

Інститут сцинтиляційних матеріалів
Національна академія наук України

Харківський національний університет радіоелектроніки
Міністерство освіти і науки України

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису.

Ополонін Олександр Дмитрович

УДК 620.179.152.1:539.26

ДИСЕРТАЦІЯ

ПРИНЦИПИ ХАРАКТЕРИЗАЦІЇ МАТЕРІАЛІВ ЗА ЕФЕКТИВНИМ АТОМНИМ НОМЕРОМ ПРИ РАДІОГРАФІЧНОМУ КОНТРОЛІ

01.04.01 – фізика приладів, елементів і систем

Фізико-математичні науки

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата фізико-математичних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів, мають посилання на відповідне джерело

О.Д. Ополонін

(підпис, ініціали та прізвище здобувача)

Науковий керівник
Рижиков Володимир Діюмидович
доктор фізико-математичних наук, професор

Харків – 2021

АНОТАЦІЯ

Ополонін О.Д. Принципи характеристики матеріалів за ефективним атомним номером при радіографічному контролі. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата фізико-математичних наук за спеціальністю 01.04.01 – фізика приладів, елементів і систем. – Інститут сцинтиляційних матеріалів НАН України, Харківський національний університет радіоелектроніки, Харків, 2021.

Дисертація присвячена проблемі характеристики матеріалів за ефективним атомним номером Z_{eff} при радіографічному контролі (медична діагностика, митний догляд, тощо). Для митного догляду, точність розділення матеріалів за Z_{eff} визначає вірогідність виявлення вибухових речовин, наркотиків, тощо. Для медичної діагностики – виявлення остеопорозу, ожиріння, тощо (на ранніх стадіях розвитку хвороби).

За результатами роботи набув подальшого розвитку метод двоенергетичної абсорбціометрії (Dual-energy X-ray Absorptiometry - DXA, раніше DEXA), що базується на вимірюванні ослаблення рентгенівського випромінювання (РВ) об'єктом контролю (ОК) у двох енергетичних діапазонах.

В роботі розглянуто та використано два способи отримання даних про ослаблення РВ об'єктом контролю в двох та більше енергетичних діапазонах: 1) зміна спектру РВ; 2) використання енергоселективних властивостей детекторів РВ. Визначено умови отримання "вузькосмугових" спектрів РВ (20÷50кеВ, 50÷70кеВ, 60÷150кеВ, тощо) та досліджено енергоселективні властивості детекторів РВ типу сцинтилятор-фотодіод (СЦ-ФД).

Проведено моделювання співвідношення сигналів двоенергетичного сцинтиляційного детектора РВ типу СЦ-ФД базі сцинтиляторів ZnSe, товщиною 0,5 мм та CsI, товщиною 4 мм. За результатами модельних обчислень, отримано співвідношення сигналів двоенергетичного детектора при проходженні РВ крізь ОК різної товщини та з різним значенням Z_{eff} :

цукор ($Z_{\text{eff}}=6,93$), вода ($Z_{\text{eff}}=7,43$), алюміній ($Z=13$), сіль ($Z_{\text{eff}}=15,19$), залізо ($Z=26$), мідь ($Z=29$), тощо.

Моделювання сигналів двоенергетичного детектора типу СЦ-ФД дозволило оцінити співвідношення сигналів детекторів при зміні анодної напруги на рентгенівській трубці. Результати обчислень було використано при створенні приладу для контролю параметрів рентгенівських випромінювачів.

За результатами аналізу фізичних аспектів взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною, сформульовано критерій однозначної характеристики матеріалів за ефективним атомним номером при радіографічних дослідженнях для діапазону енергій $20 \div 150 \text{keV}$.

В роботі запропоновано новий фізичний метод характеристики матеріалів за Z_{eff} , що дозволяє визначити параметр, пропорційний масовому коефіцієнту ослаблення μ_m , який є пов'язаним з Z_{eff} та не залежить від товщини та щільності матеріалу ОК. Метод пройшов експериментальну апробацію.

Виготовлено два макети цифрових радіографічних систем (ЦРС), які дозволили провести експериментальне порівняння різних методів характеристики матеріалів за Z_{eff} при радіографічному контролі.

Застосування нового фізичного методу характеристики матеріалів за Z_{eff} дозволило розділити імітатори вибухових речовин (тротил $Z_{\text{eff}} = 7,06$; гексоген $Z_{\text{eff}} = 7,22$; піроксилін $Z_{\text{eff}} = 7,43$; тощо), що відрізняються за Z_{eff} на $\approx 7 \div 9\%$. Оцінено можливості використання цього методу для діагностики остеопорозу. В кістковій тканині виявлено зміну мінералізації (за кальцієм) від 20% до 18,5% (в сухому залишку).

В роботі розглянуто основні фактори, що впливають на точність характеристики матеріалів за Z_{eff} : розсіяне випромінювання; пульсації потоку рентгенівського випромінювання; розкид параметрів детекторів, шуми квантування АЦП, тощо.

Практичне значення роботи визначається широким колом використання запропонованого фізичного методу характеристики матеріалів за Z_{eff} (митний догляд та протидія тероризму, медицина, неруйнівний контроль, тощо). Крім радіографії, де за Z_{eff} характеризується кожен піксель зображення, метод може бути використаний в томографії, для характеристики за Z_{eff} кожного вокселя об'ємного зображення.

Ключові слова: радіографія, ефективний атомний номер, сцинтилятор, фотодіод, детектор рентгенівського випромінювання, масовий коефіцієнт ослаблення, двоенергетична рентгенівська абсорбціометрія.

SUMMARY

Opolonin O.D. Principles of characterization of materials by effective atomic number in radiographic control. – Manuscript.

The thesis for scientific degree of Candidate in Physics and Mathematics on specialty 01.04.01 – physics of devices, elements and systems. – Kharkiv National University of Radio Electronics, Kharkiv, 2021.

The dissertation is devoted to the problem of characterization of materials by effective atomic number Z_{eff} at radiographic control (medical diagnostics, customs inspection, etc.). For customs inspection, the accuracy of Z_{eff} separation determines the probability of detecting explosives, drugs, etc.. For medical application, it is diagnostic of osteoporosis, obesity, etc., at the early stages of the disease.

Because of the work, the method of Dual-energy X ray Absorptiometry (DXA, previously DEXA) was further developed, which based on measuring the attenuation of X-rays by the object of control (OC) in two energy ranges. The work considers and uses two methods of obtaining data on the absorption of X-rays by the OC in two or more energy ranges: 1) change spectrum of X-ray, 2) use of energy-selective properties of X-rays detectors. The conditions for obtaining "narrowband" x-ray spectra (20-50 keV, 50-70 keV, 60-150 keV, etc.) were determined and the energy-selective property of scintillator-photodiode detectors was investigated.

The signal ratio of the dual-energy scintillation X-ray detector based on ZnSe scintillators, 0.5 mm thick and CsI, 4 mm thick, was modeled. On the base of model calculations, the ratios of signals of the dual-energy detector are received, at passage of X-ray through objects with different value of Z_{eff} : sugar ($Z_{\text{eff}}=6.93$), water ($Z_{\text{eff}}=7.43$), aluminum ($Z=13$), salt ($Z_{\text{eff}}=15.19$), iron ($Z=26$), copper ($Z=29$). In addition, the simulation of the signals of a dual-energy detector allowed estimating the ratio of the signals of the detectors when the anode voltage changes on the X-ray tube. The results of the calculations were used in the creation of a device for monitoring the parameters of X-ray emitters.

For the first time, a physical method of characterization of materials by Z_{eff} was proposed, which allows determining a parameter proportional to the mass attenuation coefficient μ_m , which is related to Z_{eff} and does not depend on the thickness and density of the material of OC.

Two models of digital radiographic systems were made, which allowed carrying out an experimental comparison of different methods of characterization of materials by Z_{eff} during radiographic control.

The application of a new physical method of characterization of materials and substances by Z_{eff} allowed to separate simulators of explosives (TNT $Z_{\text{eff}}=7.06$; hexogen $Z_{\text{eff}}=7.22$; pyroxylin $Z_{\text{eff}}=7.43$; etc.), which differ according to Z_{eff} by $\approx 7-9\%$. Regarding the application of the method for the diagnosis of osteoporosis, a change in mineralization (by calcium) from 20% to 18.5% (in the dry residue) was detected in the bone tissue.

The main factors influencing the accuracy of characterization of materials by Z_{eff} (influence of scattered radiation, pulsation of X-ray flux, scatter of detector parameters, ADC quantization noise, etc.) are considered in the work.

The practical application of the work is determined by the wide range of uses of the proposed method of characterization of materials by Z_{eff} . In addition to radiography, where each pixel of an image is characterized material by Z_{eff} , the method can be used in tomography to characterize each voxel of a three-dimensional image according to Z_{eff} . The principles of creation of digital

radiographic systems considered in work allow creating the new radiographic systems optimized for the decision of concrete problems of radiographic control.

Keywords: radiography, effective atomic number, scintillator, X-ray detector, mass attenuation coefficient, dual-energy x-ray absorptiometry .

Список публікацій здобувача

1. Increasing informativity of digital radiographic systems / **O.D. Opolonin**, V.D. Ryzhikov // Functional materials. – 2013. – №4. – С. 528–533.
<http://functmaterials.org.ua/contents/20-4/fm204-21.pdf>
2. Scintillation materials and detectors on their base for non-destructive two energy testing / V.D. Ryzhikov, B.V. Grinyov, **O.D. Opolonin**, S.V. Naydenov, S.N. Galkin, E.F. Voronkin // Radiation Measurements. – 2007. – Volume 42. – Issue 4-5. – P. 915–920.
3. Dual-energy radiography of bone tissues using ZnSe-based scintielectronic detectors / B.V. Grinyov, V.D. Ryzhikov, P. Lecoq, S.V. Naydenov, **A.D. Opolonin**, S.N. Galkin, N.A. Shumeiko // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A. – 2007. – Volume 571. – Issue 1-2. – P. 399–403.
4. A Dual-energy X-ray detector on the basis of ZnSe(Al) and LGSO(Ce) composite scintillators / V.A. Litichevskiy, **O.D. Opolonin**, S.N. Galkin, A.I. Lalaunts, E.F. Voronkin. // Instruments and Experimental Techniques. – 2013. – Volume 56. – №4. – P. 436–443.
5. Instruments and detectors on the base of scintillator crystals ZnSe(Te), CWO, CsI(Tl) for systems of security and customs inspection systems / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, P.V. Pashko, etc. // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A. –2005. Volume 537. – Issue 1-2. – SPEC. ISS. – P. 424-430.
6. Характеризація матеріалів за ефективним атомним номером при радіографічних дослідженнях / **О.Д. Ополонін**, В.Д. Рижиков // Радіоелектроніка та інформатика. – 2020. – №3(90). – С. 38-43.

7. X-ray radiation detectors of "scintillator-photoreceiving device type" for industrial digital radiography with improved spatial resolution / V.D. Ryzhikov, E.K. Lysetskaya, **A.D. Opolonin**, D.N. Kozin // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A. – 2003. – Volume 505. – Issue 1-2. – P. 544-548.
8. Studies of two-energy linear detector matrix for X-ray osteodensitometry / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, S.V. Najdenov, D.N. Kozin, E.K. Lisetskaya, V.L. Danilenko // Biomedical Engineering. –2005. – Volume 39. – Issue 2. – P. 65-68.
9. Detectors and instruments for detection of X-ray radiation on the basis of zinc selenide crystals / V.D. Ryzhikov, V.G. Volkov, **O.D. Opolonin**, S.V. Makhota, V.V. Maksymchuk // Functional materials. – 2015. – №4. – P. 552–558.
10. The looking for new possibilities of improvement of receiving-detecting circuit for digital radiographic systems with advanced spatial resolution / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, B.V. Grinyov, V.G. Volkov, E.K. Lisetskaya, S.N. Galkin, E.F. Voronkin, V.L. Perevertaylo // Functional materials. – 2011. – №3. – P. 398–402.
<http://functmaterials.org.ua/contents/18-3/fm183-21.pdf>
11. The use of semiconductor scintillation crystals $A^{II}B^{VI}$ in radiation instruments / V.D. Ryzhikov, V.V. Chernikov, L.P. Gal'chinetskii, S.N. Galkin, E.K. Lysetskaya, **A.D. Opolonin**, V.G. Volkov // Journal of Crystal Growth. – 1999. –Volume 197. – Issue 3. – P. 655-658.
12. Перспективи цифрової радіографії для ідентифікації речовин в інспектируемых об'єктах / В. Рыжиков, **А. Ополонин**, Е. Лисецкая, В. Даниленко, С. Галкин, Е. Воронкин // Науковий вісник Інституту економіки та нових технологій ім. Ю.І.Кравченка “Нові технології” – 2005. – № 1-2(7-8). – С. 9-10.
13. Возможности двухэнергетического детектирования на основе пары «сцинтиллятор-фотодиод» в цифровой медицинской радиографии

/ В.Д. Рыжиков, **А.Д. Ополонин**, Д.Н. Козин, Е.К. Лисецкая, В.Л. Даниленко // Вісник НТУУ „Київський політехнічний інститут” – серія „Приладобудування” – 2005. – 29. – С. 128-134.

<http://old.visnykpb.kpi.ua/uk/numarch/func-startdown/162/>

14. Multi-energy radiography on the basis of "scintillator-photodiode" detectors / V.D. Ryzhikov, S.V. Naydenov, B.V. Grinyov, E.K. Lysetskaya, D.N. Kozin, **A.D. Opolonin**, N.G. Starzhinskiy. // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A. – 2003. – Volume 505. – Issue 1-2. – Pages 549-551.
15. Патент на корисну модель № 100966 України, МПК H05G1/26 (2006.01) Пристрій для контролю параметрів рентгенівських випромінювачів / В.Д. Рижиков, Б.В. Гриньов, В.Г. Волков, **О.Д. Ополонін**, С.В. Махота // власник Інститут сцинтиляційних матеріалів НАН України. – зареєстровано 25.08.2015.
16. Multi-energy method of digital radiography for imaging of biological objects / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, S.V. Naydenov, V.G. Volkov, C.F. Smith // Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE. – 2016. – Volume 9783. – N 978348.
17. A dual-energy medical instrument for measurement of x-ray source voltage and dose rate / V.D. Ryzhikov, S.V. Naydenov, V.G. Volkov, **O.D. Opolonin**, S.V. Makhota, T. Pochet, C.F. Smith. // Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE. – 2016. – Volume 9783 – № 97834X.
18. Three-energy radiography method for uniformity control of composite materials including components with different effective atomic numbers / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, B.V. Grinyov та ін. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2013. – Volume 8852. – № 88521J.
19. Research on improvement of Receiving-Detecting circuit for digital radiographic systems with advanced spatial resolution / V.D. Ryzhikov,

- O.D. Opolonin**, O.K. Lysetska та ін. // RILEM Bookseries. – 2012. – Volume 6. – P. 105–109.
20. Capabilities of dual-energy x-ray imaging in medicine and security / V.D. Ryzhikov, B.V. Grinyov, **O.D. Opolonin** та ін.. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2012. – Volume 8509. – №. 85090j.
21. Detector array with improved spatial resolution for digital radiographic system / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, S.M. Galkin та ін. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2011. – Volume 8142. – №81421C.
22. X-ray radiation detectors of "scintillator-photodiode" type for security and nondestructive testing / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, S.M. Galkin та ін. // IEEE Nuclear Science Symposium – 2011.– Conference Record № 6154450. – P. 2204-2207.
23. A multi-energy method of non-destructive testing by determination of the effective atomic number of different materials / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, S.M. Galkin та ін. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering – 2010. – Volume 7805. – № 78051P.
24. Development of receiving-detecting circuit for digital radiographic systems with improved spatial resolution / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, S.M. Galkin та ін.. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2009. – Volume 7450. – № 74500J.
25. New application of scintillator ZnSe(Te) in scintielelectronic detectors for detection of neutrons, medical imaging, explosive detection and NDT / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, A.G. Fedorov та ін.. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2008. – Volume 7079. – № 70791A.
26. ZnSe(Te)-based crystals and detectors for nondestructive testing and cargo inspection / V.P. Seminozhenko, V.D. Ryzhikov, **A.D. Opolonin**,

O.K. Lysetska, S.N. Galkin, E.F. Voronkin, S.A. Kostyukevich
 // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering.
 – 2006. – Volume 6319. – № 63191B.

27. Medical dual-energy imaging of bone tissues using ZnSe-based scintillator-photodiode detectors / B.V. Grinyov, V.D. Ryzhikov, S.V. Naydenov, **A.D. Opolonin**, E.K. Lisetskaya, S.N. Galkin, P. Lecoq // IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. – 2006. – Volume 3. – № 4179388. – P. 1945–1949.
28. Radiation detectors scintillator-photodiode on the base of A2B6 crystals for application in homeland security and medical equipment / B.V. Grinyov, V.D. Ryzhikov, S.V. Naydenov, C.F. Smith, **A.D. Opolonin**, E.K. Lisetskaya, N.A. Shumeiko, N.L. Kurna, G.M. Onischenko, S.E. Tretyak, S.N. Galkin, E.F. Voronkin. // IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. – 2006. – Volume 2. – № 4179199. – P. 1134-1138.
29. Distinguishing materials in inspected objects by digital radiography / V. Ryzhikov, O. Lysetska, **A. Opolonin**, V. Danilenko, S. Galkin, E. Voronkin, S. Kostyukevich // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2005. – Volume 5922. – № 592211. – P. 1-9.
30. Searching for reserve for expansion of the possibilities two-energy radiography / V.D. Ryzhikov, S.V. Najdenov, **O.D. Opolonin**, V.G. Volkov, E.K. Lysetskaya, D.N. Kozin, V.L. Danilenko // 8th International Conference of the Slovenian Society for Non-Destructive Testing: Application of Contemporary Non-Destructive Testing in Engineering. – 2005. – P. 157-163.
31. Active multichannel scintielectronic detectors of new generation based on zinc selenide / V.D. Ryzhikov, N.G. Starzhinskiy, S.O. Kostyukevich, D.N. Kozin, L.P. Gal'chinetskii, **A.D. Opolonin** // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 1999. – Volume 3768.

– P. 457-461.

32. X-ray introsopic digital systems of non-destructive testing based on "SELDI" detectors / V.D. Ryzhikov, L.P. Gal'chinetskii, **A.D. Opolonin**, V.M. Svishch, E.M. Selegenev. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering.– 1997. – Volume 3359. – P. 416-419.
33. A new x-ray security instrument based on the method of three-energy digital radiography / V. Ryzhikov, **A. Opolonin**, S. Naydenov, A. Krylov. // Proceedings of Security research conference: 11th Future Security. – 2016. – P. 501-504.

ЗМІСТ

Перелік умовних позначень, символів, скорочень і термінів.....	16
ВСТУП	17
РОЗДІЛ 1. ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД	30
1.1. Сучасний стан розвитку ЦРС	32
1.1.1. Застосування ЦРС у неруйнівному контролі	33
1.1.2. Застосування ЦРС у митному контролі	37
1.1.3. Застосування ЦРС у медицині	40
1.2. Структурні складові ЦРС та їх характеристики	42
1.2.1. Джерела іонізуючого випромінювання	42
1.2.2. Детектори рентгенівського випромінювання	44
1.2.3. Конструкційні елементи ЦРС	46
1.3. Особливості ЦРС з можливістю характеристизації матеріалів за ефективним атомним номером	47
1.4. Заключні зауваження	49
РОЗДІЛ 2. ФІЗИЧНІ АСПЕКТИ ХАРАКТЕРИЗАЦІЇ МАТЕРІАЛІВ ЗА ЕФЕКТИВНИМ АТОМНИМ НОМЕРОМ.....	50
2.1. Загальні аспекти характеристизації матеріалів за ефективним атомним номером	50
2.1.1. Характеристики рентгенівського випромінювання	50
2.1.2. Взаємодія рентгенівського випромінювання з речовиною	55
2.1.3. Коефіцієнти ослаблення для елементів таблиці Д.І. Менделєєва та деяких матеріалів	57
2.1.4. Особливості характеристизації матеріалів за ефективним атомним номером	61
2.2. Детектори рентгенівського випромінювання та їх енергоселективні властивості	62

2.2.1. Детектори типу сцинтилятор – фотодіод	62
2.2.2. Детектори типу сцинтилятор – фотоприймальний пристрій	64
2.2.3. Сцинтиляційні матеріали	66
2.3. Методичні аспекти розробки ЦРС	68
2.4. Вибір тестових об'єктів контролю та імітаторів вибухових речовин	71
2.5. Заключні зауваження	73
РОЗДІЛ 3. МЕТОДИ ХАРАКТЕРИЗАЦІЇ МАТЕРІАЛІВ ЗА ЕФЕКТИВНИМ АТОМНИМ НОМЕРОМ	74
3.1. Спрощена модель для обчислення співвідношення сигналів двоенергетичного детектора	74
3.2. Результати модельних обчислень	76
3.2.1. Результати моделювання співвідношення сигналів двоенергетичного детектора при проходженні рентгенівського випромінювання крізь об'єкти з різним ефективним атомним номером	77
3.2.2. Результати моделювання сигналів двоенергетичного детектора для визначення анодної напруги рентгенівського випромінювача	78
3.2.3. Моделювання кутової залежності сигналу детектора	81
3.3. Методи характеристики матеріалів за ефективним атомним номером	84
3.3.1. Метод прямої характеристики матеріалів за сигналами двоенергетичної лінійки детекторів	85
3.3.2. Метод характеристики матеріалів за співвідношенням сигналів двоенергетичної лінійки детекторів	86
3.3.3. Метод обчислення параметра, пропорційного масовому коефіцієнту ослаблення	87
3.4. Методи візуалізації тінювих рентгенівських зображень дво- та мульти- енергетичних ЦРС	91

3.4.1. Використання 2D кольорової палітри та 2D мапи точок при характеризації матеріалів за Z_{eff}	91
3.4.2. Використання 3D кольорової палітри та 3D мапи точок при характеризації матеріалів за Z_{eff}	93
3.5. Заключні зауваження	94
РОЗДІЛ 4. АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ	95
4.1. Розробка та виготовлення макетів дво- та три- енергетичних ЦРС ...	95
4.1.1. Макет двоенергетичної ЦРС з можливістю багаторакурсного сканування	96
4.1.2. Макет триенергетичної ЦРС	100
4.2. Отримання та візуалізація тіньових рентгенівських зображень у різних енергетичних діапазонах	105
4.2.1. Отримання та візуалізація тіньових рентгенівських зображень набору тестових об'єктів для митного контролю ...	105
4.2.2. Отримання та візуалізація тіньових рентгенівських зображень набору тестових об'єктів для медицини	111
4.3. Результати багаторакурсного сканування тестових об'єктів	115
4.4. Заключні зауваження	117
РОЗДІЛ 5. АНАЛІЗ ЧИННИКІВ, ЩО ВПЛИВАЮТЬ НА ТОЧНІСТЬ ХАРАКТЕРИЗАЦІЇ МАТЕРІАЛІВ ЗА Z_{EFF} ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ	120
5.1. Основні чинники, що впливають на точність характеристикації матеріалів за Z_{eff}	120
5.1.1. Розкид параметрів детекторів типу СЦ-ФД	121
5.1.2. Нестабільність потужності експозиційної дози рентгенівського випромінювання	124
5.1.3. Шуми квантування аналого – цифрового перетворювача	126
5.1.4. Вплив розсіяного випромінювання	127
5.2. Узагальнення результатів досліджень	134

5.3. Заключні зауваження	137
ОСНОВНІ РЕЗУЛЬТАТИ ТА ВИСНОВКИ	140
СПИСОК ЦИТОВАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	143
ДОДАТОК	157

Перелік умовних позначень, символів, скорочень і термінів

- АЦП – аналого – цифровий перетворювач
- ВД – детектор високоенергетичної складової рентгенівського випромінювання (високоенергетичний детектор)
- ВР – вибухові речовини
- ДІВ – джерело іонізуючого випромінювання
- ДРА – двоенергетична рентгенівська абсорбціометрія
- ДРВ – джерело рентгенівського випромінювання
- ЛД – лінійка детекторів
- НД – детектор низькоенергетичної складової рентгенівського випромінювання (низькоенергетичний детектор)
- НК – неруйнівний контроль
- НПД – напівпровідниковий детектор
- ОП – операційний підсилювач
- ОК – об'єкт контролю
- ПДТ – приймально – детектуючий тракт
- ПЕД – потужність експозиційної дози
- ПЗ – програмне забезпечення
- ПК – персональний комп'ютер
- РВ – рентгенівське випромінювання
- СЦ – сцинтилятор
- ТД – технічна діагностика
- ФД – фотодіод
- ФЕП – фотоелектронний помножувач
- ФПП – фото приймальний пристрій
- ФЧЕ – фото чутливий елемент
- ЦРС – цифрова радіографічна система

ВСТУП

Понад два десятиріччя традиційний плівковий метод радіографічного контролю зазнає все більшої конкуренції з боку цифрових радіографічних систем (ЦРС). Це стосується, як медичної рентгенівської діагностики, так і радіаційного виду неруйнівного контролю (НК) та технічної діагностики (ТД) в промисловості. Крім того, актуальним є використання ЦРС з метою протидії тероризму та незаконному перевезенню заборонених речовин (наркотики, вибухівка, тощо).

Поступова заміна плівкової радіографії на цифрову призвела до винайдення нових методів отримання тіньових рентгенівських зображень та до використання нового методу характеристики матеріалів (сумішей, речовин) за ефективним атомним номером – двоенергетичної абсорбціометрії.

Першою галуззю, де метод характеристики матеріалів за ефективним атомним номером знайшов широке застосування, були доглядові цифрові радіографічні системи (ЦРС) для митного контролю. Можливість характеризувати вміст багажу за ефективним атомним номером суттєво підвищила інформативність митного догляду, а саме, виділити кольором три групи матеріалів: матеріалам із $Z_{\text{eff}} < 10$ - відповідають відтінки помаранчевого кольору; матеріалам із $10 < Z_{\text{eff}} < 20$ - відповідають відтінки зеленого кольору; матеріалам із $Z_{\text{eff}} > 20$ - відповідають відтінки синього кольору.

На сьогодні, потреба у таких ЦРС існує не тільки в пунктах митного контролю та аеропортах, а також, банках, стадіонах, містах скупчення великої кількості людей, тощо. Таким чином, ЦРС є невід'ємною частиною сучасних систем безпеки та протидії тероризму. Актуальним є підвищення роздільної здатності ЦРС за ефективним атомним номером, особливо для "легких" матеріалів, до яких належить вибухівка, наркотичні речовини, тощо.

Другою галуззю застосування ЦРС є медицина. У медицині спроможність ЦРС характеризувати матеріали за ефективним атомним номером використовується, наприклад, для діагностики остеопорозу, ожиріння, оцінки стану судин, тощо (на ранніх стадіях хвороби).

ЦРС також широко використовуються в неруйнівному контролі (НК) та технічній діагностиці (ТД). Можливість характеристики матеріалів за Z_{eff} може бути використана для діагностики пропорцій у сумішах матеріалів, які мають відмінності за Z_{eff} .

Кожна галузь застосування має свої особливості й потребує оптимізації характеристик підсистем ЦРС (випромінювач, детектори випромінювання, тощо). В ЦРС для характеристики матеріалів за ефективним номером використовують реєстрацію рентгенівського випромінювання, що пройшло крізь об'єкт контролю у двох, або декількох енергетичних діапазонах. Тому, значною мірою, оптимізація спеціалізованих ЦРС полягає у дослідженні енергоселективних характеристик детекторів і врахуванні заздалегідь відомих характеристик об'єкту контролю (ОК). Наприклад, для медицини та НК товщина та хімічний склад ОК заздалегідь відомі.

У світі існує багато виробників ЦРС для митного контролю та медицини, але технічні, технологічні та методичні засади створення ЦРС є комерційною таємницею і не розголошуються виробниками. Українська промисловість також має потужності у виробництві ЦРС.

Спільно з ДНВП НТ СКБ "Полісвіт", м.Харків, нами було розроблено серію ЦРС для митного контролю, у тому числі такі, що використовують характеристику матеріалів за ефективним атомним номером. Також, у м. Харкові є виробники рентгенівських апаратів та ЦРС для медицини (наприклад, фірми "Квант" та "Радмір"), тому вдосконалення існуючих методів та розробку нових методів характеристики матеріалів за ефективним атомним номером, можна вважати актуальною задачею, вирішення якої може сприяти створенню ЦРС з новими функціональними можливостями та підвищенню конкурентоспроможності вітчизняних ЦРС на світовому ринку.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційна робота виконувалась у відповідності планів робіт НТК Інститут монокристалів та Інститут скінтіляційних матеріалів НАН України (ІСМА НАН України). Її результати пов'язані з дослідженнями, що проводилися автором відповідно до: 1) пошукових тем Інституту скінтіляційних матеріалів: "Дослідження можливості розділення речовин за ефективним атомним номером" Шифр "Палітра" (№ держреєстрації 0113U001837, відповідальний виконавець) та "Дослідження особливостей практичного використання мультиенергетичного підходу для цифрової радіографії" Шифр "Палітра 2" (№ держреєстрації 0114U001509, відповідальний виконавець); 2) комплексної програми наукових досліджень НАН України "Проблеми ресурсу і безпеки експлуатації конструкцій, споруд та машин" виконувались науково-дослідні роботи: "Проведення натурних випробувань приймально – детектуючого тракту цифрової радіографічної системи з отриманням тінювих рентгенівських зображень" шифр "Ресурс", 2010-2012 рр. (№ держреєстрації 0110U005184, відповідальний виконавець); "Розробка та виготовлення приймально – детектуючого тракту цифрової радіографічної системи з підвищеним просторовим розділенням для контролю зварних з'єднань, трубопроводів та металоконструкцій " Шифр теми А/4-Р 2.7-07, 2007-2009 рр.. (№ держреєстрації 0107U008565, відповідальний виконавець); "Розробка та дослідження системи цифрового радіографічного контролю зварних з'єднань та металоконструкцій" Шифр "сонце" 2004-2006 рр. (№ держреєстрації 0104U006379, виконавець, відповідальний виконавець); 3) підтримки грантів МОН виконувалась НДР «Нова генерація мультиенергетичних рентгенівських сканерів для антитерористичного контролю SfP 982823» (№ держреєстрації 0109U005411, відповідальний виконавець); 4) теми за Державною науково-технічною програмою розвитку мікро- та оптоелектронних технологій в Україні "Оптоелектронні пристрої для сфери охорони здоров'я, моніторингу навколишнього середовища і

запобігання тероризму", 2005-2007рр. (№ держреєстрації 0105U001131, виконавець); 5) "Створення оксидних та халькогенідних композитних сцинтиляторів для високочутливих двоенергетичних детекторів багатозрізової комп'ютерної томографії", шифр «Томограф-2» 2013-2015 рр.. (№ держреєстрації 0113U001832, виконавець); 6) замовлення Державної митної служби виконувалась дослідно – конструкторська робота "Розроблення та виготовлення учбового комплексу для ознайомлення та придбання навиків роботи з системами митного огляду серії „Поліскан-4”", Шифр "Рось - 1/2002", (№ держреєстрації 0103U000797, керівник роботи).

Мета і завдання дослідження. **Мета роботи** - розвиток фізичних методів характеристики матеріалів за ефективним атомним номером при радіографічному контролі.

Досягнення поставленої мети передбачало вирішення таких **завдань**:

- дослідити можливості отримання рентгенівського випромінювання у різних енергетичних піддіапазонах (при різних анодних напругах та умовах фільтрації) для енергетичного діапазону 20-150кеВ;
- виконати моделювання сигналів двоенергетичного сцинтиляційного детектора та дослідити його енергоселективні властивості;
- проаналізувати фізичні механізми взаємодії рентгенівського випромінювання з різними матеріалами та визначити можливості дво- та мульти- енергетичного підходу щодо характеристики матеріалів за ефективним атомним номером;
- розглянути існуючі методи характеристики матеріалів за ефективним атомним номером та провести пошук шляхів створення нових фізичних методів характеристики матеріалів за Z_{eff} ;
- створити макетні зразки ЦРС та виконати експериментальну перевірку результатів моделювання та порівняння різних методів характеристики матеріалів за Z_{eff} .

Об'єкт дослідження – двоенергетична рентгенівська абсорбціометрія.

Предмет дослідження – цифрові рентгенографічні системи, спектральний склад рентгенівського випромінювання до та після взаємодії з матеріалами, енергоселективні властивості та сигнали сцинтиляційних детекторів рентгенівського випромінювання.

Методи дослідження. Сцинтиляційний метод детектування рентгенівського випромінювання; спектрометричний метод реєстрації рентгенівського випромінювання; методи обчислення взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною; моделювання двоенергетичної цифрової радіографічної системи з подальшою експериментальною апробацією; методи обробки графічних зображень.

Наукова новизна одержаних результатів полягає в тому, що в дисертаційній роботі вперше досліджено фізичні аспекти характеристики матеріалів за ефективним атомним номером та запропоновано новий фізичний метод характеристики матеріалів за Z_{eff} . Зокрема:

уперше:

- розроблено фізичний метод характеристики матеріалів за ефективним атомним номером, що дозволяє обчислити параметр, пропорційний масовому коефіцієнту ослаблення, який не залежить від товщини та щільності матеріалу;
- сформульовано критерій однозначної характеристики матеріалів за ефективним атомним номером при радіографічних дослідженнях у діапазоні енергій 20÷150кеВ;

набули подальшого розвитку:

- моделювання енергоселективних властивостей двоенергетичного сцинтиляційного детектора типу сцинтилятор – фотодіод та ЦРС у цілому.

Практичне значення одержаних результатів полягає в тому, що запропонований в роботі метод характеристики матеріалів за ефективним

атомним номером дозволяє покращити існуючі ЦРС для митного контролю, протидії тероризму, медицини, НК, тощо.

Як експериментально показано у ході виконання роботи, двоенергетичні ЦРС здатні розрізняти "легкі" матеріали з ефективним атомним номером Z від 7,06 до 8,07 з точністю 7-9%, тоді як у традиційних ЦРС для митного контролю усі матеріали із $Z < 10$ віднесені до категорії "легких" матеріалів та не розділяються. У кістковій тканині біологічних об'єктів виявлено зміни мінералізації (за кальцієм) менш ніж на 1-2%, в той час як існуючі ЦРС для діагностування остеопорозу виявляють зміну мінералізації 2-3%.

Крім того, моделювання співвідношення сигналів двоенергетичного детектора було використано при створенні дистанційного приладу для контролю та вимірювання електричних та радіаційних параметрів рентгенівських апаратів. Такий прилад створено у ІСМА НАН України і він з успіхом пройшов випробування у відділенні променевої діагностики Харківського ОКЦУН ім. Шаповала та експлуатується дотепер у ІСМА НАН України .

Таким чином, запропонований в роботі фізичний метод характеристики матеріалів за ефективним атомним номером та модельні обчислення співвідношення сигналів двоенергетичного детектора можуть бути використані при створенні нових приладів радіаційного контролю, ЦРС та томографів (для медицини, митного контролю, тощо).

Особистий внесок здобувача. Основні результати роботи, що визначають новизну запропонованих методів та фактичні матеріали експериментальних досліджень, були отримані здобувачем особисто.

Проаналізовано фізичні аспекти характеристики матеріалів за ефективним атомним номером у дво та мульти енергетичних ЦРС [1*, 2*, 6*]. Запропоновано модель двоенергетичного детектора та обчислено співвідношення його сигналів (за різних умов), які було використано для аналізу радіографічних зображень різних ОК [2*, 3*, 5*, 13*, 16*, 20*, 22*,

27*, 29*, 30*]. Проведено модельні обчислення та експериментальні дослідження енергоселективних властивостей сцинтиляційних детекторів рентгенівського випромінювання [4*, 9*, 14*, 15*, 17*]. Проведено моделювання кутової залежності сигналів детекторів та отримано радіографічні зображення з підвищеним просторовим розділенням [7*, 10*, 11*, 19*, 21*, 23*, 24*].

Розроблено новий фізичний метод характеристики матеріалів за ефективним атомним номером [1*, 6*, 16*, 33*].

Створено макетні зразки ЦРС у частині реалізації фізичних засад мульти-енергетичної характеристики матеріалів [1*, 18*, 19*, 21*, 23*, 24*, 33*] і вибору сцинтиляційних матеріалів для детекторів [25*, 26*, 31*, 32*]. З використанням макетних зразків ЦРС отримано рентгенівські зображення тестових об'єктів, проведено порівняння результатів моделювання та експерименту [1*-3*, 7*, 8*, 11*, 12*, 16*, 18*, 20*, 25*, 27*-30*, 32*, 33*].

Формулювання мети та визначення задач роботи, аналіз отриманих результатів проводились разом із науковим керівником.

Апробація результатів дисертації. Основні результати дисертаційної роботи оприлюднено та обговорено на наступних конференціях:

Міжнародна конференція "Инженерия сцинтиляционных материалов и радиационные технологии", ISMART-2018, Мінськ, Білорусь; Міжнародна конференція "Инженерия сцинтиляционных материалов и радиационные технологии", ISMART-2014, Мінськ, Білорусь; "IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, 23-29 October 2011 - Valencia, Spain; 10-я Европейская конференция по неразрушающему контролю и технической диагностике, Червень 2010, Москва, Росія; Міжнародна конференція "Инженерия сцинтиляционных материалов и радиационные технологии", ISMART-2010, Харків, Україна; 9-th International conference on applications of nuclear techniques, June, 2008, Crete, Greece; 9th European Conference for Non-Destructive Testing, September, 2006, Berlin, Germany; NSS-MIC Conference October 16-22, 2004, ROME, Italy; "International

Symposium Non-Destructive Testing in Civil Engineering" (NDT-CE), September 16-19, 2003, Berlin, Germany.

Публікації.

Основні наукові результати дисертації опубліковано у 33 наукових працях; з них: 10 у міжнародних та вітчизняних фахових виданнях, 23 статті включено до міжнародної наукометричної бази Scopus. Отримано 1 патент на корисну модель.

- 1*. Increasing informativity of digital radiographic systems / **O.D. Opolonin**, V.D. Ryzhikov // Functional materials. – 2013. – №4. – С. 528–533.
<http://functmaterials.org.ua/contents/20-4/fm204-21.pdf>
- 2*. Scintillation materials and detectors on their base for non-destructive two energy testing / V.D. Ryzhikov, B.V. Grinyov, **O.D. Opolonin**, S.V. Naydenov, S.N. Galkin, E.F. Voronkin // Radiation Measurements. – 2007. – Volume 42. – Issue 4-5. – P. 915–920.
- 3*. Dual-energy radiography of bone tissues using ZnSe-based scintielectronic detectors / B.V. Grinyov, V.D. Ryzhikov, P. Lecoq, S.V. Naydenov, **A.D. Opolonin**, S.N. Galkin, N.A. Shumeiko // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A. – 2007. – Volume 571. – Issue 1-2. – P. 399–403.
- 4*. A Dual-energy X-ray detector on the basis of ZnSe(Al) and LGSO(Ce) composite scintillators / V.A. Litichevskiy, **O.D. Opolonin**, S.N. Galkin, A.I. Lalaants, E.F. Voronkin // Instruments and Experimental Techniques. – 2013. – Volume 56. – №4. – P. 436–443.
- 5*. Instruments and detectors on the base of scintillator crystals ZnSe(Te), CWO, CsI(Tl) for systems of security and customs inspection systems / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, P.V. Pashko, V.M. Svishch, V.G. Volkov, E.K. Lysetskaya, D.N. Kozin, C. Smith // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A. – 2005. Volume 537. – Issue 1-2. – SPEC. ISS. – P. 424-430.

- 6*. Характеризація матеріалів за ефективним атомним номером при радіографічних дослідженнях / **О.Д. Ополонін**, В.Д. Рижиков // Радіоелектроніка та інформатика. – 2020. – №3(90). – С. 38-43.
- 7*. X-ray radiation detectors of "scintillator-photoreceiving device type" for industrial digital radiography with improved spatial resolution / V.D. Ryzhikov, E.K. Lysetskaya, **A.D. Opolonin**, D.N. Kozin // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A. – 2003. – Volume 505. – Issue 1-2. – P. 544-548.
- 8*. Studies of two-energy linear detector matrix for X-ray osteodensitometry / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, S.V. Najdenov, D.N. Kozin, E.K. Lisetskaya, V.L. Danilenko // Biomedical Engineering. –2005. – Volume 39. – Issue 2. – P. 65-68.
- 9*. Detectors and instruments for detection of X-ray radiation on the basis of zinc selenide crystals / V.D. Ryzhikov, V.G. Volkov, **O.D. Opolonin**, S.V. Makhota, V.V. Maksymchuk // Functional materials. – 2015. – № 4. – P. 552–558.
- 10*. The looking for new possibilities of improvement of receiving-detecting circuit for digital radiographic systems with advanced spatial resolution / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, B.V. Grinyov, V.G. Volkov, E.K. Lisetskaya, S.N. Galkin, E.F. Voronkin, V.L. Perevertaylo // Functional materials. – 2011. – №3. – P. 398–402.
<http://functmaterials.org.ua/contents/18-3/fm183-21.pdf>
- 11*. The use of semiconductor scintillation crystals AIBVI in radiation instruments / V.D. Ryzhikov, V.V. Chernikov, L.P. Gal'chinetskii, S.N. Galkin, E.K. Lysetskaya, **A.D. Opolonin**, V.G. Volkov // Journal of Crystal Growth. – 1999. –Volume 197. – Issue 3. – P. 655-658.
- 12*. Перспективы цифровой радиографии для идентификации веществ в инспектируемых объектах / В. Рыжиков, **А. Ополонин**, Е. Лисецкая, В. Даниленко, С. Галкин, Е. Воронкин // Науковий вісник Інституту економіки та нових технологій ім. Ю.І.Кравченка “Нові технології”.

– 2005. – № 1-2(7-8). – С. 9-10.

- 13*. Возможности двухэнергетического детектирования на основе пары «сцинтиллятор-фотодиод» в цифровой медицинской радиографии / В.Д. Рыжиков, **А.Д. Ополонин**, Д.Н. Козин, Е.К. Лисецкая, В.Л. Даниленко // Вісник НТУУ „Київський політехнічний інститут”. – серія „Приладобудування”. – 2005. – 29. – С. 128-134.
<http://old.visnykpb.kpi.ua/uk/numarch/func-startdown/162/>
- 14*. Multi-energy radiography on the basis of "scintillator-photodiode" detectors / V.D. Ryzhikov, S.V. Najdenov, B.V. Grinyov, E.K. Lysetskaya, D.N. Kozin, **A.D. Opolonin**, N.G. Starzhinskiy. // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A. – 2003. – Volume 505. – Issue 1-2. – P. 549-551.
- 15*. Патент на корисну модель № 100966 України, МПК H05G1/26 (2006.01) Пристрій для контролю параметрів рентгенівських випромінювачів / В.Д. Рижиков, Б.В. Гриньов, В.Г. Волков, **О.Д. Ополонін**, С.В. Махота // власник Інститут сцинтиляційних матеріалів НАН України. – зареєстровано 25.08.2015.
- 16*. Multi-energy method of digital radiography for imaging of biological objects / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, S.V. Naydenov, V.G. Volkov, C.F. Smith // Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE. – 2016. – Volume 9783. – N 978348.
- 17*. A dual-energy medical instrument for measurement of x-ray source voltage and dose rate / V.D. Ryzhikov, S.V. Naydenov, V.G. Volkov, **O.D. Opolonin**, S.V. Makhota, T. Pochet, C.F. Smith // Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE. – 2016. – Volume 9783 – № 97834X.
- 18*. Three-energy radiography method for uniformity control of composite materials including components with different effective atomic numbers / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, B.V. Grinyov та ін. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2013.

- Volume 8852. – № 88521J.
- 19*. Research on improvement of Receiving-Detecting circuit for digital radiographic systems with advanced spatial resolution / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, O.K. Lysetska та ін.. // RILEM Bookseries. – 2012. – Volume 6. – P. 105–109.
- 20*. Capabilities of dual-energy x-ray imaging in medicine and security / V.D. Ryzhikov, B.V. Grinyov, **O.D. Opolonin** та ін.. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2012. – Volume 8509. – № 85090j.
- 21*. Detector array with improved spatial resolution for digital radiographic system / V. D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, S.M. Galkin та ін. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2011. – Volume 8142. – № 81421C.
- 22*. X-ray radiation detectors of "scintillator-photodiode" type for security and nondestructive testing / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, S.M. Galkin та ін. // IEEE Nuclear Science Symposium – 2011. – Conference Record № 6154450. – P. 2204-2207.
- 23*. A multi-energy method of non-destructive testing by determination of the effective atomic number of different materials / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, S.M. Galkin та ін.. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering – 2010. – Volume 7805. – № 78051P.
- 24*. Development of receiving-detecting circuit for digital radiographic systems with improved spatial resolution / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, S.M. Galkin та ін. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2009. – Volume 7450. – № 74500J.
- 25*. New application of scintillator ZnSe(Te) in scintielelectronic detectors for detection of neutrons, medical imaging, explosive detection and NDT / V.D. Ryzhikov, **O.D. Opolonin**, A.G. Fedorov та ін. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2008.

– Volume 7079. – № 70791A.

- 26*. ZnSe(Te)-based crystals and detectors for nondestructive testing and cargo inspection / V.P. Seminozhenko, V.D. Ryzhikov, **A.D. Opolonin**, O.K. Lysetska, S.N. Galkin, E.F. Voronkin, S.A. Kostyukevich // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2006. – Volume 6319. – № 63191B.
- 27*. Medical dual-energy imaging of bone tissues using ZnSe-based scintillator-photodiode detectors / B.V. Grinyov, V.D. Ryzhikov, S.V. Naydenov, **A.D. Opolonin**, E.K. Lisetskaya, S.N. Galkin, P. Lecoq // IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. – 2006. – Volume 3. – № 4179388. – P. 1945–1949.
- 28*. Radiation detectors scintillator-photodiode on the base of A2B6 crystals for application in homeland security and medical equipment / B.V. Grinyov, V.D. Ryzhikov, S.V. Naydenov, C.F. Smith, **A.D. Opolonin**, E.K. Lisetskaya, N.A. Shumeiko, N.L. Kurna, G.M. Onischenko, S.E. Tretyak, S.N. Galkin, E.F. Voronkin // IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. – 2006. – Volume 2. – №4179199. – P. 1134-1138.
- 29*. Distinguishing materials in inspected objects by digital radiography / V. Ryzhikov, O. Lysetska, **A. Opolonin**, V. Danilenko, S. Galkin, E. Voronkin, S. Kostyukevich // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2005. – Volume 5922. – № 592211. – P. 1-9.
- 30*. Searching for reserve for expansion of the possibilities two-energy radiography / V.D. Ryzhikov, S.V. Najdenov, **O.D. Opolonin**, V.G. Volkov, E.K. Lysetskaya, D.N. Kozin, V.L. Danilenko // 8th International Conference of the Slovenian Society for Non-Destructive Testing: Application of Contemporary Non-Destructive Testing in Engineering. – 2005. – P. 157-163.

- 31*. Active multichannel scintielectronic detectors of new generation based on zinc selenide / V.D. Ryzhikov, N.G. Starzhinskiy, S.O. Kostyukevich, D.N. Kozin, L.P. Gal'chinetskii, **A.D. Opolonin** // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 1999. – Volume 3768. – P. 457-461.
- 32*. X-ray introsopic digital systems of non-destructive testing based on "SELDI" detectors / V.D. Ryzhikov, L.P. Gal'chinetskii, **A.D. Opolonin**, V.M. Svishch, E.M. Selegenev // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering.– 1997. – Volume 3359. – P. 416-419.
- 33*. A new x-ray security instrument based on the method of three-energy digital radiography / V. Ryzhikov, **A. Opolonin**, S. Naydenov, A. Krylov. // Proceedings of Security research conference: 11th Future Security. – 2016. – P. 501-504.

Структура та обсяг дисертації. Дисертація складається з вступу, п'яти розділів, висновків, списку використаних джерел літератури та додатків. Повний обсяг дисертації складає 158 аркушів, дисертація включає 1 додаток, 83 рисунки, 2 таблиці, кількість найменувань у списку використаних джерел 121.

РОЗДІЛ 1

ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД

На теперішній час цифрові радіографічні системи все більше заміщують традиційну плівкову радіографію, широко застосовуються в неруйнівному контролі, медицині, митному догляді та інших галузях діяльності людства.

Взагалі, розвиток ЦРС можна порівняти з розвитком оптичних приладів для отримання та фіксації зображень (наприклад, фотоапаратів), які також зазнали переходу від плівкових до цифрових технологій.

Доцільність переходу радіографічних систем від плівкових до цифрових технологій обумовлена, насамперед, такими факторами:

- 1) ЦРС не потребує дорогих рентгенівських плівок які містять срібло, хімічних реактивів для проявлення і вилучення срібла з використаних плівок.
- 2) При використанні ЦРС тіньове рентгенівське зображення отримують практично в реальному масштабі часу.
- 3) При тривалому зберіганні цифрових зображень не відбувається таких спотворень первинної інформації, як при зберіганні плівки.
- 4) Застосування ЦРС дозволяє використовувати математичну обробку зображень (контрастування, зміну яскравості, гамма корекцію, тощо), в тому числі автоматичний пошук дефектів при неруйнівному контролі.
- 5) Знижується дозове навантаження на об'єкт контролю.

Отримання тіньових рентгенівських зображень може здійснюватись декількома способами, як зображено на рис.1.1. Найбільше поширення набули ЦРС скануючого типу (рис.1.1а). Це обумовлено, як меншою вартістю лінійки детекторів (ЛД), порівняно з 2D матрицею детекторів, так і

з можливістю безперервного конвеєрного отримання зображень ОК. ЦРС скануючого типу використовують у митному контролі, медицині, НК, тощо.

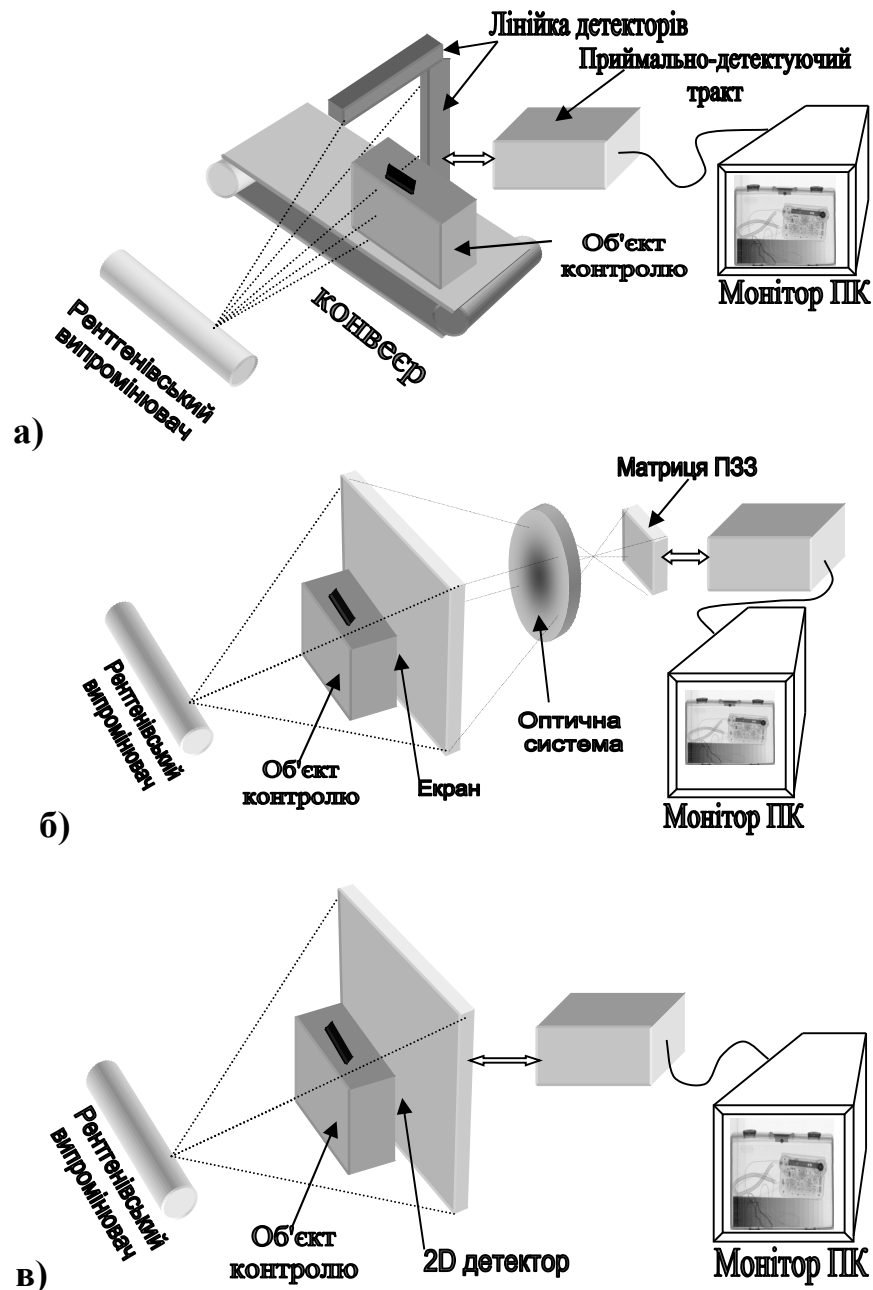


Рисунок 1.1 – Схематичне зображення різних типів ЦРС: а) з лінійкою детекторів; б) з флуоресцентним екраном; в) з 2D детектором.

Прикладом застосування ЦРС, що зображена на рис.1.1б є стандартні медичні рентгеноскопичні системи з флуоресцентним екраном, які оснащуються оптичною системою реєстрації зображення. Таким чином, отримані зображення можуть ретельно аналізуватися без опромінювання пацієнта.

ЦРС, що використовують 2D матрицю детекторів (рис.1.1в) застосовують у медицині, НК та ТД – контроль стану трубопроводів, зварних з'єднань, а також, системах безпеки – просвічування залишених речей з невідомим вмістом.

Слід також зазначити, що терміни "цифрові радіографічні системи" та "цифрова радіографія" часто використовують для більш широкого кола пристроїв, ніж описано вище. Наприклад, ЦРС називають негативоскопи з можливістю перетворення зображень (отриманих на рентгенівській плівці) у цифровий формат (оцифровування архівів рентгенівських плівок). Радіографічні системи з запам'ятовуючою плівкою, інформація з якої зчитується без процесу проявлення, також називають ЦРС. Дана робота виконана з використанням ЦРС скануючого типу, які базуються на сцинтиляційних детекторах типу сцинтилятор – фотодіод, або сцинтилятор – фото приймальний пристрій.

Цей розділ присвячено огляду існуючих радіографічних систем у цілому та ЦРС з можливістю характеристики матеріалів за ефективним атомним номером. У світовій практиці такий метод характеристики матеріалів називають dual energy x-ray absorptiometry (DXA, раніше DEXA), тобто двоенергетична рентгенівська абсорбціометрія (ДРА). У деяких виданнях також використовують термін – метод дуальних енергій.

За результатами огляду 74-х публікацій, у [1] наводиться стислий опис основних напрямків розвитку ЦРС різноманітного призначення.

1.1. Сучасний стан розвитку ЦРС.

За останні 20÷25 років ЦРС зазнали суттєвих змін з точки зору якості зображення та функціональних можливостей. Це пов'язано з розвитком комп'ютерної техніки, розробкою нових типів детекторів, удосконаленням елементної бази електроніки, тощо. Традиційно, найбільш освітленою у літературі є така галузь застосування ЦРС, як неруйнівний контроль та

технічна діагностика. Розробники ЦРС для митного контролю та медицини майже не публікують матеріали щодо фізичних принципів та математичного апарату, які використовуються при створенні нових ЦРС, бо вони є комерційною таємницею. Дотепер провідними виробниками ЦРС для митного контролю та медицини є Німеччина, США, Франція, Ізраїль, тощо.

В Україні також є виробники ЦРС. Так, з 1995 по 2004 роки спільно з НТ СКБ "Полісвіт", м. Харків, використовуючи детектори рентгенівського випромінювання виробництва НТЦ РП НТК "Інститут монокристалів", м. Харків, було створено серію ЦРС "Поліскан" для митного контролю (від ручного багажу до автомобілів і контейнерів).

Крім того, у Харкові є виробники ЦРС медичного призначення: фірми "Квант", "Радмір", ТОВ «Лабораторія рентгенівської медичної техніки», які виробляють рентгенівські апарати, мамографи, тощо. Як нам відомо, ці ЦРС не мають функції розділення матеріалів за ефективним атомним номером, тому роботи у напрямку підвищення інформаційності радіографічного контролю можуть сприяти підвищенню конкурентоспроможності продукції вітчизняних виробників ЦРС.

1.1.1. Застосування ЦРС у неруйнівному контролі

Не зважаючи на переваги цифрової радіографії порівняно з плівковою, у НК та ТД плівкова радіографія використовується і донині. Насамперед, це пов'язано з тим, що для плівкової радіографії розроблено більш широкую базу нормативної документації. Наприклад, Українське товариство НК та ТД [2] наводить перелік ДСТУ для радіаційного контролю. Деякі з них наведено у [3-12].

Застосування нових засобів радіаційного контролю для НК та ТД відповідальних виробів промисловості зазвичай потребує доробки діючої нормативно-технічної документації та розробки нових стандартів.

Як можна бачити з [3-12], у НК та ТД використовують радіографічний, радіоскопічний та томографічний види радіаційного контролю. Методи

характеризації матеріалів за Z_{eff} , розглянуті під час виконання даної роботи можливо використати для радіографічного та томографічного контролю.

За відсутності нормативної бази, використання методів характеристизації матеріалів за Z_{eff} для НК та ТД відповідальних вузлів (наприклад у літакобудуванні) поки що є проблематичним. Однак, для окремих застосувань, наприклад суміші матеріалів, які містять хімічні елементи із атомними номерами, що значно відрізняються один від одного, може бути використаний метод ДРА для оцінки однорідності та співвідношення елементів суміші.

Майже будь яка ЦРС здатна отримувати радіографічні зображення у різних енергетичних діапазонах. Тому, ЦРС, що здатні отримувати рентгенівські зображення у двох та більше енергетичних діапазонах, можуть бути використані для характеристизації матеріалів за Z_{eff} .

У НК та ТД використовують ЦРС усіх трьох типів, що наведені на рис.1.1. Так, наприклад, ЦРС із плівкою що запам'ятовує (рис.1.2) відповідає структурі ЦРС із 2D детектором (рис.1.1в).

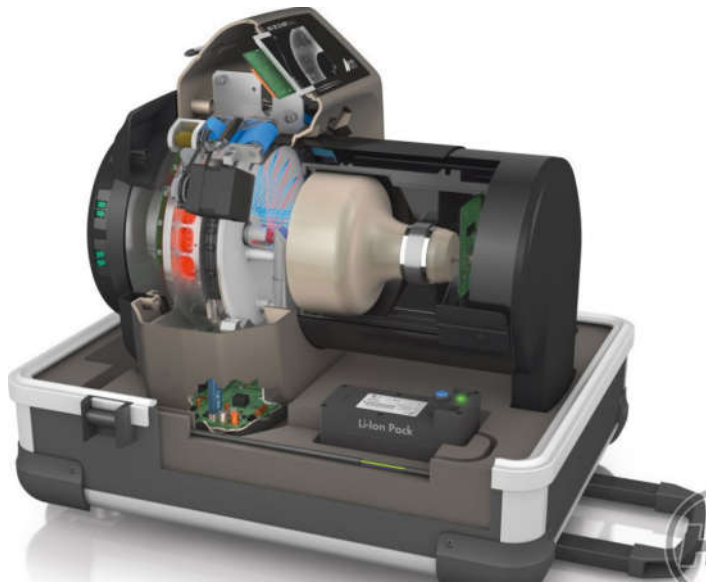


Рисунок 1.2 – Система цифрової радіографії DUERR HD-CR 35 NDT (<https://ncontrol.ru>)

Для DUERR HD-CR 35 NDT (ЦРС з використанням плівки що запам'ятовує) базове просторове розділення складає 40мкм (12,5 пар ліній/мм). До головних переваг використання таких ЦРС порівняно

з традиційною плівковою радіографією можна віднести наступні: запам'ятовуюча плівка може використовуватись більш ніж 1000 разів; процес проявлення замінено на лазерне сканування; дані зберігаються у цифровому форматі, тощо [13, 14].

Для ЦРС із запам'ятовуючою плівкою у Німеччині було розроблено нормативну базу, наприклад: стандарт OENORM EN 14784-1:2005 Non-destructive testing - Industrial computed radiography with storage phosphor imaging plates - Part 1: Classification of systems.

Наступний тип ЦРС, також має 2D детектор (рис.1.1в), але принципово відрізняється за типом детектора. Наприклад, 2D детектор на базі аморфного кремнію, що виготовляють за CMOS або TFT технологію (рис.1.3).

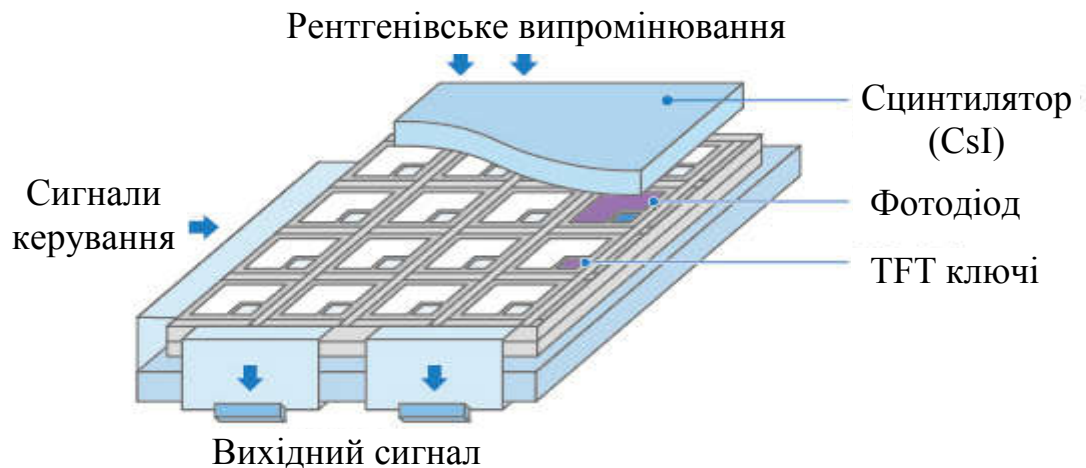


Рисунок 1.3 – Структура кремнієвого плоско панельного детектора, що використовує TFT технологію [17].

Використання цифрових детекторів (як гнучких так і пласких) здійснюється за міжнародним стандартом ISO 17636-2:2013.

Перші TFT пласкі панельні детектори рентгенівського випромінювання з'явилися більше 20 років тому, однак їх вартість на той час складала більше 100 тис. доларів США. На сьогодні вартість таких детекторів значно зменшилась. Так, в 2006 році були опубліковані [15] результати порівняння економічної ефективності використання традиційної рентгенівської плівки та кремнієвого плоско-панельного детектора, за якими витрати на

радіографічний контроль з використанням плоскопанельного детектора майже вдвічі менші ніж при використанні рентгенівської плівки.

Для НК друкованих плат, також використовують плоскопанельні детектори, що у поєднанні з гострофокусною рентгенівською трубкою (розмір фокусної плями $0,25\div 1\text{мкм}$) та використанням принципу геометричного збільшення ($2,5\div 2400\times$), дозволяє досягти мінімальної величини елемента, що розпізнається, 500нм (рис.1.4).



Рисунок 1.4 – Рентгеноскопічна система для контролю друкованих плат XT V 160 фірми Nikon, розпізнається елемент розміром до 500нм .

З недоліків використання плоскопанельних кремнієвих детекторів найбільш вагомим можна вважати неможливість їх ремонту. При виході з ладу окремих елементів детектора, можна застосувати математичне згладжування, що використовує значення сигналів суміжних елементів.

Однак, вихід з ладу декількох суміжних елементів, загальний геометричний розмір яких дорівнює або більше розміру дефекту, що необхідно виявити, призводить до необхідності заміни детектора у цілому.

Огляд систем радіаційного НК та їх порівняльні характеристики наводиться у [16].

Обговорення загальних проблем переходу від плівкової радіографії до цифрової [18], при НК відповідальних вузлів та зварних з'єднань, та приклади

порівняння радіографічних зображень, наведено в [19], а обмеження використання цифрової радіографії у промисловості зазначені у [19, 20].

1.1.2. Застосування ЦРС у митному контролі

Перші радіоскопічні системи митного контролю набули поширення ще у 80-х роках минулого сторіччя, за принципом дії вони були ідентичні медичним радіоскопічним апаратам. Однак, на їх заміну швидко прийшли цифрові рентгенографічні системи скануючого типу, які були здатні забезпечити контроль великої кількості багажу, що переміщується на конвеєрах (зі швидкістю 20 см/с) у аеропортах, поштових відділеннях, тощо. Вже у 90-х роках набули поширення спеціалізовані ЦРС – для контролю автомобілів, морських контейнерів, потягів, тощо. Одночасно, ЦРС для контролю багажу набули нових функціональних можливостей: розділення речей у багажу за ефективним атомним номером, отримання зображень у розсіяному випромінюванні, покращення якості зображення завдяки математичним методам обробки, тощо.

Головним напрямом вдосконалення ЦРС для митного контролю та систем безпеки є підвищення інформативності контролю з метою виявлення небезпечних та заборонених предметів і речовин (вибухівка, наркотики, контрабандні товари, тощо). Відомі спроби виявлення вибухівки за характеристичним випромінюванням. Однак, як і у випадку отримання зображень у розсіяному випромінюванні, умови застосування (насамперед товщина та елементний склад ОК) цих методів є досить обмеженими.

Технологія розділення матеріалів за ефективним атомним номером (Z_{eff}), як нова функціональна можливість ЦРС для митного контролю, з'явилась одною з перших, та вдосконалюється донині. Ця технологія надає оператору ЦРС інформацію про елементний склад вмісту багажу: кольором виділяються три групи матеріалів, що відрізняються за Z_{eff} .

Розвиток ЦРС скануючого типу, для митного догляду та протидії тероризму, можна характеризувати наступним чином. Перші ЦРС скануючого типу (кінця 80-х років) дозволяли отримувати звичайні тіньові рентгенівські зображення аналогічні зображенням на рентгенівській плівці (з меншим просторовим розділенням, але більшим динамічним діапазоном). У 90-х роках, завдяки використанню подвійної лінійки детекторів, ЦРС отримали можливість характеризувати вміст багажу за ефективним атомним номером. У цей же час активно проводились дослідження з отримання додаткової інформації: формування зображень у розсіяному випромінюванні (рис.1.5); реєстрація характеристичного випромінювання; застосування математичної обробки для покращення якості радіаційних зображень; визначення ефективного атомного номеру для об'єктів що накладаються один на одне; тощо [21].

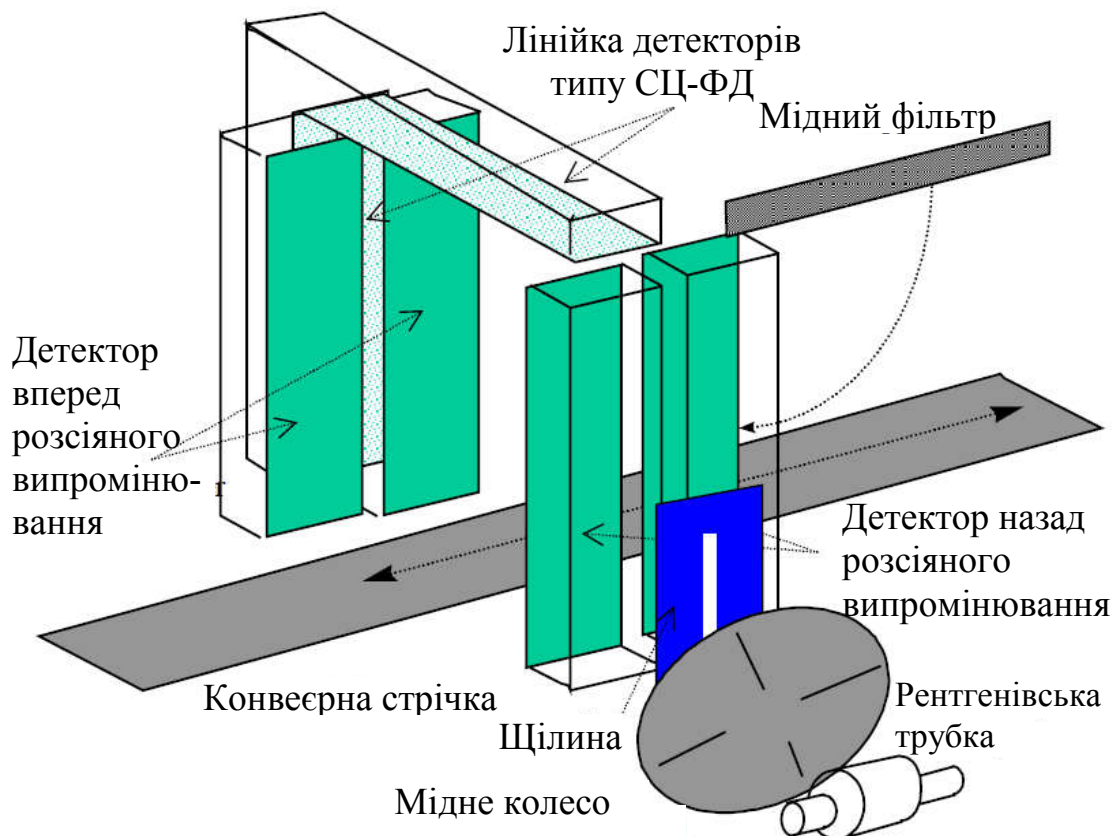


Рисунок 1.5 – Структура ЦРС для митного догляду, з функцією отримання зображень у розсіяному випромінюванні [21].

Подальший розвиток ЦРС для митного догляду та протидії тероризму відбувався у напрямі томографії. Спочатку це була мало ракурсна томографія, коли за допомогою 3-х рентгенівських випромінювачів формувалося 5 віялових пучків рентгенівського випромінювання для отримання п'яти радіографічних зображень під різними кутами огляду [22] (рис.1.6 а).

На сьогодні існують моделі систем митного догляду, які поєднують сканери та томографи [23]. Для догляду потоку багажу використовується двоенергетичний сканер та одноенергетичний томограф (рис.1.6 б). Такі системи призначенні для вирішення проблеми характеризації матеріалів за Z_{eff} та щільністю у випадках, коли речі багажу перекривають одна одну, що призводить до змінення Z_{eff} .



HI-SCAN 10080 EDtS



HI-SCAN 10080 XCT

Рисунок 1.6 – Системи митного догляду фірми Smiths Heimann [22, 23]: а) швидкодіюча багато ракурсна радіографічна; б) комбінована радіографічно – томографічна.

Одним з найважливіших завдань митного догляду вважається підвищення точності характеристики матеріалів за Z_{eff} , для виявлення різниці між близькими за Z_{eff} "легкими" матеріалами ($Z_{\text{eff}} < 10$), бо саме до "легких" матеріалів відносяться наркотичні речовини, вибухівка, ліки, тощо.

1.1.3. Застосування ЦРС у медицині

Особливістю ЦРС медичного призначення можна вважати той факт, що людина під час радіографічних досліджень повинна бути майже нерухомою, або переміщуватись дуже повільно. Зазвичай, при скануванні людини, рухається джерело рентгенівського випромінювання та детектор.

Класична плівкова радіографія дотепер широко використовуються у медицині. Однак, ЦРС медичного призначення все більше набувають поширення завдяки двом головним чинникам. По перше, це швидкість отримання зображення, по друге це зниження дозового навантаження на пацієнта. Приклади реальних ЦРС скануючого та плоскопанельного типу наведено на рис.1.7.



Рисунок 1.7 – Світлини ЦРС для медичних рентгенографічних досліджень: а) скануючого типу, б) з плоскопанельним детектором [24, 25].

У [26] обговорюються деякі проблеми широкого впровадження ЦРС у медичну практику, а також наводяться ефективні дози за дослідження для рентгенографічних апаратів різних поколінь:

- плівкова рентгенографія та флюорографія 0,5 мЗв
- цифрова рентгенографія та флюорографія 1 покоління 0,03÷0,1 мЗв
- цифрова рентгенографія та флюорографія 2 покоління 0,05÷0,025 мЗв

Іншим напрямом розвитку ЦРС для медицини є двоенергетичні ЦРС, які реалізують принципово нову функціональну можливість, порівняно з плівковою радіографією, а саме – двоенергетичну рентгенівську абсорціометрію. ДРА використовується для діагностики остеопорозу (остеоденситометрія), ожиріння, стану судин, тощо. Фізичні принципи роботи таких ЦРС наводяться далі.

На рис.1.8. наведено схему сканування для двоенергетичної рентгенівської абсорбціометрії [27]. Приклади зображень, отриманих за допомогою денситометру Lunar-DPX-NT (GE Healthcare), та формули, що використовуються для обчислення мінеральної щільності кісткової тканини наведено у [28].

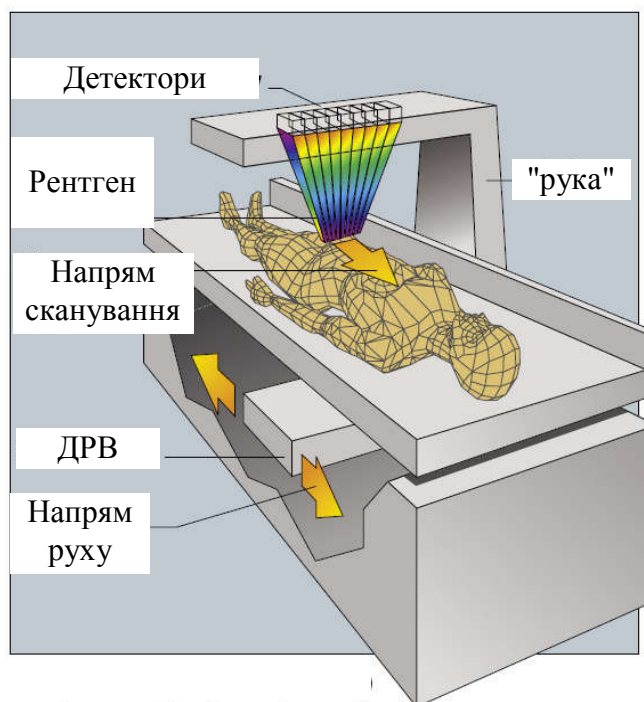


Рисунок 1.8. – Схема сканування при двоенергетичній рентгенівській абсорбціометрії.

Медичні двоенергетичні ЦРС здатні не тільки оцінювати мінералізацію кісткової тканини, але і діагностувати наявність ожиріння.

Таким чином, застосування ЦРС у медицині, при достатній просторовій роздільній здатності, надає принципово нові діагностичні можливості порівняно з традиційною плівковою радіографією.

1.2. Структурні складові ЦРС та їх характеристики

До складу всіх перелічених вище ЦРС входить ДРВ та детектор рентгенівського випромінювання. Для ЦРС скануючого типу необхідний механізм переміщення. Крім того, використання рентгенівського випромінювання пов'язане з ризиком опромінення людей, що знаходяться поруч з ЦРС. Тому, кожна ЦРС передбачає захист від прямого РВ та розсіяного випромінювання. Це може бути приміщення, корпус ЦРС, відстань, тощо. Далі наводяться основні характеристики перелічених вище складових елементів ЦРС.

1.2.1. Джерела іонізуючого випромінювання

ДРВ, що використовуються для радіографічного контролю мають дуже широкий діапазон характеристик, в залежності від призначення. Головними характеристиками ДРВ є анодна напруга U_a та струм рентгенівської трубки I_a .

Від U_a та I_a залежить потужність експозиційної дози (ПЕД) РВ, при чому ПЕД РВ залежить від I_a та квадратично залежить від U_a . Підвищення I_a призводить до пропорційного збільшення інтенсивності всіх складових спектру РВ, а збільшення U_a призводить до змінення форми спектру РВ.

Існують ДРВ з U_a від декількох кіловольт до 450кВ і навіть до 1000кВ. Діапазон значень I_a також є широким: від десятків мкА до сотень мА.

Наступним важливим параметром ДРВ є тип формування анодної напруги. У найпростіших ДРВ анодна напруга формується від мережі 220В / 50Гц і змінюється часі відповідно коливанням напруги у мережі. Однак, сучасні ДРВ використовують перетворювачі з частотою десятки кГц і мають системи стабілізації струму та напруги на рівні $\pm 0,5\%$. Також, використовують імпульсні ДРВ.

Для кожного з вищенаведених типів ДРВ спектр РВ є різним. При постійній напрузі на аноді рентгенівської трубки спектр РВ є найбільш високоенергетичним.

За типом аноду рентгенівські трубки бувають: прострільного типу, з масивним анодом, анодом що обертається, тощо. Конструкція аноду впливає на кутові характеристики РВ.

Важливу роль відіграє матеріал аноду. В залежності від матеріалу аноду, в спектрі РВ можуть бути ті чи інші лінії характеристичного випромінювання (K, L, M - серії). Найбільш поширеним матеріалом аноду є вольфрам.

Наступним елементом конструкції ДРВ, що суттєво впливає на спектр РВ є вихідне вікно, крізь яке РВ виходить назовні. По суті, вихідне вікно є фільтром РВ, що в залежності від матеріалу, більше або менше поглинає низькоенергетичну складову спектру РВ. Так, матеріалом вихідного вікна може бути органічне скло, берилій, алюміній, тощо.

Також, розділяють ДРВ за типом охолодження: повітряне, масляне, водяне, тощо. Різні типи охолодження застосовують в залежності від потужності ДРВ.

Якість радіографічного зображення суттєво залежить від розмірів фокусної плями ДРВ. На практиці, в залежності від цілей, використовують ДРВ, розміри фокусної плями яких можуть становити від десятків часток мкм, до декількох мм.

Усі вищенаведені характеристики ДРВ враховують при створенні ЦРС для конкретних галузей застосування. Так, наприклад, ЦРС для митного контролю багажу містять ДРВ з $U_a \approx 140-160$ кВ, $I_a \approx 1-2$ мА, матеріалом вихідного вікна є алюміній, товщиною 2мм. Для медичного застосування використовують ДРВ з $U_a \approx 20-120$ кВ, I_a від десятків мкА до десятків мА, в залежності від різних типів діагностики. Також, в медицині використовують фільтри з молібдену (мамографія) та алюмінію (радіографія, флюорографія).

У неруйнівному контролі використовують ДРВ як з мінімальними значеннями U_a та I_a , так і з максимальними, в залежності від типу об'єкту контролю (розміри, матеріал, тощо).

Кожна галузь застосування висуває свої вимоги до радіографічного контролю:

- Митний догляд має обмеження на дозу опромінення багажу (звичайна фотоплівка не повинна втратити свою фото чутливість після 100 кратного проходження рентгенографічного догляду).

- Для медицини дозове навантаження на пацієнта, у будь якому випадку, повинно бути мінімально можливим.

- Для неруйнівного контролю пріоритетом є виявлення мінімальних неоднорідностей у об'єкті контролю (тріщини, пустоти, включення, тощо).

Детальний опис фізичних основ рентгенівських методів контролю, схемних та конструкційних рішень ДРВ наведено у [29].

1.2.2. Детектори рентгенівського випромінювання

Детектори РВ бувають як сцинтиляційні так і напівпровідникові. Сцинтиляційні детектори складаються з сцинтиляційного елемента (монокристал, композиційний сцинтилятор, тощо) та фотоприймача. У якості фотоприймача може бути використаний фотоелектронний помножувач, фото приймальний пристрій, фотодіод, тощо. В даній роботі було використано багатоканальні детектори типу сцинтилятор – фотодіод. На попередніх етапах роботи було досліджено характеристики детекторів типу сцинтилятор – фото приймальний пристрій. Обидва типи детекторів придатні для формування лінійки детекторів (ЛД) в ЦРС скануючого типу. В даній роботі для створення макетних зразків ЦРС було використано детектори типу СЦ–ФД. Огляд детекторів для двоенергетичної радіографії наводиться в [112].

Сцинтилятори це люмінофори в яких під дією іонізуючих випромінювань виникають світлові спалахи [31-34]. Розрізняють два типи люмінофорів – органічні [32, 34] та неорганічні [33].

Механізми взаємодії різних типів іонізуючого випромінювання та відповідні перетини взаємодії елементів таблиці Д.І. Менделєєва наводяться у [35].

Приклади практичного використання сцинтиляційних матеріалів, та детекторів на їх основі наводяться у [36-39].

Провідним виробником ФД та ФПП вважається фірма Hamamatsu, Японія, однак, інші фірми також присутні на ринку напівпровідникових фотоприймачів: Sensel, Ketek, тощо. Вони виробляють кремнієві фотодіоди (у тому числі багатоканальні); кремнієві дрейфові детектори для м'якого рентгенівського та гама випромінювання (зазвичай до 30кеВ) - Silicon Drift Detectors (SDD); кремнієві фото помножувачі - Silicon photomultipliers (SiPM); тощо.

На рис.1.9 наведено світлини двох модулів для формування двоенергетичної ЛД. Верхні детектори (НД) реєструють низькоенергетичну складову випромінювання та фактично є фільтром для високоенергетичного детектора (ВД), що розташований за НД у напрямі розповсюдження РВ.

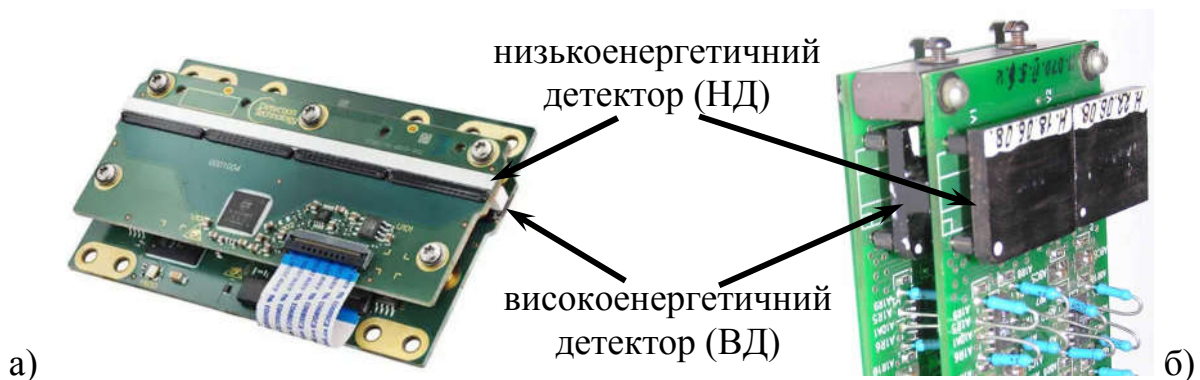


Рисунок 1.9 – Елементи двоенергетичної лінійки а) виробництва Detection Technology [30] , б) виробництва ІСМА НАН України.

Матеріал сцинтилятора та його товщина визначають енергоселективні властивості двоенергетичного детектора, що впливають на співвідношення сигналів НД та ВД. Для додаткового покращення енергоселективних властивостей двоенергетичного детектора використовують мідний фільтр, що розташовується між ВД та НД.

Збирання світла у сцинтиляційних елементах є важливою задачею при створенні нових детекторів іонізуючих випромінювань. На характеристики детектора у цілому значною мірою впливають форма сцинтиляційного елемента, світло відбиваюче покриття, оптичний контакт між сцинтиляційним матеріалом та фотоприймачем [40].

Сцинтиляційні параметри детекторів іонізуючих випромінювань вимірюються відповідно до [41].

1.2.3. Конструкційні елементи ЦРС

Зазвичай конструкційні елементи виконують наступні функції: фіксація ДРВ по відношенню до детектора; радіаційний захист; переміщення ОК або ДРВ та ЛД (ЦРС скануючого типу); тощо. Вони також, визначають ергономічні характеристики ЦРС.

Фізичні основи захисту від іонізуючих випромінювань наводяться у [42]. Приклад обчислення радіаційного захисту приміщення для розташування рентгенографічної установки для контролю легкового і вантажного автотранспорту "Поліскан -2" (рис.1.10) наводиться у [43].

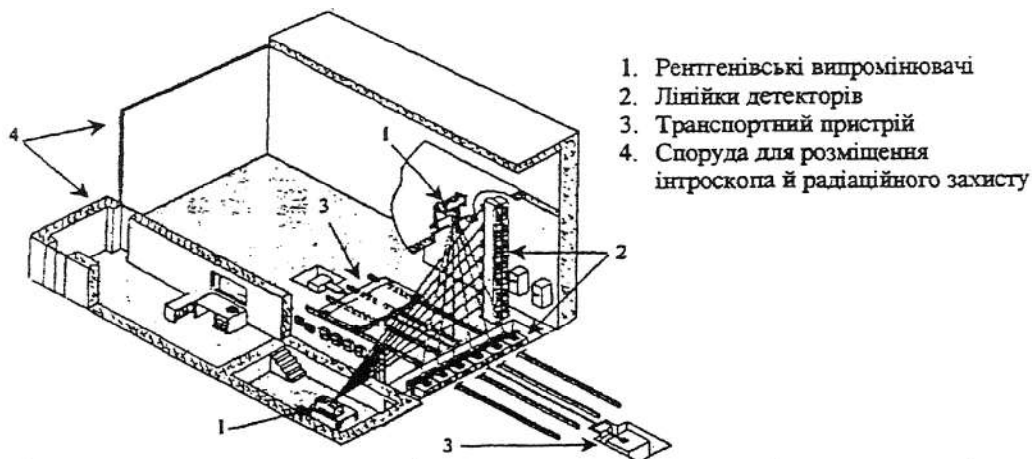


Рисунок 1.10 – Загальний вигляд системи для контролю легкових автомобілів і мікроавтобусів "Поліскан – 2".

Система "Поліскан – 2" (рис.1.10) використовує транспортний пристрій з платформою, на якій фіксуються передні колеса автомобіля. Під час

догляду транспортний пристрій переміщує платформу та автомобіль крізь два віялових пучки РВ.

У митних ЦРС для догляду багажу (рис.1.6) радіаційний захист забезпечується корпусом, який складається з металевих панелей, обклеєних тонким шаром свинцю, та спеціальними гумовими шторами на вхідному і вихідному вікні ЦРС. До складу гуми додають речовини, що добре поглинають розсіяне рентгенівське випромінювання.

ЦРС для митного догляду автомобілів можуть використовувати бетатрони з енергією до 3-4,5 МеВ. При чому, такі ЦРС можливо використовувати на відкритих майданчиках. Для захисту від опромінення людей облаштовують сигнальний периметр, який обмежує потрапляння людей у зону контролю або блокує роботу джерела випромінювання у разі потрапляння людини в межі периметру. У цьому випадку використовується той факт, що потужність експозиційної дози випромінювання зменшується пропорційно квадрату відстані до джерела випромінювання.

ЦРС медичного призначення зазвичай розташовані у спеціалізованих приміщеннях та передбачають використання захисного одягу, захисного обладнання. У цілому, радіаційна безпека у медицині здійснюється відповідно до "Загальних правил радіаційної безпеки використання джерел іонізуючого випромінювання у медицині" [44].

Радіаційний захист ЦРС повинен відповідати вимогам "Основних санітарних правил забезпечення радіаційної безпеки України" [45] та "Норм радіаційної безпеки України (НРБУ-97)" [46].

1.3. Особливості ЦРС з можливістю характеристики матеріалів за ефективним атомним номером

З фізичної точки зору, характеристика матеріалів за Z_{eff} здійснюється завдяки енергетичній залежності масового коефіцієнта ослаблення $\mu_m(E)$. В ідеальному випадку, маючи два монохроматичних джерела випромінювання

з енергіями E_1 , E_2 , та здійснивши вимірювання ослаблення випромінювання матеріалом ОК при двох енергіях, можна характеризувати матеріали за співвідношенням ослаблення на різних енергіях, яке буде залежати від Z_{eff} матеріалу. Чим більшою є різниця $E_1 - E_2$, тим більшим буде співвідношення сигналів детекторів.

У якості монохроматичних джерел випромінювання можуть бути використані ізотопи деяких елементів таблиці Д.І. Менделєєва, але, для формування достатнього відгуку детектора такі джерела повинні мати велику активність. Робота з ізотопними джерелами є небезпечною та потребує постійного контролю за їх використанням та зберіганням. Тому, широкого використання ізотопних джерел не відбулось.

На практиці, отримати співвідношення коефіцієнтів ослаблення випромінювання для різних енергій, при використанні ДРВ, можна двома шляхами. Перший полягає у тому, що з широкого спектру рентгенівського випромінювання за допомогою двоенергетичного детектора (рис.1.9) одночасно реєструється переважно низькоенергетична складова спектру РВ (низькоенергетичним детектором) та переважно високоенергетична складова (високоенергетичним детектором). Другий шлях – використання двох ДРВ та двох одноенергетичних ЛД. ДРВ працюють при різних значеннях U_a (наприклад 90кВ та 140кВ). Таким чином, у сигналі НД відсутня високоенергетична складова, а у сигналі ВД низькоенергетична складова може бути зменшена фільтром (мідь, алюміній, тощо).

У першому випадку важливими є енергоселективні властивості двоенергетичного детектора, а суміщення двох зображень не викликає труднощів (для пари детекторів НД, ВД можна досягти суміщення у просторі). У другому випадку необхідно точне суміщення двох зображень, а енергоселективність досягається формуванням вихідного спектру ДРВ.

В даній роботі головна увага приділяється ЦРС, які використовують ДРВ з енергіями 20-150 кеВ. Однак, спроби характеристики матеріалів за Z_{eff} проводяться і для більш жорстких енергій (1-10 МеВ) [1, 47, 114, 115, 117].

1.4. Заключні зауваження

Енергії деяких джерел іонізуючого випромінювання (ДІВ), що використовуються у різних галузях застосування, наведено у таблиці 1.1.

Таблиця 1.1.

Енергія ДІВ і радіаційні товщини ОК, характерні для різних галузей застосування ЦРС.

Радіаційна товщина ОК (еквівалент по сталі), мм	Максимальна енергія рентгенівського або гама випромінювання.	Характерні галузі застосування
до 1÷5	45 кеВ	НК друкованих плат, мамографія, тощо.
до 20÷30	160 кеВ	Митний контроль ручного багажу, медична радіографія, тощо.
до 30÷50	250÷300 кеВ	Митний контроль легкових автомобілів та мікроавтобусів, тощо.
до 70÷90	450 кеВ	Митний контроль пакетованого вантажу, НК та ТД зварних з'єднань трубопроводів, опорних конструкцій, тощо.
до 100÷350	3÷10 МеВ	Митний контроль морських контейнерів, потягів та автофургонів, НК и ТД опорних конструкцій мостів, тощо.

Характеризація матеріалів за ефективним атомним номером при радіографічних дослідженнях поступово знаходять нові галузі застосування. Наприклад, оцінка жирності та маси м'яса (харчова промисловість), розширення діагностичних можливостей у медицині [48-50], неруйнівний контроль [51], тощо.

Методи характеризації матеріалів, що базуються на двоенергетичній рентгенівській абсорбціометрії [107-109, 118] можуть бути використані і для рентгенівських томографів [1, 51, 113-117].

ФІЗИЧНІ АСПЕКТИ ХАРАКТЕРИЗАЦІЇ МАТЕРІАЛІВ ЗА ЕФЕКТИВНИМ АТОМНИМ НОМЕРОМ

2.1. Загальні аспекти характеристики матеріалів за ефективним атомним номером.

У даному підрозділі розглянуто фізичні аспекти формування спектрів рентгенівського випромінювання у діапазоні енергій 20-150кеВ, взаємодії РВ з речовиною, проаналізовано енергетичну залежність масових коефіцієнтів ослаблення для елементів таблиці Д.М. Менделєєва та розглянуто деякі особливості характеристики матеріалів за Z_{eff} .

2.1.1. Характеристики рентгенівського випромінювання

У першому розділі було окреслено основні характеристики ДРВ, що тим чи іншим чином впливають на формування спектру гальмівного рентгенівського випромінювання. Відомо [121], що вибір енергії РВ впливає на точність методу ДРА та потребує оптимізації. Отримання РВ у достатньо вузьких енергетичних діапазонах здійснюється наступним чином.

Насамперед, це вибір анодної напруги ДРВ. Більшість ДРВ для радіографії використовують рентгенівські трубки з вольфрамовим анодом. Сучасні рентгенівські випромінювачі виготовляються з берилієвим вихідним вікном, яке дозволяє використовувати не тільки К серію характеристичного випромінювання вольфрамового аноду, але і L серію.

За допомогою напівпровідникового спектрометра фірми AmpTek, було експериментально отримано спектри РВ для ДРВ "Isovolt 160 Titan E" при значеннях анодної напруги від 10 до 60 кВ (рис. 2.1). Енергетичне розділення спектрометра складає близько 1кеВ, тому на спектрах, наведених на рисунку 2.1, можна бачити тільки три лінії характеристичного

випромінювання з п'яти ліній L серії вольфраму (лінії 9,961кеВ та 9,672кеВ , а також 8,398кеВ та 8,335кеВ – не розділяються).

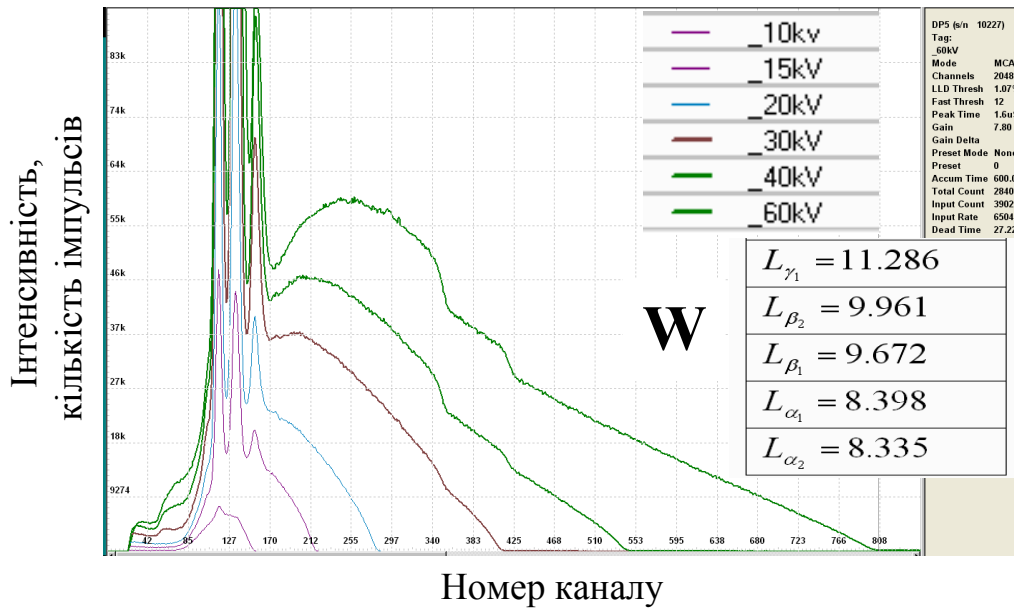


Рисунок 2.1 – Спектри рентгенівського випромінювання для ДРВ "Isovolt 160 Titan E" отримані без застосування фільтрів при анодних напругах від 10 до 60кеВ (з кроком 10кеВ), за допомогою напівпровідникового спектрометру X-123 фірми Amptek.

Низькоенергетичне випромінювання в більшості випадків призводить до збільшення дозового навантаження на ОК та не приймає участь у формуванні радіографічного зображення (поглинається у ОК). Тому, як в медицині, так і в неруйнівному контролі використовують фільтри (2-4 мм алюмінію), які поглинають низькоенергетичну складову рентгенівського випромінювання.

З використанням алюмінієвого фільтру товщиною 4мм, було експериментально отримано [70] спектри рентгенівського випромінювання при анодній напрузі ДРВ "Isovolt 160 Titan E" від 30 до 150 кВ, з кроком 10 кВ (рисунок 2.2). Починаючи з $U_a=80$ кВ у спектрі РВ помітними стають чотири лінії К серії характеристичного випромінювання вольфраму .

В медицині зазвичай використовують U_a від 30 до 120 кВ, для митного догляду багажу 70 ÷ 160 кВ. В даній роботі головна увага приділяється енергетичному діапазону РВ від 20 до 150 кеВ. Одним із способів отримання

радіографічних зображень у різних енергетичних піддіапазонах є суміщення радіографічних зображень, отриманих роздільно, при різних значеннях U_a та при застосуванні різних фільтрів.

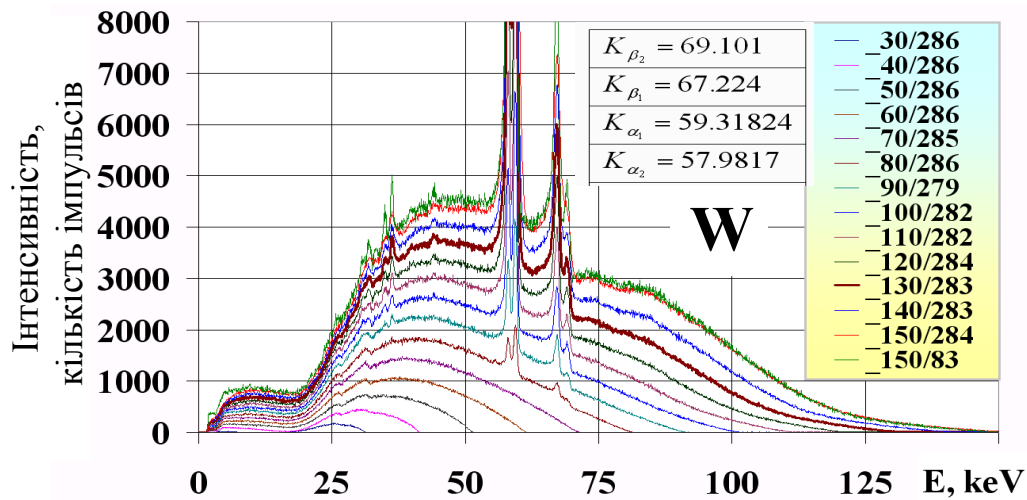


Рисунок 2.2 – Спектри випромінювання ДРВ з вольфрамовим анодом при різних анодних напругах (при застосуванні алюмінієвого фільтру, товщиною 4 мм).

Так, наприклад, використовуючи фільтри з міді та алюмінію, було отримано [65] РВ у трьох енергетичних піддіапазонах (низькі, середні та високі енергії), як наведено на рис.2.3.

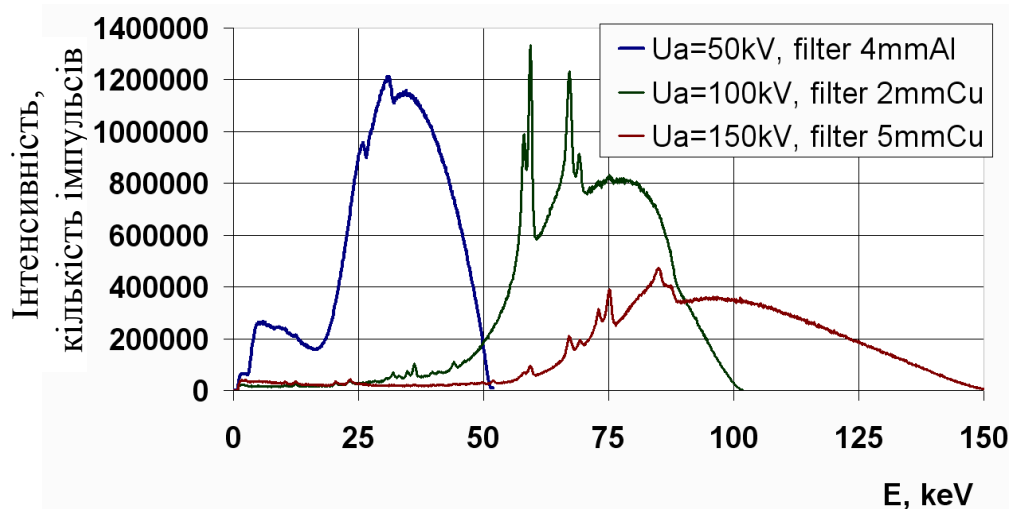


Рисунок 2.3. – Спектри рентгенівського випромінювання, отримані при різних анодних напругах ДРВ та різних умовах фільтрації.

Вихідні спектри випромінювання (анодна напруга і фільтрація відповідно до рис.2.3), були отримані при мінімальному струмі рентгенівського апарату та з використанням вольфрамового коліматора,

товщиною 36мм та отвором $\varnothing 0,4$ мм (для зменшення апертури детектора та мінімізації "мертвого часу" спектрометра). Потім, з урахуванням лінійної залежності інтенсивності випромінювання від струму рентгенівської трубки, було проведено корекцію спектру за кількістю імпульсів. Корекцію спектра було проведено за значенням струму трубки ДРВ, який обирався за умов однакового рівня сигналу детектора для всіх енергетичних діапазонів. Таким чином, рентгенівське випромінювання з спектрами, наведеними на рис.2.3, викликає однаковий сигнал детектора. У якості сцинтилятора, в детекторі використовувався селенід цинку товщиною 3,5 мм. Визначені таким чином режими роботи ДРВ було використано в дослідженнях [65, 70, 80, 82, 84, 86, 97].

Як можна бачити з рис.2.3, спектри РВ середнього та високо енергетичного діапазонів мають суттєве перекриття. Для зменшення зони перекриття можуть бути використані фільтри РВ з матеріалів, що мають К стрибок поглинання (рис.2.4).

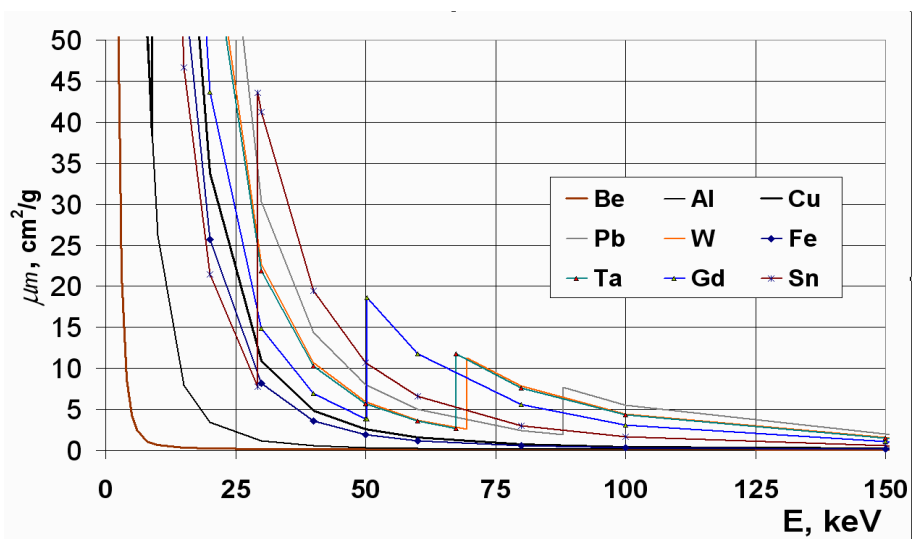


Рисунок 2.4. – Залежність масових коефіцієнтів ослаблення від енергії $\mu_m(E)$ для деяких матеріалів, що можуть бути використані при формуванні "вузькосмугового" спектру рентгенівського випромінювання.

З рис.2.3 видно, що застосування мідного фільтра, в порівнянні з алюмінієвим (рис.2.2), дозволяє краще ослабити низькоенергетичну складову спектра рентгенівського випромінювання, а застосування в якості фільтра

матеріалу, який має К стрибок поглинання (наприклад вольфрам $E_{KW}=69.517$ кеВ, тантал $E_{KTa}=67.405$ кеВ, тощо), дозволяє ослабити та сформувати різку межу для високоенергетичної складової спектру (рис.2.5 лінія 3). Таким чином, можна сформувати рентгенівське випромінювання у досить вузькому енергетичному діапазоні (рис.2.5).

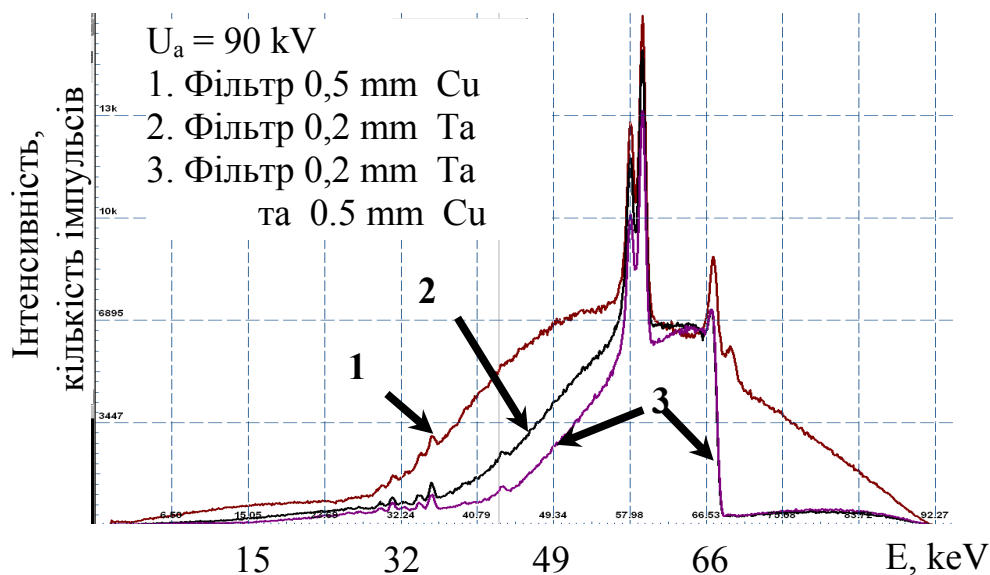


Рисунок 2.5 – Спектри рентгенівського випромінювання при анодній напрузі 90кВ та застосуванні різних фільтрів: 1) 0,5мм міді; 2) 0,2мм танталу; 3) 0,2мм танталу та 0,5 мм міді.

Перспективним напрямком створення квазі монохроматичних джерел випромінювання є створення багатошарових структур, здатних відбивати рентгенівське випромінювання певної довжини хвилі (Бреггівська дифракція). Розвиток технологій напилювання різних матеріалів дозволяє створювати багатошарові структури, здатні відбивати рентгенівське випромінювання. Так, наприклад, фірма MXF Technologies, Inc., у 2007 році заявляла про можливість створення мутиенергетичних фільтрів рентгенівського випромінювання до енергій 75кеВ. Відбивна здатність таких дзеркал, в залежності від енергії, становить: 50 ÷ 60% для $E=25$ кеВ; 35 ÷ 45% для $E=45$ кеВ; 15 ÷ 20% для $E=75$ кеВ (рис.2.6). Енергетична селективність таких фільтрів становить $\pm 5\%$ від енергії максимальної інтенсивності відбитого РВ, а відбите РВ має віялову форму $\approx (0.15\sim 0.2)^\circ \times (15)^\circ$.

Такі фільтри можливо змонтувати у одному корпусі та сформувати декілька пучків РВ з різними енергіями від одного ДРВ.

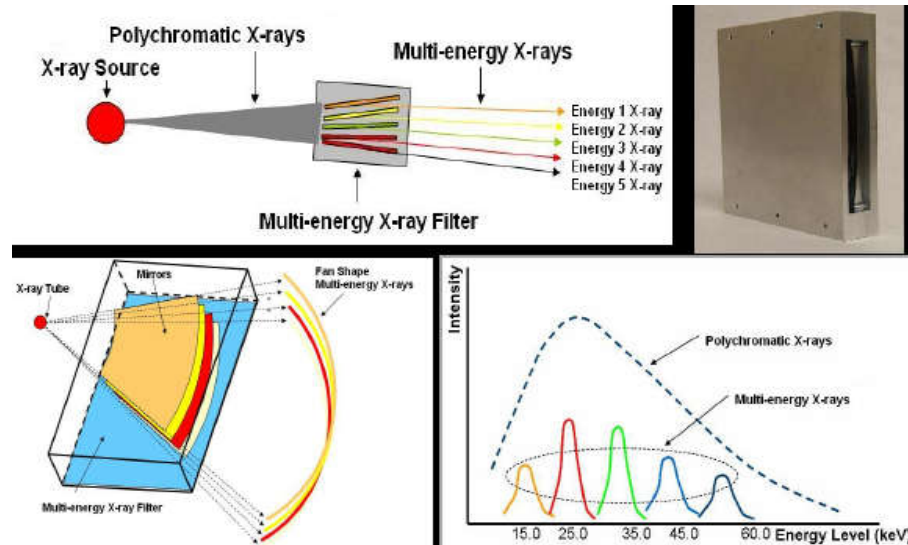


Рисунок 2.6 – Спектри рентгенівського випромінювання, отриманні за допомогою рентгенівських дзеркал (за даними фірми MXF Technologies, Inc., 2007 р.).

Обмеженням, щодо використання таких фільтрів є великі втрати потужності експозиційної дози рентгенівського випромінювання і як наслідок – застосування тільки для ОК що мають не велику радіаційну товщину.

2.1.2. Взаємодія рентгенівського випромінювання з речовиною

Взаємодія іонізуючих випромінювань, зокрема гама випромінювання з речовиною є добре дослідженою [35, 52]. Далі буде розглянуто основні процеси взаємодії гама випромінювання з речовиною та означено найбільш вагомі з них для енергетичного діапазону до 150кеВ.

Інтенсивність рентгенівського випромінювання (РВ) ослаблюється, при проходженні крізь речовину, відповідно до відомого закону [35]:

$$I(E) = I_0(E) \cdot e^{-\mu(E) \cdot x} = I_0(E) \cdot e^{-\mu_m(E) \cdot \rho \cdot x} \quad (2.1)$$

де $I_0(E)$ – початкова інтенсивність рентгенівського випромінювання, $\mu(E)$ – лінійний коефіцієнт ослаблення, $\mu_m(E)$ – масовий коефіцієнт ослаблення,

ρ – щільність, x – товщина шару речовини. $I_0(E)$ – спектр РВ, який за допомогою анодної напруги ДРВ та фільтрів може бути змінений.

Для розділення взаємодії випромінювання з електронами та атомами використовують коефіцієнти ослаблення на електрон μ_e та на атом μ_A , що виражені у см^2 на електрон та см^2 на атом відповідно. Кількість атомів у см^3 дорівнює $\rho \cdot N/A$, а кількість електронів $\rho \cdot N \cdot Z/A$, де A – атомна вага, N – число Авогадро, ρ – щільність ($\text{г}/\text{см}^3$). Тоді:

$$\mu_A = \frac{\mu \cdot A}{\rho \cdot N}, \text{ см}^2/\text{атом}$$

$$\mu_e = \frac{\mu \cdot A}{\rho \cdot N \cdot Z}, \text{ см}^2/\text{електрон}$$

Повний коефіцієнт ослаблення μ можна розкласти на складові, що відповідають кожному з процесів: фотоефект (τ); когерентне або томсон-релеєвське розсіювання ($\sigma_{\text{ког}}$); некогерентне або комптонівське розсіювання ($\sigma_{\text{неког}}$); народження пар електрон – позитрон (χ). Вказані процеси можуть відбуватися незалежно, тому: $\mu = \tau + \sigma + \chi$, де $\sigma = \sigma_{\text{ког}} + \sigma_{\text{неког}}$. Крім того, у ряді практичних застосувань (біологічні радіаційні ефекти, вплив радіації на матеріали, радіаційний захист, тощо) треба знати істинне поглинання електромагнітного випромінювання. Тому, для перелічених процесів (крім когерентного розсіювання) коефіцієнти можуть бути представлені у вигляді:

$$\tau = \tau_a + \tau_s$$

$$\sigma = \sigma_a + \sigma_s$$

$$\chi = \chi_a + \chi_s$$

де індекс **a** вказує на істинне поглинання, а індекс **s** – на розсіювання.

Виходячи з того, що дослідження проводились при максимальній енергії рентгенівського випромінювання 150кЕв, можна розглядати тільки фотоефект та розсіювання: $\mu = \tau + \sigma$.

При фотоефекті одна частина енергії рентгенівських квантів, що поглинається, перетворюється у кінетичну енергію фотоелектронів та електронів Оже (електрони внутрішньої конверсії), інша частина в енергію

випромінювання флуоресценції (характеристичне випромінювання), яке у свою чергу ефективно поглинається на відстанях того ж порядку, що і пробіг фотоелектронів, тому, в ряді випадків можна вважати $\tau = \tau_a$.

Найбільш детальну інформацію щодо коефіцієнтів ослаблення та поглинання для усіх елементів таблиці Менделєєва можна знайти у довідниках, наприклад [35]. У [52] також наводяться масові коефіцієнти ослаблення $\mu_m(E)$ та коефіцієнти поглинання енергії $\mu_{en}(E)$.

Для хімічних сполук та сумішей залежності $\mu_m(E)$ можуть бути обчислені за формулою [35]:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} = a_1 \cdot \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1 + a_2 \cdot \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2 + \dots + a_n \cdot \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_n, \quad (2.2)$$

де $(\mu/\rho)_i$ – масовий коефіцієнт ослаблення i - го елемента, що знаходиться в складі хімічної сполуки, a_i – вагова доля i - го елемента. Сума a_i повинна дорівнювати одиниці: $\sum_{i=1}^n a_i = 1$.

2.1.3. Коефіцієнти ослаблення для елементів таблиці Д.І. Менделєєва та деяких матеріалів

Як можна бачити з формули (2.1), як лінійний так і масовий коефіцієнти ослаблення характеризують матеріал ОК.

Лінійний коефіцієнт ослаблення залежить від ефективного атомного номера елементів які входять до складу досліджуваного матеріалу, щільності та товщини матеріалу. Тобто, характеризує матеріал за всіма переліченими параметрами. Масовий коефіцієнт ослаблення $\mu_m(E)$ не залежить від товщини та щільності матеріалу ОК і тому, може бути використаний для характеристики матеріалів за Z_{eff} . Тобто, якщо за сигналами двоенергетичного детектора обчислити параметр, пропорційний масовому коефіцієнту ослаблення, то такий параметр не повинен залежати від товщини та щільності матеріалу ОК.

Для аналізу енергетичної залежності $\mu_m(E)$ всіх елементів таблиці Д.І. Менделєєва (Z від 1 до 92) за даними [52] було створено відповідну базу даних у програмі Excel.

Спочатку було проаналізовано енергетичну залежність $\mu_m(E)$ для елементів, які не мають К стрибка поглинання при енергіях, більше ніж 20кеВ (рис.2.7).

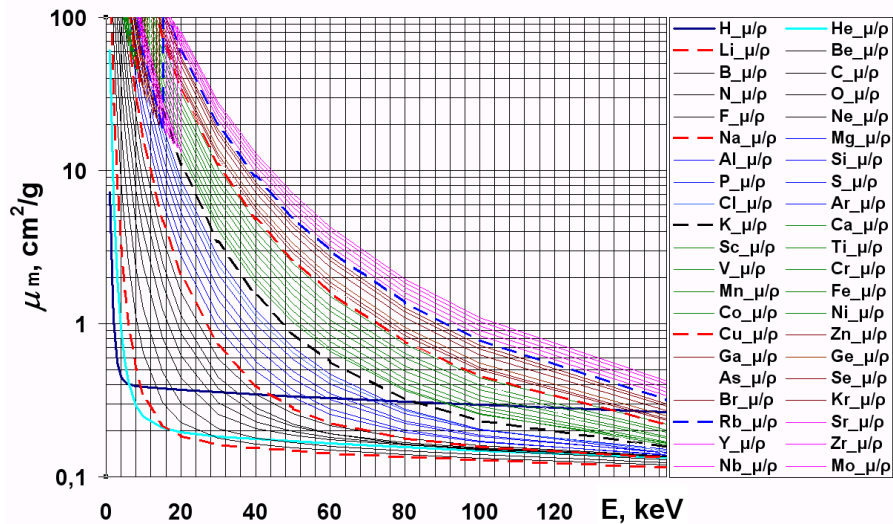


Рисунок 2.7 – Енергетичні залежності масових коефіцієнтів ослаблення $\mu_m(E)$ для елементів таблиці Д.І. Менделєєва із $Z < 43$.

Як можна бачити з рис.2.7, залежності $\mu_m(E)$ для всіх елементів, крім водню та гелію, мають монотонний характер та не перетинаються. Тобто, якщо матеріал ОК складається з елементів із Z від 3 до 42, то μ_m може однозначно характеризувати ефективний атомний номер матеріалу ОК [60].

Водень та гелій мають особливість – енергетична залежність масового коефіцієнту ослаблення $\mu_m(E)$ для них не така, як у інших елементів. Гелій – інертний газ, який не вступає в хімічні реакції з іншими елементами та практично не присутній у ОК. Сполуки водню є дуже поширеними – вода, органічні матеріали, тощо. На прикладі води можна бачити (рис. 2.8), що до енергій ≈ 30 кеВ значення μ_{mH_2O} близькі до кисню ($Z=8$); при енергії ≈ 70 кеВ до натрію ($Z=11$); при енергії ≈ 120 кеВ до кремнію ($Z=14$). Таким чином, для матеріалів, які містять водень, значення Z_{eff} будуть відрізнятися від інших

матеріалів в залежності від обраних для ДРА ефективних енергій рентгенівського випромінювання.

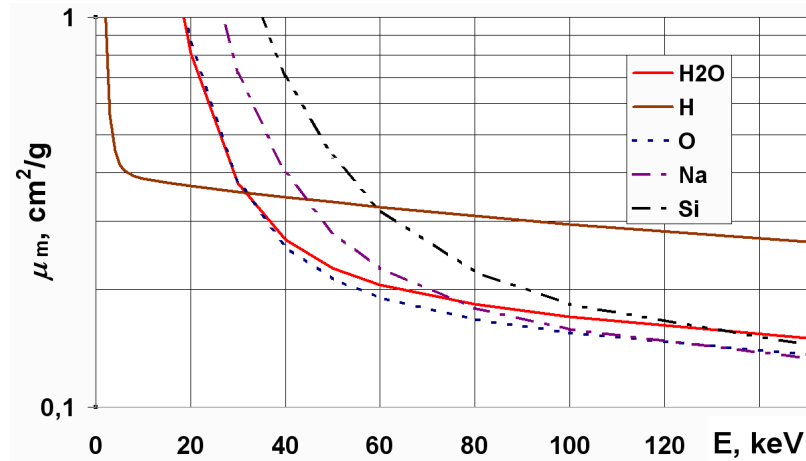


Рисунок 2.8 – Енергетичні залежності масових коефіцієнтів ослаблення води та деяких елементів.

Для елементів із $Z > 42$ масові коефіцієнти ослаблення мають К стрибок поглинання (рис.2.9) з енергією більше ніж 20 кеВ, тому визначення Z_{eff} для сполук, які містять такі елементи, потребує окремого аналізу. Слід зазначити, що наявність елементів, які мають К стрибок поглинання, у матеріалі ОК створює принципову можливість розробки ЦРС для "резонансного" виявлення таких елементів, або груп елементів – наприклад, золота, срібла платини, тощо.

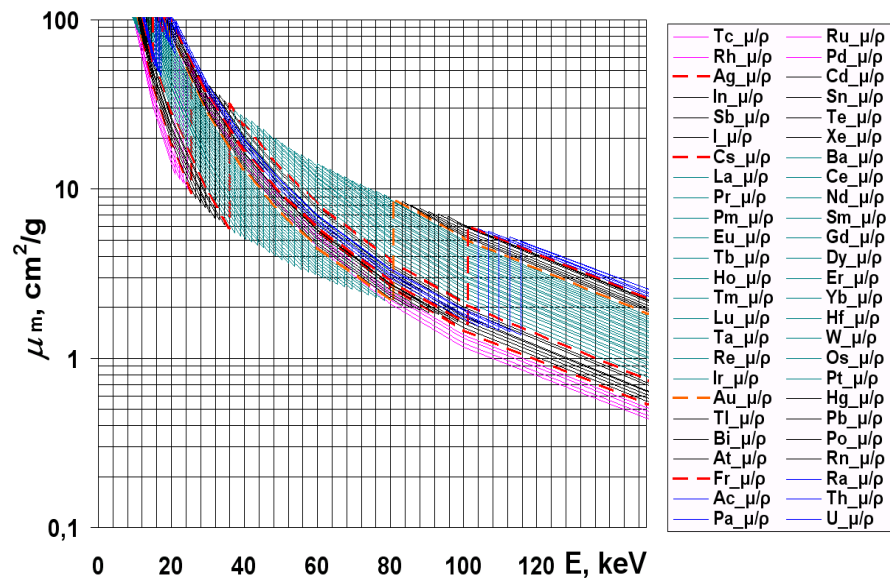


Рисунок 2.9 – Енергетичні залежності масових коефіцієнтів ослаблення $\mu_m(E)$ для елементів таблиці Д.І. Менделєєва із $43 \leq Z \leq 92$.

При певному виборі спектру РВ (розділі 2.1.1) та енергоселективних властивостей сцинтиляційних детекторів (розділ 2.2.3), матеріали, що мають К стрибок поглинання більше 20кеВ, можуть виглядати на радіографічному зображенні більш "прозорими" у низько енергетичному діапазоні ніж у високо енергетичному діапазоні.

При застосуванні двоенергетичних ЦРС у медицині важливим фактом можна вважати, що більшість тканин людини має залежність $\mu_m(E)$ близьку до відповідної залежності води (рис. 2.10).

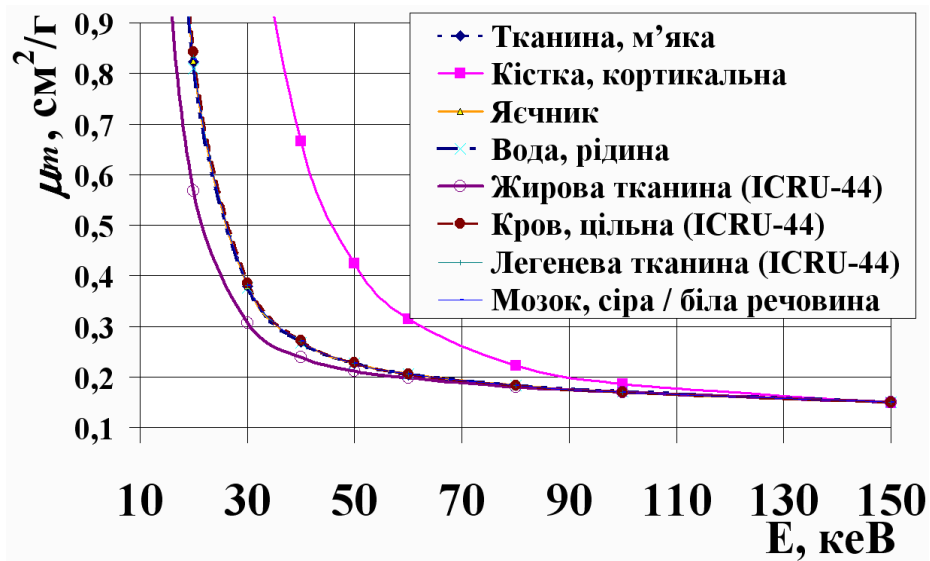


Рисунок 2.10 – Масовий коефіцієнт ослаблення $\mu_m(E)$ для різних органів та тканин людини [52].

Суттєві відмінності від інших тканин та органів мають жирова та кісткова тканини [70]. Цей факт використовують для діагностики стану судин, ожиріння та остеопорозу.

2.1.4. Особливості характеристики матеріалів за ефективним атомним номером

Наведений вище аналіз енергетичної залежності масового коефіцієнту ослаблення $\mu_m(E)$ для елементів таблиці Д.І. Менделєєва, дозволив для обраного енергетичного діапазону 20-150кеВ, виділити три групи елементів [70]: $A \in \{Z=1, 2\}$;

$$B \in \{3 \leq Z \leq 42\};$$

$$C \in \{Z \geq 43\}.$$

Розділення елементів на групи може бути використано для первинного аналізу властивостей ОК при розробці ЦРС. Також, сам принцип розділення елементів за наведеними вище критеріями може бути використаний і для інших енергетичних діапазонів.

Ефективний атомний номер для діапазону енергій 20÷150кеВ, де переважними механізмами взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною є фотоефект та комптонівське розсіювання, обчислювався за формулою [109]:

$$Z_{eff} = \left[\frac{\sum_{k=1}^N a_k A_k Z_k^4}{\sum_{k=1}^N a_k A_k Z_k} \right]^{1/3} \quad (2.3)$$

де A_k та Z_k – атомна маса та атомний номер простих елементів, N – загальна кількість простих елементів, a_k – відносна атомна (молярна) концентрація.

Для a_k має виконуватись умова:

$$\sum_{k=1}^N a_k = 1.$$

Слід зазначити, що поняття ефективний атомний номер має різні трактування та обмеження застосування [53-63, 101, 110, 111]. В роботі [55] наведено дев'ять різних формул для обчислення ефективного атомного номера, та наводиться порівняльна таблиця з результатами обчислень Z_{eff} . Авторами зазначається, що результати обчислень Z_{eff} за різними формулами можуть суттєво відрізнятись.

2.2. Детектори рентгенівського випромінювання та їх енергоселективні властивості

Вибір типу детектора ЦРС та його конструкції (СЦ-ФД, СЦ-ФПУ, СЦ-ФЕУ, НПД, тощо) здійснюється відповідно до призначення ЦРС та з урахуванням енергетичного спектру випромінювання.

Більшість ЦРС скануючого типу використовують сцинтиляційні детектори типу СЦ-ФД. У двоенергетичних ЦРС лінійка детекторів формується з детекторів низьких енергій та детекторів високих енергій (рис.1.9), розташованих один за одним.

Нижче наводяться основні характеристики детекторів СЦ-ФД та СЦ-ФПП (ренгеночутливість, темнові струми, тощо).

2.2.1. Детектори типу сцинтилятор – фотодіод

Конструкція детектора типу СЦ-ФД складається з: - кремнієвого фотодіоду; - сцинтиляційного елемента, вкритого світло відбиваючим покриттям з усіх боків, крім вихідного вікна; - оптичного клею; - захисного покриття; - корпусу (рис. 2.11).

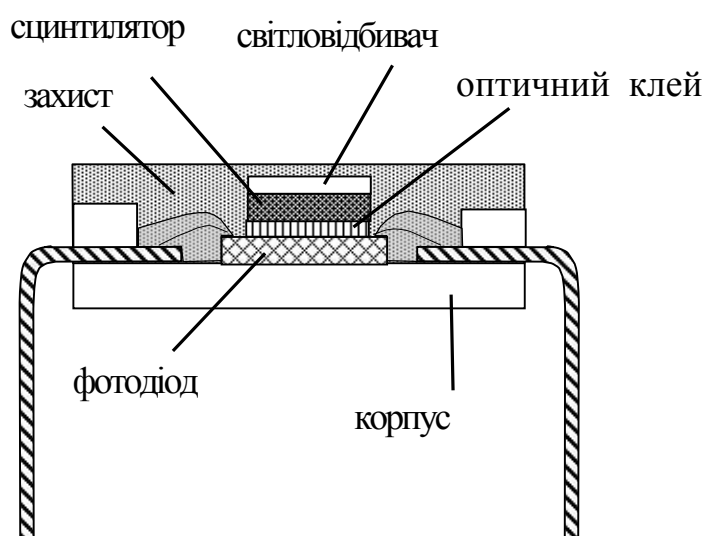


Рисунок 2.11 – Конструкція детектора типу СЦ-ФД.

Важливу роль при виборі СЦ відіграє оптичне узгодження спектру фоточутливості ФД (рис.2.12) та довжини хвилі максимуму люмінесценції СЦ.

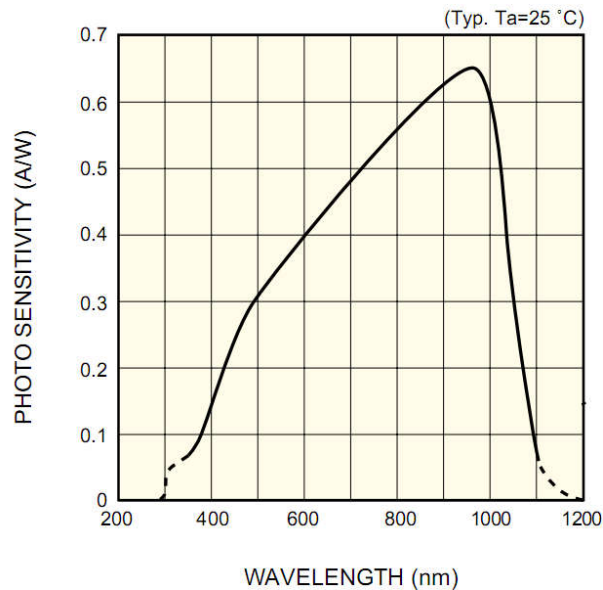


Рисунок 2.12 – Область фоточутливості фотодіоду S3590 Hamamatsu Photonics.

При оптичному поєднанні СЦ та ФД використовують клеєві композиції, які у ідеальному випадку повинні мати коефіцієнт заломлення близький до відповідних коефіцієнтів матеріалу СЦ та ФД.

Довжина хвилі максимуму люмінесценції для таких СЦ, як CWO, CsI, ZnSe, складає: 470-490nm; 550nm; 590-630nm відповідно. З перелічених сцинтиляторів селенід цинку має найкраще оптичне узгодження з спектром фоточутливості кремнієвого ФД (рис. 2.12).

Рентгеночутливість детектора типу СЦ–ФД ($\text{nA}\cdot\text{хв}/\text{P}\cdot\text{см}^2$) характеризує залежність струму ФД від потужності експозиційної дози рентгенівського випромінювання. Рентгеночутливість деяких детекторів типу СЦ-ФД на базі ZnSe(Те) наведено у таблиці 2.1.

Іншим важливим параметром детектора СЦ-ФД є "темновий" струм, що вимірюється при напрузі зміщення 10мВ та зазвичай, для кремнієвого ФД складає десятки пА.

Рентгеночутливість деяких детекторів типу СЦ-ФД на базі селеніду

цинку

Тип детектора, розміри СЦ,	СЦ	Рентгеночутливість, $\text{нА}\cdot\text{хв}/\text{Р}\cdot\text{см}^2$	Кільк. каналів	Розмір дет-ра, мм	Галузь використання
СДК-15 5x5x5	ZnSe(Te), ZnSe(O),	130	1	6x7x10	Моніторинг, дефектоскопія
СЕЛДІ 02-1 $\varnothing 8\text{x}(1\div 5)$ 5x5x(2 \div 7)	ZnSe(Te)	110	1	$\varnothing 11\text{x}(7\div 11)$ 6x8x(6 \div 9)	Дозиметрія, дефектоскопія
СЕЛДІ 06-1 10x10x10 $\varnothing 10\text{x}(1\div 5)$	ZnSe(Te)	90	1	$\varnothing 22\text{x}12.5$	Аварійна дозиметрія
СЕЛДІ- 6М.06-1 S=2.4 мм ²	ZnSe(Te)	120	16	25,6x20x3,5	Митний догляд
СЕЛДІ- 16М.06-2 S=2.4 мм ²	ZnSe(Te)	110	16	25,6x20x7	Митний догляд
СЕЛДІ- 32М.01-1	ZnSe(Te) 4x0,6x0,7	115	32	26x25x4	Медицина, інтроскопія

В даній роботі, при створенні двоенергетичної ЛД, використовувались детектори СЕЛДІ-16М.06-1 та СЕЛДІ-16М.06-2.

2.2.2. Детектори типу сцинтилятор – фотоприймальний пристрій

ФПП містить лінійку фотодіодів та два регістри (запису та зчитування). Структура ФПП наведена на рис. 2.13. Використовуючи тактові імпульси Φ та регістр запису, ємність кожного з фотодіодів заряджається до напруги стабілізованого джерела напруги $U_{\text{зм}}$. Через час накопичення, за допомогою регістру зчитування кожен ФД поєднується із затвором польового транзистора. Струм вихідного польового транзистора залежить від залишкової напруги на ємності ФД, яка визначається освітленням ФД.

Детектор СЦ-ФПП, виготовлений на базі 64 каналного ФПП з використанням сцинтилятора ZnSe було досліджено [71] на лінійність залежності струму ФПП від потужності експозиційної дози РВ (рис.2.14).

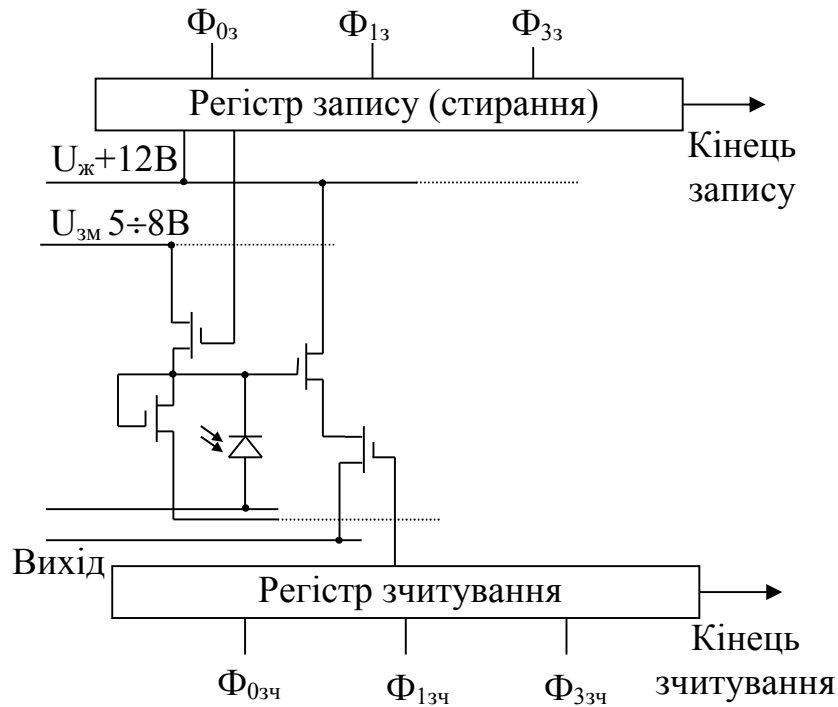


Рисунок 2.13 – Структурна схема ФПП.

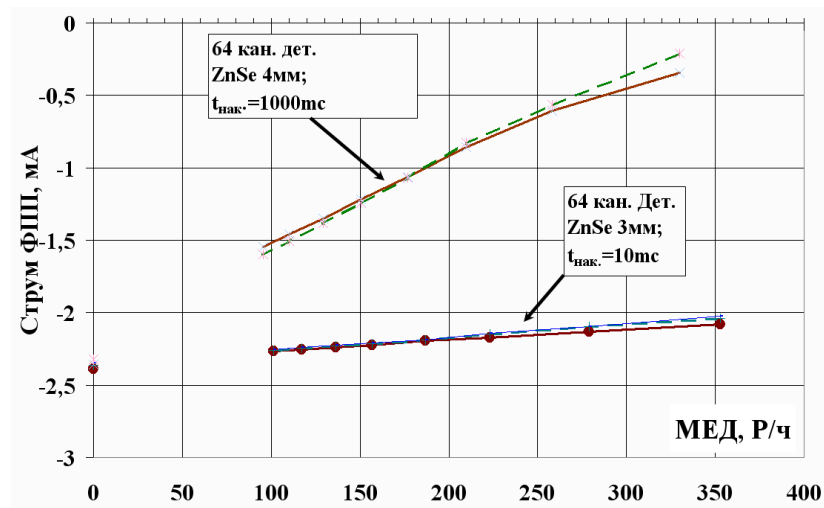


Рисунок 2.14 – Залежність струму детектора СЦ-ФПП від потужності експозиційної дози РВ.

Як можна бачити з рис.2.14, детектор має лінійну залежність сигналу від потужності експозиційної дози при часі накопичення 10мс. При часі накопичення 1000мс стають суттєвими втрати на саморозряд ємності ФД.

При використанні сигналів "кінець запису" та "кінець зчитування" (рис.2.13) може бути організована синхронна робота детекторів у лінійці.

Зовнішній вигляд 64 каналного ФПП наведено на рис.2.15.

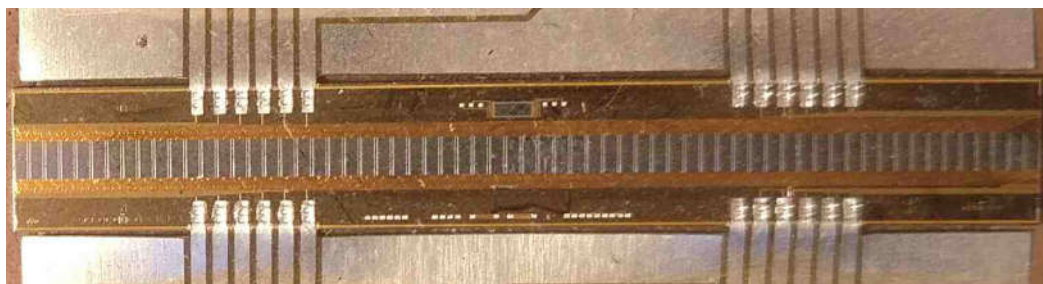


Рисунок 2.15 – Світлина 64 каналного ФПП.

Перевагою ФПП при створенні ЛД, порівняно з ФД є інтегрований комутатор. У випадку створення ЛД на базі ФД, для кожного каналу використовують окремий попередній підсилювач, а потім комутатор. Для ФПП, що зображений на рис.2.15. крок трансляції фото чутливих елементів становить 0,4 мм. ФПП виготовляють із кроком трансляції до 25мкм. Додатковою перевагою ФПП є змінний час накопичення сигналу.

Однак, при зменшенні кроку детекторів у ЛД менш ніж 0,5мм, використання розділених сцинтиляційних елементів (окремий для кожного каналу) має технологічні обмеження.

2.2.3. Сцинтиляційні матеріали

Вибір сцинтиляційного матеріалу для створення лінійки детекторів є важливим фактором, що впливає на енергоселективні властивості детектора та ЦРС у цілому [68, 72, 73, 77, 78, 81].

З точки зору оптичного узгодження СЦ та ФД, не гігроскопічності, конверсійної ефективності, тощо, - одним з найкращих сцинтиляторів є селенід цинку [75, 89-92, 95, 96]. З іншого боку, його ефективний атомний номер є 32,8, тому, для фізики високих енергій він поступається матеріалам з більшим Z_{eff} : CsI ($Z_{\text{eff}}=54$), CdWO₄ ($Z_{\text{eff}}=61,2$), тощо.

Вибір СЦ здійснюється для конкретної галузі застосування з урахуванням багатьох факторів. Післясвітіння сцинтилятора в ідеальному

випадку, при використанні АЦП, повинне бути на рівні одиниці у кодах АЦП, через період опитування детектора. Наприклад, якщо використовується 16 розрядний АЦП, з максимальним значенням сигналу 65535, то вклад післясвітіння через період опитування детектора повинен становити $100/65535 = 0,0015\%$. Зазвичай, сучасні швидкодіючі ЦРС потребують СЦ з рівнем післясвітіння 0,005% через час опитування. Важливою характеристикою СЦ є конверсійна ефективність (фотонів/MeV). Інші параметри СЦ, такі як щільність, радіаційна товщина, тощо, також враховуються при виборі СЦ.

Для дослідження енергоселективності різних СЦ було обчислено енергетичну залежність ослаблення для сцинтиляційних кристалів ZnSe, CsI, CdWO₄ різної товщини (рис.2.16).

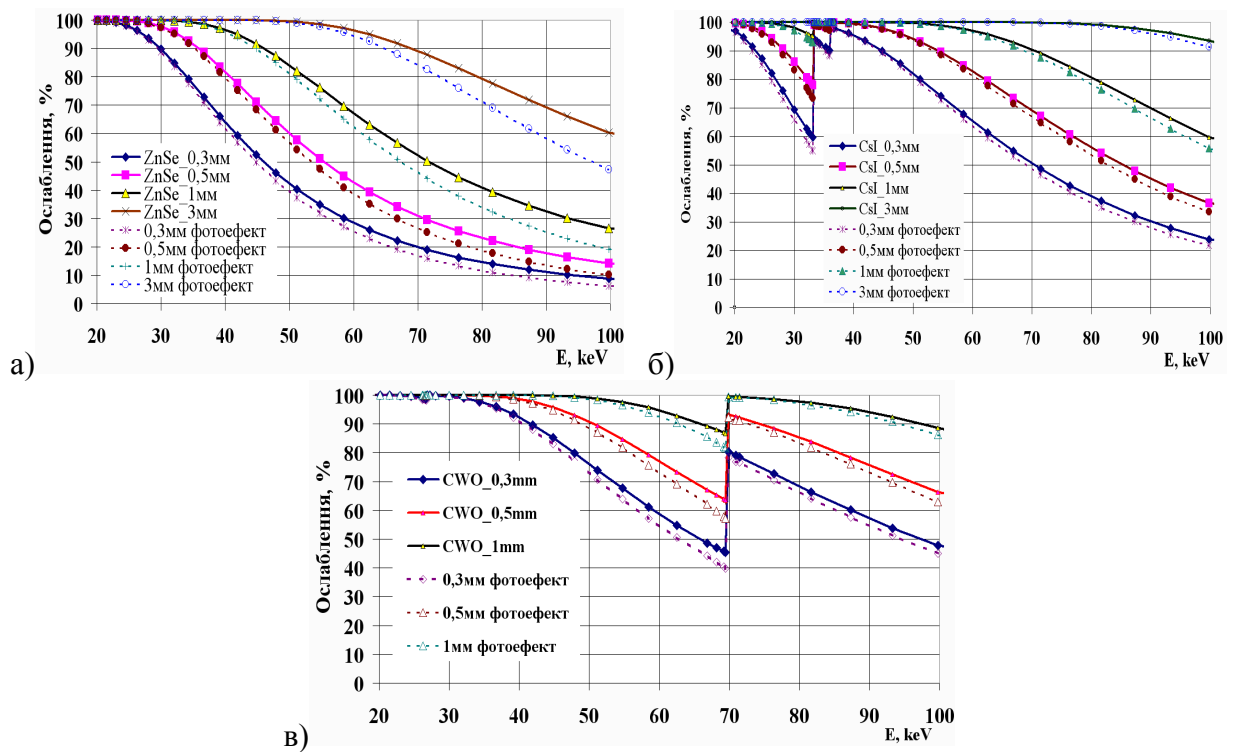


Рисунок 2.16 – Ослаблення РВ у сцинтиляційних кристалах ZnSe, CsI, CdWO₄ різної товщини (безперервні лінії) у тому числі за рахунок фотоэффекту (пунктирні лінії).

Як можна бачити з рис.2.16 б та рис.2.16 в, наявність у складі СЦ елементів із значною енергією К стрибка, призводить до певних

енергоселективних особливостей детекторів на їх базі. Результати обчислень використано в роботах [65, 69, 71, 72, 81, 82, 84].

2.3. Методичні аспекти розробки ЦРС

Створення універсальної ЦРС придатної одночасно для НК та ТД, медицини, митного контролю, тощо, не є можливим у зв'язку із значними відмінностями в технічних вимогах до результатів контролю (товщина просвічування, просторова роздільна здатність, дозове навантаження на ОК, час отримання радіографічних зображень, тощо). Тому, при створенні ЦРС для конкретного застосування, як правило, нами застосовувалася загальна послідовність розробки, яка враховує особливості ОК:

а) аналіз характеристик об'єкта контролю - максимальна радіаційна товщина (еквівалент по сталі) та діапазон зміни товщини; геометричні (габаритні) розміри; стаціонарний ОК або можливо його переміщення; фізичний стан (твердий, рідкий, змішаний); хімічний склад; чутливість до дозового навантаження, тощо;

б) визначення просторово - часових характеристик ЦРС в цілому - характер, форма і мінімальні розміри неоднорідностей що необхідно виявити у ОК (розділення - просторове, по товщині, за ефективним атомним номером; контрастна чутливість; виявна здатність, тощо); час отримання даних (час опитування всіх детекторів, час передачі даних в комп'ютер) та візуалізації радіографічного зображення (математична обробка, виведення зображення на екран, тощо); періодичність отримання радіографічних зображень (пропускна здатність); можливість застосування принципу геометричної оптики для збільшення тіньового рентгенівського зображення, тощо;

в) вибір джерела іонізуючого випромінювання - тип випромінювання (рентгенівське, гамма, нейтрони); тип випромінювача (рентгенівський, лінійний прискорювач, бетатрон, ізотопна гармата і ін.); характеристики потоку іонізуючого випромінювання (безперервний/імпульсний,

інтенсивність, тілесний кут виходу, нестабільність, енергетичний спектр, тощо); геометричні розміри ДІВ та ефективного центру випромінювання (розмір фокусної плями, розмір ізотопу, тощо); тип системи охолодження, температурний режим роботи;

г) вибір типу детектора ЦРС та його конструкції (СЦ-ФД, СЦ-ФПУ, СЦ-ФЕУ, НПД, тощо) здійснюється відповідно до призначення ЦРС. При використанні СЦ здійснюється вибір типу СЦ (наприклад, ZnSe (Te), CsI (Tl), CdWO₄, тощо) та визначення ефективності реєстрації випромінювання в заданому енергетичному діапазоні (як правило, не менше 90% поглинання у СЦ); визначення апертури детектора, кроку в ЛД, напрям опромінення, тощо; вибір світло відбиваючих покриттів (ефективність світловідбивання на довжині хвилі люмінесценції СЦ, товщина, тощо) та оптичного клею (оптичне узгодження СЦ та фотоприймача); узгодження температурних коефіцієнтів розширення всіх конструкційних матеріалів, тощо;

д) вибір схемних і конструкторських рішень для ПДТ - розробка структурної схеми (з урахуванням основних ланцюгів - попередній підсилювач, комутація каналів, апаратне калібрування, аналого-цифрове перетворення, передача цифрових даних в ПК, синхронізація і т.д.); вибір сучасної елементної бази і схемних рішень; адаптація конструкції ПДТ до конструкції ЦРС з урахуванням необхідності захисту мікросхем, напівпровідникових елементів від впливу іонізуючих випромінювань, тощо.

е) формулювання вимог до механізму сканування – визначення способу сканування – переміщається ОК, ЛД, ЛД з ДРВ, або інше; визначення характеру і часу переміщення (крокове, безперервне, лінійне, радіальне, тощо); вибір конструкторських та схемних рішень з урахуванням вагових та габаритних характеристик ОК, тощо;

ж) формулювання вимог до конструкції ЦРС – конструкція ЦРС повинна забезпечувати розміщення і функціонування всіх підсистем з урахуванням вимог ергономіки, охорони праці, електробезпеки, радіаційної безпеки, електромагнітної сумісності, санітарних норм, тощо; визначення

вимог до точності і можливості регулювання взаємного розташування центру випромінювання ДІВ, ЛД, коліматорів (юстування), тощо;

з) розрахунок захисту від впливу іонізуючих випромінювань на персонал і навколишнє середовище.

Узагальнену схему розробки ЦРС із зазначенням етапів, яку можливо використовувати при створенні ЦРС для широкого кола застосувань, наведено на рис.2.17.

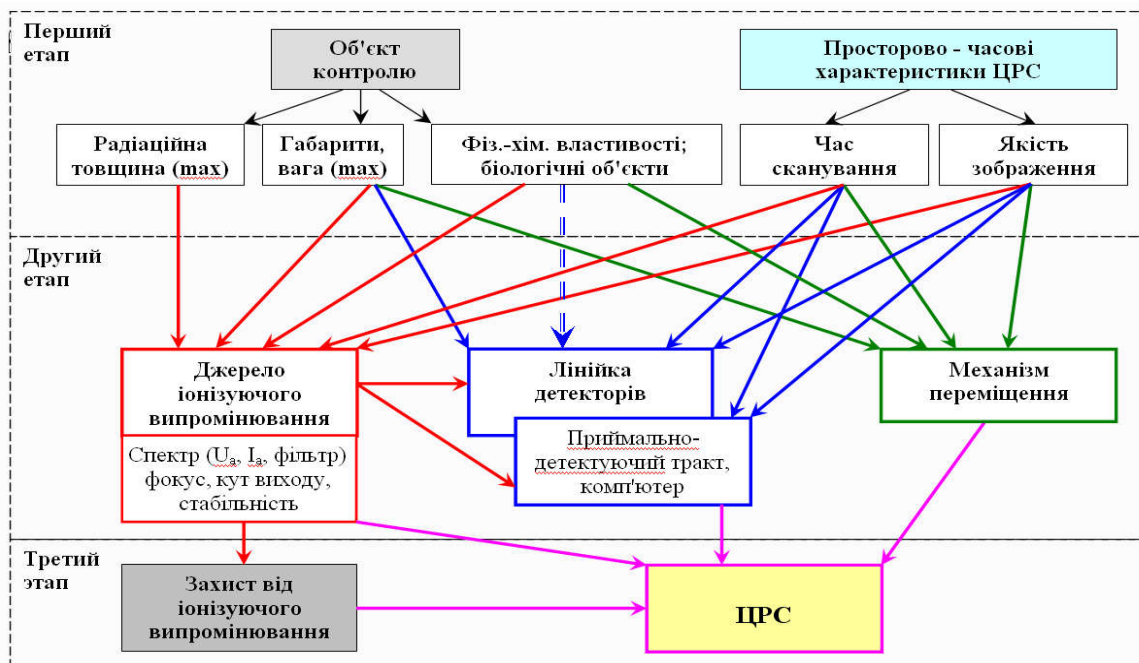


Рисунок 2.17 – Схема розробки ЦРС.

Як можна бачити зі схеми розробки ЦРС (рис.2.17), кожен параметр ОК та ЦРС в цілому, впливає на вибір структурних елементів ЦРС: джерела іонізуючого випромінювання, лінійки детекторів та ПДТ, механізму переміщення. Дану схему було застосовано при розробці двох макетів ЦРС, які використовувались в дисертаційній роботі для експериментальних досліджень (розділ 4).

2.4. Вибір тестових об'єктів контролю та імітаторів вибухових речовин

У якості тестових об'єктів було обрано набір із різноманітних речовин та матеріалів (рис. 2.18) із Z_{eff} від 6 до 29 та різної товщини. Тверді матеріали (крім вуглецю) мають форму ступінчатого клину, що дозволяє оцінити залежність параметра характеристики матеріалів за Z_{eff} від щільності та товщини ОК ($\rho \cdot x$). Значення Z_{eff} обчислено за формулою (2.3).

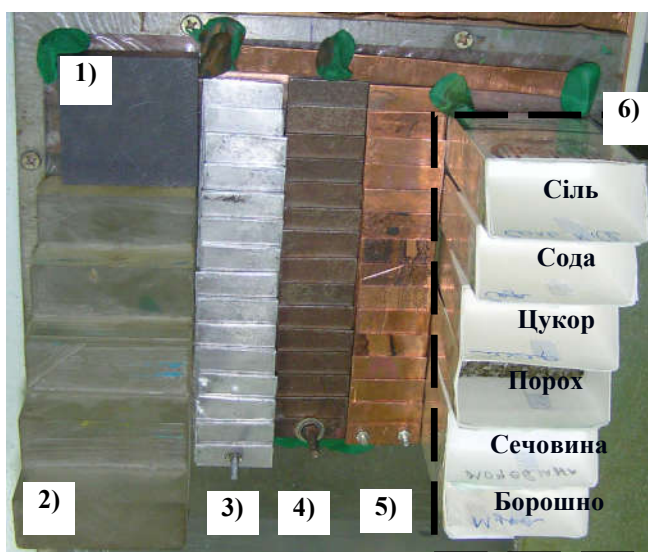


Рисунок 2.18 – Світлина тестових ОК: 1) вуглець $Z=6$; 2) поліметилметакрилат $Z_{\text{eff}}=6.48$; 3) алюміній $Z=13$; 4) сталь $Z=26$; 5) мідь $Z=29$; 6) набір сипучих матеріалів: сіль, $Z_{\text{eff}} = 15.9$; сода $Z_{\text{eff}} = 8.76$; цукор $Z_{\text{eff}}=6.93$; сечовина $Z_{\text{eff}}=6.83$.

Крім наведених вище тестових ОК, в роботі було використано імітатори вибухових речовин (ВР). ВР існують у твердому, рідкому й газоподібному стані, із широким набором фізико-хімічних властивостей. Нами було розроблено імітатори твердих ВР: піроксилін (порох), тротил (ТНТ), гексоген (RDX), ТЕН (PETN).

У [64] описані імітатори ВР, які є першим поколінням імітаторів. Вони мають близький до справжніх вибухових речовин ефективний атомний номер (Z_{eff}), але не мають аналогічної щільності.

Новий клас імітаторів ВР це фізичні суміші двох або більше компонентів, що інертні до навколишнього середовища, вибухонебезпечні та мають мінімальний рівень токсичності. Ці матеріали відповідають значенням Z_{eff} і щільності справжніх ВР. Імітатори ВР такого типу стабільні більш ніж 6 місяців.

При створенні імітаторів ВР, керувалися наступними критеріями:

- близький хімічний склад речовини імітатора та ВР;
- відповідність по щільності та ефективному атомному номеру речовини імітатора та ВР;
- імітатор не повинен бути вибухонебезпечним;
- імітатор не повинен бути токсичним.

Для відпрацювання методики виготовлення імітаторів було розроблено імітатор піроксиліну $C_6H_7O_2(NO_3)_3$ ($Z_{\text{eff}}=7,34$). За відпрацьованою методикою було виготовлено такі імітатори ВР:

- | | |
|---|-----------------------|
| 1. Тринітротолуол $C_6H_2(NO_2)_3CH_3$ | $Z_{\text{eff}}=7,06$ |
| 2. Піроксилін $C_6H_7O_2(NO_3)_3$ | $Z_{\text{eff}}=7,34$ |
| 3. Гексоген $(CH_2)_3N_3(NO_2)_3$ | $Z_{\text{eff}}=7,22$ |
| 4. Пентаеритриттетранітрат $C(CH_2ONO_2)_4$ | $Z_{\text{eff}}=7,38$ |
| 5. Амотол NH_4NO_3 | $Z_{\text{eff}}=7,41$ |

Світлина деяких імітаторів ВР наведена на рис.2.19.

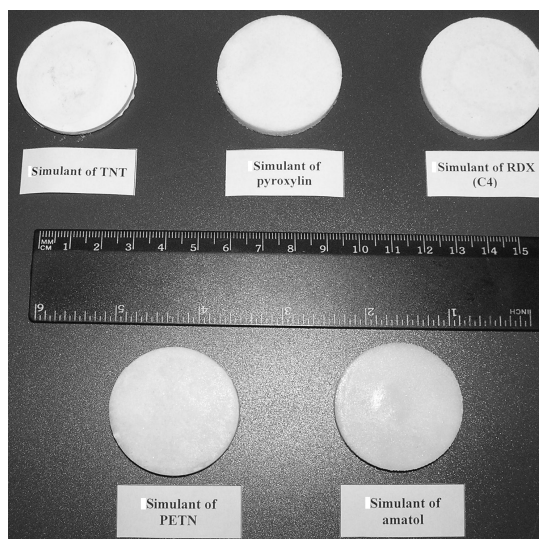


Рисунок 2.19 – Зовнішній вигляд імітаторів ВР.

За тою ж самою технологією було виготовлено тестові зразки з іншими значеннями Z_{eff} : 6 – $Z_{\text{eff}}=8,07$; 7 – $Z_{\text{eff}}=7,51$; 8 – $Z_{\text{eff}}=7,12$.

Також, для оцінки можливості розділення близьких за Z_{eff} "легких" матеріалів, використовувались рідини: вода (H_2O , $Z_{\text{eff}}=7,42$) та гліцерин ($\text{C}_3\text{H}_8\text{O}_3$, $Z_{\text{eff}}=6,87$).

Крім описаних вище тестових об'єктів та імітаторів, для оцінки можливостей, щодо діагностики остеопорозу, було використано фрагменти біологічних об'єктів – фрагмент кістки корови, що містить кортикальну та губчасту тканини; окорок курки; крило індика.

2.5. Заключні зауваження

Проведений в цьому розділі аналіз фізичних аспектів, що можуть впливати на характеризацію матеріалів за Z_{eff} , застосовується в дисертаційній роботі для розробки нового фізичного методу характеризації матеріалів за Z_{eff} , вибору умов отримання дво- та три- енергетичних тіньових радіографічних зображень ОК, розробки макетів ЦРС.

Результати аналізу енергоселективних властивостей детекторів, спектральних характеристик джерела рентгенівського випромінювання та властивостей об'єктів контролю, було враховано при формулюванні вимог до функціональних можливостей макетних зразків ЦРС.

Створена база даних для масових коефіцієнтів ослаблення елементів таблиці Д.І. Менделєєва дозволила виявити особливості взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною, та окреслити граничні умови щодо достовірності характеризації матеріалів за Z_{eff} .

Описані в цьому розділі фізичні підходи до розробки цифрових радіографічних систем, дозволяють оптимізувати процес розробки нових ЦРС, враховуючи особливості різних галузей застосування.

Матеріал, викладений у цьому розділі, було опубліковано в [65, 68-73, 75, 77, 78, 80-82, 84, 86, 89-92, 95-97].

РОЗДІЛ 3

МЕТОДИ ХАРАКТЕРИЗАЦІЇ МАТЕРІАЛІВ ЗА ЕФЕКТИВНИМ
АТОМНИМ НОМЕРОМ

Враховуючи дані, наведені у другому розділі даної роботи, було проведено моделювання сигналів двоенергетичного детектора типу СЦ–ФД. Результати моделювання можуть бути з успіхом використані при створенні нових приладів радіаційного контролю та ЦРС.

В даному розділі розглянуто існуючі методи характеристики матеріалів за Z_{eff} та запропоновано новий фізичний метод характеристики, що дозволяє за сигналами двоенергетичного детектора обчислити параметр характеристики, який є пропорційним масовому коефіцієнту ослаблення та не залежить від товщини та щільності матеріалу ОК. Також, розглянуто методи візуалізації радіографічних зображень з кольоровим розділенням матеріалів, які відрізняються за Z_{eff} .

3.1. Спрощена модель для обчислення співвідношення сигналів двоенергетичного детектора.

Для обчислення співвідношення сигналів двоенергетичного детектора було обрано модель, що містить основні складові частини ЦРС (рис.3.1): ДРВ, ОК, НД та ВД.

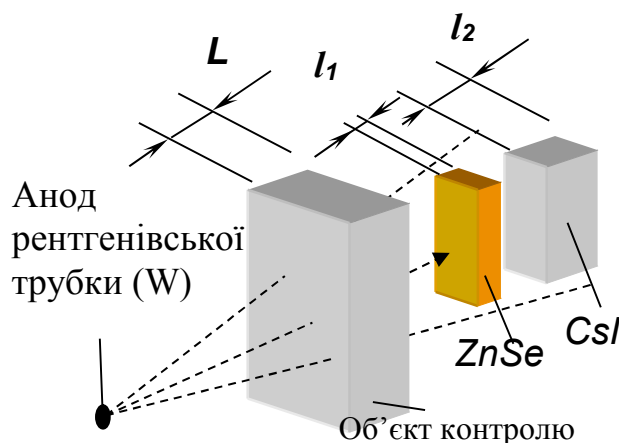


Рисунок 3.1. – Модель двоенергетичної ЦРС

Вихідні дані для моделювання:

- спектри рентгенівського випромінювання отримано експериментально (рис.2.2 та рис.2.3);
- масові коефіцієнти ослаблення для матеріалів ОК та СЦ отримано за даними [35, 52] та використовуючи формулу (2.2);
- у якості детектора низьких енергій обрано сцинтиляційний кристал ZnSe товщиною 0,5мм;
- у якості детектора високих енергій було обрано сцинтиляційний кристал CsI товщиною 4 мм;
- сигнали детекторів обчислювались відповідно до ослабленню РВ у СЦ завдяки фотоефекту (рис.2.16).

Обрану модель можна вважати спрощеною, тому, що вона не враховує наступні чинники:

- між сцинтиляційними кристалами знаходиться кремнієвий ФД ($\approx 300\mu\text{м}$ кремнію), корпус ФД ($\approx 2\text{мм}$ склотекстоліту або $0,6\text{мм}$ ситалу);
- втрати світлового потоку в СЦ, пов'язані з не повним збиранням світла;
- втрати, пов'язані з поглинанням власного випромінювання у сцинтиляційному кристалі;
- втрати за рахунок не ідеального оптичного узгодження матеріалу СЦ та ФД;
- кремнієві ФД також приймають участь у формуванні сигналів НД та ВД, як напівпровідникові детектори.

Однак, більшість втрат світлового потоку є близькими для НД та ВД, тому при обчисленні співвідношення сигналів їх вклад не враховувався.

Обчислення співвідношення сигналів ВД / НД з використанням обраної моделі здійснюється наступним чином:

1. Використовуючи реальні спектри рентгенівського випромінювання $I_0(E)$ та масові коефіцієнти ослаблення $\mu_m(E)$ для матеріалу ОК, за формулою (2.1) обчислюється спектр РВ $I_1(E)$ після проходження крізь ОК.

2. Використовуючи $I_1(E)$ у якості $I_0(E)$ для НД та масові коефіцієнти ослаблення $\mu_m(E)$ для матеріалу сцинтилятора НД, обчислюється за формулою (2.1) спектр РВ $I_2(E)$, що пройшло крізь матеріал НД. За ослабленням РВ у матеріалі СЦ, пов'язаним з фотоефектом ($\mu_{en}(E)$ [52] або $\mu_a(E)$ [35]) обчислюється параметр, пропорційний світловому потоку у сцинтиляторі НД (ZnSe).

3. Використовуючи $I_2(E)$ у якості $I_0(E)$, за ослабленням РВ у матеріалі СЦ, пов'язаним з фотоефектом ($\mu_{en}(E)$ [52] або $\mu_a(E)$ [35]) обчислюється параметр, пропорційний світловому потоку у сцинтиляторі ВД (CsI).

З наведеної послідовності обчислень можна бачити, що введення до моделі додаткових об'єктів (ФД, матеріал корпусу, фільтри, тощо) може бути реалізоване як додатковий етап обчислень.

Таким чином, використовуючи описану модель можна оцінити залежність співвідношення світлових потоків ВД/НД (характеризує Z_{eff} матеріалу ОК) від сумарного світлового потоку НД + ВД (характеризує ослаблення РВ в ОК).

3.2. Результати модельних обчислень.

Результати модельних обчислень показали, що роздільне детектування високо та низько енергетичної складових рентгенівського випромінювання, яке пройшло крізь об'єкти з різним ефективним атомним номером, щільністю та товщиною, дозволяє характеризувати матеріали за Z_{eff} по співвідношенню сигналів ВД/НД [76, 84, 86, 93, 94]. Також, використовуючи запропоновану модель обчислено співвідношення сигналів двоенергетичного детектора для визначення анодної напруги рентгенівського випромінювача

[73, 81]. Такий детектор було використано при створенні пристрою для контролю параметрів рентгенівських випромінювачів [79].

3.2.1. Результати моделювання співвідношення сигналів двоенергетичного детектора при проходженні рентгенівського випромінювання крізь об'єкти з різним ефективним атомним номером

За обраною моделлю проведено обчислення співвідношення сигналів двоенергетичної лінійки детекторів (ЛД) для матеріалів, які мають різні значення Z_{eff} : цукор ($Z_{\text{eff}}=6,93$), вода ($Z_{\text{eff}}=7,43$), алюміній ($Z=13$), сіль ($Z_{\text{eff}}=15,19$), залізо ($Z=26$), мідь ($Z=29$).

Обчислення виконано з наступними вихідними даними. Спектр РВ для рентгенівської трубки з вольфрамовим анодом, анодна напруга 150кВ, фільтр 4мм алюмінію. НД на базі скінтілятора ZnSe, товщиною $l_1=0,5\text{мм}$ та ВД на базі скінтілятора CsI, товщиною $l_2=4\text{мм}$.

На рис.3.2 наведено результати модельних обчислень співвідношення сигналів за умов нормування сигналів, тобто, за відсутності ОК співвідношення сигналів та їх сума дорівнюють одиниці.

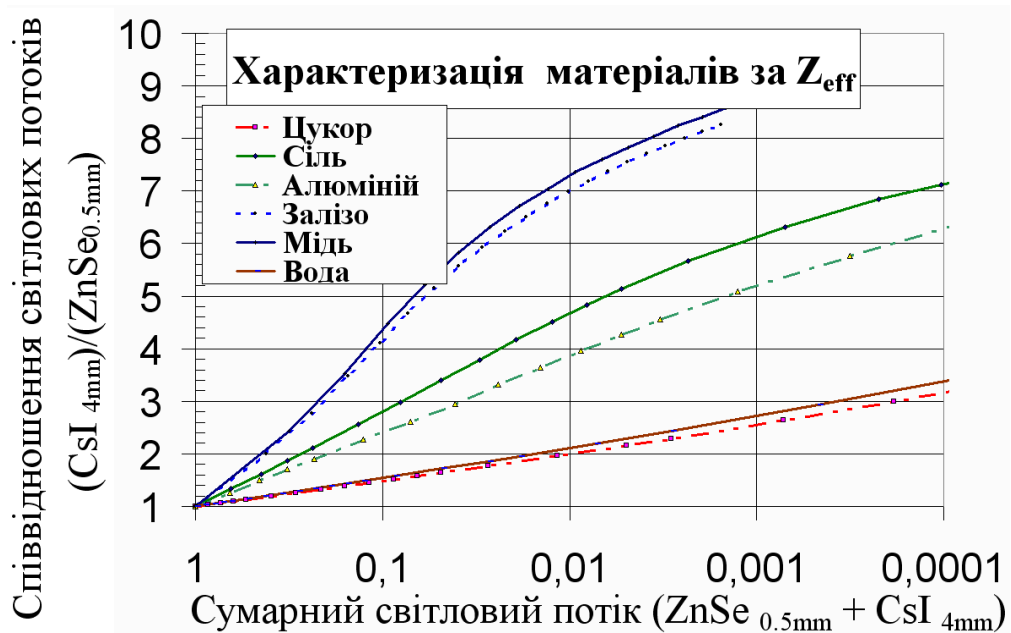


Рисунок 3.2. – Результати модельних обчислень співвідношення сигналів двоенергетичного детектора.

Як можна бачити з рис. 3.2, по мірі ослаблення РВ матеріалом ОК, співвідношення сигналів монотонно, зростає. Для "легких" матеріалів (вода, цукор) зростання відбувається лінійно. Для більш важких матеріалів спостерігається не лінійність.

Таким чином, моделювання показало, що співвідношення сигналів ВД/НД може бути використане для характеристики матеріалів за Z_{eff} [76, 84, 86, 93, 94].

3.2.2. Результати моделювання сигналів двоенергетичного детектора для визначення анодної напруги рентгенівського випромінювача

Моделювання сигналів детектора типу СЦ-ФД було використано при створенні приладу для контролю параметрів рентгенівських випромінювачів "Кристал" [79].

Прототипом такого приладу було обрано УКРЭХ – "Устройство Контроля Радиационных и Электрических Характеристик", російського виробництва. Основні характеристики прототипу наступні. УКРЭХ дозволяє автономно здійснювати оперативне вимірювання величини анодної напруги на рентгенівській трубці в діапазоні від 40 до 125 кВ (з похибкою $\pm 5\%$), а також радіаційного виходу (потужності експозиційної дози) в діапазоні від 1,0 до 200 Р/хв ($\pm 20\%$) та часу експозиції від 0,01 до 10 с ($\pm 5\%$).

Зовнішній вигляд та конструкція детекторів приладу УКРЭХ наведена на рис. 3.3.

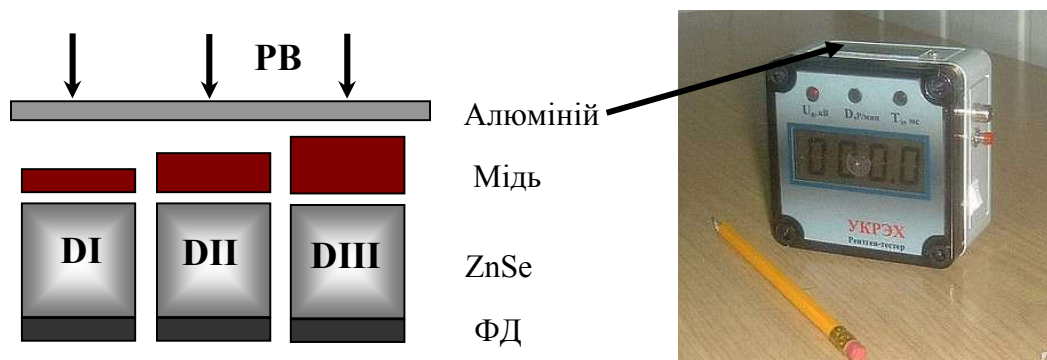


Рисунок 3.3 – Схема розташування детекторів (ліворуч) та світлина (праворуч) приладу УКРЭХ.

В приладі УКРЭХ використовується три ідентичних детектора рентгенівського випромінювання типу СЦ-ФД на базі кристалів селеніду цинку, розмірами $5 \times 5 \times 5 \text{ мм}^3$. Використані в УКРЭХ фільтри (рис.3.3): Al- 0,8мм; Cu - 0,6мм, 0,8мм, 1,6мм перед детекторами ДІ, ДІІ, ДІІІ відповідно [73, 81].

За результатами моделювання сигналів детекторів ДІ, ДІІ, ДІІІ отримано залежність співвідношення сигналів від анодної напруги ДРВ, наведені на рис.3.4. Отримані в результаті моделювання співвідношення сигналів узгоджуються з результатами експериментальних вимірювань.

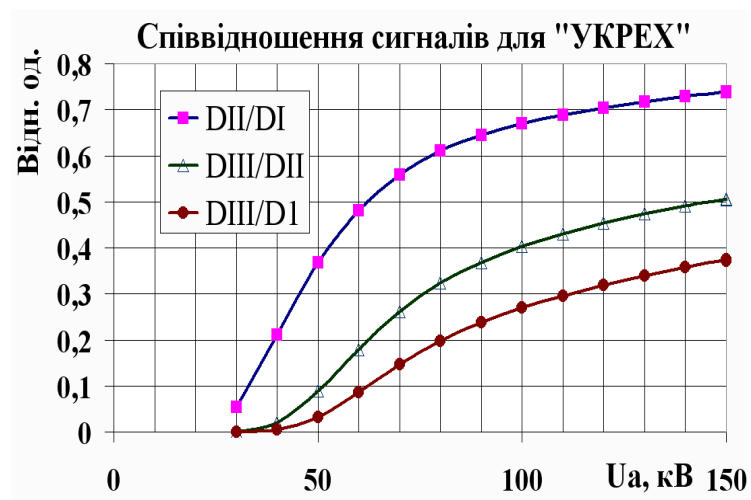


Рисунок 3.4 – Результат моделювання залежності співвідношення сигналів детекторів приладу УКРЭХ від анодної напруги ДРВ.

Описаний вище прилад УКРЭХ використовує три детектори для вимірювання анодної напруги з наступних причин: - при анодній напрузі ДРВ до 80кВ, співвідношення сигналів DII/DI забезпечує необхідну точність вимірювань; - при значеннях анодної напруги більше 80кВ, точність вимірювань забезпечується співвідношенням сигналів DIII/DII.

При розробці в ІСМА НАН України аналогічного пристрою для контролю параметрів рентгенівських випромінювачів "Кристал", було запропоновано використати двоенергетичний детектор. Для оцінки співвідношення сигналів двоенергетичного детектора в залежності від анодної напруги ДРВ, було проведено відповідне моделювання.

Схему двоенергетичного детектора, використану для моделювання співвідношення сигналів, наведено на рис. 3.5.

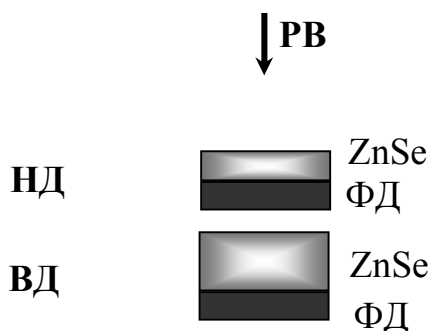


Рисунок 3.5 – Схема двоенергетичного детектора [79].

Обчислене за схемою (рис.3.5) співвідношення сигналів детекторів наведено на рис.3.6. При обчисленнях враховано наявність ФД (кремній, товщиною 0,7мм), що є додатковим фільтром РВ, який розташований між НД та ВД.

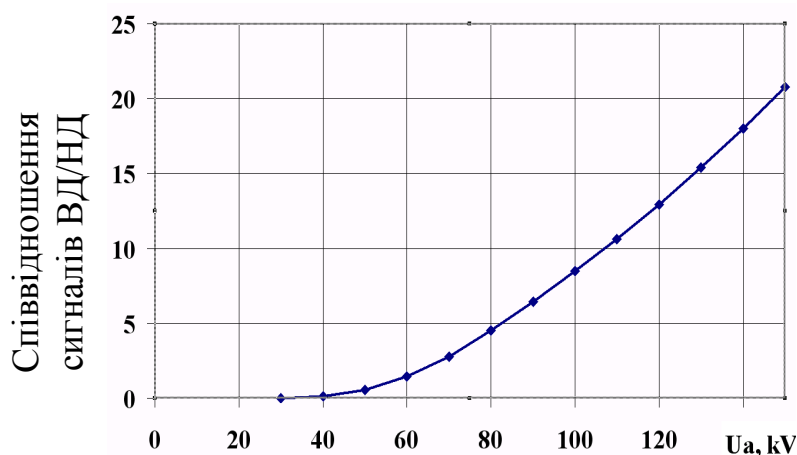


Рисунок 3.6 – Обчисленні співвідношення сигналів двоенергетичного детектора при анодних напругах від 30кВ до 150кВ.

Експериментальні вимірювання анодної напруги за допомогою двоенергетичного детектора підтвердили обчислені співвідношення.

Результати моделювання надають можливість оцінити енергоселективність обох детекторних систем наведених на рис.3.3 та рис.3.5. Для анодної напруги 80кВ було проведено аналіз спектральних складових РВ, що викликають фотоэффект у детекторах. На рис. 3.7 наведено вихідний спектр РВ та спектральні складові, що викликають фотоэффект у

сцинтиляторах різних детекторних систем (для приладів УКРЭХ та "Кристал").

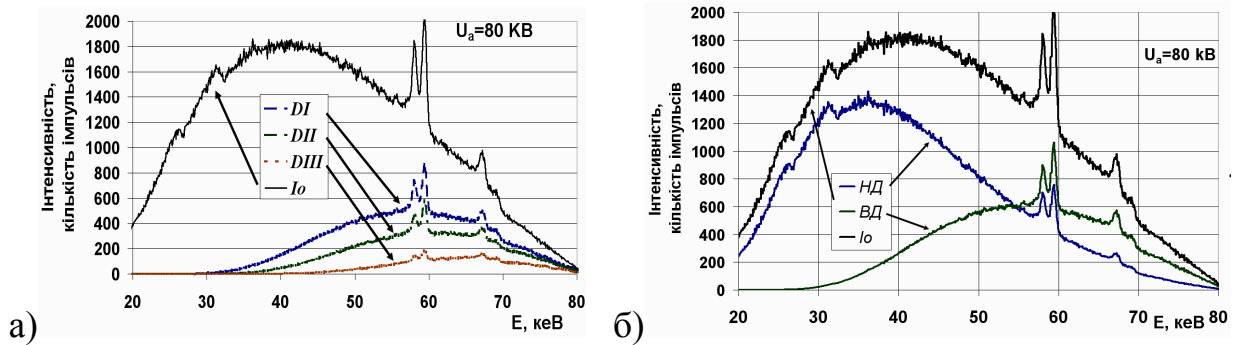


Рисунок 3.7 – Вихідний спектр РВ при анодній напрузі 80кВ та спектральні складові, що викликають фотоефект у сцинтиляторах різних детекторних систем а) – УКРЭХ; б) – "Кристал".

Як можна бачити з рис.3.7, енергоселективні властивості пристрою "Кристал" (рис.3.8) значно кращі ніж для УКРЭХ. Також, можна бачити, що значно більша частина енергії вихідного спектру РВ приймає участь у формуванні сигналів двоенергетичного детектора, що забезпечує зменшення нижньої межі вимірювання потужності експозиційної дози.

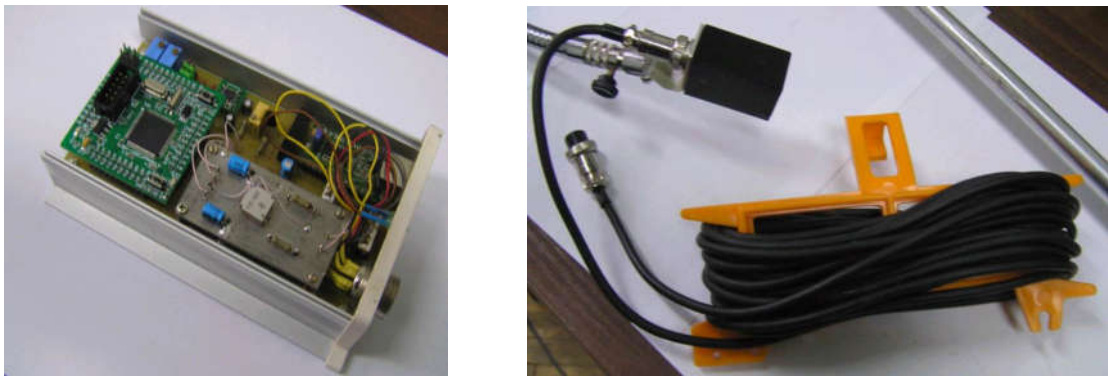


Рисунок 3.8 – Світлини пристрою "Кристал": процесорний блок (ліворуч) та виносний двоенергетичний детектор (праворуч).

За результатами розробки пристрою "Кристал", отримано патент на корисну модель [79].

3.2.3. Моделювання кутової залежності сигналу детектора.

При створенні ЛД для ЦРС, що використовує ДРВ з високою анодною напругою важливим є створення ефективного детектора, тобто у напрямі

розповсюдження РВ ефективність детектування повинна становити 90% або більше. Другим важливим параметром ЛД є апертура детектора, яка визначає просторову роздільну здатність ЦРС.

Створення ефективного детектора з малою апертурою є складним завданням. Типовим кроком детекторів у ЛД є крок ≈ 1.6 мм (16 каналів/дюйм). Використовуючи 32 каналний фотодіод, виробництва ДНВП "Біт", з площею фото чутливого елемента $0,8 \times 4 \text{ мм}^2$ було створено детектор з апертурою $0,6 \times 0,8 \text{ мм}$ (рис. 3.9, рис. 3.10).

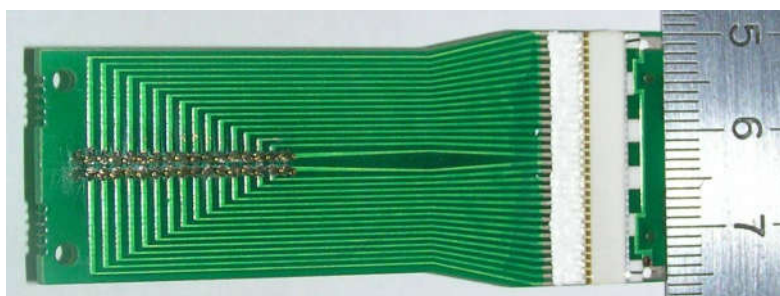


Рисунок 3.9 – 32 каналний детектор рентгенівського випромінювання

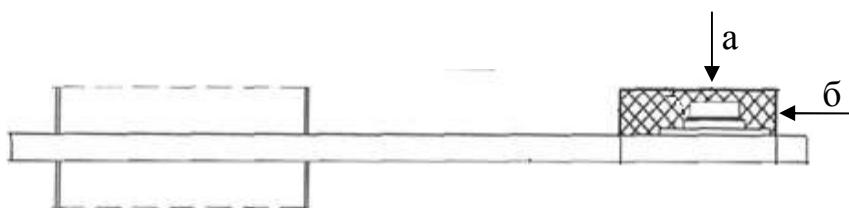


Рисунок 3.10 – Можливі варіанти опромінення 32 каналного детектора.

Опромінення детектора у напрямі б) відповідно рис.3.10 забезпечує товщину СЦ 4мм при апертурі $0,6 \times 0,8 \text{ мм}^2$. Однак, при точному розташуванні СЦ вздовж напрямку розповсюдження РВ, згідно (2.1) потік світла, що утворюється у СЦ, буде мати експоненційний розподіл по довжині сцинтилятора. Тому, було запропоновано дослідити вплив кута опромінювання детектора на сигнал детектора.

При зміні кута опромінювання детектора α , як показано на рис.3.11. змінюється ефективний розмір елемента з h до h_1 , що призводить до зменшення просторової роздільної здатності, але збільшує сигнал детектора.

Результати обчислення кутової залежності рентгеночутливості детектора РВ без урахування коефіцієнта світлозбирання та оптичного узгодження з фотодіодом наведено на рис.3.12.

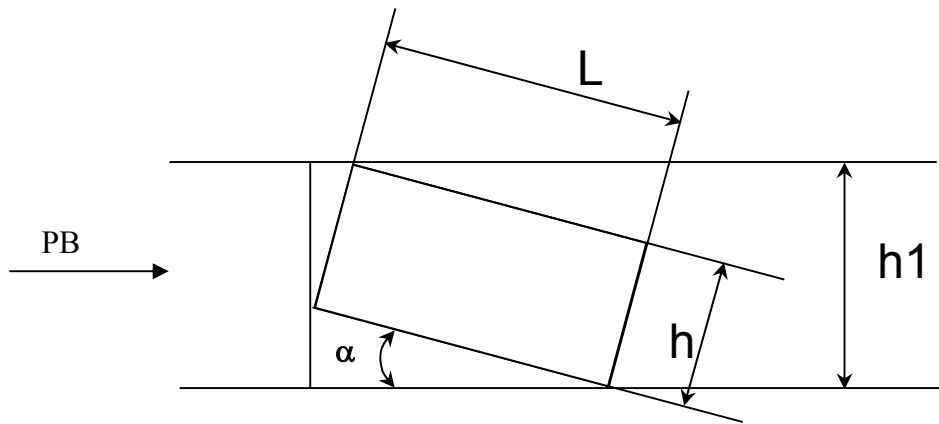


Рисунок 3.11 – Схема опромінення СЦ під кутом α .

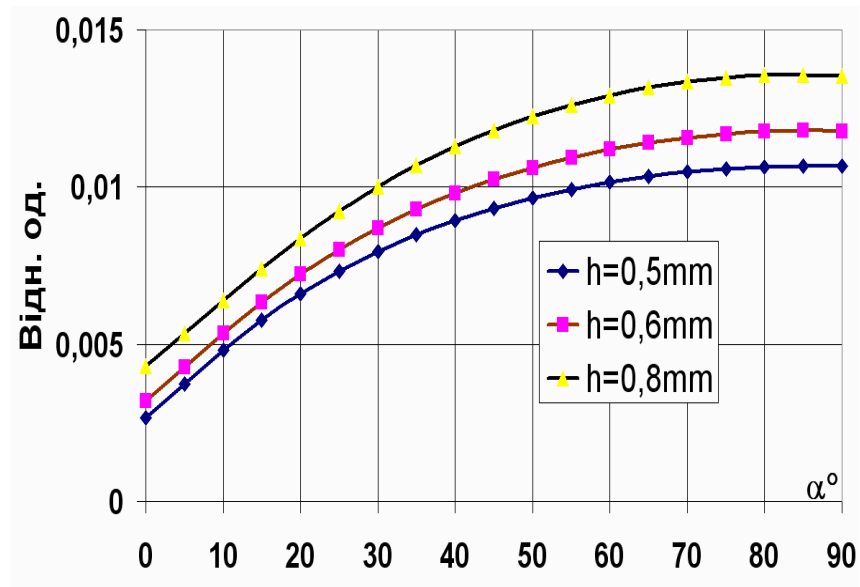


Рисунок 3.12 – Результати модельних обчислень сигналу детектора в залежності від кута опромінювання α .

Результати експериментального вимірювання залежності сигналів детектора від кута опромінювання, при опромінюванні ДРВ з анодною напругою 140кВ, наведено на рис.3.13. З отриманих даних видно, що при зміні кута опромінення до $\approx 15^\circ$ збільшення сигналу детектора становить $\approx 15\div 20\%$.

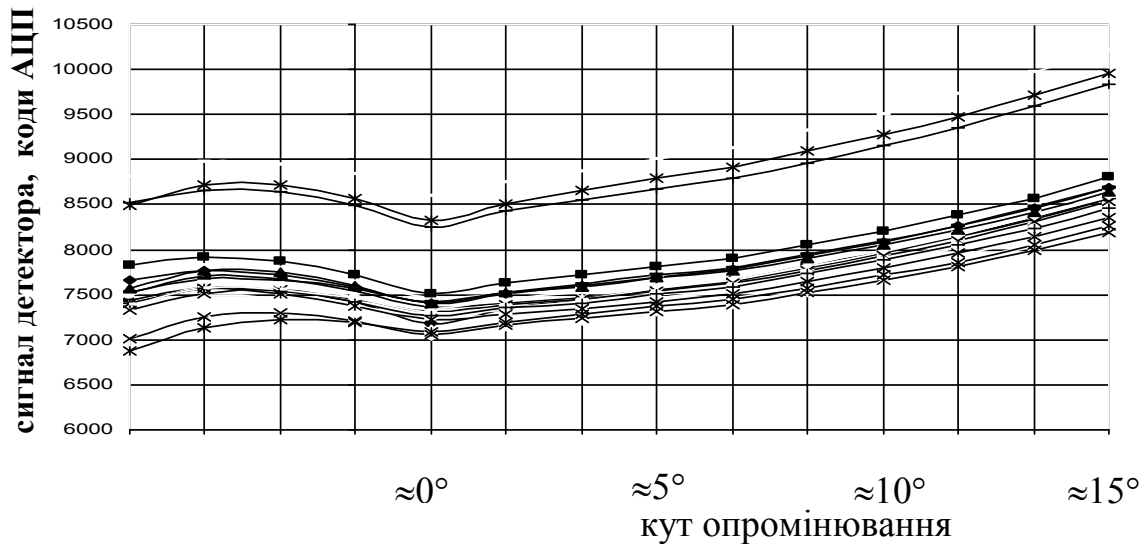


Рисунок 3.13 – Результати експериментальних вимірювань сигналу детектора в залежності від кута опромінювання α .

Розроблений 32 канальний детектор було використано для отримання радіографічних зображень з підвищеним просторовим розділенням [71, 74, 75, 83, 85, 87, 88]. Для підвищення просторового розділення, також, було використано принцип геометричного збільшення та гострофокусне ДРВ. Отримано радіографічні зображення мікросхем [69, 71, 93].

3.3. Методи характеристики матеріалів за ефективним атомним номером

Як зазначалося вище, виробники двоенергетичних ЦРС не публікують методів характеристики матеріалів за ефективним атомним номером, які є комерційною таємницею. Серед вітчизняних виробників ЦРС, як нам відомо, тільки НТ СКБ "Полісвіт", м. Харків, розробляло двоенергетичні ЦРС для митного контролю (серія ЦРС "Поліскан"). У двоенергетичних ЦРС серії "Поліскан" використовувався прямий метод ідентифікації, як і фірмою Smiths Neimann (див. далі).

Методи характеристики матеріалів за Z_{eff} можуть використовувати багато фізичних параметрів: характеристичне випромінювання, розсіяне випромінювання, енергоселективні властивості детектора, тощо. Крім того, у

[21] наводяться математичні методи виділення контурів "твердих" об'єктів, що мають достатньо контрастний зовнішній контур. При накладанні зображень двох таких об'єктів, в [21] пропонується метод відновлення Z_{eff} для кожного з них.

В даній роботі розглядаються тільки фізичні методи характеристики матеріалів за Z_{eff} , що пов'язані з отриманням радіографічних зображень у двох та більше енергетичних діапазонах. Типовою для ЦРС митного призначення є схема формування сигналів двоенергетичного детектора, яка відповідає обраній моделі (рис.3.1) та наведена на рис.3.14.

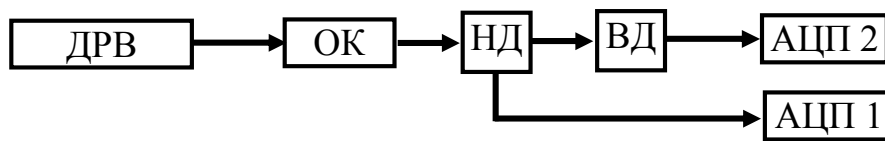


Рисунок 3.14 – Схема формування сигналів двоенергетичного детектора РВ.

Отримання радіографічних зображень у двох та більше енергетичних діапазонах можливе з використанням однієї ЛД. Радіографічні зображення можуть бути отримані роздільно, при різних спектральних характеристиках РВ (розділ 2.1.1). При суміщенні таких зображень можливою стає характеристика матеріалів за Z_{eff} з використанням наступних методів характеристики.

3.3.1. Метод прямої характеристики матеріалів за сигналами двоенергетичної лінійки детекторів

Метод прямої характеристики матеріалів використовує сигнали двоенергетичної ЛД, отримані відповідно до схеми, наведеної на рис.3.14, без будь якої математичної обробки [120].

Позначимо сигнал з детектора високих енергій – (H) та детектора низьких енергій – (L). На рисунку 3.15 наведено залежність сигналів $Z_{\text{eff}}=f(L,H)$, згідно даних провідного виробника митних рентгенівських систем догляду – фірми Smith Heimann та в [120]. З рис.3.15 можна бачити, що

актуальною проблемою у митному контролі є розділення "легких" матеріалів (вибухівка, вода, шоколад, тощо).

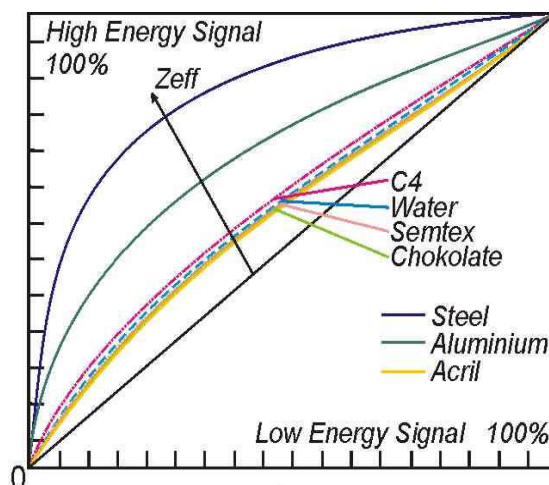


Рисунок 3.15 – Прямий метод характеристики вмісту багажу за Z_{eff} (фірма Smith Heimann).

Прямий метод потребує ретельного калібрування ЦРС за Z_{eff} [120]. Функція $f(L, H)$ має суттєву не лінійність при зміні товщини та щільності ОК. Тому, для калібрування ЦРС необхідно використовувати тестові ОК з різними атомними номерами та змінної товщини. Проміжні значення Z_{eff} за сигналами (L, H) можуть бути визначені апроксимацією даних, отриманих при калібруванні ЦРС.

3.3.2. Метод характеристики матеріалів за співвідношенням сигналів двоенергетичної лінійки детекторів.

Характеризація матеріалів за Z_{eff} є можливою за співвідношенням сигналів двоенергетичної лінійки детекторів H/L (рис.3.2).

Такий метод широко використовувався нами на початковому етапі досліджень. При характеристиці матеріалів по співвідношенню сигналів, параметр характеристики H/L згідно (2.1) має суттєву залежність від товщини та щільності ОК, як і у випадку прямого методу характеристики. Тому, використання співвідношення сигналів H/L у якості параметру характеристики, також, потребує ретельного калібрування ЦРС з використанням таких самих тестових ОК.

Порівнюючи прямий метод характеристизації та метод характеристизації за співвідношенням сигналів, можна бачити відмінності при наближенні рівня сигналів до мінімальних значень: лінії характеристизації для прямого методу починають зближуватись, а для співвідношення сигналів – продовжують розходитись. Однак, на практиці, при значному ослабленні інтенсивності вихідного РВ матеріалом ОК, суттєвим стає вплив розсіяного випромінювання, шумів квантування АЦП, тощо. Тому, зазвичай, характеристизація матеріалів при низькому рівні сигналів Н та L не виконується.

3.3.3. Метод обчислення параметра, пропорційного масовому коефіцієнту ослаблення

При розробці нового методу характеристизації матеріалів було вирішено у якості параметра характеристизації матеріалів за Z_{eff} використати масовий коефіцієнт ослаблення. Такий підхід потребував вирішення зворотної задачі – обчислення параметру, пропорційного масовому коефіцієнту ослаблення, за сигналами детекторів Н та L, які є результатом згортання багатьох функцій:

$I_0(E)$ – спектр ДРВ;

$\mu_{\text{mOK}}(E)$ – масовий коефіцієнт ослаблення матеріалу ОК;

$\mu_{\text{aНД}}(E)$ – істинний коефіцієнт поглинання матеріалу НД (фотоефект);

$\mu_{\text{mНД}}(E)$ – масовий коефіцієнт ослаблення матеріалу НД;

$\mu_{\text{aВД}}(E)$ – істинний коефіцієнт поглинання матеріалу ВД (фотоефект).

При використанні схеми отримання сигналів детекторів, наведеної на рис. 3.14, саме функція $\mu_{\text{mOK}}(E)$ характеризує матеріал ОК за Z_{eff} . Інші, перелічені вище функції є незмінними і визначають енергоселективні можливості ЦРС в цілому. У випадку роздільного отримання радіографічних зображень в різних енергетичних діапазонах, змінною може бути функція $I_0(E)$.

Найбільше інформації про матеріал ОК можуть надати спектрометричні ЦРС. На сьогодні, такі ЦРС вже існують і використовують

напівпровідникові ЛД. Енергетичне розділення спектрометричних ЛД може становити ≈ 1 кеВ, тобто, один цикл отримання радіографічного зображення може бути еквівалентним десяткам радіографічних зображень, отриманих у різних енергетичних діапазонах.

Обмежимося трьома енергіями РВ, що формують два енергетичних діапазони (рис. 3.16).

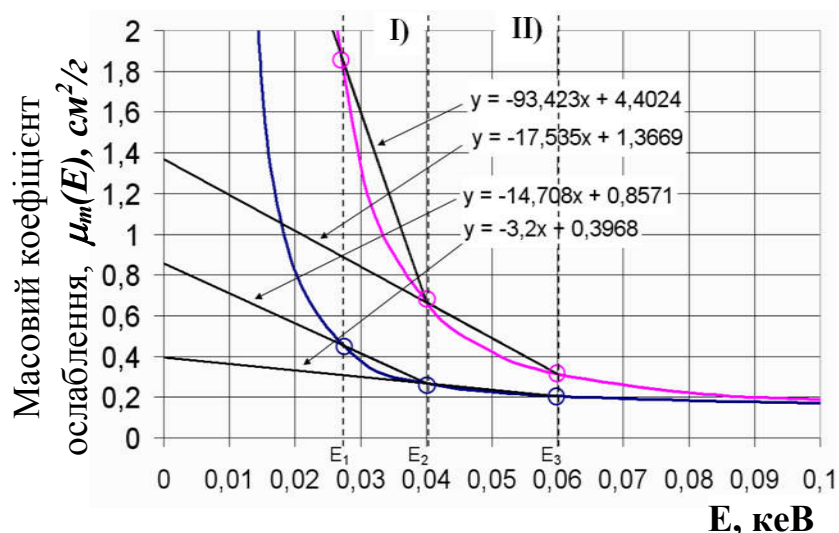


Рисунок 3.16 – Масові коефіцієнти ослаблення для м'язової та кісткової тканин людини.

Позначимо сигнали детекторів для трьох енергій РВ (E_1 , E_2 , E_3) символами L, M, H відповідно. Тоді, згідно (2.1) можна записати:

$$L = I_0(E_1) \cdot e^{-\mu_m(E_1) \cdot \rho \cdot x} \quad (3.1)$$

$$M = I_0(E_2) \cdot e^{-\mu_m(E_2) \cdot \rho \cdot x} \quad (3.2)$$

$$H = I_0(E_3) \cdot e^{-\mu_m(E_3) \cdot \rho \cdot x} \quad (3.3)$$

Припустимо, що рівні сигналів за відсутності ОК ($x=0$) для всіх трьох енергій є однаковими: $L_0=M_0=H_0$, тоді $I_0(E_1) = I_0(E_2) = I_0(E_3) = I_0$.

Застосувавши логарифмування формул (3.1-3.3) отримуємо:

$$\mu_m(E_1) \cdot \rho \cdot x = \ln(I_0 / L) \quad (3.4)$$

$$\mu_m(E_2) \cdot \rho \cdot x = \ln(I_0 / M) \quad (3.5)$$

$$\mu_m(E_3) \cdot \rho \cdot x = \ln(I_0 / H) \quad (3.6)$$

Використаємо лінійну апроксимацію масового коефіцієнту ослаблення $\mu_{\text{мОК}}(E)$, (далі $\mu_m(E)$):

$$\mu_m(E) = a \cdot E + b \quad (3.7)$$

Коефіцієнт лінійної апроксимації a буде визначати кут нахилу апроксимаційної прямої, однозначно пов'язаний із залежністю $\mu_m(E)$ для обраних енергетичних діапазонів.

Відповідно рис.3.16, для двох енергетичних діапазонів (I діапазон – енергії E_1, E_2 та II діапазон – енергії E_2, E_3) можна отримати відповідні співвідношення масових коефіцієнтів ослаблення $\mu_{H/M}$ та $\mu_{M/L}$:

$$\mu_{H/M} = \frac{\mu_m(E_3)}{\mu_m(E_2)} = \frac{\text{Ln}(I_0 / H)}{\text{Ln}(I_0 / M)} = \frac{a_{II} \cdot E_3 + b_{II}}{a_{II} \cdot E_2 + b_{II}} \quad (3.8)$$

$$\mu_{M/L} = \frac{\mu_m(E_2)}{\mu_m(E_1)} = \frac{\text{Ln}(I_0 / M)}{\text{Ln}(I_0 / L)} = \frac{a_I \cdot E_2 + b_I}{a_I \cdot E_1 + b_I} \quad (3.9)$$

де a_I, a_{II}, b_I, b_{II} – коефіцієнти лінійної апроксимації (3.7) для I та II енергетичних діапазонів.

З формул (3.8, 3.9) знаходимо коефіцієнти характеристики P:

$$P(H, M) = a_{II} = \frac{(\text{Ln}(I_0 / H) / \text{Ln}(I_0 / M)) - 1}{E_3 - E_2 \cdot (\text{Ln}(I_0 / H) / \text{Ln}(I_0 / M))} \cdot b_{II} \quad (3.10)$$

$$P(M, L) = a_I = \frac{(\text{Ln}(I_0 / M) / \text{Ln}(I_0 / L)) - 1}{E_2 - E_1 \cdot (\text{Ln}(I_0 / M) / \text{Ln}(I_0 / L))} \cdot b_I \quad (3.11)$$

Таким чином, для кожної пари детекторів можна отримати параметр, що характеризує кут нахилу апроксимаційної прямої для масового коефіцієнта ослаблення. Для групи елементів $B \in \{ 3 \leq Z \leq 42 \}$ та матеріалів, які з них складаються (див. розділ 2.1.4), параметр P однозначно має характеризувати ефективний атомний номер. Слід також зазначити, що вирази (3.10, 3.11) не містять таких фізичних характеристик ОК, як щільність та товщина ОК. Однак, коефіцієнти a_I та a_{II} виражені через коефіцієнти b_I та b_{II} , які є невідомими.

Для усунення невизначеності, пов'язаної з коефіцієнтами b_I та b_{II} було запропоновано використати нормування значень $\mu_m(E)$ – вважати, що для більшої з двох енергій кожного з діапазонів I та II, значення масових коефіцієнтів ослаблення є не нульовою, позитивною константою. Ілюстрацію фізичного значення такого нормування $\mu_m(150\text{keV})=1$ наведено на рисунку 3.17.

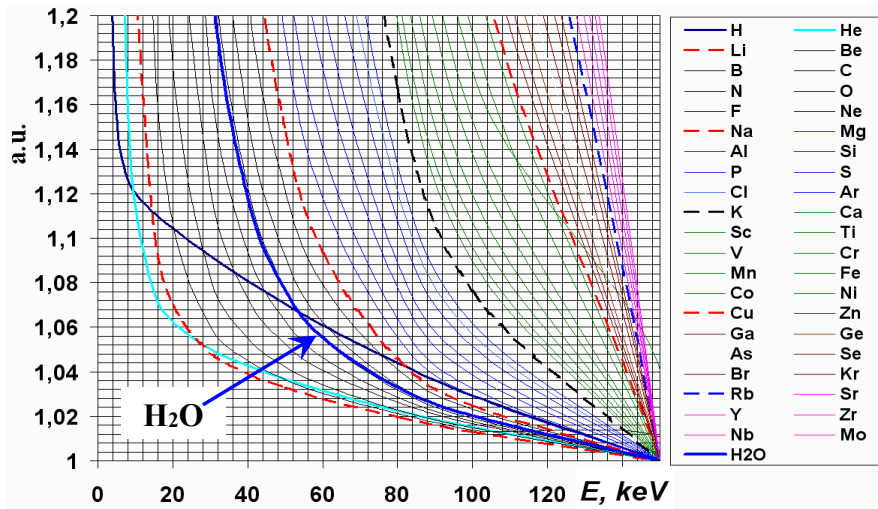


Рисунок 3.17 – Енергетичні залежності нормованих масових коефіцієнтів ослаблення $\mu_m(E)$ для елементів груп $A \in \{Z=1,2\}$, $B \in \{3 \leq Z \leq 42\}$ та води.

Як можна бачити з рис. 3.17, на прикладі води, запропоноване нормування дозволяє зменшити відмінності $\mu_m(E)$ води від $\mu_m(E)$ для інших елементів групи B (розділ 2.1.3, рис. 2.8).

Обчислюючи відповідно (3.10, 3.11) параметр характеристики матеріалів за Z_{eff} для кожного з діапазонів, можна реконструювати залежність $\mu_m(E)$ для обраного діапазону енергій, наприклад, при використанні спектрометричної ЛД.

Наведений вище новий метод характеристики матеріалів за Z_{eff} [65, 70, 97] було використано при аналізі радіографічних зображень тестових ОК, наведених у 4 розділі.

3.4. Методи візуалізації тінювих рентгенівських зображень дво- та мульти- енергетичних ЦРС

Для візуалізації дво- та мульти- енергетичних зображень зазвичай використовують кольорові палітри, що дозволяють кольором розділяти матеріали, які мають різні значення Z_{eff} .

При розробці програмного забезпечення для макетних зразків ЦРС, які описано у розділі 4, постало питання створення зручного інструменту кольорового відображення матеріалів, що мають різний Z_{eff} . Наведені у розділі 3.3 три методи характеризації матеріалів за Z_{eff} надають три різні параметри характеризації, які значно відрізняються один від одного. Тому, створення універсального методу кольорової характеризації матеріалів за Z_{eff} було актуальною задачею.

Нижче описано принципи використання колірних 2D, 3D палітр у поєднанні з 2D, 3D мапами точок у різних системах координат. Такі палітри було використано для візуалізації дво- та три- енергетичних радіографічних зображень тестових ОК [65-67, 70, 76, 80, 82, 84, 86, 91, 92, 97].

3.4.1. Використання 2D кольорової палітри та 2D мапи точок при характеризації матеріалів за Z_{eff}

Кожен піксель двоенергетичного радіографічного зображення може бути відображений на площині відповідною точкою у координатах: вісь абсцис – параметр, що характеризує ослаблення РВ матеріалом ОК, наприклад $(H+L)/2$; вісь ординат – параметр характеризації матеріалів за Z_{eff} . Для прямого методу характеризації матеріалів за Z_{eff} , мапа точок може бути відображена відповідно рис.3.15 у координатах (H,L) .

Таким чином, може бути створена 2D мапа точок для всього двоенергетичного радіографічного зображення. Використовуючи тестові ОК змінної товщини з відомим Z_{eff} , можна отримати залежності параметру

характеризації від товщини матеріалу ОК у вигляді 2D мапи точок в обраній системі координат.

Відповідно до отриманих залежностей можна створити 2D кольорову палітру, яка при суміщенні з 2D мапою точок дозволяє отримати кольорове двоенергетичне (2E) зображення (рис.3.18).

Програмне забезпечення макетних зразків ЦРС дозволяє застосувати файли у форматі bmp в якості палітри. Файл палітри може бути створений у графічному редакторі, наприклад Corel Photo-Paint.

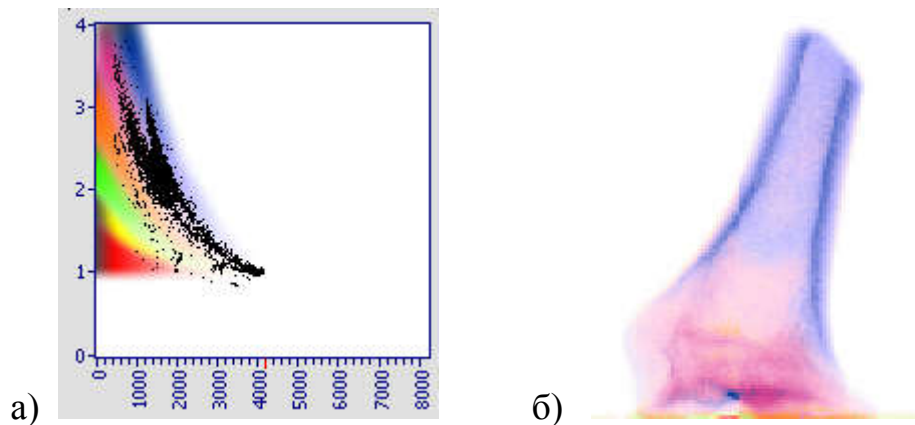


Рисунок 3.18 – Приклад використання 2D мапи точок та палітри для отримання кольорових двоенергетичних радіографічних зображень. а) палітра суміщена з 2D мапою точок; б) кольорове 2E радіографічне зображення фрагменту кістки.

Обраний метод формування кольорового 2E радіографічного зображення дозволив легко змінювати палітру при зміні умов отримання радіографічних зображень, які впливають на параметр характеристикації матеріалів за Z_{eff} або при використанні різних параметрів характеристикації.

Використані в роботі палітри враховують зміну інтенсивності кольору при зміні сигналу детекторів. При великому рівні сигналів колір палітри має світліший відтінок, а при зменшенні рівня сигналу колір палітри має темніший відтінок.

3.4.2. Використання 3D кольорової палітри та 3D мапи точок при характеризації матеріалів за Z_{eff}

При використанні триенергетичної (3Е) ЦРС можна отримати три радіографічних зображення при трьох ефективних енергіях РВ (E_1, E_2, E_3 , відповідно рис.3.16), та обчислити параметр характеризації P для двох енергетичних діапазонів (3.10) та (3.11).

Використовуючи значення параметру характеризації P відповідно (3.10) та (3.11), а також значення параметру, що характеризує ослаблення РВ речовиною ОК (наприклад, $(H+M+L)/3$), можна отримати 3D мапу точок у координатах: $(P(H,M), P(M,L), (H+M+L)/3)$.

Сумістивши стандартну RGB палітру та 3D мапу точок, кожному пікселю 3Е радіографічного зображення можна присвоїти відповідний колір (рис.3.19).

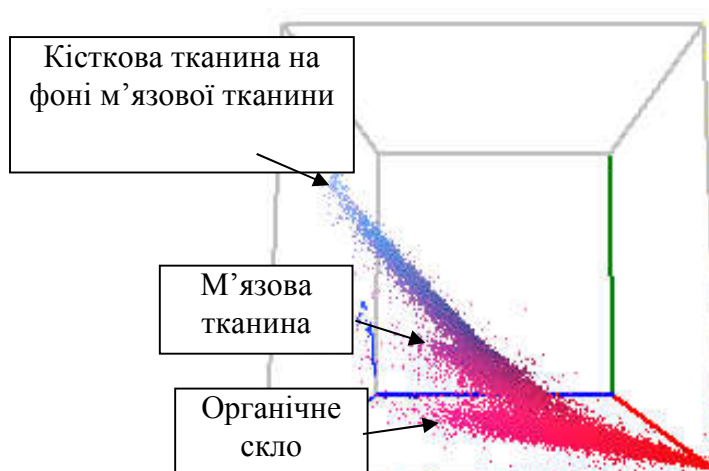


Рисунок 3.19 – 3D RGB палітра з групами точок, що відповідають різним матеріалам.

Програмне забезпечення макету 3Е ЦРС (див. розділи 4.1.2, 4.2.1), дозволяє змінювати масштаб 3D RGB палітри по всім трьом координатам та деталізувати (розділяти за кольором) окремі елементи радіографічних зображень.

Така візуалізація 3Е радіографічних зображень виявилась дуже зручною у використанні.

3.5. Заключні зауваження

Виходячи з вищевикладених фізичних аспектів характеристики матеріалів за ефективним атомним номером слід зазначити наступне.

В розділі 2.1.3, для характеристики матеріалів за Z_{eff} запропоновано використання параметру характеристики матеріалів, пропорційного масовому коефіцієнту ослаблення, який не повинен залежати від товщини та щільності матеріалу. Також, виходячи з аналізу масових коефіцієнтів ослаблення для всіх елементів таблиці Д.І. Менделєєва можна сформулювати критерій однозначності характеристики матеріалів за Z_{eff} при радіографічному контролі: якщо матеріал складається з елементів, які не мають К стрибка поглинання у використаному енергетичному діапазоні РВ та не містять водню й гелію, то параметр характеристики матеріалів $P(H,L)$ є однозначно пов'язаним з ефективним атомним номером матеріалу.

В розділі 3.3.3 показано, що параметр $P(H,L)$ може бути обчислений за сигналами двоенергетичного сцинтиляційного детектора рентгенівського випромінювання при застосуванні лінійної апроксимації для масового коефіцієнта ослаблення, та не залежить від товщини та щільності матеріалу ОК. Таким чином, використання параметру $P(H,L)$ при двоенергетичній абсорбціометрії дозволяє спростити процедуру калібрування двоенергетичних ЦРС, порівняно з іншими методами характеристики матеріалів за Z_{eff} , описаними в розділі 3.3.

На прикладі двоенергетичного детектора для пристрою "Кристал" було показано, що результати модельних обчислень добре узгоджуються з результатами експериментальних даних. Тобто, результати модельних обчислень можуть бути використані для оцінки співвідношення сигналів двоенергетичного сцинтиляційного детектора, без макетних випробувань.

Матеріал, викладений у цьому розділі, було опубліковано в [65-67, 69-71, 73-77, 79-88, 91-94, 97].

РОЗДІЛ 4

АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Для порівняння трьох методів характеристики матеріалів за Z_{eff} , наведених у розділі 3.3 було використано два макетних зразки ЦРС, розроблених відповідно до методичних аспектів, наведених у розділі 2.3.

З використанням макетних зразків ЦРС було отримано радіографічні зображення тестових ОК у різних енергетичних діапазонах. Опис тестових ОК наведено у розділі 2.4.

В даному розділі наводяться результати аналізу двоенергетичних та триенергетичних радіографічних зображень тестових ОК, для візуалізації яких застосовано 2D та 3D мапи точок та кольорові палітри, описані у розділі 3.4.

За допомогою тестових ОК визначено точність характеристики матеріалів за Z_{eff} при радіографічному контролі в медицині та митному догляді.

4.1. Розробка та виготовлення макетів дво- та три- енергетичних ЦРС

При виконанні робіт за тематикою ІСМА НАН України та Науково – технологічного центру "Радіаційного приладобудування", а також гранту НАТО «Нова генерація мультиенергетичних рентгенівських сканерів для антитерористичного контролю SfP 982823», було розроблено та виготовлено два макетних зразки ЦРС з різними функціональними можливостями.

Перший макет ЦРС дозволяє отримувати радіографічні зображення під різними кутами за допомогою двоенергетичної ЛД, використовуючи енергоселективні властивості сцинтиляційних детекторів (ВД розташований за НД). Другий макет дозволяє отримувати радіографічні зображення у трьох

енергетичних діапазонах за допомогою трьох паралельних ЛД, розташованих на відстані ≈ 20 мм одна від одної.

Далі наводяться світлини макетних зразків ЦРС, їх основні технічні характеристики та функціональні можливості програмного забезпечення (ПЗ).

4.1.1. Макет двоенергетичної ЦРС з можливістю багаторакурсного сканування

Створення макету ЦРС з можливістю багаторакурсного сканування дозволяє отримувати як двоенергетичні радіографічні зображення, так і вихідні дані для досліджень у галузі комп'ютерної томографії. Використовуючи два крокових двигуна було реалізовано можливість вертикального переміщення та обертання платформи, на якій встановлюється ОК (рис.4.1).

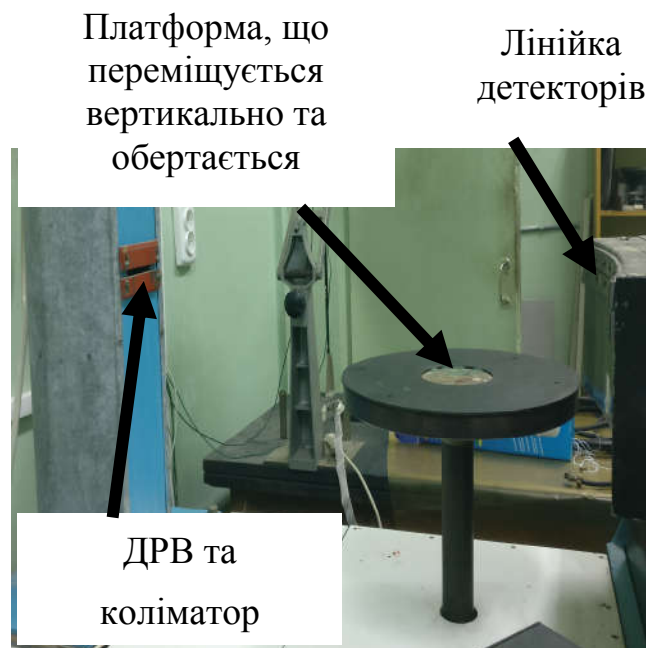


Рисунок 4.1 – Світлина макетного зразку ЦРС з можливістю багаторакурсного сканування.

За допомогою коліматора формується горизонтальний віяловий пучок РВ, паралельний платформі. Лінійка детекторів змонтована в одному корпусі з приймально-детектуючим трактом (ПДТ), який забезпечує підсилення

сигналів двоенергетичної ЛД, послідовне підключення каналів ЛД до АЦП, та передачу даних до ПК.

Схему взаємного розташування ДРВ, платформи та ЛД наведено на рис.4.2.

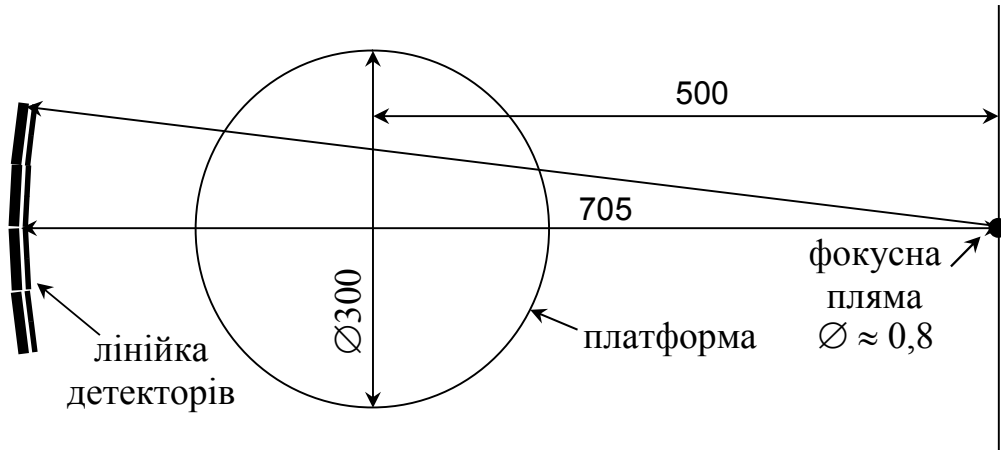


Рисунок 4.2 – Схема взаємного розташування елементів макету ЦРС з можливістю багаторакурсного сканування..

Основні технічні характеристики макетного зразка двоенергетичної ЦРС з можливістю багаторакурсного сканування наступні:

Джерело рентгенівського випромінення РАПАН 140/140:

Анодна напруга 60 ÷ 140кВ з кроком 10кВ

Анодний струм 0,5; 0,75; 1 мА

Розмір фокусної плями 0,8мм

Механізм переміщення об'єкту контролю:

Вертикальне переміщення об'єкту - 0 ÷ 297мм з кроком 0,033 ÷ 4,2 мм

Максимальна вага об'єкту контролю – 10кг

Приймально-детектуючий тракт:

Час опитування лінійки детекторів – 10 мс

Розрядність АЦП – 14

Кількість каналів опитування – 2x256

Зв'язок з ПЕОМ – USB, LPT, Com

Можливість усереднення даних за результатами трьох опитувань лінійки детекторів реалізована за допомогою мікроконтролера, що входить до складу ПДТ.

Програмне забезпечення (ПЗ) макету.

При розробці ПЗ реалізовано наступні режими роботи: 1) тестовий; 2) робочий; 3) віртуальний. Функціональні можливості ПЗ у різних режимах роботи наступні:

У тестовому режимі:

- ініціалізація ДРВ, ПДТ та пристрою переміщення ОК;
- апаратне та програмне калібрування сигналів;
- заміна даних у непрацездатному каналі середнім значенням сигналів сусідніх робочих каналів;
- графічна та цифрова візуалізація рівнів сигналів, визначення середнього, максимального та мінімального значення сигналів за час опитування для кожного каналу;
- масштабування графічних даних;
- керування положенням платформи механізму переміщення ОК (за висотою та кутом повороту);

У робочому режимі:

- автоматичне отримання даних при одно- та багато- ракурсному скануванні згідно параметрам, заданим у таблиці настроювання (крок переміщення та повороту, діапазон переміщення, тощо);
- візуалізація тінювих рентгенівських зображень окремо для ВД та НД, обробка цих зображень – за гістограмою, зміна контрастності, яскравості, гама корекція тощо;
- візуалізація двоенергетичного зображення, зміна палітри, тощо;
- настроювання мапи точок (ввімкнення/вимкнення логарифмічного масштабу X, Y; нормування даних за шкалою X);
- аналіз перерізу – графічна візуалізація даних по горизонтальному, вертикальному та довільному перерізу радіографічного зображення;
- збереження результатів сканування на жорсткому диску.

У віртуальному режимі забезпечується перегляд та аналіз раніше збережених даних. Можливості аналізу такі ж, що й у робочому режимі, але при роботі у віртуальному режимі програмне забезпечення може бути використане на будь якому ПК (опитування периферійних пристроїв не виконується).

Алгоритм візуалізації тіньового рентгенівського двоенергетичного зображення наведено на рис.4.3.

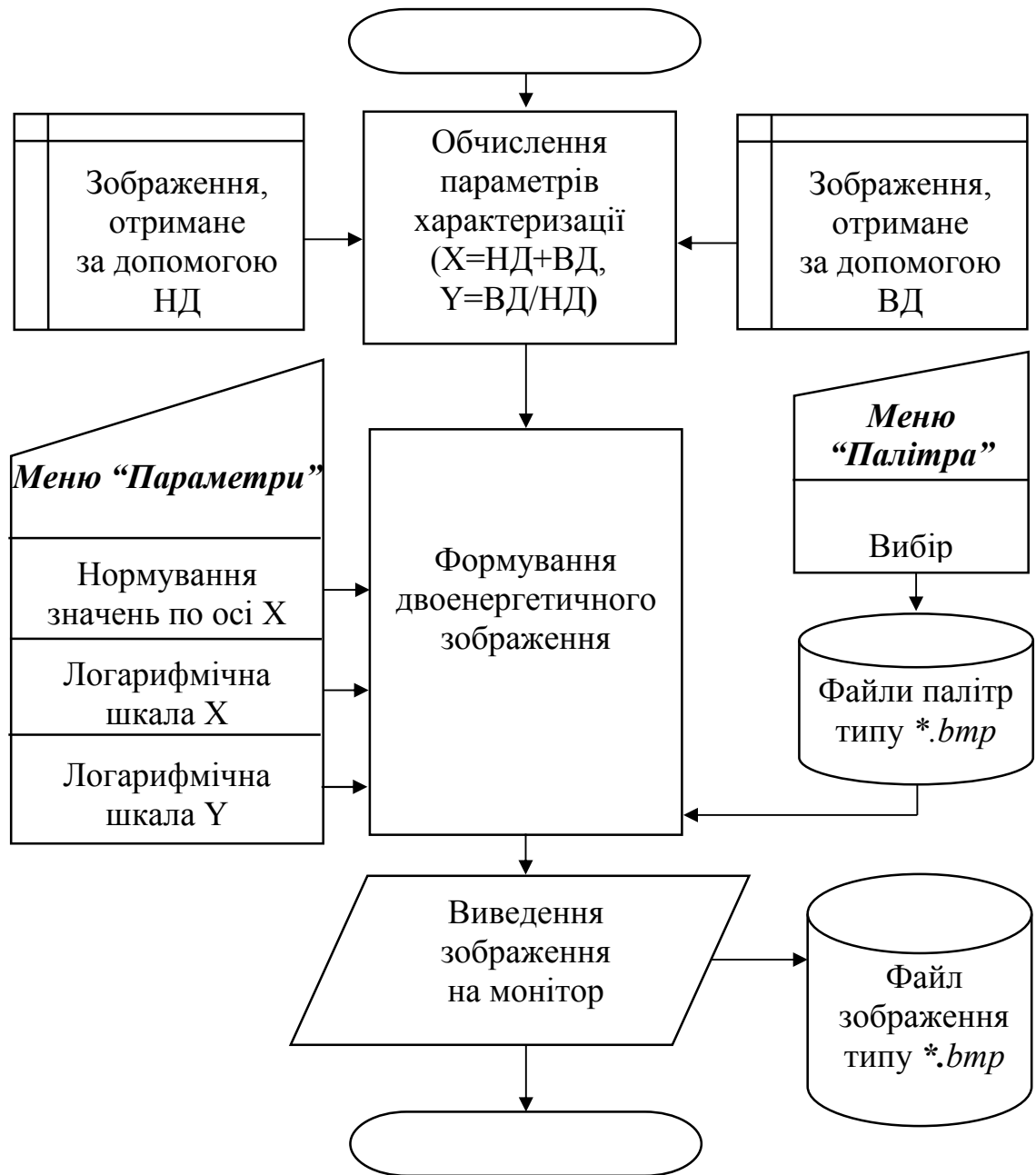


Рисунок 4.3 – Блок-схема алгоритму візуалізації тіньового рентгенівського двоенергетичного зображення.

На базі описаного макету ЦРС було експериментально досліджено кутові залежності сигналів 32 каналних детекторів, наведені у розділі 3.2.3 (рис.3.13).

Багаторакурсні радіографічні дослідження можуть виконуватись у двох режимах:

1) отримання радіографічного зображення при вертикальному переміщенні ОК, потім поворот платформи та отримання наступного радіографічного зображення, і так до отримання заданої кількості ракурсів.

2) послідовне покрокове обертання платформи (без зміни положення платформи по вертикалі) з отриманням даних по кожному ракурсу, потім вертикальне переміщення платформи на один крок по вертикалі, і так до отримання даних про ОК у заданому діапазоні переміщення по вертикалі.

При проведенні досліджень, виконаних в даній роботі перевага надавалась першому режиму сканування.

ПЗ надає можливість послідовного перегляду отриманих радіографічних зображень за різними ракурсами, що створює псевдо об'ємне зображення.

4.1.2. Макет триенергетичної ЦРС

В рамках виконання гранту НАТО "Нова генерація мультиенергетичних рентгенівських сканерів для антитерористичного контролю SfP 982823", було створено прототип триенергетичної (3Е) ЦРС скануючого типу. За названим проектом планувалось дослідити можливості характеристики матеріалів за Z_{eff} при отриманні трьох радіографічних зображень у трьох енергетичних діапазонах.

При розробці та виготовленні сканеру, було враховано можливість отримувати радіографічні зображення у трьох енергетичних діапазонах одночасно. Також, було передбачено можливість використання рентгенівських фільтрів фірми MXF Technologies, Inc. (рис.2.6).

Для отримання триенергетичних радіографічних зображень було створено макет триенергетичної ЦРС, світлину якого наведено на рис.4.4.

Макет 3Е ЦРС працює під керуванням ПК, що дозволяє отримувати радіографічні зображення у автоматичному режимі.

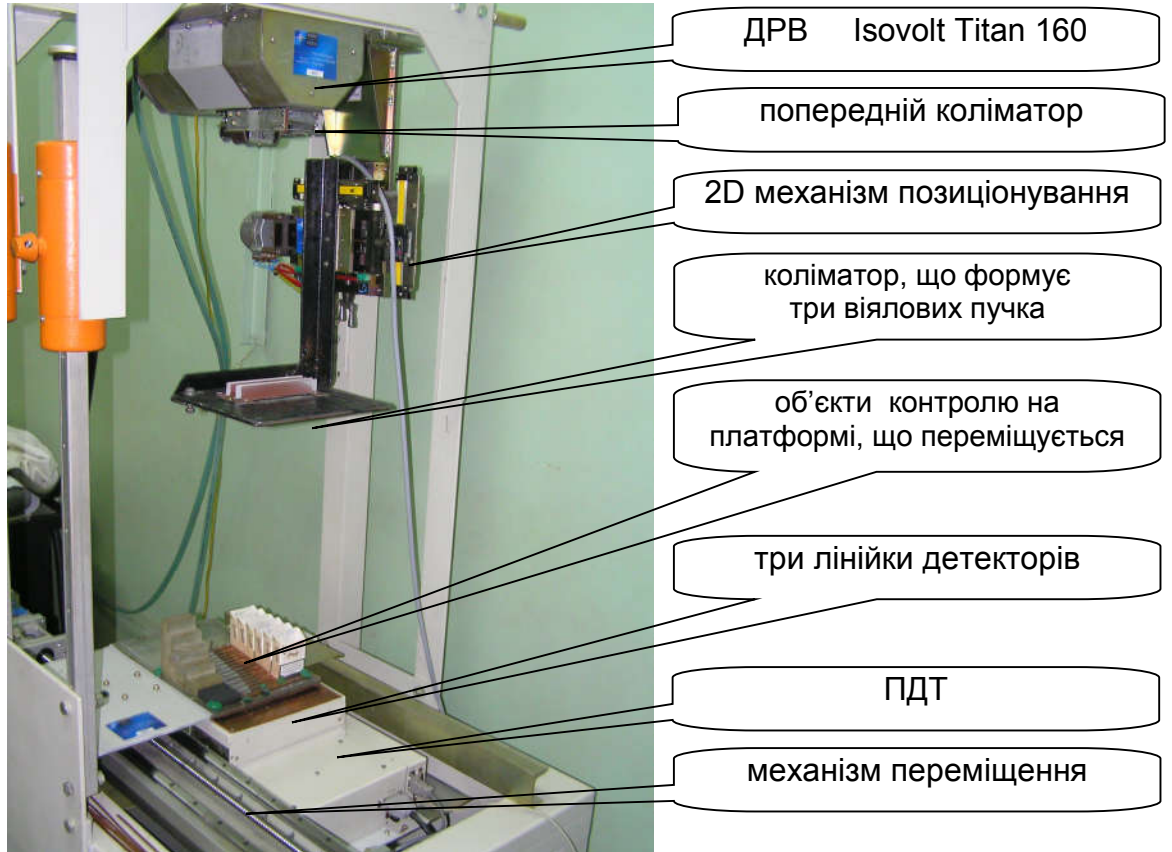


Рисунок 4.4 – Світлина триенергетичної ЦРС.

Основні характеристики триенергетичної ЦРС такі:

Джерело рентгенівського випромінення Isovolt Titan E:

Анодна напруга: $5 \div 160$ кВ з кроком 0,1кВ

Анодний струм: від 0,1 до 45 мА з кроком 0,01мА

Розмір фокусної плями 3,2 або 1,6 мм

Механізм переміщення об'єкту контролю:

Переміщення ОК на відстань $0 \div 450$ мм з мінімальним кроком 0,1мм.

Приймально-детектуючий тракт

Детектори

Тип детекторів - сцинтилятор-фотодіод (СЦ-ФД)

- кількість каналів в одному модулі

-16

- крок детекторів в лінійці	- 1,6мм
- сцинтилятор	- ZnSe(Te)
- товщина сцинтилятора:	
низькоенергетичний детектор (НД)	- 0,6мм
середньенергетичний детектор (СД)	- 1,5мм
високоенергетичний детектор (ВД)	- 3,5мм
- кількість лінійок детекторів	- 3
- кількість каналів детектування	- 3x128 (384)

Отримання триенергетичних радіографічних зображень може бути здійснено двома способами:

1) використовуючи енергоселективні властивості трьох лінійок детекторів, за одне сканування може бути отримане три зображення ОК в різних енергетичних діапазонах при одній вибраній анодній напрузі джерела рентгенівського випромінювання. Перевагою цього способу можна вважати високу швидкість отримання зображень, недоліком - істотне перекриття енергетичних діапазонів при отриманні зображення та необхідність суміщення радіографічних зображень, отриманих під різними кутами зору ($\pm 1,3^\circ$ від середньої ЛД).

2) використовуючи високу точність позиціонування механізму переміщення ОК можна послідовно отримати три зображення ОК при трьох різних анодних напругах, за різних умов фільтрації (рис.2.3), з подальшим суміщенням трьох зображень, отриманих в трьох енергетичних діапазонах.

Використовуючи саме другий спосіб, в роботі було отримано триенергетичні рентгенівські зображення обраних тестових об'єктів.

Важливим моментом в роботі ЦРС є юстування механічних складових ЦРС. Так, зменшення області опромінювання ОК знижує рівень розсіяного випромінювання, яке негативно впливає на точність характеристики матеріалів за Z_{eff} . Детальніше аналіз впливу розсіяного випромінювання на характеристику матеріалів за Z_{eff} розглянуто у розділі 5.

Система коліматорів макету ЗЕ ЦРС складається з: попереднього коліматора; коліматора, що формує три віялових пучки; коліматора, що розташований безпосередньо біля лінійок детекторів. За допомогою коліматорів зменшується вплив розсіяного випромінювання на результати досліджень та формується три віялових пучки РВ, розділених у просторі. Ретельне юстування коліматорів дозволило мінімізувати вплив розсіяного випромінювання на результати досліджень. Результат юстування коліматорів наведено на рис. 4.5.

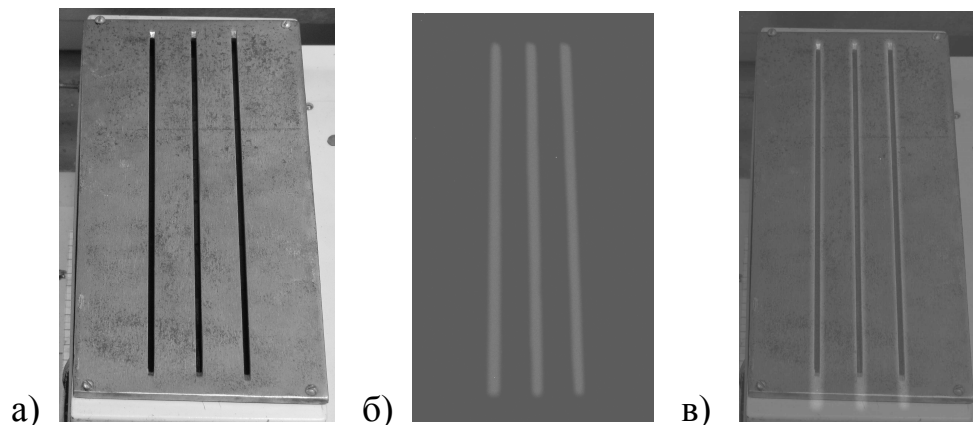


Рисунок 4.5 – Результат перевірки взаємного розташування ДРВ, коліматору, та ЗЕ ЛД. а) світлина коліматорів, розташованих перед ЛД; б) світлина флуоресцентного екрану, на який падають 3 віялові пучки РВ; в) результат суміщення світлин а) та б).

Програмне забезпечення макету ЗЕ ЦРС реалізує наступні функціональні можливості.

Налаштування роботи підсистем:

- налаштування режиму роботи кожної з підсистем (ПДТ, механізм переміщення, ДРВ);
- апаратне та програмне калібрування сигналів детекторів, заміна сигналів дефектних каналів усередненим значенням сигналів детекторів сусідніх робочих каналів;
- обчислення максимального, мінімального та середнього значень сигналу за час спостереження;
- збереження параметрів підсистем на жорсткому диску.

Автоматичний та напіваавтоматичний режими отримання радіографічних зображень:

- управління підсистемами ЦРС під час сканування;
- контроль положення платформи механізму переміщення ОК, анодної напруги та струму ДРВ;
- візуалізація радіографічного зображення під час сканування.

Візуалізація та аналіз радіографічних зображень:

- візуалізація радіографічних зображень у відтінках сірого, окремо для кожної з трьох ЛД або одночасно;
- візуалізація радіографічних зображень з використанням 2D та 3D палітр та відповідних мап точок;
- масштабування зображень з використанням алгоритму згладжування;
- аналіз зображення за гистограмою, графіками вертикального, горизонтального та довільного перерізу (з можливістю зміни масштабу);
- обчислення параметрів характеристичної кривої для 2D та 3D координат за формулою, що може бути змінена оператором ПК.

Збереження даних:

- збереження чотирьох файлів за результатами досліджень: name.rd1, name.rd2, name.rd3 – дані для кожної з трьох ЛД в бінарному форматі та файл name.info з інформацією щодо умов отримання радіографічних зображень в текстовому форматі (параметри ДРВ, матеріал та товщина фільтрів, тощо);
- збереження радіографічних зображень у графічному вигляді в форматах jpg, jpeg, bmp, png;
- збереження 2D та 3D мап точок в форматах jpg, jpeg, bmp, png;
- передача даних до програми Excel;
- збереження режимів калібрування;
- збереження математичних формул, за якими було обчислено параметри характеристичної кривої матеріалів за Z_{eff} .

4.2. Отримання та візуалізація тінювих рентгенівських зображень у різних енергетичних діапазонах

Отримання радіографічних зображень тестових ОК, опис яких наведено у розділі 2.4, дозволяє оцінити можливості кожного з методів характеристики матеріалів за Z_{eff} , наведених у розділі 3.3.

4.2.1. Отримання та візуалізація тінювих рентгенівських зображень набору тестових об'єктів для митного контролю

Особливість ЦРС для митного контролю – широкий спектр матеріалів, які можуть входити до вмісту багажу. Для візуалізації результатів характеристики матеріалів за Z_{eff} , в ЦРС для митного контролю та систем безпеки, зазвичай використовують триколірну палітру та відтінки сірого кольору.

Трьома кольорами виділяють три групи матеріалів: "легким" матеріалам з $Z_{\text{eff}} < 10$ відповідають відтінки помаранчевого кольору; "середнім" матеріалам з $10 < Z_{\text{eff}} < 20$ відповідають відтінки зеленого кольору; "важким" матеріалам з $Z_{\text{eff}} > 20$ відповідають відтінки синього кольору.

Відтінками сірого відображуються об'єкти з великою радіаційною товщиною, які значно ослаблюють інтенсивність РВ. При низькому рівні сигналів детекторів характеристика матеріалів за Z_{eff} стає не можливою з причин, розглянутих у розділі 5.

Відповідно особливостям ОК при митному догляді, було використано набір матеріалів з різним Z_{eff} (від 6 до 29) та різної товщини (рис.2.17).

Радіографічні зображення тестового набору ОК (світлину наведено на рис.2.3), отримані у трьох енергетичних діапазонах (з використанням макету триенергетичної ЦРС), наведено на рис.4.6.

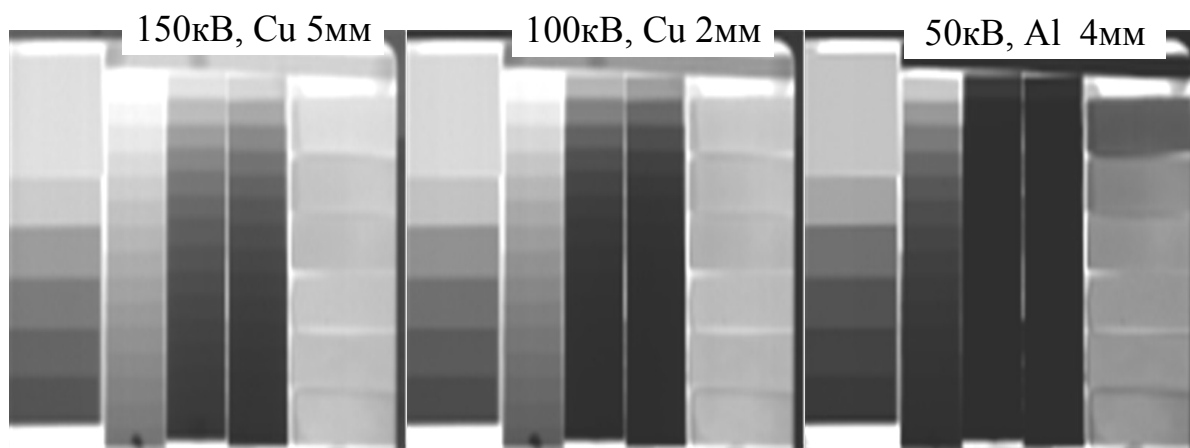


Рисунок 4.6 – Радіографічні зображення тестових ОК (рис.2.17), отримані при різних значеннях анодної напруги та різних умов фільтрації РВ (відповідно рис.2.3).

Відмінності у ослабленні алюмінієм рентгенівського випромінювання можна бачити на рисунку 4.7, де наведено вертикальний переріз зображення (рис. 4.6) для алюмінієвого клину у координатах: (№ каналу ЛД, № строки). Позначки LED, MED, HED на рисунку 4.7 відповідають позначкам, використаним при розробці ПЗ: LED (low energy detector) – сигнал НД (L); MED (middle energy detector) – сигнал СД (М); HED (high energy detector) – сигнал ВД (Н).

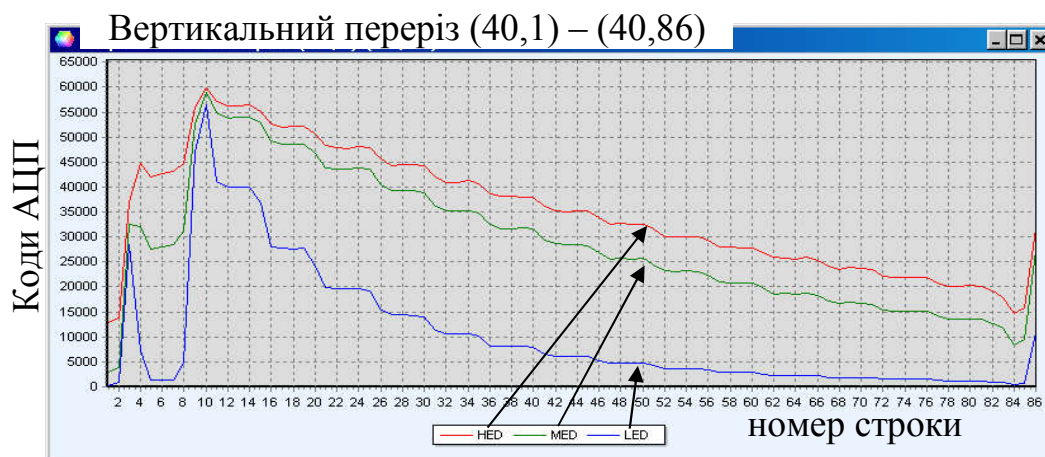


Рисунок 4.7 – Графіки сигналів детектора, що відповідають ослабленню РВ алюмінієвим клином у трьох енергетичних діапазонах.

При суміщенні 2D мапи точок та 2D кольорової палітри отримано 2Е радіографічне зображення (рис.4.8) набору тестових ОК (рис.2.3). В якості

параметру характеристики матеріалу використано співвідношення сигналів ВД/НД.

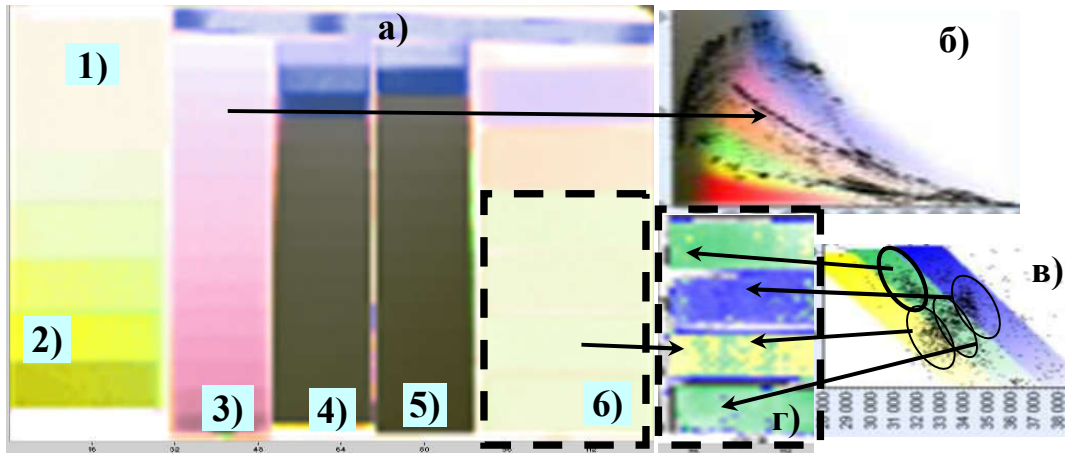


Рисунок 4.8 – Двоенергетичне радіографічне зображення тестових ОК, а) – 2Е радіографічне зображення набору тестових ОК, отримане з використанням 2D карти точок та 2D кольорової палітри б); г) – фрагмент зображення а), відображений за допомогою палітри в); 1 - 6 – відповідно рис.2.3.

При суміщенні 3D карти точок та 3D RGB палітри отримано 3Е радіографічне зображення (рис.4.9) набору тестових ОК (рис.2.3).

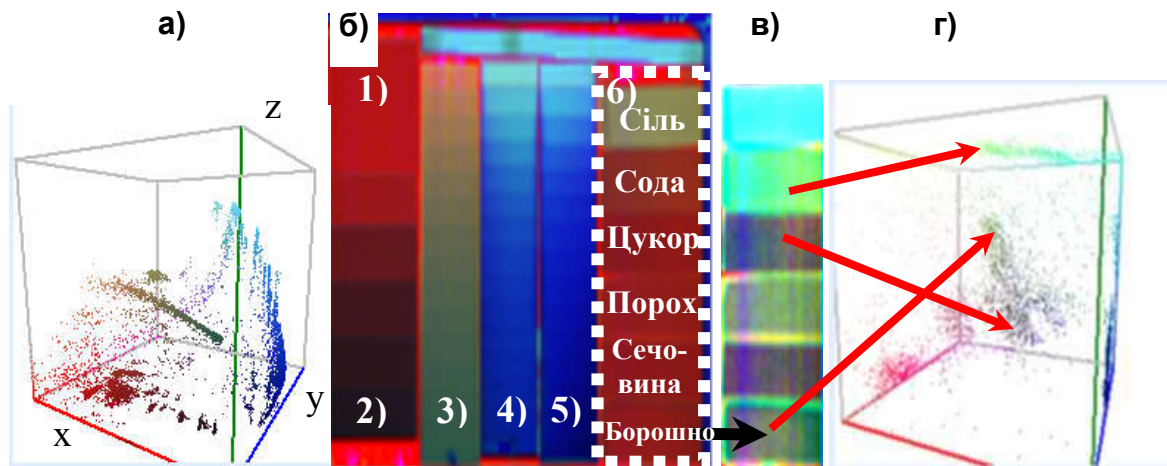


Рисунок 4.9 – 3Е радіографічне зображення тестових ОК. а) 3D палітра та 3D мапа точок, використані для відображення 3Е радіографічного зображення б); в) фрагмент зображення б), відображений за допомогою 3D палітри г). 1-6 – відповідно рис.2.3.

На базі трьох радіографічних зображень набору тестових ОК, отриманих у трьох різних енергетичних діапазонах (рис.4.6), було проведено

порівняння різних методів характеристики матеріалів за ефективним атомним номером. Для порівняння трьох методів характеристики матеріалів за Z_{eff} використано 2D мапи точок у різних системах координат, наведені на рис.4.10.

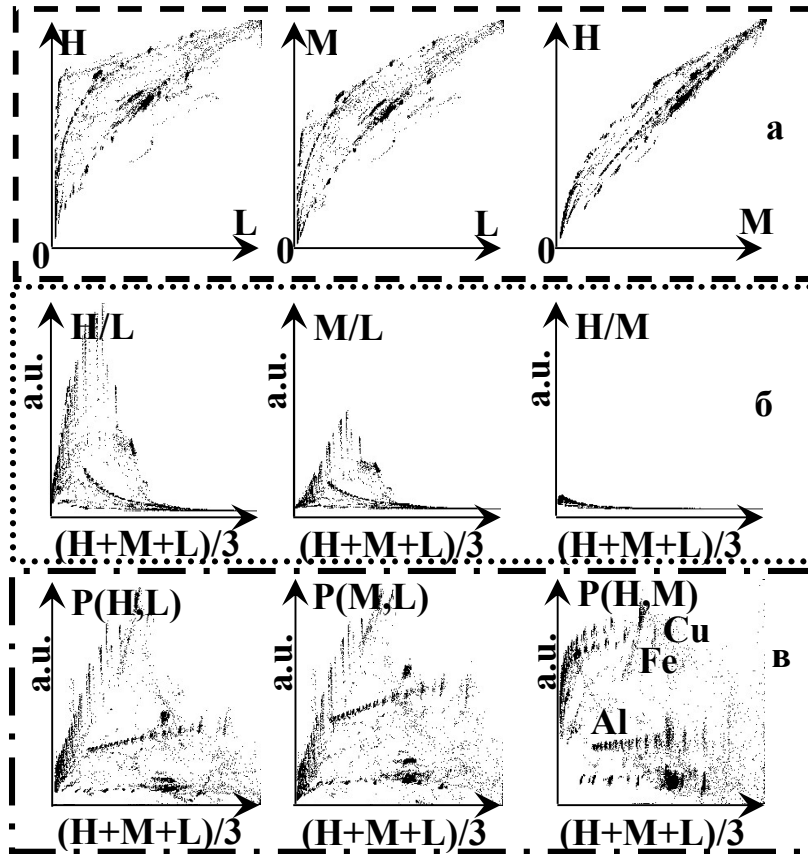


Рисунок 4.10 – 2D мапи точок, отримані для трьох методів характеристики матеріалів за Z_{eff} , з використанням сигналів детекторів H, M, L у трьох енергетичних діапазонах: а) прямий метод характеристики; б) метод характеристики матеріалів за співвідношенням сигналів; в) новий фізичний метод характеристики матеріалів з обчисленням параметра P, пропорційного масовому коефіцієнту ослаблення μ_m .

Використовуючи 2D мапи точок, наведені на рис.4.10, можна зробити наступні висновки.

Прямий метод характеристики матеріалів за Z_{eff} , що використовується фірмою Smith Heimann (рис.3.15), дозволяє характеризувати матеріали за Z_{eff} . Відповідна функція характеристики матеріалів $f(H,L)$ має суттєву нелінійність при зміні товщині та щільності ОК.

Найбільше розділення матеріалів за Z_{eff} досягається при найбільшому рознесенні енергетичних діапазонів РВ, тобто у координатах (Н,Л) відповідно рис. 4.10а. Однак, при використанні низьких енергій РВ (сигнали L, отримані при $U_a=50\text{кВ}$), значним стає вплив розсіяного випромінювання, що викривляє результат характеристики матеріалів при ослабленні інтенсивності РВ більш ніж на 97%.

Метод характеристики матеріалів за співвідношенням сигналів (рис.4.10 б) має свої особливості, наведені у розділі 3.3.2, але в цілому, висновки щодо прямого методу характеристики можна віднести і до нього: нелінійність залежності параметру характеристики від товщини та щільності матеріалу ОК, вплив розсіяного випромінювання, тощо.

Новий фізичний метод характеристики матеріалів, з обчисленням параметру $P \sim \mu_m$, має суттєву відмінність від прямого методу та методу характеристики матеріалів за співвідношенням сигналів – параметр P практично не залежить від товщини та щільності матеріалу ОК. На прикладі групи точок, яка відповідає алюмінієвому клину (рис.4.10 в), можна бачити, що для сигналів Н та М, обчислений параметр $P(H,M)$ за формулою (3.10), майже не залежить від товщини алюмінію. Для параметрів $P(H,L)$ та $P(M,L)$ залежність від товщини алюмінію є також лінійною, але не горизонтальною, що можна пояснити впливом розсіяного випромінювання.

Таким чином, наведений вище аналіз отриманих експериментальних даних дозволяє стверджувати, що всі три методи можуть бути використані для характеристики матеріалів за Z_{eff} при митному контролі багажу, а метод з використанням параметру P, який практично не залежить від товщини та щільності матеріалу, можна вважати кращім.

Використані ОК, дозволили оцінити особливості кожного з трьох методів характеристики матеріалів за Z_{eff} у широкому діапазоні Z_{eff} (від 6 до 29). Однак, при митному контролі важливою є характеристика саме "легких" матеріалів ($Z_{\text{eff}} \approx 7\div 8$), до яких належить більшість вибухових та наркотичних речовин. Тому, було отримано 2Е та 3Е радіографічні

зображення [65, 82] (рис.4.11, рис.4.12) імітаторів вибухових речовин, опис яких наведено у розділі 2.4 .

Також, було отримано 2E радіографічне зображення двох рідин – води ($Z_{\text{eff}}=7,42$) та гліцерину ($Z_{\text{eff}}=6,87$), наведене на рис.4.13 .

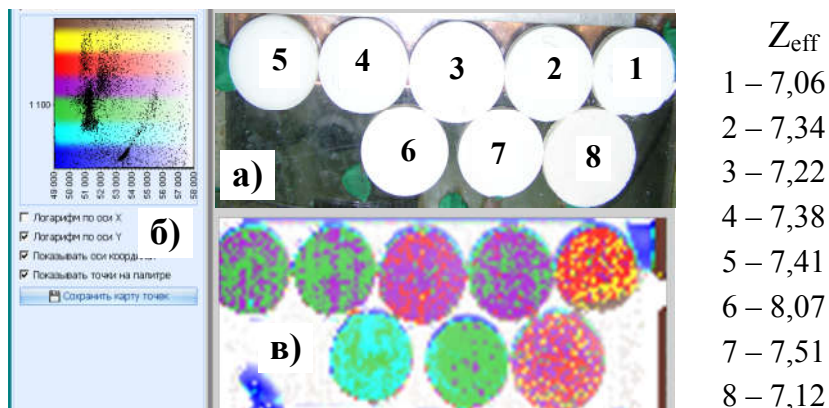


Рисунок 4.11 – 2E радіографічне зображення імітаторів вибухових речовин. а) світлина імітаторів ВР; б) 2D палітра суміщена з 2D мапою точок; в) 2E радіографічне зображення імітаторів ВР.

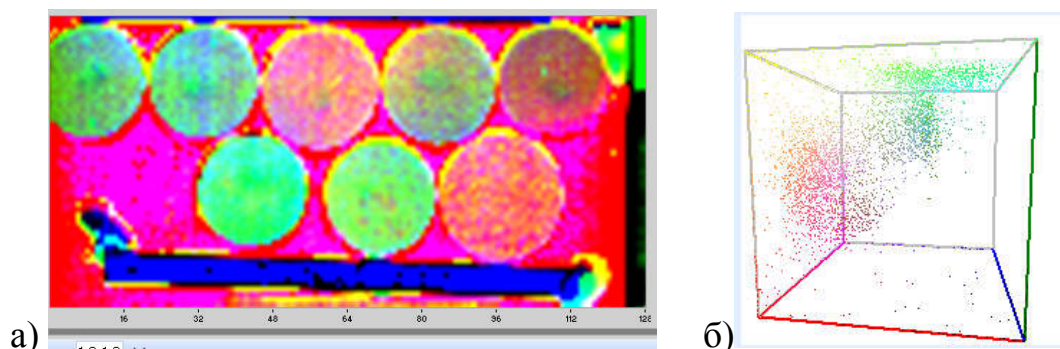


Рисунок 4.12 – 3E радіографічне зображення імітаторів вибухових речовин а), отримане з використанням 3D RGB палітри б).

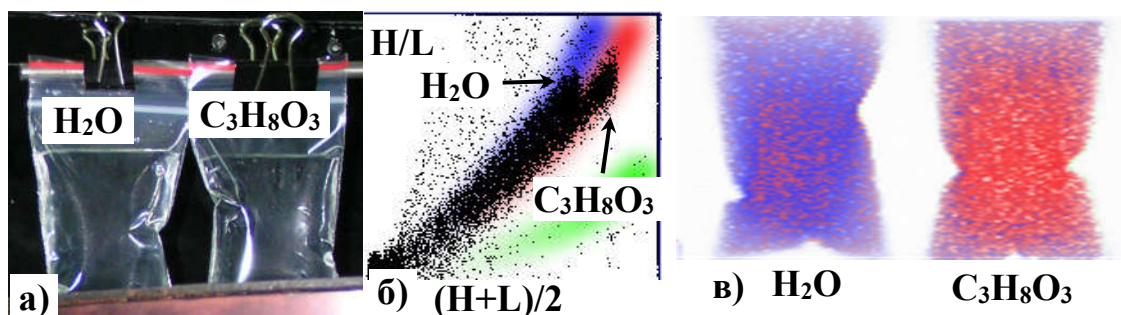


Рисунок 4.13 – 2E радіографічне зображення двох рідин – води ($Z_{\text{eff}}=7,42$) та гліцерину ($Z_{\text{eff}}=6,87$). а) світлина рідин; б) 2D мапа точок, суміщена з 2D кольоровою палітрою; в) кольорове 2E радіографічне зображення.

Аналіз отриманих 2Е та 3Е радіографічних зображень різних ОК, наведених на рис.4.9–4.10 та рис.4.11–4.13 відповідно, дозволяє зробити наступні висновки.

3Е радіографічні зображення, містять більше інформації про ОК, ніж 2Е радіографічні зображення, а саме: у координатах ($x=(H+M+L/3)$, $y=P(H,M)$, $z=P(M,L)$) групи точок, що відповідають певним матеріалам тестових ОК не належать одній площині (рис. 4.9 а, г). Цей факт можна пояснити наявністю розсіяного випромінювання, що впливає на значення параметру характеристики матеріалів за Z_{eff} (у різних енергетичних діапазонах по різному). Дослідження щодо корекції параметру P з урахуванням впливу розсіяного випромінювання в даній роботі не проводились, однак можуть вважатися перспективними з точки зору підвищення точності характеристики матеріалів за Z_{eff} при радіографічному контролі.

3Е радіографічні зображення імітаторів ВР (рис.4.11, рис.4.12), отримані з використанням параметру $P \sim \mu_m$, дозволили оцінити точність характеристики "легких" матеріалів: $6 \div 9\%$ за Z_{eff} .

2Е радіографічні зображення води та гліцерину (рис.4.13), отримані з використанням методу співвідношення сигналів, також дозволяють виявити різницю між рідинами, що відрізняються за Z_{eff} на $\approx 8\%$.

Таким чином, експериментально показано, що 2Е та 3Е радіографічний контроль дозволяє розділяти "легкі" матеріали за Z_{eff} , у тому числі вибухові речовини.

4.2.2. Отримання та візуалізація тіньових рентгенівських зображень набору тестових об'єктів для медицини

Залежність масових коефіцієнтів ослаблення від енергії $\mu_m(E)$ для деяких органів та тканин людини було наведено на рис.2.10. Більшість тканин та органів людини мають $\mu_m(E)$ майже такий самий, як у води. Тільки жирова та кісткова тканини мають значні відмінності. Тому, головною метою отримання 2Е та 3Е радіографічних зображень біологічних ОК було

виявлення відмінностей у мінералізації кісткової тканини та кісткової тканини на фоні м'язової тканини.

Як було зазначено у розділі 2.4, у якості ОК було використано фрагменти біологічних об'єктів – фрагмент кістки корови, що містить кортикальну та губчасту тканини; окорок бройлерної курки; окорок домашньої курки; крило індика.

У трьох енергетичних діапазонах (відповідно спектрам РВ, наведених на рис.2.3) було отримано радіографічні зображення трьох ОК: окорок бройлерної курки; окорок домашньої курки; крило індика (рис.4.14).

Як відомо, найбільший вклад у мінералізацію кісткової тканини вносить кальцій, тому, після отримання радіографічних зображень, було хімічним методом визначено процентний вміст кальцію у сухому залишку різних частин кісткової тканини. За результатами хімічного аналізу вміст кальцію (в сухому остатку) становив: для кістки бройлерної курки – $1,6 \div 2,8\%$; для кістки крила індика – $3,4 \div 4,4\%$; для кістки домашньої курки – $2,8 \div 4,4\%$.

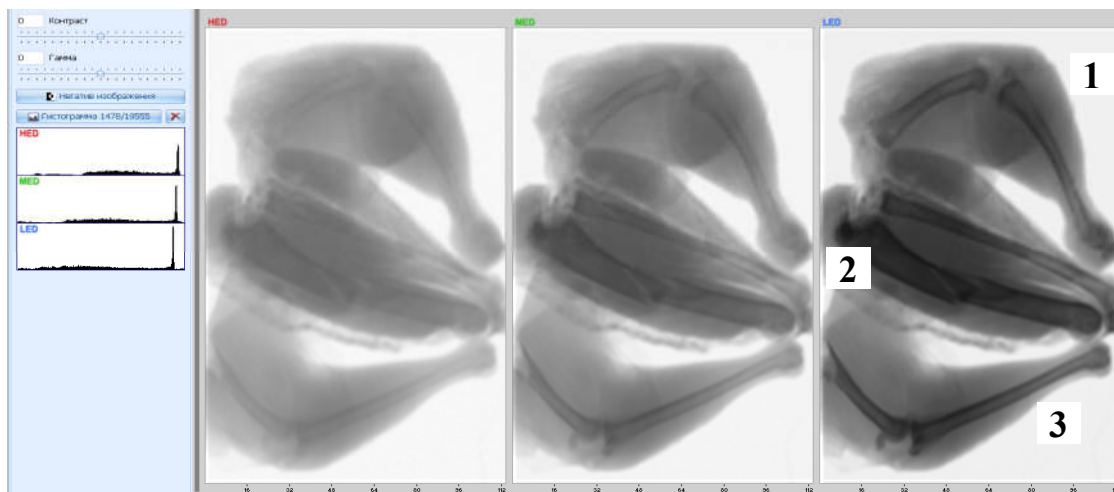


Рисунок 4.14 – Радіографічні зображення біологічних ОК, отримані у трьох енергетичних діапазонах. 1) окорок бройлерної курки; 2) крило індика; 3) крило домашньої курки.

Використовуючи 2D мапи точок та метод співвідношення сигналів, отримано 2E радіографічне зображення біологічних ОК (рис.4.15), використовуючи зображення, наведені на рис.4.14.

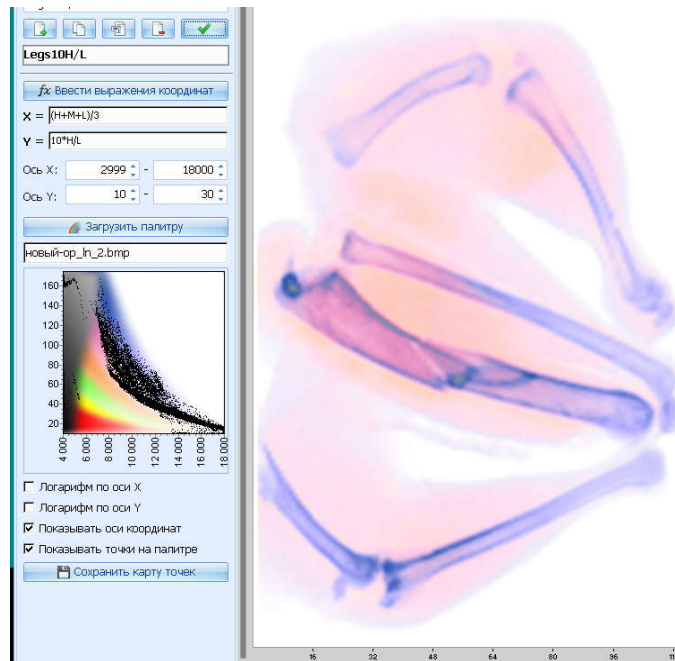


Рисунок 4.15 – 2Е радіографічне зображення біологічних ОК, отримане з використанням методу співвідношення сигналів (Н/М).

Використовуючи 3D мапи точок та новий фізичний метод обчислення параметру характеристикації P , пропорційного масовому коефіцієнту ослаблення, отримано 3Е радіографічне зображення [70, 80] біологічних ОК у координатах $(x=(H+M+L)/3, y=P(H,M), z=P(M,L))$, наведене на рис.4.16.

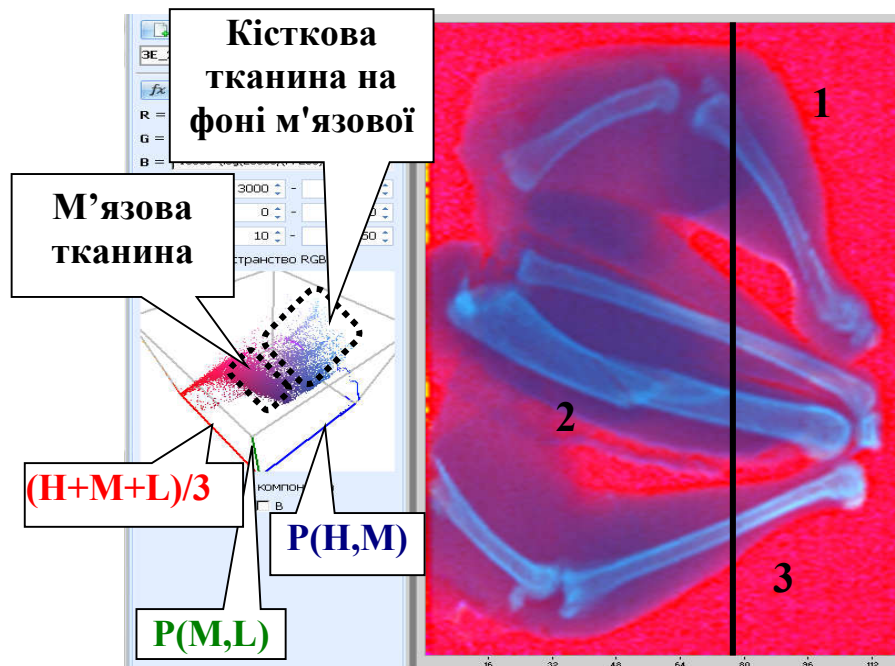


Рисунок 4.16 – 3Е радіографічне зображення біологічних ОК у координатах $(x=(H+M+L)/3, y=P(H,M), z=P(M,L))$. 1, 2, 3 – відповідно рис.4.14.

Для порівняння методу співвідношення сигналів та методу обчислення параметру P , було, на прикладі 78 каналу ЛД (вертикальний переріз радіографічного зображення, маркований вертикальною чорною лінією на рис. 4.16), побудовано графіки вихідних сигналів H , M , L та параметрів характеризування H/L та $P(H,L)$ (рисунок 4.17).

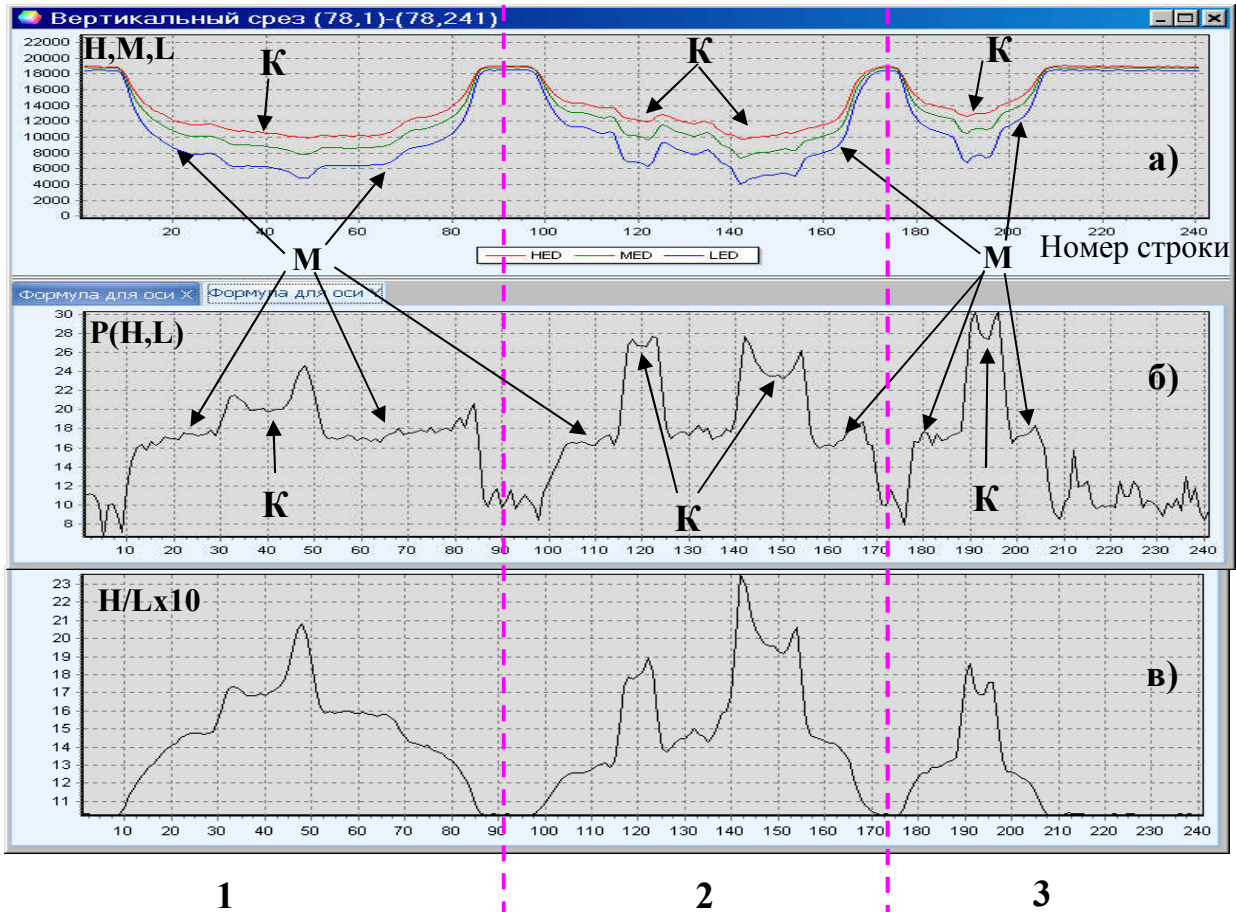


Рисунок 4.17 – Графічне відображення сигналів 78 каналу лінійки детекторів та параметрів характеризування. а) вихідні сигнали H , M , L ; б) параметр $P(H,L)$; в) параметр H/L . K та M – вказують на кісткову та м'язову тканини відповідно. 1, 2, 3 – відповідно рис. 4.14.

З рис. 4.17а можна бачити, як вихідні сигнали H , M , L , характеризують ослаблення РВ об'єктом контролю у різних енергетичних діапазонах РВ [70].

Використання методу співвідношення сигналів (рис. 4.17в) дозволяє характеризувати мінералізацію кісткової тканини на фоні м'язової. Однак, суттєва залежність параметру характеризування H/L від товщини та щільності

матеріалу ОК призводить до необхідності ретельного калібрування ЦРС для визначення мінералізації кісткової тканини на фоні м'язової тканини.

Значення параметру $P(H,L)$ для м'язової тканини практично не залежить від товщини м'язової тканини (рис.4.17 б), тому похибка обчислення Z_{eff} для кісткової тканини на фоні м'язової тканини, може бути зменшена.

За результатами аналізу 2Е та 3Е радіографічних зображень біологічних ОК (рис.4.15 та рис.4.16) можна зробити висновок, що використання параметру характеристикації матеріалів $P(H,L)$ дозволяє виявити зміну мінералізації кісткової тканини менш ніж на 1% (за вмістом кальцію).

4.3. Результати багаторакурсного сканування тестових об'єктів

У якості ОК для багаторакурсного сканування було використано фрагмент кістки корови, що містить кортикальну та губчасту тканини (рис.4.18).

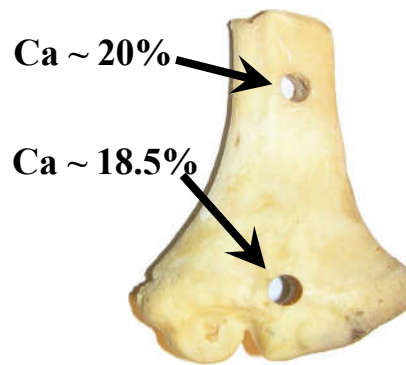


Рисунок 4.18 – Світлина фрагменту кістки корови, що містить кортикальну та губчасту тканини.

За результатами хімічного аналізу було встановлено, що вміст кальцію у кортикальній частині кістки становив 20% (в сухому залишку), а для губчастої тканини кістки 18,5%.

За допомогою макету двоенергетичної ЦРС з можливістю багаторакурсного сканування було отримано 60 радіографічних 2Е зображень кістки (рис.4.18) [67, 84, 86, 91] під різними кутами.

Деякі з 60 2E радіографічних зображень, отриманих за методом співвідношення сигналів, наведено на рис.4.19.

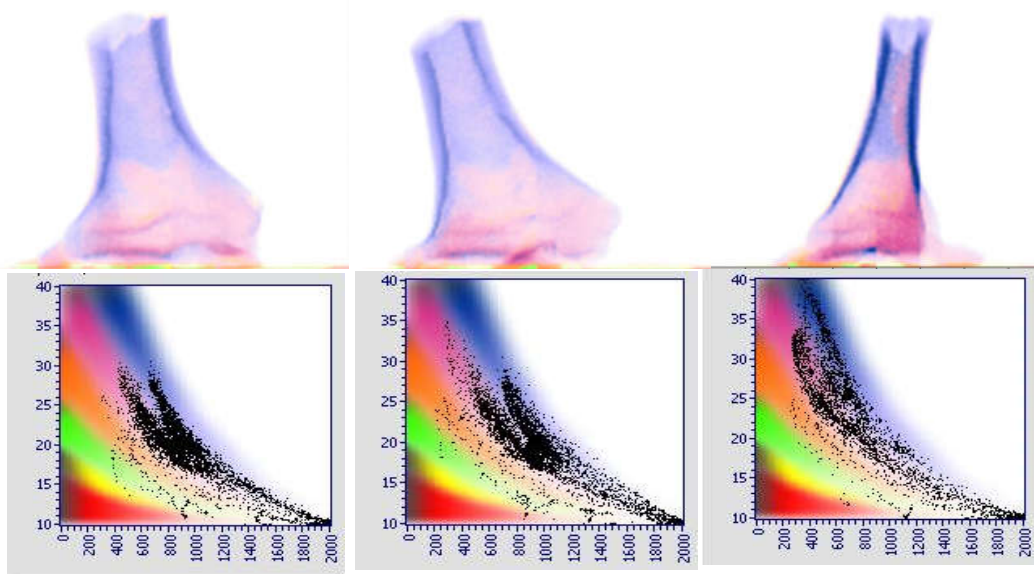


Рисунок 4.19 – 2E радіографічні зображення кістки під різними кутами зору (0° ліворуч, 42° по центру, 312° праворуч), отримані за методом співвідношення сигналів Н/Л та відповідні 2D карти точок, суміщені з палітрою.

2E радіографічні зображення, отримані за методом обчислення параметру $P(H,L)$, наведено на рис.4.20.

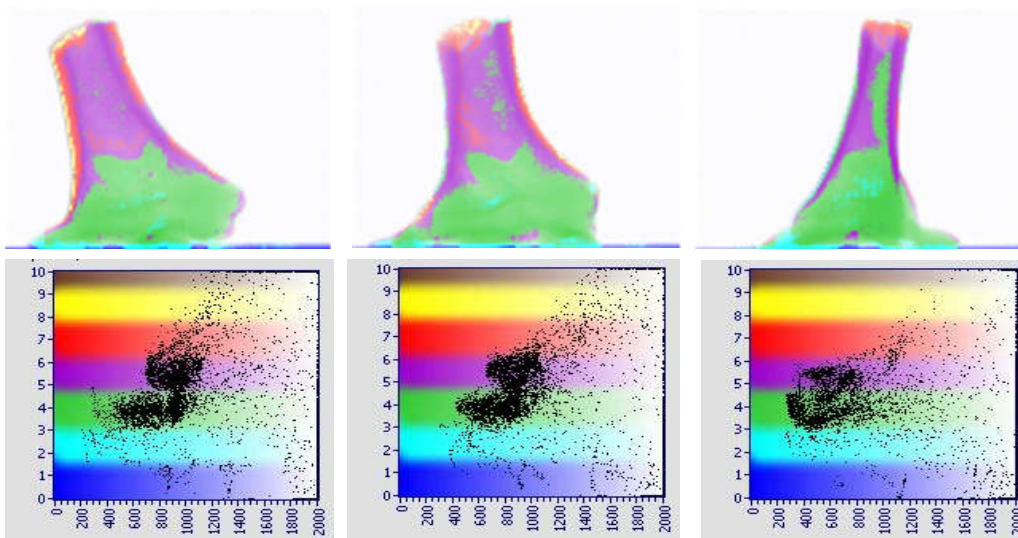


Рисунок 4.20 – 2E радіографічні зображення кістки під різними кутами зору (0° ліворуч, 42° по центру, 312° праворуч), отримані за методом обчислення параметру $P(H,L)$ та відповідні 2D карти точок, суміщені з кольоровою палітрою.

З рисунків 4.19 та 4.20 можна бачити, що кортикальна та губчаста кісткові тканини, які відрізняються за вмістом кальцію на $\approx 1,5\%$ впевнено розділяються на 2 групи точок. Таким чином, показано, що обидва використані параметри характеристики матеріалів H/L та $P(H,L)$ надають змогу оцінити зміну мінералізації кісткової тканини не гірше ніж $1,5\%$ при використанні 2E радіографії.

4.4. Заключні зауваження

1. Проведено експериментальні дослідження з використанням макетних зразків ЦРС. Отримано радіографічні зображення тестових ОК у двох та трьох енергетичних діапазонах рентгенівського випромінювання.

Показано, що:

1.1. Всі розглянуті методи характеристики матеріалів за Z_{eff} можуть бути використані при радіографічних дослідженнях у енергетичному діапазоні $20\div 150\text{keV}$.

1.2. Використання трьох енергетичних діапазонів надає можливість враховувати вплив розсіяного випромінювання при ослабленні об'єктом контролю інтенсивності рентгенівського випромінювання більш ніж на 97% .

1.3. Новий фізичний метод характеристики матеріалів за Z_{eff} дозволяє характеризувати матеріали, незалежно від їх товщини та щільності.

2. Отримано радіографічні зображення тестових ОК, що дозволили визначити можливості 3E та 2E ЦРС при використанні у митному контролі.

Показано, що:

2.1. Для тестових ОК, що мають Z_{eff} від 6 до 29 співвідношення сигналів H/L добре узгоджується з результатами модельних обчислень, наведених у розділі 3.2.1.

2.2. Для імітаторів вибухових речовин, що мають Z_{eff} від 7,06 до 8,07 можливим є виявлення розбіжностей по $Z_{\text{eff}} \sim 6\div 9\%$.

2.3. Для тестових ОК, що мають форму ступінчастого клину (органічне скло, алюміній, залізо, мідь), при використанні 3D RGB палітри та параметрів характеристики матеріалів $P(H,M)$ та $P(M,L)$, колір характеристики матеріалу за Z_{eff} при зміні товщини матеріалу не змінюється. Тобто, для 3E радіографічного зображення, стандартна RGB палітра дозволяє у поєднанні з параметром характеристики P , який не залежить від товщини та щільності матеріалу ОК, здійснювати кольорову характеристику матеріалів за Z_{eff} .

3. Отримано радіографічні зображення біологічних ОК, що дозволили визначити можливості 3E та 2E ЦРС при радіографічних дослідженнях у медицині.

Показано, що:

3.1. 3E радіографічні зображення можуть бути використані для підвищення точності визначення ступеня мінералізації кісткової тканини, але враховуючи принцип мінімізації дозового навантаження на пацієнта при радіографічних дослідженнях, достатньою для остеоденситометричних досліджень можна вважати 2E радіографію.

3.2. Використання параметру характеристики $P(H,L) \sim \mu_m$ дозволяє зменшити похибку вимірювання мінералізації кісткової тканини на фоні м'язової тканини за рахунок незначної залежності параметру P від товщини м'язової тканини.

3.3. При 2E радіографічних дослідженнях біологічних ОК, до складу яких входить м'язова тканина та кісткова тканина з вмістом кальцію від 1,6 до 4,4% (у сухому залишку), можливим є виявлення розбіжностей у вмісті кальцію в кістковій тканині $\sim 1\%$.

4. За результатами багаторакурсного 2E сканування кісткової тканини виявлено розбіжності між кортикальною та губчастою тканинами кістки, що відрізняються за вмістом кальцію на $\sim 1,5\%$.

Дослідження з отриманням 60 радіографічних зображень фрагменту кістки під різними кутами (ракурсами) є вихідними даними для

томографічної реконструкції Z_{eff} для кожного вокселя об'ємного зображення. Комп'ютерна томографія потребує розробки спеціалізованого програмного забезпечення, тому відповідні дослідження в дисертаційній роботі не проводились, але можуть вважатися перспективними.

В цілому, низка експериментальних досліджень, з використанням двох макетних зразків ЦРС, підтвердила ефективність застосування запропонованого фізичного методу характеристизації матеріалів за Z_{eff} як у медицині, так і при митному контролі.

Матеріал, викладений у цьому розділі, було опубліковано в [65-67, 70, 80, 82, 84, 86, 91, 97].

АНАЛІЗ ЧИННИКІВ, ЩО ВПЛИВАЮТЬ НА ТОЧНІСТЬ
ХАРАКТЕРИЗАЦІЇ МАТЕРІАЛІВ ЗА Z_{eff} ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ
РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ

5.1. Основні чинники, що впливають на точність характеристики матеріалів за Z_{eff}

При створенні двоенергетичних ЦРС необхідно враховувати усі фактори, що можуть впливати на точність характеристики матеріалів за Z_{eff} . Аналіз отриманих під час виконання роботи радіографічних зображень показує, що використані методи характеристики матеріалів за Z_{eff} мають суттєвий розкид значень параметру характеристики, навіть для однорідних матеріалів незмінної товщини [70]. Такий розкид параметрів виникає в наслідок багатьох чинників, наприклад:

- пульсації потужності експозиційної дози джерела рентгенівського випромінювання;
- шуми попереднього підсилювача та фотоприймача;
- шуми квантування при використанні АЦП;
- геометрична неточність взаємного розташування детекторів НД та ВД при використанні двоенергетичної ЛД;
- вібрації механізму переміщення для ЦРС скануючого типу;
- крайові ефекти, коли контур тіньового рентгенівського зображення ОК не повністю перекриває апертуру детектора.

Крім того, на параметр характеристики матеріалів за Z_{eff} впливає розсіяне об'єктом контролю та конструкційними елементами ЦРС випромінювання, інтенсивність якого може змінюватись в залежності від товщини та матеріалу ОК.

Далі наводяться результати аналізу чинників, що найбільше впливають на характеристики ЦРС та точність характеризації матеріалів за Z_{eff} .

5.1.1. Розкид параметрів детекторів типу СЦ-ФД

Зазвичай, для детекторів типу СЦ-ФД припустимий розкид рентгеночутливості детекторів становить $\pm 15\%$. Другий важливий параметр такого детектора – темновий струм при напрузі зміщення 10мВ.

Обидва параметри впливають на динамічний діапазон ЦРС у цілому. Так, розкид рентгеночутливості детекторів призводить до різниці "світлових" (за відсутності ОК) сигналів детекторів у лінійці до 30%, а розкид темнових сигналів додатково зменшує діапазон корисного сигналу. Детектори типу СЦ-ФД мають лінійну залежність рівня сигналу від потужності експозиційної дози рентгенівського випромінювання. Варіанти сигналів детекторів, що мають різну рентгеночутливість та темновий струм наведено на рис. 5.1.

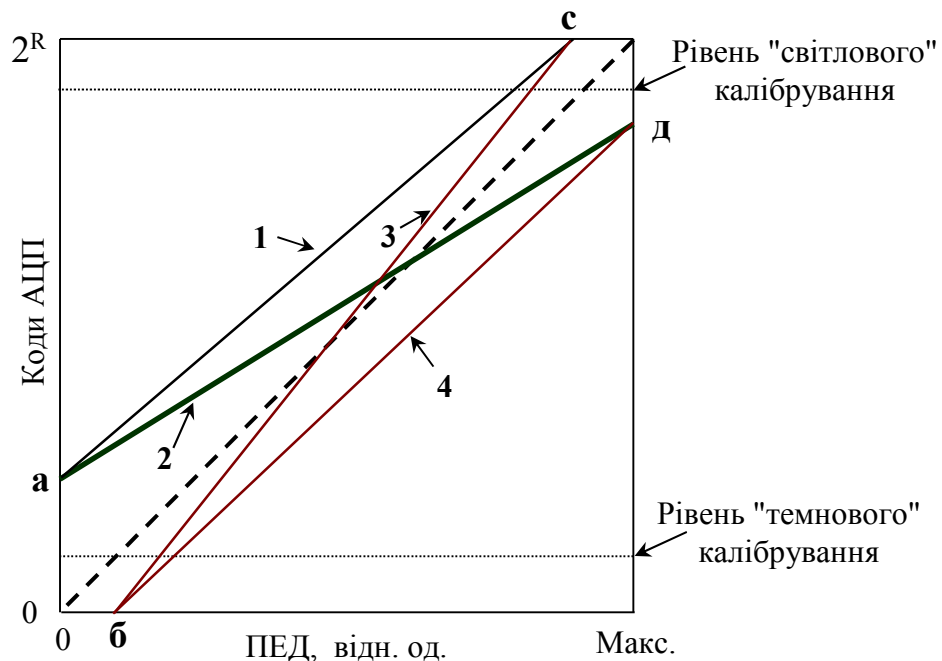


Рисунок 5.1 – Варіанти сигналів детекторів, що мають різну рентгеночутливість та темновий струм.

З наведених на рис.5.1 варіантів залежності рівня сигналу детектора від ПЕД РВ, тільки сигнали, що відповідають прямій 2, можуть бути опрацьовані

без втрат інформації. Тобто, темновий сигнал детектора повинен мати позитивне значення за відсутності РВ, а за наявності РВ та відсутності ОК (точка д, рис.5.1) не повинен виходити за межі робочого діапазону АЦП (2^N , де N – розрядність АЦП). В ідеальному випадку точка а має співпадати з рівнем "темнового" калібрування, а точка д з рівнем "світлового" калібрування (рис.5.1).

Рівень апаратного "світлового" калібрування обирають виходячи з пульсацій рентгенівського випромінювання та рентгеночутливості детекторів: максимально можливий рівень сигналу детектора (з урахуванням пульсацій РВ), який має найбільшу рентгеночутливість в ЛД та не перевищує значення 2^N , може бути використаний для вибору рівня "світлового" калібрування.

Рівень апаратного "темнового" калібрування обирають виходячи з середнього або максимального значення "темнового" сигналу серед всіх детекторів лінійки.

Сучасний рівень елементної бази та схемотехнічних рішень дозволяє реалізувати поканальне апаратне калібрування світлових та темнових сигналів детектора. На рис.5.2 наведено структурну схему ПДТ [88], використану при розробці макетних зразків ЦРС (розділ 4.1), які використовувались в дисертаційних дослідженнях.

Наведена на рисунку 5.2 структурна схема ПДТ передбачає можливість поканального змінення напруги зміщення та коефіцієнту підсилення (для кожного з детекторів ЛД індивідуально). Для 2Е та 3Е ЦРС опитування каналів кожної з ЛД доцільно здійснювати синхронно, для зменшення впливу пульсацій РВ на параметр характеристики матеріалів за Z_{eff} . Для ЦРС скануючого типу використовують у якості попереднього підсилювача перетворювач струм напруга, побудований на операційному підсилювачі.

При розробці попереднього підсилювача для макету 3Е ЦРС було використано 4-х канальний операційний підсилювач фірми Analog Devices типу AD824AR-14, що має такі характеристики: вхідний струм 2 пА,

шумовий струм в діапазоні від $0,1 \div 10$ Гц 18 фА , спектральну щільність шуму на частоті 1 кГц - $0,8\text{ фА/Гц}^{1/2}$.

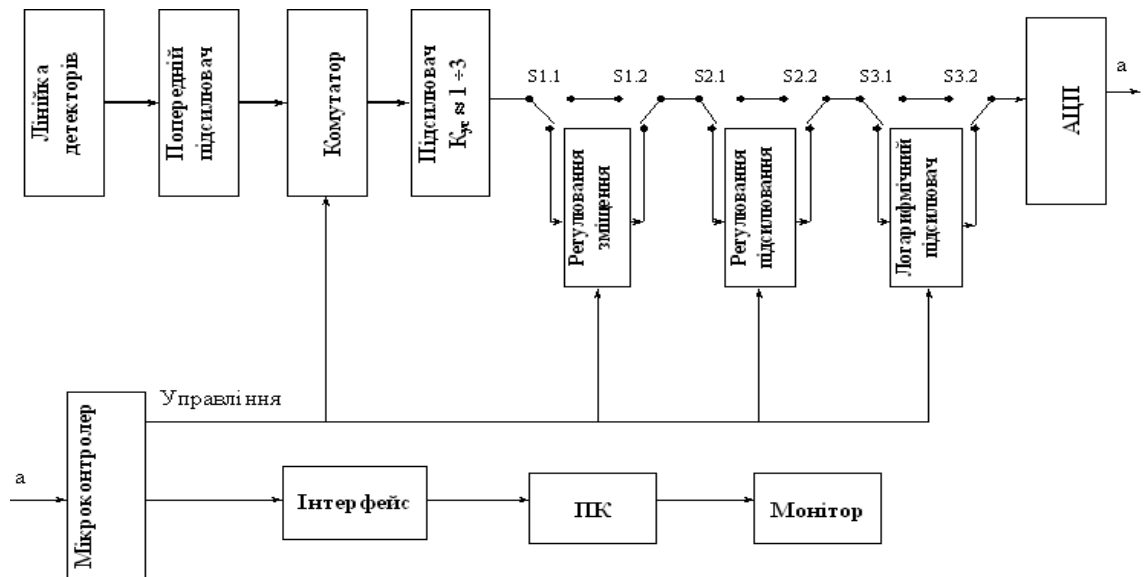


Рисунок 5.2 – Структурна схема приймально – детектуючого тракту з можливістю поканального апаратного калібрування темнових та світлових сигналів детекторів.

Приклад розкиду рентгеночутливості детекторів та пульсації сигналу детекторів, при наявності РВ, наведено на рис.5.3.

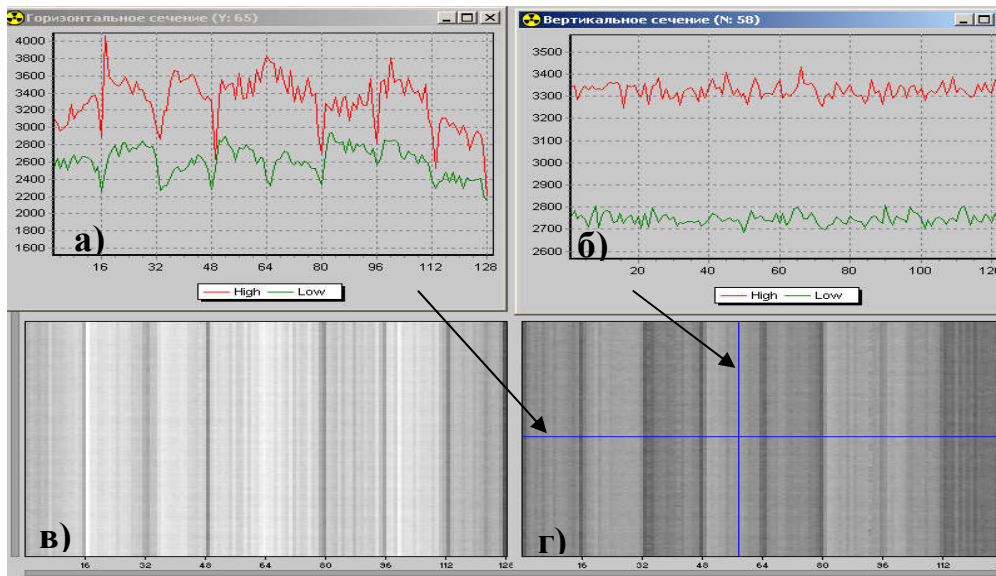


Рисунок 5.3 – Розкид рентгеночутливості детекторів двоенергетичної ЛД та пульсації сигналу детекторів за наявності РВ. а) розкид рентгеночутливості детекторів; б) пульсації сигналу НД та ВД для 58 каналу ЛД; в),г) зображення отриманні за допомогою ВД та НД відповідно.

З рисунку 5.3а можна бачити розкид рентгеночутливості НД та ВД у 128 каналній ЛД. Для виготовлення 2Е ЛД на базі детекторів типу СЦ-ФД було використано 16 каналні ФД, для яких характерним є зниження фоточутливості крайніх фото чутливих елементів, що обумовлено мікро пошкодженнями при розрізанні кремнієвої пластини, на якій сформовано 16 каналній ФД.

Такий розкид рентгеночутливості детекторів може бути компенсований апаратним калібруванням. Результат застосування апаратного та програмного калібрування сигналів детекторів наведено на рис.5.4.

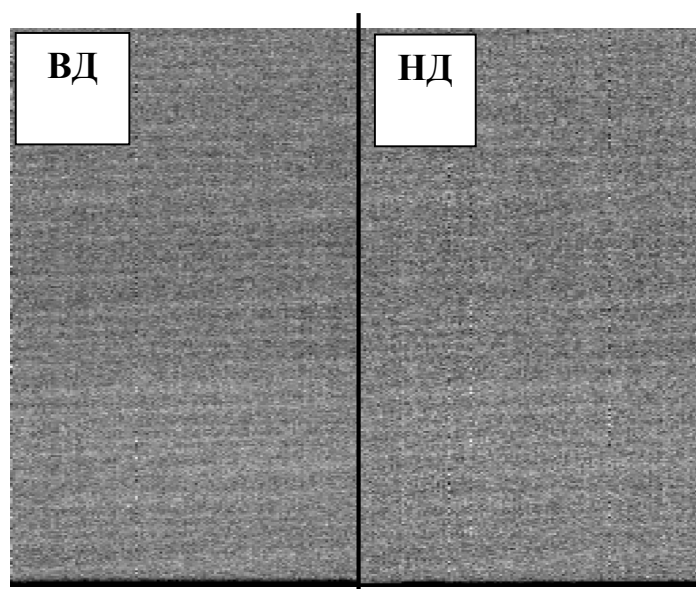


Рисунок 5.4 – Рентгенівське зображення, отримане за допомогою НД та ВД без ОК при застосуванні апаратного та програмного калібрування сигналів детекторів.

З рисунку 5.4 можна бачити, що після калібрування зображення стає більш однорідним (ніж наведене на рис.5.3 в, г), але наслідки нестабільності ДРВ чітко простежуються.

5.1.2. Нестабільність потужності експозиційної дози рентгенівського випромінювання

Сигнал детектора СЦ-ФД прямо пропорційно залежить від потужності експозиційної дози (ПЕД) РВ. Тому, коливання ПЕД рентгенівського випромінювання викликають відповідні коливання сигналів детекторів у

всьому робочому діапазоні. Значною мірою, нестабільність ПЕД РВ пов'язана з роботою схем стабілізації анодної напруги та струму ДРВ. Використаний при створенні макету 3Е ЦРС рентгенівський апарат Isovolt 160 Titan E, за паспортними даними, має абсолютну точність встановлення анодної напруги $\pm 1,5\%$, струму трубки $\pm 1\%$, температурний дрейф $< 10^{-4}/^{\circ}\text{C}$.

Вплив нестабільності ПЕД РВ на параметр характеристики матеріалів за Z_{eff} (будь який з трьох, розглянутих в розділі 3.3) значною мірою залежить від способу отримання дво-, три- або мульти- енергетичного радіографічного зображення.

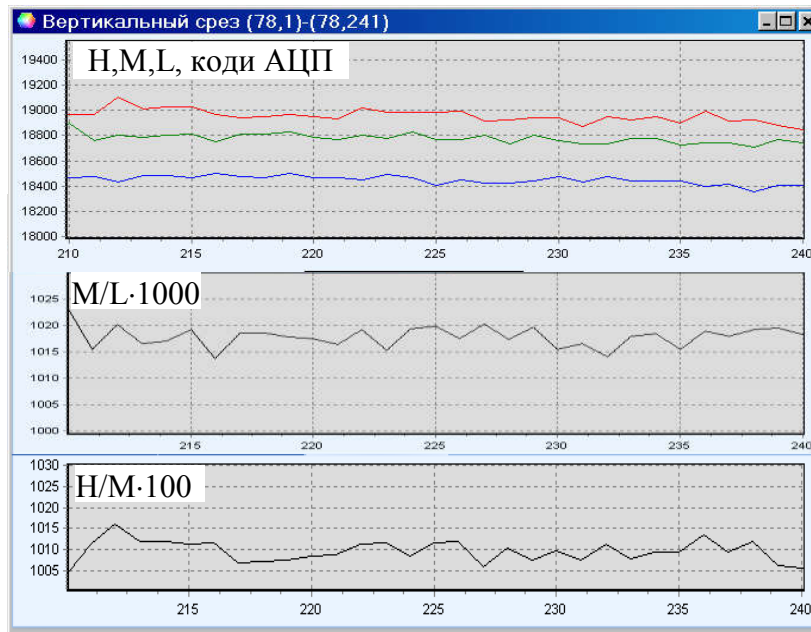
При роздільному (у часі) отриманні радіографічних зображень, вплив нестабільності ПЕД РВ максимальний. При використанні двоенергетичної ЛД з синхронним опитуванням НД та ВД вплив нестабільності ПЕД РВ на параметр характеристики матеріалів за Z_{eff} значно зменшується.

За даними, наведеними на рис.5.3 б, пульсації РВ складають приблизно 150-200 одиниць у кодах АЦП при середньому рівні сигналу 3350 одиниць, що відповідає рівню пульсацій сигналу детектора $\approx 4,5 - 6\%$.

Для зменшення впливу нестабільності ПЕД РВ на параметр характеристики матеріалів за Z_{eff} , при отриманні радіографічних зображень тестових ОК (розділ 4.2), було застосовано усереднення сигналів по 10 вимірюванням. При цьому розкид сигналів детектора за рахунок пульсацій потоку РВ було зменшено з $\approx 5\%$ до $\approx 1\%$ (рис.5.4, рис.5.5).

На рис.5.5 відображено вихідні сигнали детекторів Н, М, L, що відповідають строкам 210÷240 радіографічного зображення, наведеного на рис.4.16 для вертикального перерізу (78 канал ЛД). Відповідна ділянка даних характеризує органічне скло товщиною 5мм (платформа механізму переміщення ОК). Товщина такого органічного скла може мати відхилення $\pm 0,8\text{мм}$ (ГОСТ 17622-72). Однак, за умов сканування – крок переміщення платформи 1мм, точність позиціонування платформи 10мкм та апертура детектора $\approx 1,6 \times 2\text{мм}^2$, впливом товщини органічного скла на співвідношення сигналів можна знехтувати. Таким чином, зміни співвідношення сигналів

M/L та H/M, наведені на рис.5.5, можна вважати обумовленими нестабільністю ПЕД РВ.



Номер строки

Рисунок 5.5 – Вплив нестабільності ПЕД РВ на сигнали детекторів Н, М, L та їх співвідношення M/L, H/M.

З рис.5.5, також можна бачити, що несинхронні коливання сигналів детекторів Н, М, L викликають суттєві коливання їх співвідношень: M/L та H/M. Параметр характеристики $R(H/L)$ також є чутливим до пульсацій РВ (рис.4.17 б).

Наведені в даному розділі дані щодо зв'язку пульсацій РВ з різними параметрами характеристики матеріалів за Z_{eff} носять оціночний характер для обох макетних зразків ЦРС. При розробці нових двоенергетичних ЦРС, визначення точності характеристики матеріалів за Z_{eff} потребує детального аналізу параметрів ДРВ, детекторів та схемних рішень ПДТ.

5.1.3. Шуми квантування аналого – цифрового перетворювача

При аналого-цифровому перетворенні, рівень цифрового сигналу може змінюватись на 1 у кодах АЦП – так звані шуми квантування. Для результатів модельних обчислень співвідношення сигналів ВД/НД (розділ 3.2.1) проведено обчислення похибки, викликані зміною сигналу

детектора ± 1 код АЦП від середнього значення. Результати обчислення відхилень співвідношення сигналів ВД/НД для 12 розрядного АЦП наведено на рис.5.6 [70, 77, 93].

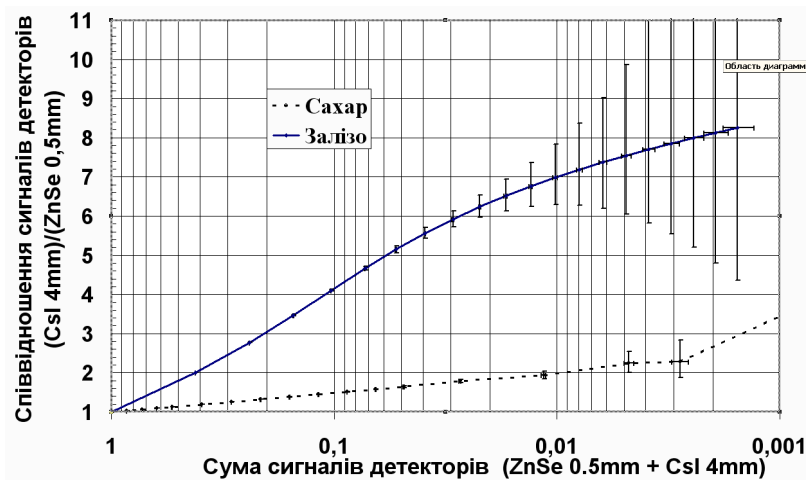


Рисунок 5.6 – Похибка обчислення співвідношення сигналів ВД/НД для 12 розрядного АЦП, пов'язана з шумами квантування (± 1 у кодах АЦП).

Похибка, пов'язана з шумами квантування АЦП, може бути зменшена при використанні АЦП більшої розрядності, однак, характер впливу шумів квантування на співвідношення сигналів детекторів залишиться аналогічним.

5.1.4. Вплив розсіяного випромінювання

Відомо, що розсіяне випромінювання негативно впливає на якість зображення як у плівковій так і у цифровій радіографії. Крім того, попередні дослідження свідчать, що у двоенергетичній радіографії вплив розсіяного випромінювання призводить до похибки визначення Z_{eff} при ослабленні об'єктом контролю рентгенівського випромінювання більш ніж на $\approx 90\%$. Тому, в ході виконання роботи було проведено дослідження щодо оцінки впливу розсіяного випромінювання на результати двоенергетичного радіографічного контролю.

Для зменшення впливу розсіяного випромінювання на результати радіографічного контролю було вжито наступні заходи. Головним джерелом розсіяного випромінювання є об'єкт контролю та конструкційні елементи ЦРС. Для зменшення впливу розсіяного випромінювання, при використанні

ЦРС скануючого типу, було проведено ретельне юстування системи коліматорів.

В ЦРС скануючого типу використовують віяловий пучок рентгенівського випромінювання, який формується коліматором. Макет триенергетичної ЦРС, як описано в розділі 4.1.2, містить три коліматори. Перший, розташований біля ДРВ, звужує зону опромінення до розмірів другого коліматора. Другий формує три віялових пучка рентгенівського випромінювання, що за шириною повинні бути трохи ширші ніж ширина третього коліматора (рис.4.5), розташований безпосередньо біля лінійки детекторів. Крім того, перед третім коліматором розміщувався додатковий фільтр – 2мм алюмінію (для поглинання низькоенергетичної складової розсіяного РВ).

Для оцінки впливу розсіяного випромінювання було використано сталевий ступінчатий клин товщиною від 1 до 15мм. Отримано радіографічне зображення клину при анодній напрузі 150кВ (рис.5.7.) за умов фільтрації 5мм міді та 2мм алюмінію. Рівні сигналів детекторів на базі селеніду цинку, товщиною 3,5мм, що відповідають горизонтальному перерізу радіографічного зображення клину наведено у графічному вигляді на рис. 5.8.

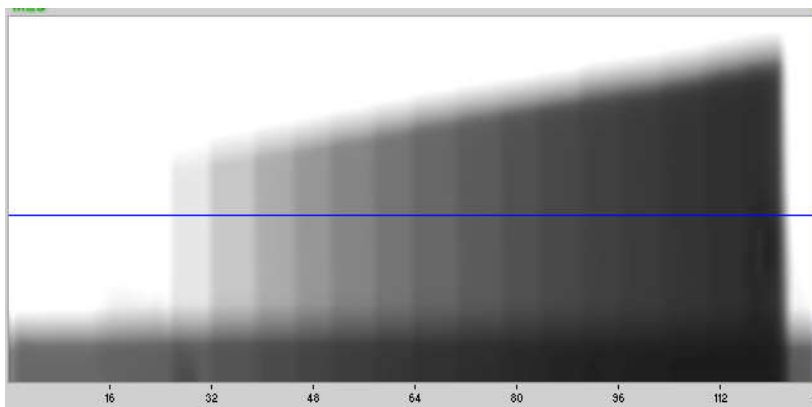


Рисунок 5.7 – Радіографічне зображення сталевих ступінчатих клинів (1-15мм) при анодній напрузі 150кВ за умов фільтрації: 5мм міді та 2мм алюмінію.

Як можна бачити з рис.5.8, рівень сигналу детектора, що відповідає самій товстій частині клину (15мм), становить ≈ 2000 одиниць у кодах 16

розрядного АЦП (при рівні "темнового" калібрування 250), що відповідає $\approx 97\%$ рівню ослаблення вихідного сигналу. Таким чином, усі ступені клину чітко розділяються, а вплив розсіяного випромінювання не вносить суттєвих викривлень у радіографічне зображення.

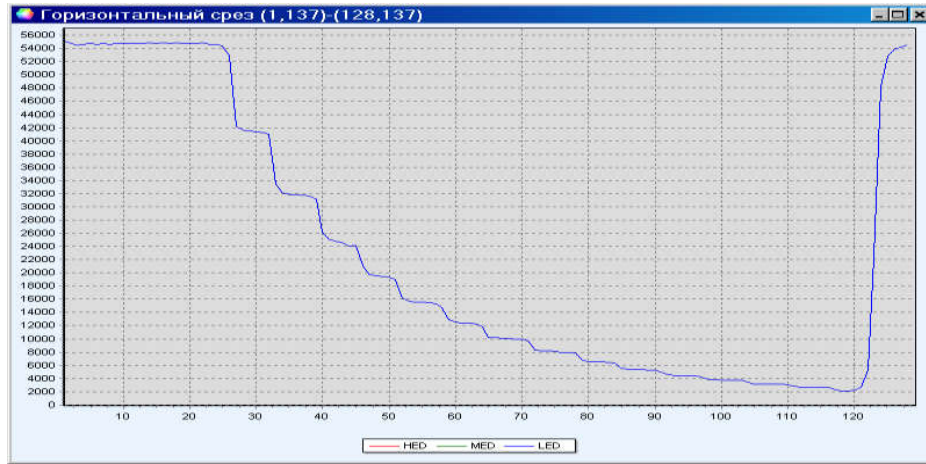


Рисунок 5.8 – Рівні сигналів детектора, що відповідають горизонтальному перерізу радіографічного зображення сталевго клину при анодній напрузі 150кВ за умов фільтрації: 5мм міді та 2мм алюмінію.

За аналогічною методикою було отримано радіографічне зображення при анодній напрузі 50кВ (рис.5.9).

Рівні сигналів детекторів, що відповідають горизонтальному перерізу радіографічного зображення клину, отриманого при анодній напрузі ДРВ 50кВ наведено у графічному вигляді на рис.5.10.

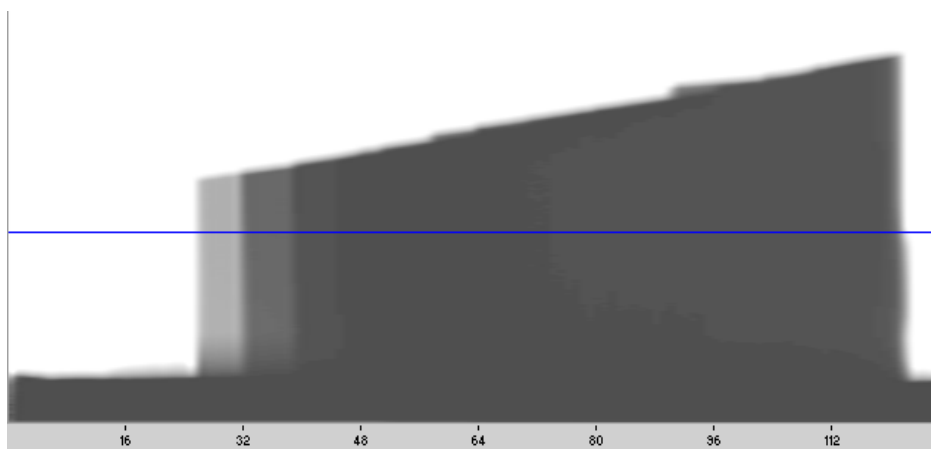


Рисунок 5.9 – Радіографічне зображення сталевго клину (1-15мм) при анодній напрузі 50кВ за умов фільтрації РВ: 4мм алюмінію.

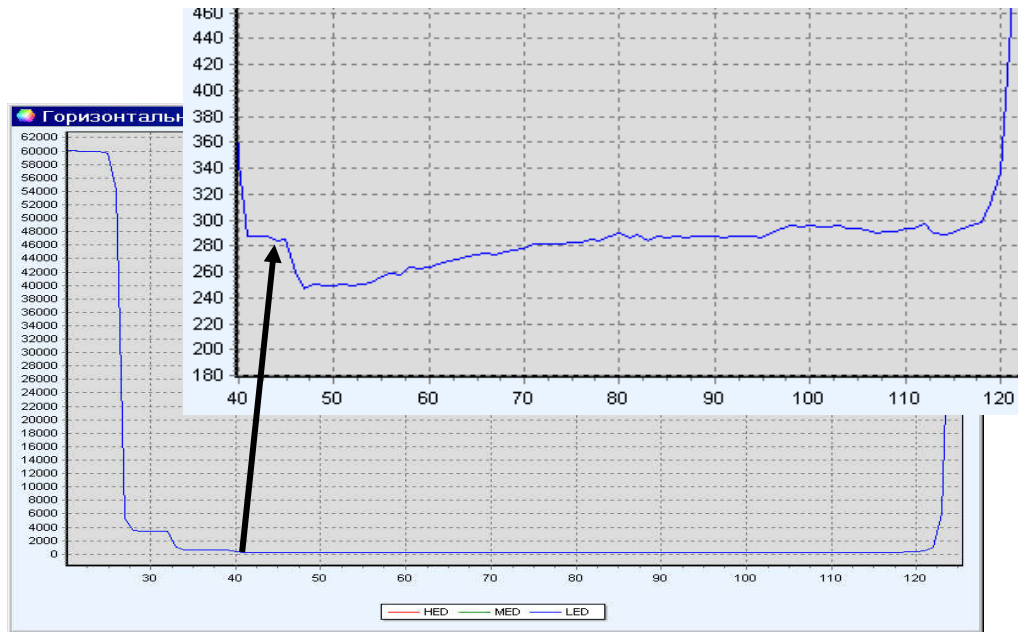


Рисунок 5.10 – Рівні сигналів ЛД, що відповідають горизонтальному перерізу радіографічного зображення сталевого клину при анодній напрузі 50кВ за умов фільтрації: 4мм алюмінію.

Як можна бачити з рис.5.10, рівень сигналу детекторів, при товщині клину 3мм сталі, становить 250 одиниць (що відповідає рівню "темнового" калібрування). Подальше збільшення товщини клину призводить, за рахунок розсіяного випромінювання, до збільшення сигналу детекторів майже до 300 одиниць. Таким чином, можна оцінити вклад розсіяного випромінювання як 50 одиниць у кодах 16 розрядного АЦП, при товщині сталі $\approx 10 \div 15$ мм.

Для порівняння впливу розсіяного випромінювання при різних анодних напругах на одному графіку було побудовано залежність рівнів сигналів ЛД від товщини сталевого клину (1-15мм) при анодній напрузі 150кВ, 100кВ та 50кВ (рис.5.11) [70].

Як можна бачити з рис.5.11, при анодній напрузі 150кВ та застосуванні фільтрів (5мм міді та 2мм алюмінію), залежність рівня сигналу від товщини сталі відповідає експоненційному закону ослаблення РВ.

На фоні більш різкого спаду сигналу детекторів, при зниженні анодної напруги, зростає вплив розсіяного випромінювання. Так, при анодній напрузі 150кВ, рівень сигналу за 15мм сталі становить близько 3% від початкового рівня, при анодній напрузі 100кВ – близько 0,33%.

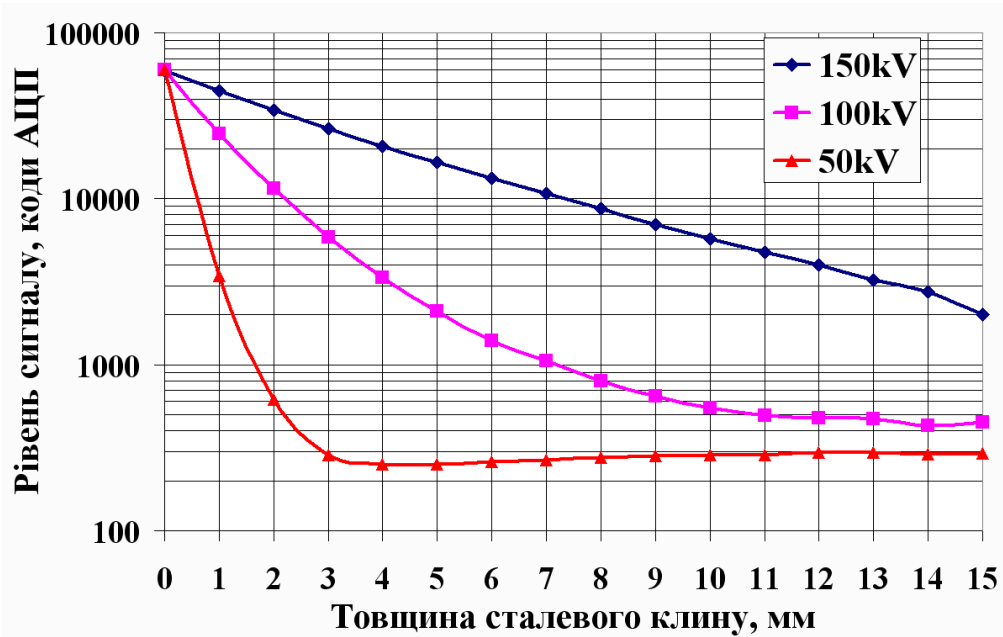


Рисунок 5.11 – Рівні сигналів детекторів, що відповідають горизонтальному перетину радіографічного зображення сталевго клину при анодній напрузі 150кВ, 100кВ та 50кВ.

Для оцінки спектру розсіяного випромінювання, було проведено вимірювання спектрів розсіяного випромінювання (рис.5.12) на відстані $\approx 0,5\text{м}$ від об'єкту контролю під час отримання радіографічних зображень при анодних напругах 50кВ та 150кВ.

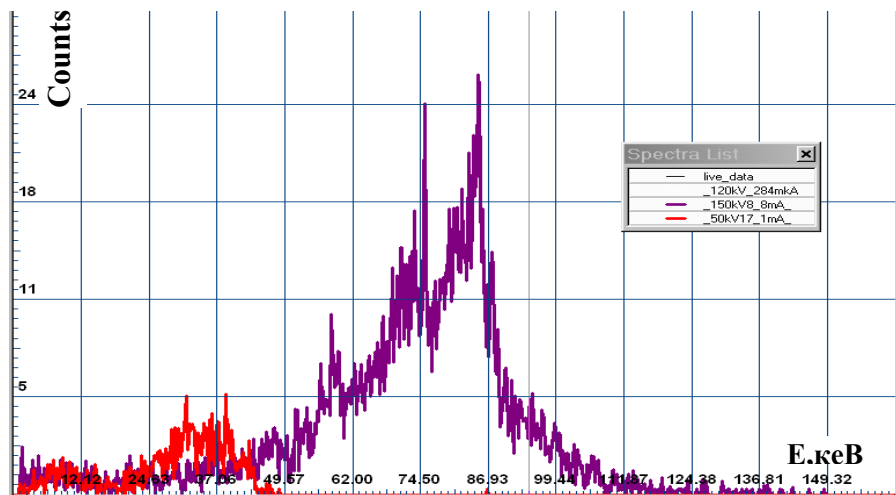


Рисунок 5.12 – Спектри розсіяного випромінювання на відстані $\approx 0,5\text{м}$ від об'єкту контролю під час отримання радіографічних зображень біологічних об'єктів при анодних напругах 50кВ та 150кВ.

Розміри спектрометра не дозволяють виміряти спектр розсіяного випромінювання безпосередньо в місті розташування ЛД. Тому, наведені на рис. 5.12 дані можна розглядати тільки з точки зору якісної оцінки енергії розсіяного випромінювання, що значною мірою визначається конструкцією ЦРС, типом та анодною напругою ДРВ.

Додатково, було проведено експеримент щодо оцінки впливу розсіяного випромінювання на співвідношення сигналів ВД/НД. Схему взаємного розташування ДРВ, ОК та 2Е детектора наведено на рисунку 5.13.

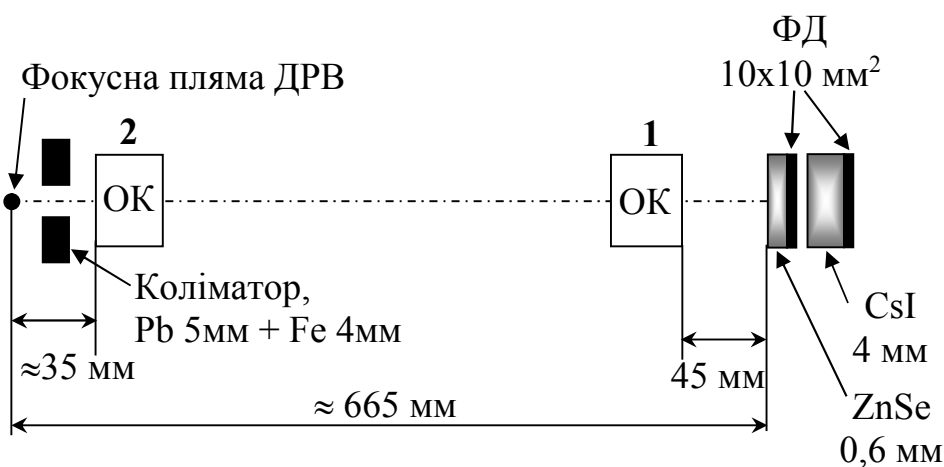


Рисунок 5.13 – Схема взаємного розташування ДРВ, ОК та 2Е детектора. 1, 2 – місця розташування ОК.

При проведенні експерименту було використано ДРВ "РАПАН 140/140" при анодній напрузі 130кВ та одноканальний двоенергетичний детектор на базі кремнієвих ФД з апертурою 10x10мм².

У якості ОК було використано набір з 40 сталевих пластин товщиною 0,5мм, що дозволило виміряти співвідношення сигналів ВД/НД при різному ослабленні інтенсивності РВ. Сталеві пластини по черзі встановлювались в точці 1 та 2 відповідно схеми, наведеної на рис.5.13.

Отримані співвідношення сигналів ВД/НД для сталі та води за результатами моделювання (рис.3.2) та експериментально отриманні співвідношення сигналів ВД/НД для сталі і деревини, наведено на рисунку 5.14.

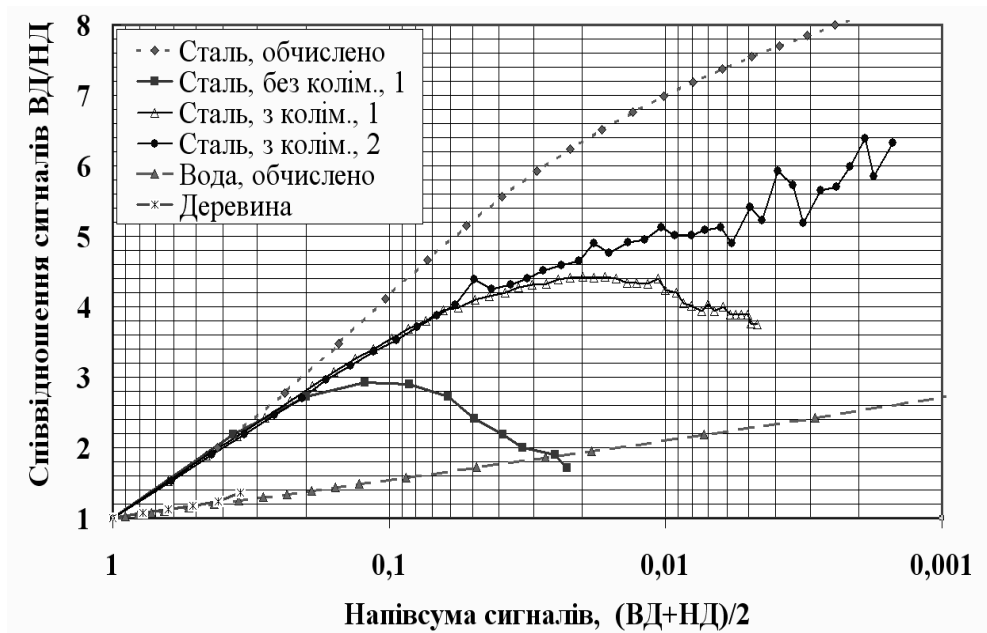


Рисунок 5.14 – Співвідношення сигналів двоенергетичного детектора: обчислені (ВД – 4мм CsI, НД – 0,5мм ZnSe) та отримані експериментально (ВД – 4мм CsI, НД – 0,6мм ZnSe) за різних умов колімації та взаємного розташування детектора та ОК.

З рисунку 5.14 можна бачити, що обчисленні співвідношення сигналів ВД/НД для сталі дещо відрізняються від вимірних, однак це можна пояснити різними умовами отримання співвідношень:

- 1) для модельних обчислень використано спектр РВ при анодній напрузі 150кВ, а при проведенні експерименту 130кВ;
- 2) товщина селеніду цинку для модельних обчислень 0,5мм, при проведенні експерименту 0,6мм.

Найбільший вплив розсіяного випромінювання на співвідношення сигналів ВД/НД спостерігався за відсутності коліматора та розташуванні металевих пластин поруч з детектором (крива "Сталь, без колім., 1" на рис.5.14). При застосуванні коліматора (крива "Сталь, з колім., 1" на рис.5.14), вплив розсіяного випромінювання значно зменшувався, а при розташуванні металевих пластин у точці 2 (відповідно рис.5.13) та використанні коліматора, вплив розсіяного випромінювання був мінімальним (крива "Сталь, з колім., 2" на рис.5.14).

Таким чином, було показано, що саме розсіяне об'єктом контролю (сталь) рентгенівське випромінювання має значний вплив на співвідношення сигналів ВД/НД.

5.2. Узагальнення результатів досліджень

В дисертаційній роботі було розглянуто можливості дво- та мульти-енергетичних ЦРС щодо характеристики матеріалів за ефективним номером Z_{eff} при радіографічному контролі у енергетичному діапазоні 20÷150 кеВ.

Запропонований в роботі новий фізичний метод характеристики матеріалів за Z_{eff} було експериментально випробувано з використанням макетних зразків ЦРС скануючого типу на базі детекторів СЦ-ФД [65, 70, 97]. Однак, можна очікувати, що цей метод може бути використаний і для інших типів ЦРС, наприклад для ЦРС з плоско панельним детектором.

Експериментально підтверджено, що новий параметр характеристики матеріалів, пропорційний масовому коефіцієнту ослаблення μ_m матеріалу ОК, практично не залежить від товщини та щільності матеріалу ОК [65, 70, 97].

Аналіз масових коефіцієнтів ослаблення $\mu_m(E)$ всіх елементів таблиці Д.І. Менделєєва дозволяє стверджувати, що всі розглянуті методи характеристики матеріалів забезпечують однозначну характеристику матеріалів, які не мають К стрибка поглинання у робочому енергетичному діапазоні ЦРС. Так, для робочого енергетичного діапазону ЦРС 20÷150 кеВ, в дисертаційній роботі сформульовано критерій однозначності характеристики матеріалів за Z_{eff} при радіографічному контролі: якщо матеріал складається з елементів, які не мають К стрибка поглинання у використаному енергетичному діапазоні РВ та не містять водню й гелію, то розглянуті параметри характеристики матеріалів є однозначно пов'язаними з ефективним атомним номером матеріалу [70].

Наявність у складі досліджуваних матеріалів хімічних елементів, що мають енергію К стрибка поглинання $> 20\text{keV}$ ($Z > 42$) відкриває можливість виявлення "важких" матеріалів [119].

В роботі проведено низку модельних обчислень. При обчисленні співвідношення сигналів двоенергетичного детектора було використано спрощену модель двоенергетичного детектора, однак, експериментально було підтверджено, що обчислені співвідношення сигналів достатньо точно відповідають співвідношенням експериментально отриманих сигналів двоенергетичних детекторів.

Моделювання двоенергетичного та триенергетичного детекторів пристрою для контролю параметрів рентгенівських випромінювачів підтвердило доцільність використання в пристрої саме двоенергетичного детектора РВ [73, 79, 81]. Таким чином, було обґрунтовано доцільність використання наведених в дисертаційній роботі модельних обчислень, при створенні нових пристроїв радіаційного контролю та ЦРС.

Слід також зазначити, що достовірність результатів моделювання [76, 84, 86, 93, 94] значною мірою залежить від точності вимірювання реального спектру РВ. В дисертаційній роботі, при виконанні модельних обчислень, було використано спектри РВ, отримані за допомогою напівпровідникового спектрометра фірми Amptek X-123 на базі CdTe детектора, що забезпечує розділення за енергією $\approx 0,9\text{keV}$. З використанням спектрометра було отримано вихідні спектри РВ при різних значеннях анодної напруги ДРВ та при різних умовах фільтрації (використані при модельних обчисленнях); досліджено енергоселективні властивості двоенергетичних сцинтиляційних детекторів [68, 73, 78, 81]; отримано спектри розсіяного випромінювання; тощо.

Розроблені та виготовлені в ході виконання роботи макетні зразки ЦРС дозволили виконати низку експериментальних досліджень з отримання тінювих рентгенівських зображень ОК в різних енергетичних діапазонах [65-67, 70, 76, 80, 82, 84, 91-94, 97]. На базі отриманих експериментальних даних,

було проведено порівняння трьох методів характеристики матеріалів за Z_{eff} при радіографічному контролі та підтверджена незалежність нового параметру характеристики матеріалів від товщини та щільності матеріалу ОК. Таким чином, можна вважати, що висунута в роботі гіпотеза щодо доцільності характеристики матеріалів параметром, пропорційним масовому коефіцієнту ослаблення, який не залежить від товщини та щільності матеріалу ОК, знайшла експериментальне підтвердження.

Експериментально підтверджена можливість розділення за ефективним атомним номером "легких" матеріалів (Z_{eff} від 7,06 до 8,07) з точністю $6\div 9\%$ за Z_{eff} (розділ 4.2.1). Підвищення точності характеристики саме "легких" матеріалів за Z_{eff} спрямоване на підвищення вірогідності виявлення вибухових, наркотичних та органічних речовин, заборонених для перевезення через митні пункти пропуску.

Розглянуті в роботі методи характеристики матеріалів є такими, що забезпечують характеристику матеріалів за Z_{eff} , але не є достатніми для достовірної ідентифікації матеріалів. Тому, як зазначалося у розділі 1.1.2, тенденція переходу від ЦРС до томографічних радіографічних систем для митного контролю є доцільною, бо надає інформацію не тільки про геометричні розміри ОК, а також дозволяє характеризувати матеріали за щільністю.

Отриманні під час виконання роботи багаторакурсні радіографічні зображення [67, 84, 86, 91, 92] можуть бути використані [94] для досліджень у галузі комп'ютерної томографії.

Розглянуті в роботі аспекти застосування двоенергетичних ЦРС у медицині, дозволяють стверджувати, що запропонований новий фізичний метод характеристики матеріалів за Z_{eff} може бути використаний для діагностики остеопорозу, ожиріння та при мамографічних дослідженнях, тощо. Так, експериментальні дослідження показали можливість візуалізації розподілу мінералізації кісткової тканини з точністю 1-2% за вмістом кальцію, тоді як вважається достатньою точність 2-3%.

5.3. Заключні зауваження

Наведені в даному розділі результати аналізу чинників, що впливають на точність характеристики матеріалів за Z_{eff} , можуть бути використані при створенні нових ЦРС для митного контролю, медицини, неруйнівного контролю, тощо.

Окремо, слід зазначити, що результати наведених вище досліджень було отримано на базі макетів ЦРС скануючого типу та детекторів СЦ-ФД. При використанні інших типів детекторів та електроніки зчитування сигналів, вплив розкиду параметрів детекторів та нестабільності потужності експозиційної дози РВ на параметр характеристики матеріалів за Z_{eff} , може суттєво відрізнятись від наведеного в роботі.

Так, наприклад, при використанні кремнієвих плоскпанельних 2D детекторів, отримання тіньового рентгенівського зображення здійснюється одночасно всіма чутливими елементами детектора під час експозиції. При цьому, нестабільність РВ здійснює однаковий вплив на сигнал кожного рентгеночутливого елементу 2D детектора, тому, нестабільність інтенсивності РВ не повинна суттєво впливати на якість зображення. Відповідно, при отриманні двох радіографічних зображень роздільно у часі, розбіжності у співвідношенні сигналів детекторів можуть мати місто, але розбіжності будуть однаковими для кожного пікселя 2E радіографічного зображення.

Для зменшення шумів квантування застосовують АЦП з більшою розрядністю. В сучасних ЦРС зазвичай використовують 16 розрядні АЦП. Розрядність АЦП прямо пов'язана з вимогами до післясвітіння сцинтиляційних матеріалів: за час від одного опитування детектора до наступного, рівень сигналу детектора повинен зменшитись до рівня шумів квантування. Наприклад, для ЦРС скануючого типу, період опитування ЛД становить $t_{\text{опит.}} \approx 10\text{мс}$. При використанні 16 розрядного АЦП максимальний сигнал становить $2^{16}=65536$ одиниць у кодах АЦП. Тоді, при шумах

квантування 2 одиниці, вимоги до післясвітіння СЦ можна обчислити, як $(100 \cdot 2) / 65536 \approx 0,003\%$ через $t_{\text{опит.}}$.

Однак, вплив розсіяного випромінювання та пульсації РВ, як було експериментально встановлено в роботі, впливає на параметр характеристики матеріалів за Z_{eff} значно більше, ніж шуми квантування 16 розрядного АЦП.

Як зазначалося у розділі 1.1.2, сучасні ЦРС для митного контролю використовують сканування багажу під декількома кутами (можливим стає реалізація малоракурсної томографії) або одноенергетичну комп'ютерну томографію (рис.1.6). Томографічний підхід дозволяє оцінити щільність матеріалів, а двоенергетична радіографія Z_{eff} . Таким чином, можна розділити ВР певного типу. Щільність та Z_{eff} для деяких ВР, за даними фірми Smiths Neimann, наведено на рис.5.15.

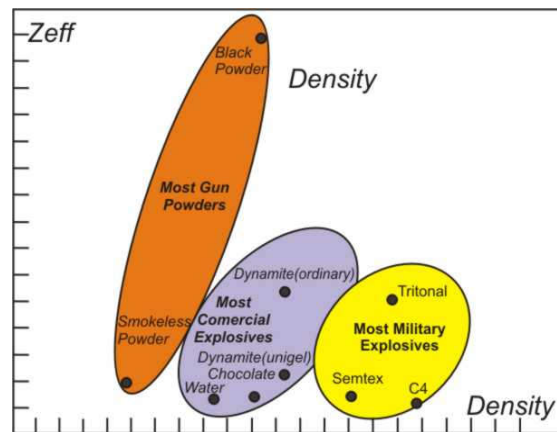


Рисунок 5.15 – Щільність та ефективний атомний номер деяких вибухових речовин (в умовних одиницях, за даними фірми Smiths Neimann).

Для медичного застосування 2E ЦРС можуть бути використані не тільки при діагностиці мінералізації кісткової тканини [102-106]. Як зазначається в [98-100], для лікарів актуальним є розділення пухлинних утворень та місць мікрокальцінації у молочній залозі (мамографія). Для вирішення цієї проблеми в [100] пропонується використання як співвідношення сигналів ВД/НД, так і різниці сигналів ВД - НД. Використання нового фізичного методу характеристики матеріалів за Z_{eff} , запропонованого в дисертаційній роботі, може розглядатись, як

перспективний напрям подальших досліджень щодо мамографії та остеоденситометрії [98-100, 102-106].

Існує багато робіт, присвячених двоенергетичній томографії, наприклад [99, 113-117]. Тому, розглянуті в роботі методи характеризації матеріалів за Z_{eff} при радіографічних дослідженнях можуть бути використані і для томографії.

Матеріал, викладений у цьому розділі, було опубліковано в [69, 70, 77, 93, 94].

ОСНОВНІ РЕЗУЛЬТАТИ ТА ВИСНОВКИ

В дисертації розглянуто фізичні аспекти взаємодії рентгенівського випромінювання з різними матеріалами при радіографічному контролі. Проведено низку модельних обчислень сигналів двоенергетичного сцинтиляційного детектора. Запропоновано нове вирішення наукової проблеми характеризації матеріалів за ефективним атомним номером при використанні дво- та мульти- енергетичних цифрових радіографічних систем для медичної діагностики, митного контролю, неруйнівного контролю, тощо.

За результатами виконаної роботи, запропоновано новий метод обчислення параметра характеризації матеріалів за Z_{eff} , пропорційного масовому коефіцієнту ослаблення $\mu_m(E)$. Такий параметр дозволяє для матеріалів, що складаються з елементів із $2 < Z \leq 42$ провести однозначну характеризацію матеріалів за Z_{eff} .

Результати модельних обчислень та три методи характеризації матеріалів за Z_{eff} при радіографічному контролі пройшли експериментальну апробацію на базі двох макетних зразків ЦРС.

Отримані результати дають підстави сформулювати відповідні висновки та рекомендації, що мають теоретичне й практичне значення.

1. Визначено граничні умови та технічні можливості щодо отримання рентгенівського випромінювання у вузьких енергетичних "вікнах" для діапазону енергій $20 \div 150$ кеВ. Експериментально підтверджено, що використовуючи зміну анодної напруги та фільтри з Al, Cu, матеріалів, що мають К стрибок поглинання (Ta, W, тощо), можна отримати рентгенівське випромінювання у енергетичних "вікнах" $20 \div 50$ кеВ, $50 \div 100$ кеВ, $60 \div 150$ кеВ, тощо.

2. Результати проведеного моделювання співвідношення сигналів двоенергетичного детектора на базі сцинтиляційних кристалів ZnSe товщиною 0,5мм та CsI товщиною 4мм для об'єктів контролю різної

товщини та з різним ефективним атомним номером (від $Z_{\text{eff}} = 6.93$ до $Z=29$), добре узгоджуються з експериментальними даними.

3. Моделювання сигналів детекторів пристрою для контролю параметрів рентгенівських випромінювачів дозволило порівняти енергоселективні властивості детекторів різних конструкцій та обрати більш ефективну конструкцію. Таким чином, було показано, що результати модельних обчислень можуть бути використані при розробці нових типів пристроїв радіаційного контролю та ЦРС на базі сцинтиляційних детекторів рентгенівського випромінювання.

4. Розроблено новий фізичний метод характеристизації матеріалів за ефективним атомним номером, що дозволяє, використовуючи сигнали дво- та мульти- енергетичних детекторів, обчислити параметр, пропорційний масовому коефіцієнту ослаблення μ_m , який практично однозначно пов'язаний з ефективним атомним номером Z_{eff} . Таким чином, була мінімізована залежність параметру характеристизації від товщини та щільності ($\rho \cdot l$) матеріалу ОК.

5. Обґрунтовано та сформульовано критерій однозначності характеристизації матеріалів за Z_{eff} при дво- та мульти- енергетичних рентгенографічних дослідженнях: результати характеристизації матеріалів за Z_{eff} можна вважати однозначними, якщо хімічні елементи, з яких складається матеріал, не мають К стрибка поглинання у робочому діапазоні енергій рентгенівського випромінювання, що використовується при рентгенографічних дослідженнях.

6. Результати експериментальних досліджень, проведених на базі макетних зразків ЦРС довели можливість візуалізації розподілу мінералізації кісткової тканини на фоні м'язової тканини для біологічних ОК у межах зміни мінералізації на 1-2% за вмістом кальцію (діагностика остеопорозу) та розділення за Z_{eff} "легких" матеріалів із Z_{eff} від 7,06 до 8,07, що відрізняються на 6÷9% за Z_{eff} (митний контроль, протидія тероризму, тощо).

Автор висловлює щирю подяку директору ІСМА НАН України, академіку НАН України, доктору технічних наук, професору Гриньову Борису Вікторовичу;

та науковому керівнику, доктору фізико-математичних наук, професору Рижикову Володимиру Діомидовичу за вибір напрямку дисертаційних досліджень, загальне керівництво роботою та сприяння розвитку експериментальної бази досліджень.

Автор висловлює подяку Волкову В.Г., Пантелєєву А.І., Махоті С.В., Жиліну Ю.В., Онищенко Г.М., Найдьонову С.В. та всім, хто приймав участь у обговоренні та інтерпретації отриманих результатів, виготовленні експериментального обладнання, реалізації результатів даної роботи.

СПИСОК ЦИТОВАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Современное состояние и перспективы развития систем цифровой рентгенографии для дефектоскопии, диагностики и досмотрового контроля объектов / Удод В.А., Ван Я., Осипов С.П., Чахлов С.В., Усачев Е.Ю., Лебедев М.Б., Темник А.К. // Дефектоскопия.– № 9. – 2016. – С. 11-28. доступно на: <https://www.elibrary.ru/>
2. http://www.usndt.com.ua/ua_gost.htm
3. ДСТУ EN ISO 5579:2014 Неруйнівний контроль. Радіографічний контроль металевих матеріалів із застосуванням плівки та рентген- і гамма- випромінювання. Основні правила.
4. ДСТУ EN ISO 17636-1:2014 Неруйнівний контроль зварних швів. Радіографічний контроль. Частина 1. Способи контролю рентгенівським і гамма-випромінюванням із застосуванням плівки
5. ДСТУ EN ISO 17636-2:2014 Неруйнівний контроль зварних швів. Радіографічний контроль. Частина 2. Способи контролю рентгенівським і гамма-випромінюванням із застосуванням цифрових детекторів.
6. ДСТУ EN ISO 19232-3:2015 Контроль неруйнівний. Якість зображення на рентгенівських знімках. Частина 3. Класи якості зображення
7. ДСТУ EN 12543-1:2016 Неруйнівний контроль. Характеристики фокусних плям у промислових рентгенівських системах, які використовують у неруйнівному контролі. Частина 1. Метод сканування
8. ДСТУ EN 12544-1:2016 Неруйнівний контроль. Вимірювання та оцінка напруги рентгенівської трубки. Частина 1. Метод розділення напруги
9. ДСТУ EN 14784-1:2008 Неруйнівний контроль. Радіографія промислова комп'ютерна із зображенням на фосфорних пластинах. Частина 1. Класифікація систем
10. ДСТУ EN 16016-3:2015 Неруйнівний контроль. Радіаційні методи. Комп'ютерна томографія. Частина 3. Процес обробки й інтерпретація
11. ДСТУ EN 16407-1:2015 Неруйнівний контроль. Радіографічний контроль на наявність корозії та відкладень у трубах з використанням

рентгенівського та гамма-випромінювання. Частина 1. Тангенціальний спосіб просвічування

12. ДСТУ EN 25580:2006 Неруйнівний контроль. Промислові радіографічні негативоскопи. Мінімальні вимоги
13. Рентгеновское телевидение в промышленном НК / А.А. Майоров // В мире неразрушающего контроля. – 2007. – № 1 (35). – С. 4 – 9.
14. Компьютерная радиография с использованием флуоресцентных запоминающих пластин – что это такое? / А.А. Майоров // В мире неразрушающего контроля. – 2004. – № 3 (25). – С. 4 – 9.
15. Stationary & Portable Use of a-Si Flat Panels in NDT Industries / A. Diamond // 9-th European Conference on NDT – 2006. – Abstract. – V.2, Th. 3.2.4.
<https://www.ndt.net/article/ecndt2006/doc/Th.3.2.4.pdf>
16. Современные системы радиационного неразрушающего контроля / В.А. Троицкий, С.Р. Михайлов, Р.О. Пастовенский, Д.С. Шило // Техническая диагностика и неразрушающий контроль. – 2015. – №1. – С. 23-35. http://www.usndt.com.ua/documents/Troitskiy_publications/Troitskiy_tdnk2015_01.pdf
17. X-ray Flat Panel Detector <https://etd.canon/en/tech/fpd.html>
18. Film Replacement by Digital X-ray Detectors – The Correct Procedure and Equipment / U. Ewert, U. Zscherpel, K. Bavendiek // 16th WCNDT – 2004.
https://www.ndt.net/article/wcndt2004/pdf/radiography/666_ewert.pdf
19. New Digital Radiography Procedure Exceeds Film Sensitivity Considerably in Aerospace Applications / U. Ewert, U. Zscherpel, W.D. Meade, U. Heike, K. Bavendiek // 9-th European Conference on NDT.– 2006. – V.2. – Th.3.2.1.
<https://www.ndt.net/article/ecndt2006/doc/Th.3.2.1.pdf>
20. Possibilities and Limits of Digital Industrial Radiology: – The new high contrast sensitivity technique – Examples and system theoretical analysis, / U. Zscherpel, U. Ewert, K. Bavendiek // Proceedings of the International Symposium on Digital industrial Radiology and Computed Tomography. – 2007. <https://www.ndt.net/article/dir2007/papers/1.pdf>

21. Qiang Lu, The Utility of X-Ray Dual-Energy Transmission and Scatter Technologies for Illicit Material Detection / Qiang Lu // Virginia Polytechnic Institute. – Dissertation PhD in computer engineering.– 1999. – p.221
<https://vtechworks.lib.vt.edu/handle/10919/28565>
22. http://www.rdscreening.com/PDFs/HI-SCAN_10080XCT.pdf
23. http://www.rdscreening.com/PDFs/HI-SCAN_10080EDtS.pdf
24. <http://www.amico.ru/production/fluorographs/proscan-7000/>
25. <http://cifrorentgeny-viziografy.ru/peredvizhnoj-cifrovoy-flyuorograf-malodozoviy>
26. О флюорографии, цифровой рентгенографии, скрининге и эффективности / Бехтерев А.В., Лабусов В.А., Путьмаков А.Н., Строков И.И. // Журн. Поликлиника. – 2019. – № 1(1)
Доступно на: <https://www.elibrary.ru/>
27. <https://weightology.net/the-pitfalls-of-body-fat-measurement-part-6-dexa/>
28. Захаров И.С. Оптимизация комплексной диагностики и прогнозирования постменопаузального остеопороза: дис. доктора мед. наук: 14.01.13
Захаров Игорь Сергеевич. – Кемерово, 2016. – 311с.
29. Рентгентехника. Справочник. В 2-х кн. – Под ред. Ключева В.В. – М: Машиностроение. – 2-е изд. перераб. и доп. – 1992. – 480 с.
30. <https://www.directindustry.com/prod/detection-technology/product-23662-2016204.html>
31. Birks J.B. The Theory and Practice of Scintillation Counting / J.B. Birks – L. : Pergamon press, 1967. – 662 p.
32. Галунов Н.З. Радиолюминесценция органических конденсированных сред. Теория и применение – изд. второе, исправленное и дополненное. / Н.З. Галунов, В.П. Семиноженко // Киев: Наукова думка, 2015. – 464 с.
33. Гринев Б.В. Неорганические сцинтилляторы. Новые и традиционные материалы / Б.В. Гринев, М.Е. Глобус // Харьков.: "Акта", 2000. – 408 с.
34. Семиноженко В.П. Органические сцинтилляторы / В.П. Семиноженко, Н.З. Галунов, В.Г. Сенчишин // Функциональные материалы для науки и

- техники / под редакцией В.П. Семиноженко. – Харьков: «Институт монокристаллов», 2001 – С. 111 – 131.
35. О.Ф. Немец, Ю.В. Гофман / Справочник по ядерной физике // Киев: Наукова думка, 1975, 416с.
36. Сцинтилляционные материалы. Инженерия, устройства, применение. – Харьков: "ИСМА". – 2009. – 332 с.
37. Атрощенко Л.В., Бурачас С.Ф. Рыжиков В.Д. и др. Кристаллы сцинтилляторов и детекторы ионизирующих излучений на их основе. – К.:Наукова думка.–1998.
38. Б.В. Гринев, В.Д. Рыжиков, В.П. Семиноженко. Сцинтилляционные детекторы и системы контроля радиации на их основе. – К.:Наукова думка.–2007.
39. Гринев БВ. Физика сцинтилляторов. Материалы, методы, аппаратура. – Харьков : "ИСМА", 2015.
40. Light collection in composite scintillators for radiation detectors. / Ananenko A., Boyarintsev A., Gektin A., Kovalchuk S., Minenko S., Nepokupnaya T., Onufriyev Yu., Sibilieva T., Tarasov V // IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference. – 2018. – Sydney. – P.290.
41. Детекторы ионизирующих излучений сцинтилляционные. Общие положения по методам измерения сцинтилляционных параметров. ГОСТ 17038.0-79. – М.: Изд-во стандартов, 1985 (переиздание с изменениями). – 5 с.
42. Гусев Н.Г. Защита от ионизирующих излучений. Том 1. Физические основы защиты от излучений. Москва, "Энергоатомиздат", 1989, 512 с.
43. Рентгенографічна установка для контролю легкового, вантажного автотранспорту з поліпшеними радіаційними характеристиками / В. Рижиков, Г. Пугачов, О. Ополонін та ін. // Вісник Академії митної служби України. –2000. – № 4(8) – С. 79–86..

44. <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0636-17#n14>
45. <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0552-05#Text>
46. <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0062282-97#Text>
47. Предельные возможности распознавания материалов высокоэнергетическими методами дуальных и мультиэнергий. / С.П. Осипов, Е.Ю. Усачев, С.В. Чахлов, и др. // Дефектоскопия. – 2019. – №9. – С. 54–66.
48. DXA: Technical aspects and application / A. Bazzocchia, F. Pontiab, U. Albisinnia, G. Battistab, G. Guglielmi // European Journal of Radiology. – 2016. – V. 85 (8). – P. 1481-1492.
49. Dual-energy X-ray Absorptiometry. / R.K. Jain, T. Vokes // Journal of Clinical Densitometry. – 2017. – V. 20(3). – P. 291-303.
50. <https://www.sciencedirect.com/sdfe/reader/pii/B0123868602005177/pdf>
51. Dual-Energy X-Ray Imaging: Benefits and Limits / V. Rrebuffel, J.M. Dinten // 9-th European Conference on NDT – 2006.
<https://www.ndt.net/article/ecndt2006/doc/Th.1.3.1.pdf>
52. <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab3.html>
53. В.А. Горшков Особенности двухэнергетической рентгеновской плотнометрии многокомпонентных объектов // Контроль. Диагностика. –2014. – № 10. – С. 25-30.
54. Распознавание материалов методом дуальных энергий при радиационном контроле объектов / Осипов С.П., Удод В.А., Ван Я. // Дефектоскопия.– 2017.–№ 8.– С. 35-56.
55. Сравнительный анализ различных способов оценки эффективного атомного номера неоднородного объекта контроля / В. Яньчжао, В.А. Удод // Инженерия для освоения космоса : сборник научных трудов VI Международного молодежного форума, 2018. – Томск : Изд-во ТПУ. – 2018. – С. 34-39.
56. Park J.S., Kim J.K. Calculation of effective atomic number and normal density using a source weighting method in a dual energy X-ray inspection

- system // Journal of the Korean physical society. – 2011. – V. 59. – № 4. – P. 2709- 2713.
57. Alves H., Lima I., Lopes R.T. Methodology for attainment of density and effective atomic number through dual energy technique using microtomographic images // Applied Radiation and Isotopes. – 2014. – V. 89. – P. 6-12.
58. A. Bonnin, P. Duvauchelle V. Kaftandjian, P. Ponard. Concept of effective atomic number and effective mass density in dual-energy X-ray computed tomography // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. – 2014. – V. B318. – P. 223-231.
59. Spiers F. Effective atomic number and energy absorption in tissues // Br.J. Radiol. –1946. – No 19. – P. 52-63.
60. Heismann B.J., Leppert J., Stierstorfer K. Density and atomic number measurements with spectral X-ray attenuation method // J. Appl. Phys. – 2003. – V. 94. – P. 2073-2079.
61. Hine G.J. Secondary electron emission and effective atomic numbers // Nucleonics. – 1952. – No 1. – P. 9-15.
62. Manninen S., Koikkalainen S. Determination of the effective atomic number using elastic and inelastic scattering of gamma-rays // Int. J. Appl. Radiat. Isot. – 1984. – V. 10. – No. 35. – P. 965–968.
63. Puumalainen P., Olkkonen H., Sikanen P. Assessment of fat content of liver by photon scattering technique // Int. J. Radiat. Appl. Instrum. – 1977. – V 28. – P. 785–787.
64. Design and validation of inert bulk energetic material simulants for field testing x-ray based inspection systems / L. Spanier, J.W. Kury // Proceedings of the Second Explosives Detection Technology Symposium and Aviation Security Technology Conference. – 1996. – P. 55-59.
65. Increasing informativity of digital radiographic systems / O. D. Opolonin, V.D. Ryzhikov // Functional materials. – 2013. – №4. – C. 528–533.
<http://functmaterials.org.ua/contents/20-4/fm204-21.pdf>

66. Scintillation materials and detectors on their base for non-destructive two energy testing / V.D. Ryzhikov, B.V. Grinyov, O.D. Opolonin, S.V. Naydenov, S.N. Galkin, E.F. Voronkin // Radiation Measurements. – 2007. – Volume 42. – Issue 4-5. – P. 915–920.
67. Dual-energy radiography of bone tissues using ZnSe-based scintielectronic detectors / B.V. Grinyov, V.D. Ryzhikov, P. Lecoq, S.V. Naydenov, A.D. Opolonin, S.N. Galkin, N.A. Shumeiko // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A. – 2007. – Volume 571. – Issue 1-2. – P. 399–403.
68. A Dual-energy X-ray detector on the basis of ZnSe(Al) and LGSO(Ce) composite scintillators / V.A. Litichevskiy, O.D. Opolonin, S.N. Galkin, A.I. Lalaian, E.F. Voronkin // Instruments and Experimental Techniques. – 2013. – Volume 56. – №4. – P. 436–443.
69. Instruments and detectors on the base of scintillator crystals ZnSe(Te), CWO, CsI(Tl) for systems of security and customs inspection systems / V.D. Ryzhikov, O.D. Opolonin, P.V. Pashko, V.M. Svishch, V.G. Volkov, E.K. Lysetskaya, D.N. Kozin, C. Smith // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A. – 2005. Volume 537. – Issue 1-2. – SPEC. ISS. – P. 424-430.
70. Характеризація матеріалів за ефективним атомним номером при радіографічних дослідженнях / Ополонін О.Д., Рижиков В.Д. // Радіоелектроніка та інформатика. – 2020. – №3(90). – С. 38-43.
71. X-ray radiation detectors of "scintillator-photoreceiving device type" for industrial digital radiography with improved spatial resolution / V.D. Ryzhikov, E.K. Lysetskaya, A.D. Opolonin, D.N. Kozin . // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A. – 2003. – Volume 505. – Issue 1-2. – P. 544-548.
72. Studies of two-energy linear detector matrix for X-ray osteodensitometry / V.D. Ryzhikov, O.D. Opolonin, S.V. Najdenov, D.N. Kozin, E.K. Lisetskaya, V.L. Danilenko // Biomedical Engineering. – 2005.

– Volume 39. – Issue 2. – P. 65-68.

73. Detectors and instruments for detection of X-ray radiation on the basis of zinc selenide crystals / V.D. Ryzhikov, V.G. Volkov, O.D. Opolonin, S.V. Makhota, V.V. Maksymchuk . // Functional materials. – 2015. – №4. – P. 552-558.
74. The looking for new possibilities of improvement of receiving-detecting circuit for digital radiographic systems with advanced spatial resolution / V.D. Ryzhikov, O.D. Opolonin, B.V. Grinyov, V.G. Volkov, E.K. Lisetskaya, S.N. Galkin, E.F. Voronkin, V.L. Perevertaylo // Functional materials. – 2011. – №3. – P. 398–402.
<http://functmaterials.org.ua/contents/18-3/fm183-21.pdf>
75. The use of semiconductor scintillation crystals $A^{II}B^{VI}$ in radiation instruments / V.D. Ryzhikov, V.V. Chernikov, L.P. Gal'chinetskii, S.N. Galkin, E.K. Lyetskaya, A.D. Opolonin, V.G. Volkov // Journal of Crystal Growth. – 1999. – Volume 197. – Issue 3. – P. 655-658.
76. Перспективи цифрової радіографії для ідентифікації речовин в інспектуємих об'єктах / В. Рьжиков, А. Ополонин, Е. Лисецкая, В. Даниленко, С. Галкин, Е. Воронкин // Науковий вісник Інституту економіки та нових технологій ім. Ю.І.Кравченка “Нові технології”. – 2005. – № 1-2(7-8). – С. 9-10.
77. Возможности двухэнергетического детектирования на основе пары «сцинтиллятор-фотодиод» в цифровой медицинской радиографии / В.Д. Рьжиков, А.Д. Ополонин, Д.Н. Козин, Е.К. Лисецкая, В.Л. Даниленко // Вісник НТУУ „Київський політехнічний інститут”. – серія „Приладобудування”. – 2005. – 29. – С. 128-134.
<http://old.visnykpb.kpi.ua/uk/numarch/func-startdown/162/>
78. Multi-energy radiography on the basis of "scintillator-photodiode" detectors / V.D. Ryzhikov, S.V. Najdenov, B.V. Grinyov, E.K. Lyetskaya, D.N. Kozin, A.D. Opolonin, N.G. Starzhinskiy // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A. – 2003. – Volume 505. – Issue 1-2.

– Pages 549-551.

79. Патент на корисну модель № 100966 України, МПК H05G1/26 (2006.01) Пристрій для контролю параметрів рентгенівських випромінювачів / В.Д. Рижиков, Б.В. Гриньов, В.Г. Волков, О.Д. Ополонін, С.В. Махота // власник Інститут сцинтиляційних матеріалів НАН України. – зареєстровано 25.08.2015.
80. Multi-energy method of digital radiography for imaging of biological objects / V.D. Ryzhikov, O.D. Opolonin, S.V. Naydenov, V.G. Volkov, C.F. Smith // Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE. – 2016. – Volume 9783. – N.978348.
81. A dual-energy medical instrument for measurement of x-ray source voltage and dose rate / V.D. Ryzhikov, S.V. Naydenov, V.G. Volkov, O.D. Opolonin, S.V. Makhota, T. Pochet, C.F. Smith . // Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE. – 2016. – Volume 9783 – № 97834X.
82. Three-energy radiography method for uniformity control of composite materials including components with different effective atomic numbers / V.D. Ryzhikov, O. D. Opolonin, B.V. Grinyov та ін. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2013. – Volume 8852. – № 88521J.
83. Research on improvement of Receiving-Detecting circuit for digital radiographic systems with advanced spatial resolution / V.D. Ryzhikov, O.D. Opolonin, O.K. Lysetska та ін. // RILEM Bookseries. – 2012. – Volume 6. – P. 105–109.
84. Capabilities of dual-energy x-ray imaging in medicine and security / V.D. Ryzhikov, B.V. Grinyov, O.D. Opolonin та ін. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2012. – Volume 8509. – №. 85090j.
85. Detector array with improved spatial resolution for digital radiographic system / V.D. Ryzhikov, O.D. Opolonin, S.M. Galkin та ін. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering – 2011.

– Volume 8142. – № 81421C.

86. X-ray radiation detectors of "scintillator-photodiode" type for security and nondestructive testing / V.D. Ryzhikov, O.D. Opolonin, S.M. Galkin та ін. // IEEE Nuclear Science Symposium – 2011. – Conference Record № 6154450. – P. 2204-2207.
87. A multi-energy method of non-destructive testing by determination of the effective atomic number of different materials / V.D. Ryzhikov, O.D. Opolonin, S.M. Galkin та ін. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering – 2010. – Volume 7805. – № 78051P.
88. Development of receiving-detecting circuit for digital radiographic systems with improved spatial resolution / V.D. Ryzhikov, O.D. Opolonin, S.M. Galkin та ін. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2009. – Volume 7450. – № 74500J.
89. New application of scintillator ZnSe(Te) in scintielelectronic detectors for detection of neutrons, medical imaging, explosive detection and NDT / V.D. Ryzhikov, O.D. Opolonin, A.G. Fedorov та ін. // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2008. – Volume 7079. – № 70791A.
90. ZnSe(Te)-based crystals and detectors for nondestructive testing and cargo inspection / V.P. Seminozhenko, V.D. Ryzhikov, A.D. Opolonin, O.K. Lysetska, S.N. Galkin, E.F. Voronkin, S.A. Kostyukevich // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2006. – Volume 6319. – № 63191B.
91. Medical dual-energy imaging of bone tissues using ZnSe-based scintillator-photodiode detectors / B.V. Grinyov, V.D. Ryzhikov, S.V. Naydenov, A.D. Opolonin, E.K. Lisetskaya, S.N. Galkin, P. Lecoq // IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. – 2006. – Volume 3. – № 4179388. – P. 1945–1949.
92. Radiation detectors scintillator-photodiode on the base of A2B6 crystals for application in homeland security and medical equipment / B.V. Grinyov,

- V.D. Ryzhikov, S.V. Naydenov, C.F. Smith, A.D. Opolonin, E.K. Lisetskaya, N.A. Shumeiko, N.L. Kurna, G.M. Onischenko, S.E. Tretyak, S.N. Galkin, E.F. Voronkin . // IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. – 2006. – Volume 2. – № 4179199. – P. 1134-1138.
93. Distinguishing materials in inspected objects by digital radiography / V. Ryzhikov, O. Lysetska, A. Opolonin, V. Danilenko, S. Galkin, E. Voronkin, S. Kostyukevich // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 2005. – Volume 5922. – № 592211. – P. 1-9.
94. Searching for reserve for expansion of the possibilities two-energy radiography / V.D. Ryzhikov, S.V. Najdenov, O.D. Opolonin, V.G. Volkov, E.K. Lysetskaya, D.N. Kozin, V.L. Danilenko // 8th International Conference of the Slovenian Society for Non-Destructive Testing: Application of Contemporary Non-Destructive Testing in Engineering. – 2005. – P. 157-163.
95. Active multichannel scintielectronic detectors of new generation based on zinc selenide / V.D. Ryzhikov, N.G. Starzhinskiy, S.O. Kostyukevich, D.N. Kozin, L.P. Gal'chinetskii, A.D. Opolonin // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 1999. – Volume 3768. – P. 457-461.
96. X-ray introsopic digital systems of non-destructive testing based on "SELDI" detectors / V.D. Ryzhikov, L.P. Gal'chinetskii, A.D. Opolonin, V.M. Svishch, E.M. Selegenev // Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. – 1997. – Volume 3359. – P. 416-419.
97. A new x-ray security instrument based on the method of three-energy digital radiography / V. Ryzhikov, A. Opolonin, S. Naydenov, A. Krylov // Proceedings of Security research conference: 11th Future Security. – 2016. – P. 501-504.
98. Новый вид изображения молочной железы при двуэнергетическом рентгеновском экспонировании / Рожкова Н.И., Горшков В.А.,

Прокопенко С.П. // Вестник рентгенологии и радиологии. – № 2–3. –2008. – С. 33-36.

99. Оценка диагностической эффективности рентгенологического томосинтеза при заболеваниях молочной железы / Микушин С.Ю., Рожкова Н.И., Гришкевич В.И., Якобс О.Э., Бурдина И.И., Запирова С.Б., Мазо М.Л., Прокопенко С.П. // Российский электронный журнал лучевой диагностики. – Том 9. – № 3. – 2019. – С. 86-92.

Доступно на: <https://www.elibrary.ru/>

100. Визуализация микрокальцинатов на основе двухэнергетической делительно-разностной маммографии Горшков В.А. // Механика, управление и информатика. – Том 7. – № 1 (54). – 2015. – С. 280-286.
101. Gorshkov V. The effective atomic number and the mass attenuation coefficient of a multicomponent object for the continuous spectrum of the radiation / Gorshkov V // Nondestructive Testing and Evaluation. – 2017. – Vol. 32. – No 1. – P. 79-89. – DOI 10.1080/10589759.2016.1146718.
102. Определение минеральной плотности костной ткани in vitro методом двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии / Е.Н. Овчинников, Т.А. Ларионова, М.А. Степанов, Н.Ф. Обанина // Радиология - практика. – 2008. – № 2. – С. 33-35.
103. Оценка мышечной и жировой массы у пациентов с сахарным диабетом 2-го типа по результатам двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии / И.В. Мисникова, Ю.А. Ковалева, Н.А. Климина, Е.Ю. Полякова // Альманах клинической медицины. – 2018. – Т. 46. – № 3. – С. 222-232. – DOI 10.18786/2072-0505-2018-46-3-222-232.
104. Расчетное моделирование и возможность неинвазивной оценки параметров минерального обмена между костными структурами и циркулирующими жидкостями / А.С. Аврунин, Н.В. Леонтьева // Нефрология. – 2013. – Т. 17. – № 6. – С. 80-89.
105. Захаров И.С. Лучевая диагностика остеопороза - современное состояние проблемы / И.С. Захаров // Политравма. – 2015. – № 1. – С. 69-73.

106. A study of a two-energy bar of detectors for X-ray osteodensitometry / V.D. Ryzhikov, O.D. Opolonin, S.V. Najdenov, D.N. Kozin, E.K. Lisetskaya, V.L. Danilenko . // *Medicsinskaya Tekhnika*. – 2005. – Issue 2. – P. 18-21.
107. Клименов В.А. Идентификация вещества объекта контроля методом дуальных энергий / В.А. Клименов, С.П. Осипов, А.К. Темник // *Дефектоскопия*. – 2013. – № 11. – С. 40-50.
108. Трехэнергетическая цифровая радиография для разделения веществ с малым эффективным атомным номером / Рыжиков В.Д., Ополонин А.Д., Волков В.Г., Лисецкая Е.К., Галкин С.Н. Воронкин Е.Ф. // 2013. – № 34(1007). – С. 43-51.
<http://repository.kpi.kharkov.ua/handle/KhPI-Press/3872>
109. Мультиэнергетическая радиография для распознавания органических материалов и обнаружения взрывчатки / В.Д. Рыжиков, С.В. Найденев, А.Д. Ополонин // *Тенденции развития сцинтилляционной техники*. – 2013. – ИСМА. – С. 146-163.
110. Effective atomic numbers of heterogeneous materials. / Murty R.C. // *Nature*. – 1965. – 207. – P. 398-399. – DOI:10.1038/207398a0.
111. Спектрометрический метод определения эффективного атомного номера ткани включения, визуализирующегося на цифровых рентгеновских снимках / А.С. Лелюхин, Е.А. Корнеев. // *Вестник ОГУ*. – 2004. – № 12. – С. 147-151.
112. Detector for dual-energy digital radiography – a review of detector design. / G.T. Barnes, R.A. Sones, M.M. Tesic, D.R. Morgan, J.N. Saunders // *Radiology*. – 1985. – 156. – P. 537-540.
113. Energy-selective reconstructions in X-ray computed tomography / R.E. Alvares, A. Macovski // *Phys. Med. Biol.* – 1976. – 21. – P. 733-744.
114. Determination of local density and effective atomic number by the dual-energy computerized tomography method with the ¹⁹²Ir radioisotope. / C. Rizescu, C. Beliu, A. Jipa // *Nuclear Instruments and Methods*. – 2001.

– А. 465. – Р. 584-599.

115. Определение химического состава и структуры неоднородной среды методом рентгеновской томографии / В.Г. Назаров // Журнал вычислительной математики и математической физики. – 2007. – 47, №8. – С. 1413–1422.
116. Estimation of the matrix attenuation in heterogeneous radioactive waste drums using dual-energy computed tomography / C. Robert-Coutant, V. Moulin, R. Sauze, P. Rizo, J.M. Casagrande // Nuclear Instruments and Methods. – 1999. – А. 422. – Р. 949-956.
117. Dual-Energy X-ray Radiography and Computed Tomography. / Harry E., Martz Jr. and Steven M. Glenn // LLNL-BOOK-753617. – Nondestructive Testing Handbook, Fourth Edition: Volume 4, Radiographic Testing (RT). – 2018. – Web. <https://www.osti.gov/servlets/purl/1608919>
118. Dual-energy X-ray imaging: benefits and limits. / V. Rebuffel, J.M. Dinten // Insight. – 2007. – 49(10). – P. 589-594.
119. Chen, G. Dual-energy X-ray radiography for automatic high-Z material detection / G. Chen, G. Bennett, D. Perticone // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms. – 2007. – Vol. 261. – No 1-2 SPEC. ISS. – P. 356-359. – DOI 10.1016/j.nimb.2007.04.036.
120. В.М. Федосеев. Рентгеновский способ обнаружения вещества по значению его эффективного атомного номера: Патент РФ № 2095795, 1997, Бюлл. № 16, 2002.06.10.
121. Выбор оптимальных значений энергии излучения в задаче нахождения химического состава среды / В.Г. Назаров. // Матем. моделирование. – 2018. – т. 30. – № 1. – С. 91–102.

Працевздатність посилань на електронні джерела перевірено у лютому 2021р.

ДОДАТОК

Затверджую:
Заст. директора ІСМА НАН України
з наукової роботи, д.т.н.

" " А.Ю. Бояринцев
" " _____ 2021р.



ДОВІДКА

про використання
пристрою для контролю параметрів рентгенівських випромінювачів

В Інституті сцинтиляційних матеріалів НАН України за договором № П/3-14 від 27.02.2014р., згідно з розпорядженнями Президії НАН України № 13 від 10.01.2013р та № 113 від 26.02.2014р. було виготовлено дослідний зразок дистанційного пристрою "Кристал" для контролю та вимірювання електричних та радіаційних параметрів рентгенівських апаратів.

Під час створення пристрою "Кристал" було проведено моделювання співвідношення сигналів детекторів рентгенівського випромінювання типу сцинтилятор-фотодіод для двох різних конструкцій детекторів. За результатами моделювання було обрано двоенергетичний сцинтиляційний детектор, наведений в патенті:

Патент на корисну модель № 100966 України, МПК H05G1/26 (2006.01) Пристрій для контролю параметрів рентгенівських випромінювачів / В.Д. Рижиков, Б.В. Гриньов, В.Г. Волков, О.Д. Ополонін, С.В. Махота; власник Інститут сцинтиляційних матеріалів НАН України. – зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі 25.08.2015.

Пристрій "Кристал" пройшов натурні випробування в ОКЦУН ім. В.І. Шаповала, м. Харків, та експлуатується в ІСМА НАН України дотепер.

Учений секретар
ІСМА НАН України, к.т.н.

 Ю.М. Дацько