

УДК 615.471:616-073.63-7

ВПЛИВ ПАРАМЕТРІВ ШУМУ НА ЯКІСТЬ РЕНТГЕНІВСЬКИХ ЦИФРОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ**М. Ф. Терещенко, К. В. Комбегова, В. А. Держук**Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»
пр. Перемоги, 37, м. Київ–56, 03056, Україна. E-mail: Kombegova@online.ua

Розглянуто дію шумових сигналів на якість рентгенівських цифрових зображень, досліджено види цифрових рентгенівських детекторів, оцінено методику розподілення складових параметрів шумів у детекторах рентгенівських зображень. За допомогою математичного аналізу визначено моделювання процесів проходження сигналів і шумів через елементи приймачів. Для зменшення впливу шумів запропоновано новий принцип побудови рентген-діагностичних апаратів нового покоління. З метою їх ефективної роботи розроблені принципи побудови керованого джерела рентгенівського випромінювання на основі результатів експериментальних досліджень параметрів рентген-діагностичних апаратів.

Ключові слова: джерела шумів, детектори цифрових зображень, принципи побудови рентген-діагностичних апаратів.

ВЛИЯНИЕ ПАРАМЕТРОВ ШУМА НА КАЧЕСТВО РЕНТГЕНОВСКИХ ЦИФРОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ**Н. Ф. Терещенко, К. В. Комбегова, В. А. Держук**Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»
пр. Победы, 37, г. Киев –56, 03056, Украина. E-mail: Kombegova@online.ua

Рассмотрено действие шумовых сигналов на качество рентгеновских цифровых изображений, исследованы виды цифровых рентгеновских детекторов, оценена методика распределения составляющих параметров шумов в детекторах рентгеновских изображений. С помощью математического анализа выполнено моделирование процессов прохождения сигналов и шумов через звенья приемников. Для уменьшения влияния шумов предложен новый принцип построения рентген-диагностических аппаратов нового поколения. С целью их эффективной работы разработаны принципы построения управляемого источника рентгеновского излучения на основе результатов экспериментальных исследований параметров рентген-диагностических аппаратов.

Ключевые слова: источники шума, детекторы цифровых изображений, принципы построения рентген-диагностических аппаратов.

АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ. Одна з основних причин недосконалості діючих цифрових рентгенівських діагностичних апаратів полягає в ряді суттєвих апаратних недоліків цифрових детекторів рентгенівського зображення. Тому актуальним і край важливим завданням є теоретичні та експериментальні дослідження параметрів цифрових детекторів, які можуть повністю замінити плівкові рентгенографічні комплекти, перевершивши їх за основними характеристиками зображення та енергетичними і екологічними параметрами.

Основним інтегральним параметром, що характеризує якість цифрового детектора рентгенівського зображення, квантова ефективність реєстрації тіньового проєкції a_{ϕ} досліджуємого об'єкта.

Метою роботи є вивчення можливостей підвищення якості та ефективності реєстрації зображення за допомогою цифрових детекторів медичного призначення з визначенням впливу їх параметрів шуму, коефіцієнтів взаємозв'язку між елементами приймача та принципів побудови рентген-діагностичних апаратів (РДА) з малими значеннями шуму.

МАТЕРІАЛ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ. Першими детекторами зображення в рентгенографії були скляні пластинки, покриті галоїдами срібла. Пізніше з'явилася фотоплівка, здатна сприймати рентгенівське випромінювання. Чутливість самої рентгенівської плівки була вкрай низька. Тільки 1–2 % випромінювання, що формує тіньове зображення, поглинається шарами плівки. Тому на даний час пряме експонування плівки рентгенівськими променями, прак-

тично повністю, замінено рентгенографічними комплектами, що складаються з екранів (переднього і заднього, чи одного з них), які більш ефективно візуалізують зображення, і плівки. Плівка має з екранами безпосередній контакт. При цьому квантова ефективність суттєво зростає, досягаючи 20 % і більше.

Пряме експонування плівки використовується тільки в тих областях рентгенографії (дентальна, офтальмологічна і т.д.), де об'єкт дослідження має невеликі розміри і потрібна візуалізація дуже тонких та однорідних структур.

В останні десятиліття інтенсивно розвивається цифрова рентгенографія, яка приходить на заміну плівковим технологіям.

Одним з перших з'явився цифровий детектор із запам'ятовуючим фотостимулюючим рентгенівським екраном, який на даний час широко використовується в країнах Європи та Азії [1].

Будь-яка система візуалізації, як і система перетворення сигналу з однієї форми в іншу, погіршує параметри якості сигналу, тобто призводить до зменшення відношення сигнал/шум.

Для кількісної оцінки ефективності різних детектуючих та візуалізуючих пристроїв, починаючи від ока людини і закінчуючи телевізійними та моніторними фотоперетворювачами, використовується комплексний параметр – квантова ефективність детектування. Ця назва пов'язана з її фізичної суттю – вона визначалася відносною величиною зареєстрованих детектором квантів вихідного випромінювання.

На рис. 1 приведений принцип дії цифрової рентгенівської візуалізації.

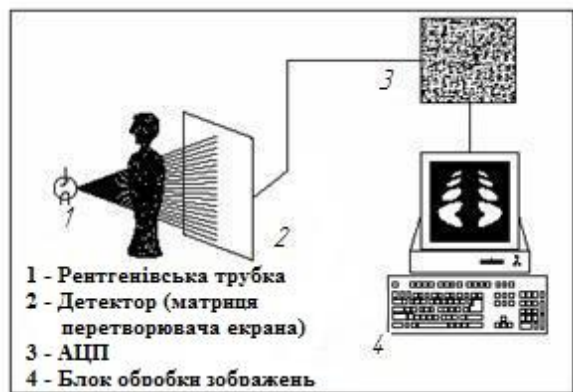


Рисунок 1 – Принцип дії цифрової візуалізації

Функціонально детектор складається з трьох основних частин: касети з екраном чи матриці 2, на яку запам'ятовується тіньове рентгенівське зображення під час експонування і зчитується лазерним пристроєм з автоматизованого робочого місця рентгенолога (АРМ-Р) (або лазерної камери для отримання твердої копії рентгенограми). Головною перевагою цього детектора є можливість отримання знімка на будь-якому рентгенівському апараті, на якому можна зробити знімок на плівку в касеті [1].

На рис. 2 зображено шляхи розвитку та етапи візуалізації рентгенівського зображення [3].

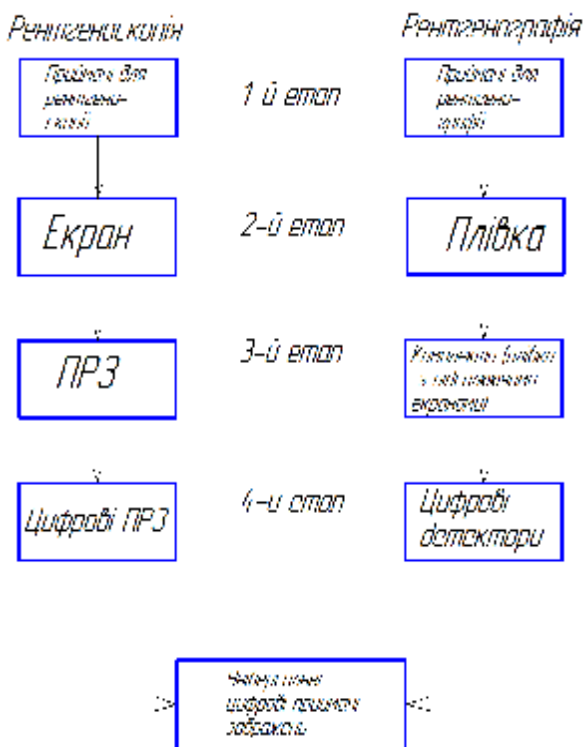


Рисунок 2 – Шляхи та етапи розвитку приймачів рентгенівських зображень (ПРЗ)

Дослідження впливу параметрів шуму на якість формованого зображення. Можливості відновлення (дешифрування) прихованого рентгенівського тіньового зображення досліджуваного об'єкта великою мірою визначається рівнем флуктуаційних шумів на рентгенограмах. Тому одним з основних завдань при розробці детекторів є їх пригнічення або зведення до мінімуму. Так, основне рівняння отриманого цифрового зображення має вигляд [2]:

$$D(\mu_{вих.}) = D(\mu_{вх.})\bar{a}^{-2} + \overline{\mu_{вх.}}D(a), \quad (1)$$

де $D(\mu_{вих.})$ та $D(\mu_{вх.})$ – дисперсії сигналу на виході та вході елемента відповідно, \bar{a} – математичне очікування коефіцієнта перетворення сигналу в елементі, $\overline{\mu_{вх.}}$ – математичне очікування сигналу на вході, $D(a)$ дисперсія коефіцієнта перетворення.

У цифрових рентгено-телевізійних системах відкрилися широкі можливості для зменшення рівня шуму і для підвищення квантової ефективності детекторів.

Доза при діагностичному дослідженні повинна бути настільки малою, наскільки це можливо при достатній для постановки діагнозу якості зображень. Можливості зниження дози при збереженні заданої якості зображення обмежені, в першу чергу, шумами, пов'язаними з квантовою природою рентгенівського випромінювання.

У кожному з цифрових детекторів непрямого формування зображення (рис. 3) відбувається низка перетворень: поглинання рентгенівських фотонів екраном (коефіцієнт поглинання a_{e1}), ефективно поглинені рентгенівські кванти перетворюються люмінофором екранів в світло з коефіцієнтом перетворення a_{e2} , вихід світлових фотонів в сторону фотоперетворювача a_{e3} , частина світлових фотонів a_{e3} , що вийшла в сторону фотоперетворювача відбивається прямим контактом на фотоперетворювачі або за допомогою об'єктива з коефіцієнтом концентрації світлового потоку a_0 .

Поглинене фотоперетворювачем світло формує потенціальний рельєф електронів з квантовою ефективністю a_ϕ , який після зчитування перетворюється в сигнал зображення.

У детекторі зйомки зображення з екрану за допомогою оптики можна використати ряд об'єктивів, кожен з яких передає частину зображення з екрану на свій фотоперетворювач. Ця схема не отримала широкого застосування, бо має багато недоліків, головний з яких базується на різниці характеристик кожного каналу перетворення зображення.

Методика дозволяє незалежно оцінити флуктуації вхідного зображення, коефіцієнтів перетворення сигналу в елементах приймача та рівень адитивних шумів [2]. Але дана методика не враховує вплив і взаємодію всіх елементів перетворення ПРЗ. На рис.

Зображені цифрові детектори та схема проходження сигналу в детекторі.

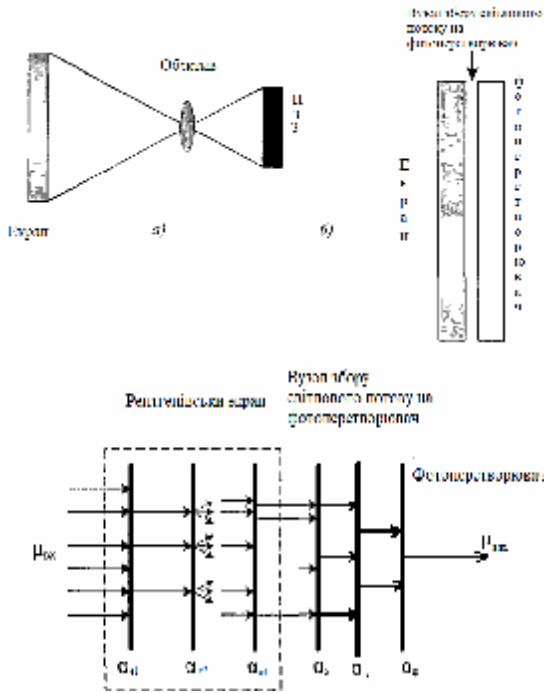


Рисунок 3 – Цифрові детектори рентгенівських зображень непрямого перетворення

На рис. 3 наступні позначення: а) «екран – об’єктів – матриця з приладів зарядного зв’язку (ПЗЗ-матриця)», б) плоска панель, в) схема проходження сигналу в детекторі, де a_3 – узагальнений коефіцієнт поглинання.

Сигнал – це різниця $\Delta\mu$ між середнім значенням числа частинок, що переносять інформацію, на малоконтрастний тестовий елемент. Під шумом розуміють середнє квадратичне значення відхилення від цього числа (рис. 4).

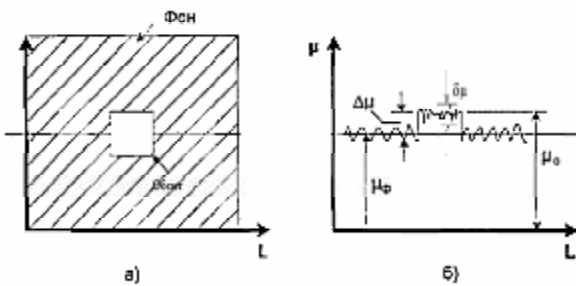


Рисунок 4 – Середнє квадратичне значення відхилення: а) тестовий образ на рівномірному фоні; б) сигнал зображення і його параметри: μ_ϕ – сигнал фону; μ_0 – сигнал об’єкту; d_m – зміна амплітуд в сигналі об’єкту; $\Delta\mu = \mu_0 - \mu_\phi$ – різниця амплітуд сигналів.

На виході першого елемента, що характеризує ефективно поглинання рентгенівських квантів в екрані, дисперсія сигналу фона складає:

$$D_1(m_\phi) = (D(m_\phi) \overline{a_{e1}^2} + D(m_\phi) \overline{a_{e2}^2}) K = (D(m_\phi) + \overline{m_\phi} \overline{a_{e1}} (1 - \overline{a_{e1}})) K = K \overline{m_\phi} \overline{a_{e1}} \left(1 + \frac{1 - \overline{a_{e1}}}{\overline{a_{e1}}} \right), \quad (2)$$

де K – коефіцієнт перетворення приймача.

У цьому співвідношенні дисперсія коефіцієнта a_{e1} , як показано в рівнянні (2), дорівнює $D_1(a_{e1}) = \overline{a_{e1}} (1 - \overline{a_{e1}})$, а $D(\mu_\phi) = \overline{\mu_\phi}$ (Зміна флуктуації рентгенівських фотонів підпорядковуються закону Пуассона).

Так, один ефективно поглинений рентгенівський фотон утворює в люмінофорі екрану тисячі світлових фотонів.

Якщо б енергія рентгенівського фотону з довжиною хвилі $\lambda=0,25\text{\AA}$ ($E = 100 \text{ кеВ}$; $\text{\AA} = 1 \cdot 10^{-12} \text{ м}$) перетворювалася в світло, то число отриманих світлових фотонів з $\lambda=11000 \text{\AA}$ (довжина хвилі видимого світла) дорівнювало б $a_{e2}=44000$.

Для підсилюючих каскадів, дисперсія

$$D(a_{e2}) = \overline{a_{e2}},$$

тоді

$$D_1(m_\phi) = (D_1(m_\phi) \overline{a_{e2}^2} + \overline{m_\phi} \overline{a_{e1}} D(\overline{a_{e2}})) K_e, \quad (3)$$

де K_e – коефіцієнт підсилюючих каскадів.

На основі теореми Буржеса [2] можна показати, що якщо в приймачі поруч знаходяться два або більше каскадів з коефіцієнтами перетворення $a < 1$, для яких $D(a) = \overline{a} (1 - \overline{a})$, то ці каскади можна об’єднати в один, перемноживши коефіцієнти перетворення. В один каскад можна об’єднати $a_{e2} a_0 a_\phi$. Тоді схеми, що представлені на рис. 3, спростяться (рис. 5), а загальний коефіцієнт перетворення a_{B3} елементів цифрового приймача складе

$$a_{B3} = a_3 K_{B3} = (a_{e2} a_0 a_\phi) K_{B3}, \quad (4)$$

де K_{B3} – коефіцієнт взаємозв’язку елементів приймача.

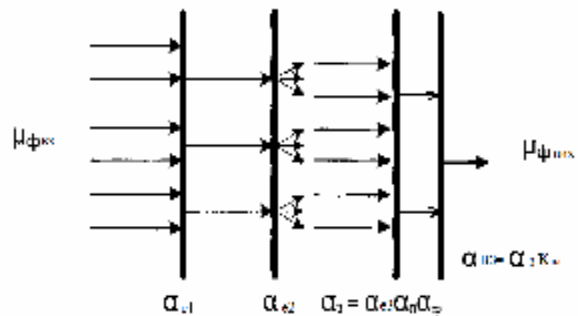


Рисунок 5 – Схема проходження сигналу в детекторі

У плоскій панелі a_0 прийнемо дисперсію:

$$D_3(m_{\phi}) = (D_2(c) \overline{a_{e2}^2} + \overline{m_{\phi} a_{e1} a_{e2} a_{e3}} D(m_A)) K = \overline{m_{\phi} a_{\Sigma}^2} \left(1 + \frac{1 - \overline{a_{e1}}}{a_{e1}} + \frac{1}{a_{e1} a_{e2}} + \frac{1 - \overline{a_{e3}}}{a_{\Sigma}} \right) K + D(m_A) K \quad (5)$$

де $D(\mu_A)$ – дисперсія адитивного шуму елементів фотоперетворювача; K – загальний коефіцієнт впливу цих елементів.

Адитивним шумом плоскої панелі, пов'язаним з розсіюванням квантів для приймача «екран – об'єктив – ПЗЗ» можна знехтувати, оскільки коефіцієнт розсіювання не перевищує 2 %.

Сигнали на виходах приймачів будуть дорівнювати

$$\Delta\mu_{вих.} = \Delta\mu_{ех.} \overline{a_{e1} a_{e2} a_{e3}} = \Delta\mu_{ех.} \overline{a_{\Sigma}} \quad (6)$$

Використовуючи співвідношення дисперсії коефіцієнта \overline{a} [2],

$$D(a) = \Sigma (a_i - \overline{a})^2 \quad p(a) = \overline{a} (1 - \overline{a}),$$

отримаємо формулу відношення сигнал/шум:

$$y_{вих.} = \frac{\Delta m_{ех.} K_{B3}}{K_{\Sigma} \sqrt{2 \left(m_{ех.} \left(1 + \frac{1 - \overline{a_{e1}}}{a_{e1}} + \frac{1}{a_{e1} a_{e2}} + \frac{1 - \overline{a_{e3}}}{a_{\Sigma}} \right) + \frac{D(m_A)}{a_{\Sigma}^2} \right)}} \quad (7)$$

Побудуємо графік залежності відношення сигнал/шум від вхідних параметрів і коефіцієнтів перетворення та впливу ПРЗ.

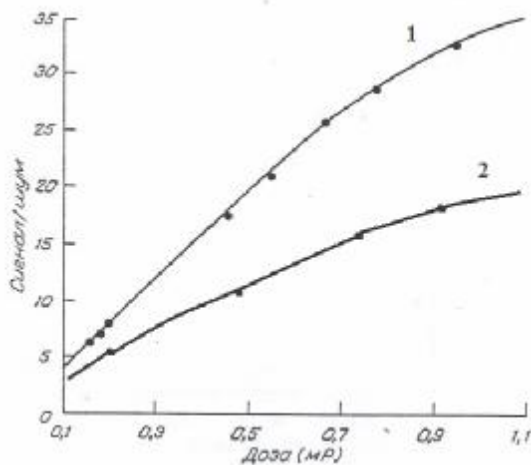


Рисунок 6 – Залежності відношення сигнал/шум від дози випромінювання:

- 1 – без урахування коефіцієнтів взаємозв'язку;
- 2 – з врахуванням коефіцієнтів K_{B3} та K

Таке розділення дозволяє чітко представити роль окремих складових шумів та прийняти міри по їх мінімізації. Для цифрового приймача, наближеного до ідеального відношення сигнал/шум буде дорівнювати [2]:

$$y_{вих.}^{II} = \frac{\Delta m_{ех.}}{\sqrt{2 m_{ех.}}}$$

На основі моделювання та експериментальних досліджень отримуємо роздільний вплив квантових шумів рентгенівського випромінювання, що пов'язаний з флуктуаціями коефіцієнтів елементів перетворення K активних шумів фотоперетворювача та коефіцієнта взаємодії друг з другом цих елементів K_{B3} .

Тоді

$$y_{вих.} = \frac{\Delta m_{ех.} K_{B3}}{\sqrt{2 m_{ех.}} K} \quad (8)$$

Для зменшення впливу шумів нами запропоновано новий принцип побудови рентген-діагностичних апаратів, що дозволяє переобладнати діючі аналогові РДА в цифрові з малими значеннями шумів [4].

Принцип роботи та структурна схема РДА приведена на рис. 7.

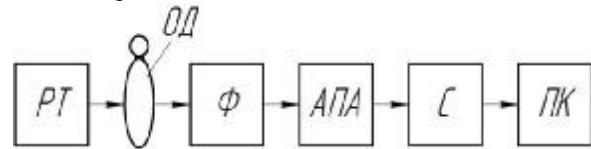


Рисунок 7 – Структурна схема РДА для проведення рентгенівського комп'ютерного обстеження

Принцип роботи РДА оснований на тому, що чутливим елементом для отримання зображення є широкоформатна фотопластина або фотоплівка, а для введення зображення в комп'ютер використовують сканер.

Перетворення аналогового зображення отриманого під час проведення рентгенографічного обстеження в цифрове реалізується за допомогою цифрових приймачів – ПЗЗ матриць. Оскільки найменшим прийомачим елементом у ПЗЗ матриці є піксель, а в рентгенівській плівці молекула хімічної речовини броміду срібла, що нанесена на плівку, якість зображення звичайної рентгенівської плівки перевищує якість зображення, отриманого за допомогою ПЗЗ приймачів. За даними різних досліджень, що проводяться в світі, в тому числі асоціації рентгенологів України (АРУ), цифрове зображення, отримане за допомогою ПЗЗ матриці, несе в собі менше інформації порівняно зі звичайним рентгенівським знімком.

Для перетворення зображення в цифрове використовується сканер за умов сканування *не прихованого зображення*, а *видимого* після проявлення фотоматеріалу. Дані пристрої є легко доступними та дешевими, а сучасні сканери мають велику швидкість сканування та дозволяють отримувати зображення з високою роздільною здатністю.

Принцип роботи такого рентген-діагностичного апарату (рис. 7) полягає у випромінюванні з рентге-

нівської трубки (РТ), що має потік Φ іонізуючого випромінювання:

$$\Phi = k \cdot I_a \cdot U^2 \cdot Z, \quad (9)$$

де k – коефіцієнт перетворення РТ,
 I_a , U – анодний струм та напруга РДА,
 Z – атомне число елемента анода РТ.

Цей потік Φ проходить через об'єкт дослідження (ОД) і на виході має ослаблений потік Φ_x , з дозою D опромінення, що отримав ОД:

$$D = \Phi_x \cdot t, \quad (10)$$

де t – час опромінення.

Потік Φ_x формує на фотопластині чи фотоплівці (Φ) приховане зображення. Далі фотопластина чи фотоплівка проявляється за допомогою автоматичного проявочного апарату (АПА), і приховане зображення на фотоматеріалі перетворюється у видиме. Фотопластина чи фотоплівка сканується на сканері (С), після чого цифрове зображення даного знімку передається на комп'ютер (ПК) для подальшої обробки отриманого зображення.

Таким чином, запропонований принцип побудови дозволив підвищити точність перетворення аналогового зображення в цифрове шляхом переходу з прихованого зображення фотопластини чи фотоплівки в видиме зображення при високій якості рентгенографічного знімку, покращив співвідношення $U_{вих.}$, а також дозволить автоматизувати весь процес перетворення.

Для забезпечення ефективної роботи РДА нами запропоновані принципи побудови керованого джерела рентгенівського випромінювання [5].

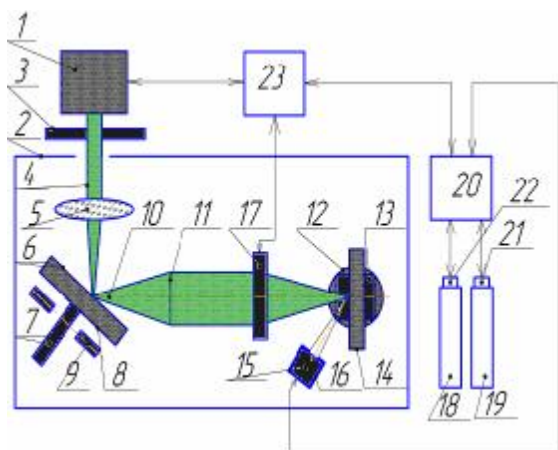


Рисунок 8 – Принципи побудови керованого джерела рентгенівського випромінювання

На рис. 8 схематично зображено принципи побудови керованого джерела рентгенівського випромінювання. Джерело містить джерело пучка заряджених частинок 1, корпус 2, в якому є щілина 3 для вводу пучка протонів 3 і для вводу пучка протонів 4, на шляху якого знаходяться електростатичні лінзи 5. Мішень 6 встановлено на вісі 7 у корпусі 2 з мож-

ливістю обертання, і під кутом до напрямку руху пучка заряджених частинок. На мішені 6 встановлено конвектори 8. Мішень 6 оснащена системою охолодження 9. Рентгенівське випромінювання 10 проходить через рентген-оптичну систему 11, за якою встановлений на гоніометрі 12 тримач 13 досліджуваного об'єкта 14. Для реєстрації рентгенівського випромінювання встановлено детектор 15 із захисним кожухом 16. У рентген-оптичній системі встановлено блок для формування поля опромінення 17. Для формування зображення на плівці використовується блок формування аналогового зображення 18, а для формування цифрового зображення – блок цифрового зображення 19. Рентген-експозиметр 20 за допомогою детекторів 21 та 22 дозволяє визначати значення дози опромінення та рівень експозиції і має зв'язок з блоком керування 23.

Кероване джерело рентгенівського випромінювання працює наступним чином.

Пучок протонів 4 проходить через електростатичні лінзи 5 і потрапляє на один із конвекторів 8, який розташований на мішені 6. Далі випромінювання 10 проходить через рентген-оптичну систему 11 і проходить через досліджуваний об'єкт. Блок формування поля опромінення 17 дозволяє нормувати значення дози, підвищує ефективність керованого джерела. Випромінювання реєструється детектором 15. Далі в блоці формування аналогового зображення (БФАЗ) 18 – фіксується зображення на рентгенографічній плівці чи другому аналоговому носієві (фотопластині, люмінесцентному екрану і т.д.), при заданих нормованих дозах опромінення, які фіксуються детектором 21, рентген-експозиметра 20 і передається в блок керування 23, де аналізується з заданими параметрами. При недостатньому значенні дози для отримання необхідної щільності почорніння плівки з блоку керування 23 надходить сигнал у джерело пучка заряджених частинок на продовження роботи. За відповідності заданим нормованим параметрам дози з блоку керування поступає сигнал в блок 1 на припинення генерування частинок. За необхідності отримання в блоці цифрового зображення об'єкта дослідження, при заданих дозах опромінення, які фіксуються детектором 22, надходять в рентген-експозиметр 19, а потім у блок керування 23, де порівнюється із заданими значеннями, і при перевищенні дози опромінення відключається робота джерела пучка заряджених частинок. У блоці керування 23 встановлює, контролюється, порівнюється дози та рівень експозиції за допомогою системи виміру багатоканального рентген-експозиметра 20 з його детекторами 15, 21, 22.

Використання блоків керування 23, цифрового зображення 19, формування поля зображення 17 у взаємодії з детекторами 21 і 22, зменшують рівень шуму майже в два рази, суттєво підвищує якість зображення при зниженні дозового навантаження на об'єкт дослідження.

ВИСНОВКИ. На основі моделювання залежності відношення сигнал/шум від параметрів цифрових

приймачів зображень була досліджена роль окремих складових шумів та встановлена залежність коефіцієнтів перетворення та взаємодії, досліджено заходи щодо їх мінімізації.

Було встановлено, що для приймача, коефіцієнт перетворення сигнал/шум буде обраховуватись по рівняннях (7) і (8).

Приймачі «екран–об'єктив–ПЗЗ матриця» належать до приймачів малої та середньої чутливості. Низький коефіцієнт передачі світла з екрану на фотоприймач навіть світлосильним об'єктивом обумовлює невеликий сумарний коефіцієнт перетворення. Тому в них переважають мультиплікативні шуми, пов'язані з флуктуаціями коефіцієнтів перетворення елементів приймача.

У високодозових приймачах на ПЗЗ–матрицях з великими втратами сигналу в оптичному елементі слід враховувати як мультиплікативні шуми, обумовлені флуктуаціями коефіцієнтів перетворення, так і адитивні шуми.

Для зменшення впливу адитивних шумів доводиться збільшувати дозу на вході приймача. Типовими представниками цього класу приймачів є цифрові флюорографічні камери.

Запропоновані принципи побудови малошумових РДА з комбінованим використанням, як аналогового зображення, так і цифрового при проведенні рентгенівського комп'ютерного обстеження.

Використання принципів порівняння та нормування малодозованого сигналу для формування зображення високої чіткості в керованому джерелі рентгенівського випромінювання дозволяє зменшити рівень шуму майже в два рази, суттєво підвищує якість зображення, при зниженні дозового навантаження на об'єкт дослідження.

ЛІТЕРАТУРА

1. Рентгеновские диагностические аппараты / Под ред. Н.Н. Блинова, Б.И. Леонова. – М.: ВНИИИМТ, 2001.
2. Вейп Ю.А., Мазуров А.И Сравнительный анализ технологий построения цифровых детекторов рентгеновских изображений // Медицинская визуализация. Спец. вып. – 2008. – С. 54.
3. Борисов А.А., Вейп Ю.В., Мазуров А.И., Элинсон М.Б. О двух технологиях построения цифровых приемников рентгеновских изображений // Медицинская техника. – 2006. – № 5.
4. Заявка на патент України № u 2012 00984 від 08.02.2012 р. Пристрій для проведення рентгенівського комп'ютерного обстеження / Терещенко М.Ф., Комбегова К.В., Христовий О.В.
5. Заявка на патент України № u2012 00518 від 17.01.2012 р. Кероване джерело рентгенівського випромінювання / Терещенко М.Ф., Комбегова К.В., Держук В.А.

NOISE PARAMETERS INFLUENCE ON X-RAY DIGITAL IMAGES QUALITY

M. Tereschenko, K. Kombegova, V. Derzhuk

National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute"

vul. Peremohy, 37, Kyiv–56, 03056, Ukraine. E-mail: Kombegova@online.ua

In the article the influence of noise signal on quality X–ray digital imaging is considered, types of digital X–ray detectors are investigated, the method of parameters distribution of the noise components in the X–ray images detector is estimated. Using the mathematical analysis the process modeling methods of signals and noise of the elements of detectors are determined. To reduce the noise effect a new design principle of X–ray generation is proposed. The design principles of controlled X-ray source are developed. Formulae, graphs resulting the experimental research of the X–ray devices parameters are presented in this article.

Key words: noise sources, digital images detectors, principles of X–ray diagnostically devices.

REFERENCES

1. X–ray diagnostic apparatus / Ed. H. H. Blinov, B.I. Leonov. – М., 2001. [in Russian]
2. Veyp J.A., Mazurov A.I. Comparative analysis of technologies of digitaldetectors, X–ray images // *Medical Imaging. Spec. Iss.* – 2008. – P. 54. [in Russian]
3. Borisov A.A., Veyp Yu.V., Mazurov A.I., Elinson M.B. On the construction of the two technologies of digital X–ray imaging detectors // *Medical equipment.* – 2006. – № 5. [in Russian]
4. Request on the patent of Ukraine № u 2012 00984 of 08.02.2012, *the unit for X–ray examination of computer* / Tereshchenko M.F., Kombegova K.V., Christoviy O.V. [in Ukrainian]
5. Request on the patent of Ukraine № u201200518 of 17.01.2012, *Controlled X–ray source* / Tereshchenko M.F., Kombegova K.V., Derzhuk V.A. [in Ukrainian]

Стаття надійшла 28.05.2012.

Рекомендовано до друку

к.т.н. Мосьпаном В.О.