівської трубки; ρ_m – густина матеріалу анода рентгенівської трубки; ρ_B , ρ_ϕ – густини матеріалу вихідного вікна та фільтру трубки; H_B , H_ϕ – товщини вихідного вікна та фільтру трубки; ρ_0 , H_0 – густина матеріалу та товщина контрольованого об’єкта; $d_{ПЗЗ}$, d_e – діагоналі ПЗЗ-матриці та робочого поля РТВС, відповідно; ξ_{opt} – коефіцієнт, що характеризує втрати світла на шляху до об’єктива; ω_{opt} – кутова координата поля, тобто кут, утворений віссю пучка, що формує дану точку, з віссю об’єктива; θ_{opt} – відносний отвір об’єктива; V_{opt} – коефіцієнт віньеткування; $V_{пар}$ – паразитна засвітка в об’єктиві; K_{glass} – коефіцієнт відбиття 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 об’єктива; $A_{ПЗЗ}$ – площа пікселя ПЗЗ-матриці; $G_{кам}$ – підсилення камери; ρ_e та H_e – густина матеріалу та товщина рентгенівського екрана; $C_{эф}$ – конверсійна ефективність рентгенівського екрана; K_γ – коефіцієнт спектрального узгодження рентгенівського екрана і ПЗЗ-матриці.

На основі даних, отриманих із розрахунків, було побудовано гістограми для РТВС з різними екранами для таких вихідних величин: нормованого сигналу від дефекту, відношення сигнал/шум на виході перетворювача та квантової ефективності детектування перетворювача при $N_t = 2000$.

На рис. 2 приведені гістограми для відношення сигнал/шум. Дані на гістограмах мають розподіл, близький до нормального. Вони були апроксимовані функціями Гауса (на рис. 2 суцільні криві) з математичним очікуванням \bar{x}_i та середньоквадратичним відхиленням σ_i . За критерій вибору кількості розрахунків N_t було взято умову мінімальності різниці між дійсним значенням величини нормованого сигналу від дефекту та його математичним очікуванням \bar{x}_i .

При малому значенні N_t характер гістограм відмінний від нормального розподілу, а даних недо-

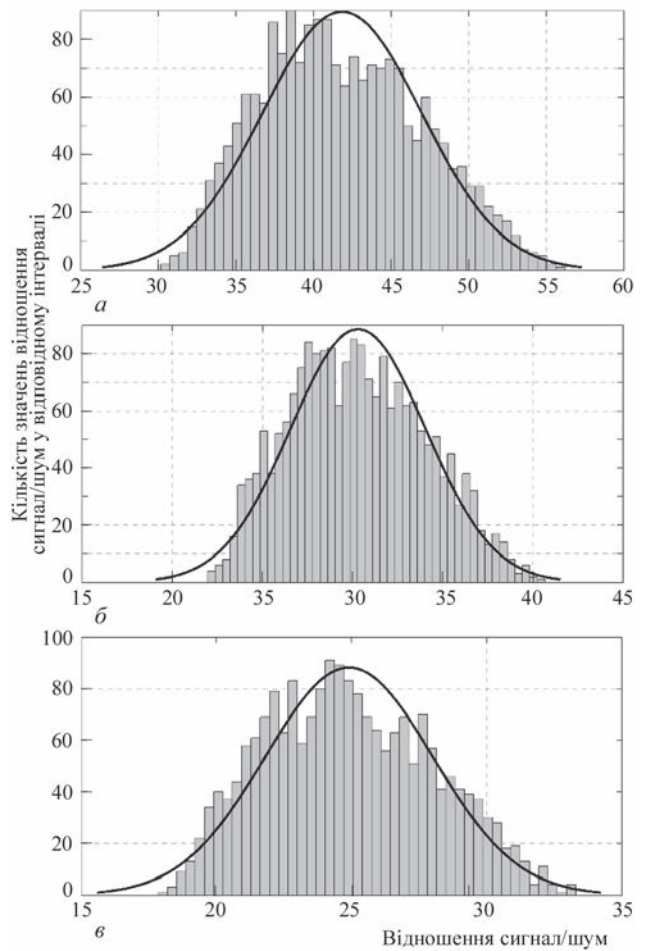


Рис. 2. Гістограма розподілу відношення сигнал/шум на виході перетворювача в рентгенотелевізійній системі з різними екранами: а – CsI(Tl) при $N_t = 2000$, апроксимація даних функцією Гауса ($\bar{x}_i = 41,835$, $\sigma_i = 5,148$); б – Gd₂O₂S(Tb) при $N_t = 2000$, апроксимація даних функцією Гауса ($\bar{x}_i = 30,297$, $\sigma_i = 3,741$); в – Gd₂O₃S(Eu) при $N_t = 2000$, апроксимація даних функцією Гауса ($\bar{x}_i = 24,903$, $\sigma_i = 3,106$)

статньо для їх аналізу. При збільшенні N_t вище 500 відносно лінійне відхилення математичного очікування ансамблю значень нормованого сигналу від дефекту від дійсного його значення

Таблиця 2. Результати обробки даних з розрахунків за методом Монте-Карло нормованого сигналу від дефекту, відношення сигнал/шум на виході перетворювача та квантової ефективності перетворювача

Параметр	Екран	N_t	X_t	\bar{x}_{it}	σ_t	$\bar{\delta}_t$	$\delta_{t \max}$	$\frac{ X_t - \bar{x}_{it} }{X_t}$
Нормований сигнал від дефекту	CsI(Tl)	10	0,301	0,308	0,117	0,331	0,661	0,023
	Gd ₂ O ₂ S(Tb)		0,160	0,157	0,043	0,224	0,394	0,022
	Gd ₂ O ₃ (Eu)		0,107	0,107	0,022	0,183	0,282	0,003
	CsI(Tl)	500	0,301	0,301	0,078	0,209	0,801	0,030
	Gd ₂ O ₂ S(Tb)		0,160	0,168	0,044	0,227	0,782	0,051
	Gd ₂ O ₃ (Eu)		0,107	0,110	0,028	0,213	0,898	0,028
	CsI(Tl)	2000	0,301	0,312	0,079	0,214	0,971	0,036
	Gd ₂ O ₂ S(Tb)		0,160	0,164	0,041	0,211	0,878	0,021
	Gd ₂ O ₃ (Eu)		0,107	0,111	0,028	0,215	0,853	0,035
Відношення сигнал/шум на виході перетворювача (розмір дефекту 2 % товщини пластини)	CsI(Tl)	10	41,450	40,992	8,053	0,169	0,284	–
	Gd ₂ O ₂ S(Tb)		30,248	29,580	3,900	0,106	0,185	–
	Gd ₂ O ₃ (Eu)		24,710	24,443	2,536	0,088	0,140	–
	CsI(Tl)	500	41,450	41,692	5,090	0,101	0,333	–
	Gd ₂ O ₂ S(Tb)		30,248	30,698	3,920	0,108	0,321	–
	Gd ₂ O ₃ (Eu)		24,710	24,830	3,107	0,104	0,353	–
	CsI(Tl)	2000	41,450	41,835	5,148	0,103	0,356	–
	Gd ₂ O ₂ S(Tb)		30,248	30,297	3,741	0,102	0,344	–
	Gd ₂ O ₃ (Eu)		24,710	24,903	3,106	0,104	0,348	–
Квантова ефективність детектування	CsI(Tl)	10	0,072	0,070	0,002	0,039	0,057	–
	Gd ₂ O ₂ S(Tb)		0,222	0,218	0,006	0,029	0,067	–
	Gd ₂ O ₃ (Eu)		0,251	0,250	0,010	0,029	0,080	–
	CsI(Tl)	500	0,072	0,071	0,003	0,030	0,108	–
	Gd ₂ O ₂ S(Tb)		0,222	0,219	0,009	0,034	0,111	–
	Gd ₂ O ₃ (Eu)		0,251	0,247	0,010	0,034	0,109	–
	CsI(Tl)	2000	0,072	0,071	0,003	0,030	0,114	–
	Gd ₂ O ₂ S(Tb)		0,222	0,219	0,009	0,034	0,118	–
	Gd ₂ O ₃ (Eu)		0,251	0,248	0,010	0,034	0,121	–

$|X_t - \bar{x}_{it}| / X_t$ залишається на рівні 2...3 %. Це є результатом низької ймовірності такої події, коли всі відхилення від дійсного значення вхідних параметрів будуть нульовими. Також на це впливає і нелінійність системи.

Результати обробки даних з розрахунків за методом Монте-Карло зведені в табл. 2.

Висновки

На основі проведених досліджень було встановлено, що вихідні параметри рентгенотелевізійної системи найбільш чутливі до зміни таких вхідних параметрів: напруга на рентгенівській трубці U_a , відстань від анода рентгенівської трубки до рентгенівського екрану r , конверсійна ефективність екрана $C_{\text{эф}}$, коефіцієнт спектрального узгодження рентгенівського екрана і ПЗС-матриці K_γ , товщина досліджуваного об'єкта H_0 , підсилення телевізійної камери $G_{\text{кам}}$.

В умовах, коли невизначеність параметрів моделі $U_a, I_a, r, C_{\text{эф}}, K_\gamma, H_0, G_{\text{кам}}$, не перевищує 1 %, а невизначеність величин всіх інших вхідних па-

раметрів – не більше 5 %, відхилення результату розрахунку певної характеристики РТВС в середньому не перевищуватиме 20 %.

Список літератури

1. Усачев Е.Ю., Усачев В.Е., Гнедин М.М. и др. (2014) Комплекс цифровой радиографии для ревизии сварных соединений действующих трубопроводов. *Контроль. Диагностика*, **6**, 60–64.
2. Троицкий В.А., Михайлов С.Р., Пастовенский Р.О., Шило Д.С. (2015) Современные системы радиационного неразрушающего контроля. *Техническая диагностика и неразрушающий контроль*, **1**, 23–35.
3. Михайлов С.Р. (2002) Моделирование теневого рентгеновского изображения контролируемого объекта в рентгеноскопических системах неразрушающего контроля. *Электроника и связь*, **16**, 59–70.
4. Шило Д.С. (2015) Моделирование процесів формування цифрового рентгенівського зображення. *Там же*, **6**, 34–41.
5. Шило Д.С., Михайлов С.Р., Писаренко Л.Д. (2016) Квантовая эффективность детектирования цифровых рентгенотелевизионных систем на основе сцинтилляционных экранов и ПЗС-матриц. *Неразрушающий контроль и диагностика*, Минск, Институт прикладной физики НАН Беларуси, **4**, 25–38.
6. Троицкий В.А., Михайлов С.Р., Шило Д.С. (2017) Моделирование рентгеновских изображений цифровой рентгенотелевизионной системы на основе сцинтилляционного экрана и ПЗС-матрицы. *Техническая диагностика и неразрушающий контроль*, **2**, 17–22.

7. Viswanathan K. (2018) *XRaySim user manual*, [Online]. Available: <http://xraysim.sourceforge.net/index.htm>. [Accessed 30 May 2018].
8. Duvauchelle P., Freud N., Kaftandjian V., Babot D. (2000) A computer code to simulate X-ray imaging techniques. *NUCL INSTRUM METH B*, **170**, pp. 245–258.
9. Lazos D., Bliznakova K., Kolitsi Z.Z., Pallikarak N. (2003) An integrated research tool for X-ray imaging simulation. *Comput Meth Prog Bio*, **70**, 241–251.
10. Kengyelics S.M., Laura L.A., Treadgold A., Davies A.G. (2018) X-ray system simulation software tools for radiology and radiography education. *Comput Biol Med*, **93**, 175–183.
4. Shilo, D.S. (2015) Modeling of processes of forming the digital X-ray image. *Ibid.*, **6**, 34–41 [in Russian].
5. Shilo, D.S., Mikailov, S.R., Pisarenko, L.D. (2016) Quantum efficiency of detection of digital cineradiography systems based on scintillation screens and CCD matrices. *Nerazrush. Kontrol i Diagnostika*, **4**, 25-38 [in Russian].
6. Troitskii, V.A., Mikhaylov, S.R., Shylo, D.S. (2017) Modeling of X-ray images of digital X-ray-TW system based on scintillation screen and CCD matrix. *Tekh. Diagnost. i Nerazrush. Kontrol*, **2**, 17-22 [in Russian].
7. Viswanathan, K. (2018) *XRaySim user manual*. <http://xraysim.sourceforge.net/index.htm>. [Accessed 30 May 2018].
8. Duvauchelle, P., Freud, N., Kaftandjian, V., Babot, D. (2000) A computer code to simulate X-ray imaging techniques. *NUCL INSTRUM METH B*, **170**, 245–258.
9. Lazos, D., Bliznakova, K., Kolitsi, Z.Z., Pallikarak, N. (2003) An integrated research tool for X-ray imaging simulation. *Comput. Meth. Prog. Bio.*, **70**, 241–251.
10. Kengyelics, S.M., Laura, L.A., Treadgold, A., Davies A.G. (2018) X-ray system simulation software tools for radiology and radiography education. *Comput. Biol. Med.*, **93**, 175–183.

References

1. Usachev, E.Yu., Usachev, V.E., Gnedin, M.M. et al. (2014) Digital radiography system for revision of welded joints of pipelines in operation. *Kontrol. Diagnostika*, **6**, 60-64 [in Russian].
2. Troitskii, V.A. Mikhailov, S.R., Pastovenskiy, R.A., Shilo, D.S. (2015) Modern systems of radiation non-destructive testing. *Tekh. Diagnost. i Nerazrush. Kontrol*, **1**, 23-35 [in Russian].
3. Mikhailov, S.R. (2002) Modeling of shadow X-ray image of the controlled object in roentgenoscopic systems of nondestructive testing. *Elektronika i Svyaz*, **16**, 59–70 [in Russian].

ИССЛЕДОВАНИЕ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ ВЫХОДНЫХ ПАРАМЕТРОВ РЕНТГЕНТЕЛЕВИЗИОННОЙ СИСТЕМЫ К ИЗМЕНЕНИЯМ ВХОДНЫХ ПАРАМЕТРОВ

С.Р. Михайлов

НТУУ «КПИ им. Игоря Сикорского». 03056, г. Киев, просп. Победы, 37. E-mail: fel@kpi.ua

Проведен анализ чувствительности выходных параметров рентгентелевизионной системы непрямого преобразования: отношения сигнал/шум, выходного сигнала и квантовой эффективности детектирования к изменению входных параметров с использованием математической модели этой системы. Проанализировано влияние нестабильности питания рентгеновской трубки на выходной результат расчетов. Определена группа входных параметров модели, неопределенность которых оказывает наибольшее влияние на выходной сигнал рентгентелевизионной системы. Библиогр. 10, табл. 2, рис. 2.

Ключевые слова: цифровая рентгенография, рентгентелевизионная система, рентгеновский экран, отношение сигнал/шум, квантовая эффективность детектирования, параметры модели, неопределенность параметров

INVESTIGATION OF THE SENSITIVITY OF OUTPUT PARAMETERS OF X-ray TELEVISION SYSTEM TO THE CHANGE OF INPUT PARAMETERS

S.R.Mikhailov

NTUU «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute». 37 Peremohy Prosp., 03056, Kyiv, Ukraine. E-mail: fel@kpi.ua

Analysis of the sensitivity of output parameters of X-ray television system of indirect transformation: signal/noise ratio, output signal and quantum detection efficiency to the change of input parameters was performed, using the mathematical model of such a system. The influence of instability of power supply to X-ray tube on output calculation result was analyzed. The group of input parameters of the model was determined, the uncertainty of which has the strongest effect on output signal of X-ray television system. 10 Ref., 2 Tabl., 2 Fig.

Keywords: digital radiography, X-ray television system, X-ray screen, signal/noise ratio, quantum detection efficiency, model parameters, parameter uncertainty

Надійшла до редакції
22.05.2019

Новая книга

Дефектоскопия XXI века. Основные направления работ ИЭС им. Е.О. Патона НАН Украины по развитию технологий неразрушающего контроля сварных соединений / Под ред. проф. В.А. Троицкого. – Киев: ИЭС им. Е.О. Патона НАН Украины, 2018. – 196 с.

Сборник содержит 11 ранее опубликованных статей сотрудников отдела неразрушающих методов контроля качества сварных соединений ИЭС им. Е.О. Патона, а также рекламные материалы различных методов неразрушающего контроля.

