УДК 539.1

Л. І. Асламова[1], Н. В. Меленевська[1],
Є. В. Куліч[1], Н. С. Мірошниченко[1, 2],
С. І. Мірошниченко[2]

[1] *Навчально-науковий центр з радіаційної безпеки Київського національного університету імені Тараса Шевченка, м. Київ, Україна*
[2] *Науково-виробниче об'єднання «Телеоптик», м. Київ, Україна*

Покращення контрасту цифрових рентгенівських зображень з урахуванням дозового навантаження для повних пацієнтів під час флюорографії

Високі показники захворюваності серед населення України на туберкульоз потребують флюорографічних обстежень, проте такі профілактичні заходи роблять основний внесок у колективну ефективну дозу. Проблема підвищеного дозового навантаження є особливо актуальною для пацієнтів з високим індексом маси тіла, оскільки отримання якісних рентгенівських знімків із задовільними для діагностичних висновків контрастом та чіткістю вимагає значного підвищення дози опромінення порівняно з обстеженням середнього пацієнта. У статті представлено дослідження можливості зниження дозового навантаження, яке отримує повний пацієнт під час флюорографічного обстеження, із застосуванням методів покращення контрасту зображень — відсіювального растру та цифрової обробки знімків.

Ключові слова: дозове навантаження, контраст рентгенівських знімків, цифрова флюорографія.

Л. И. Асламова, Н. В. Меленевская, Е. В. Кулич, Н. С. Мирошниченко, С. И. Мирошниченко

Улучшение контраста цифровых рентгеновских изображений с учетом дозовой нагрузки для полных пациентов при флюорографии

Высокие показатели заболеваемости среди населения Украины туберкулезом требуют проведения флюорографических обследований, однако такие профилактические меры вносят основной вклад в коллективную эффективную дозу. Проблема повышенной дозовой нагрузки особенно актуальна для пациентов с высоким индексом массы тела, так как получение качественных рентгеновских снимков с удовлетворительными для диагностических выводов контрастом и четкостью требует значительного увеличения дозы облучения по сравнению с обследованием среднего пациента. В статье представлены исследования возможности снижения дозовой нагрузки, которую получает полный пациент при флюорографическом обследовании, с использованием методов повышения контраста изображений — отсеивающего растра и цифровой обработки снимков.

Ключевые слова: дозовая нагрузка, контраст рентгеновских изображений, цифровая флюорография.

© Л. І. Асламова, Н. В. Меленевська, Є. В. Куліч, Н. С. Мірошниченко, С. І. Мірошниченко, 2015

Флюорографічне обстеження є масовим діагностичним методом щорічного обстеження з метою виявлення захворювання на туберкульоз. Флюорографічне обстеження дає значний внесок в ефективну колективну дозу дорослого населення України. Ця проблема особливо актуальна для пацієнтів, чия вага перевищує середню. Флюорографічне обстеження таких пацієнтів, зазвичай, потребує збільшення експозиційної дози для отримання діагностичних знімків з достатніми контрастом та роздільною здатністю. Наявність фотонів, які розсіюються тілом пацієнта, знижує відношення сигнал/шум зображення, що робить знімок непридатним для діагностики патології. З метою отримання якісних знімків, у клінічній практиці прийнято застосовувати методи високої або низької напруги на рентгенівській трубці.

У разі використання методу високої напруги утворюються високоенергетичні транзитивні фотони, які, проходячи крізь тіло, формують зображення. Проте при цьому утворюються також і високоенергетичні розсіяні фотони, які можуть сягати сусідніх та віддалених органів та тканин [1, 2]. Відповідно до товщини тіла пацієнта зростає рівень шуму зображення.

У традиційній клінічній практиці для вилучення розсіяних фотонів та отримання знімків із задовільним контрастом застосовують відсіювальні решітки. Однак, на жаль, відсіювальні решітки вимагають підвищення експозиційної дози на коефіцієнт Букі (в кілька разів). З цієї причини метод високого потенціалу на трубці з використанням відсіювальної решітки не рекомендований [1]. Для проведення обстеження пацієнтів з надмірною вагою необхідні високоенергетичні транзитивні фотони (підвищення напруги на трубці) або їх більша кількість (збільшення струму рентгенівської трубки).

Метод низької напруги супроводжується негативним біологічним ефектом, що створюється низькоенергетичними фотонами, які поглинаються м'якими тканинами через їхню слабку здатність до проникнення.

Метод високих напруг порівняно з використанням відсіювальної решітки [3, 4, 5] є більш ефективним щодо зменшення експозиційної дози за умов оптимального вибору технічних параметрів, установки додаткових алюмінієвих та мідних фільтрів, підбору відповідної відстані фокус — джерело, а також використання повітряного проміжку.

Серед інших методів, які дають змогу покращити контраст цифрових зображень без збільшення дози, є такі, що містять алгоритм зниження шуму та підсилення роздільної здатності рентгенівської системи [6]. Візуальна якість цифрового рентгенівського зображення патологічних структур може бути покращена за допомогою програмної обробки (ПО) отриманих зображень патологічних структур [7—10].

У даній роботі досліджено оптимальні параметри рентгенівської системи з використанням відсіювальної решітки та ПО цифрових зображень, у контексті зниження експозиційної дози (ЕД) для пацієнтів з надмірною вагою.

Методи та матеріали

Цифрова рентгенівська система. Клінічне флюорографічне обстеження моделювалося за допомогою цифрової рентгенівської установки в лабораторії НВО «Телеоптик» (м. Київ, Україна). Цифрові зображення оброблялися за допомогою спеціального програмного забезпечення ContextVisionCVIEteleoptic-XR2-ADI, яке базується на принципі нелінійної фільтрації сигналу.

Рентгенівська флюорографічна установка складалася з фотонного генератора (рентгенівська трубка Toshiba) і дозиметра (Radcal Corporation, тип 2026 Radiation Monitor) з іонізаційною камерою (20X-60), встановленою перед фантомом. Схему експерименту наведено на рис. 1. Вимірювання проводилися при стандартній для флюорографічного обстеження органів грудної клітини напрузі на трубці 81 кВ та відстані фокус — джерело 125 см. Розсіяні фотони вилучали за допомогою відсіювальної решітки (SOYEE 11104) з відношенням ширини проміжків між пластинами решітки до висоти решітки 10:1, частотою решітки 51 лінія/см та фокусною відстанню 120 см. Рентгенівські зображення отримано за допомогою цифрового приймача (Iona-R4000, НВО «Телеоптик»). Яскравість зображення вимірювалася за допомогою програмного забезпечення ContextVisionCVIE [11].

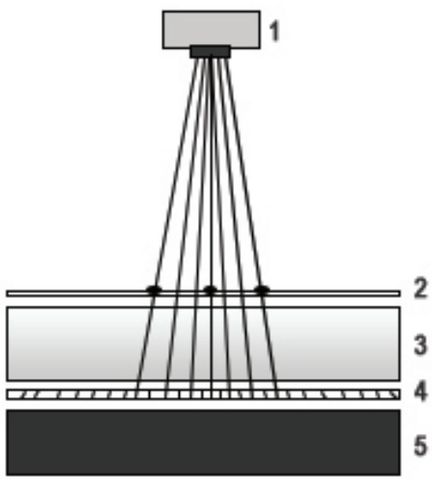

Рис. 1. Експериментальна схема:
1 — рентгенівська трубка; *2* — пластина з алюмінієвими тест-об'єктами; *3* — водний фантом грудної клітини; *4* — відсіювальна решітка; *5* — цифровий приймач

Дослідження на фантомі. Грудну клітину пацієнта моделювали за допомогою відповідного водного фантома — кубічної ємності, товщину якої варіювали від 9 до 21 см, поступово наповнюючи водою (з кроком 3 см) протягом експерименту. Згідно з клінічними стандартами, шар води у фантомі понад 10 см завтовшки відповідає товщині тіла пацієнта з вагою більше ніж середня. Товщина фантома відповідала нормальній вазі пацієнта та вазі, вищій за середню. Патологічні структури імітувалися за допомогою алюмінієвого тест-об'єкта 0,5 мм завтовшки та діаметром 15 мм.

Візуальний контраст зображення. Якість рентгенівського зображення оцінювали за візуальним контрастом тест-об'єкта

$$K = (B_ф - B_т) / (B_ф - B_о),$$

де $B_ф$ — усереднене значення величини яскравості фону; $B_о$ — усереднене значення яскравості об'єкта на зображенні; $B_т$ — усереднене значення величини яскравості фону при вимкненій рентгенівській трубці. В експериментах $B_т$ відповідало 1000 одиницям шкали яскравості. Яскравість фону зображення підраховували, використовуючи усереднене значення яскравості по всіх пікселях області навколо тест-об'єкта.

Результати та обговорення

Результати, отримані в різних експериментальних умовах з використанням відсіювальної решітки та ПО, наведено в табл. 1. Як критерій досягнення достатнього контрасту зображення для виявлення патологічного утворення в органах грудної клітини приймалося порогове значення візуального контрасту 5 %. Робочі параметри — струм на трубці, час експозиції (постійна напруга на трубці) — підбиралися з метою оптимізації експозиційної дози.

Контраст тест-об'єкта на рентгенівських знімках фантома грудної клітини, отриманих при мінімальних робочих параметрах (табл. 1) з товщиною шару води 9 см без використання відсіювальної решітки, але з подальшою ПО, сягав 5 % візуального порогового значення (рис. 2).

Таблиця 1. Порівняльний аналіз контрастів зображення тест-об'єкта, отриманих в разі використання відсіювальної решітки та програмної обробки (напруга на трубці постійна 81 кВ)

Товщина шару води у фантомі *d*, см	Наявність решітки	Струм на трубці *I*, мА	Час експозиції *t*, мс	Експозиційна доза ЕД, мГр	Коефіцієнт Букі $k_б$	Роздільна здатність, пар ліній/мм	Контраст зображення К, %	Контраст зображення після ПО $K_о$, %
9	–	320	80	1,39	1,2	3,1	2,2	5,0
9	+	320	150	2,32		3,1	3,6	8,6
12	–	160	100	0,84	3,2	3,1	1,5	4,1
12	+	320	160	2,70		3,1	2,6	7,5
15	–	320	80	1,39	3,1	3,1	0,9	2,8
15	+	320	250	4,32		3,1	2,0	6,2
18	–	500	80	2,27	3,6	2,7	0,5	2,0
18	+	400	400	8,23		2,7	1,5	4,8
21	–	500	160	4,81	3,2	2,5	0,5	1,0
21	+	320	800	15,36		2,5	1,6	3,2

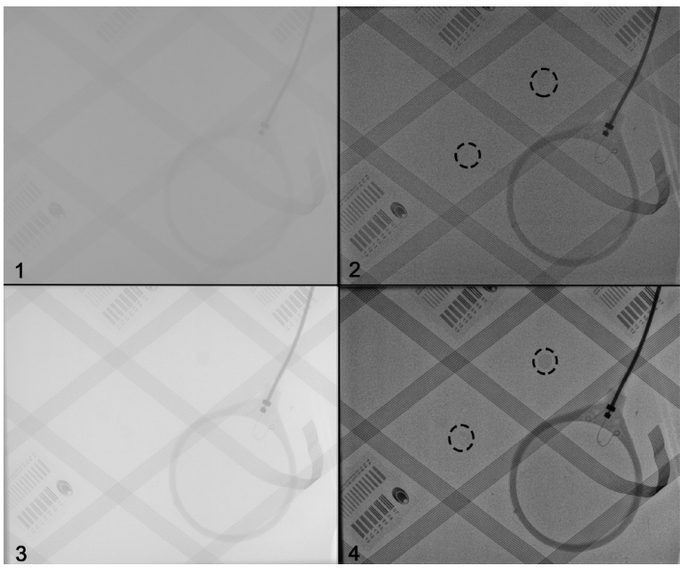

Рис. 2. Рентгенівські зображення тест-об'єктів, отриманих на фантомі з шаром води 9 см завтовшки:
1 — без використання відсіювальної решітки до програмної обробки; *2* — без використання відсіювальної решітки після програмної обробки; *3* — з відсіювальною решіткою до програмної обробки; *4* — з відсіювальною решіткою після програмної обробки

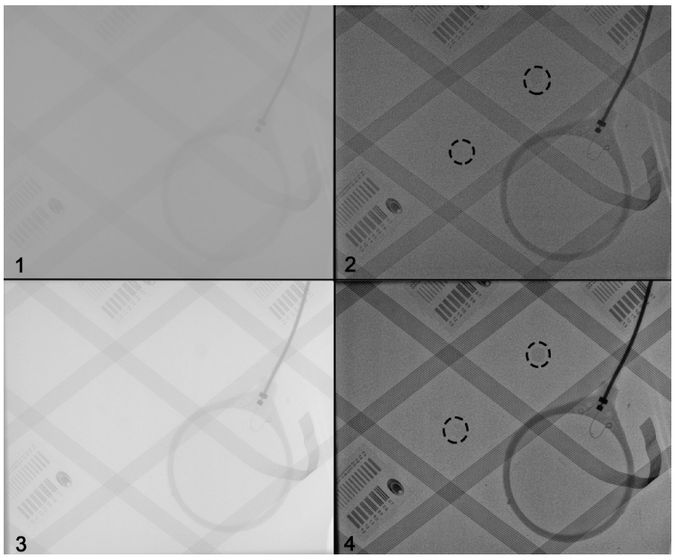

Рис. 3. Рентгенівські знімки тест-об'єктів, отриманих на фантомі з шаром води 15 см завтовшки:
1 — без використання відсіювальної решітки до програмної обробки; *2* — без використання відсіювальної решітки після програмної обробки; *3* — з відсіювальною решіткою до програмної обробки; *4* — з відсіювальною решіткою після програмної обробки

Використання відсіювальної решітки для отримання зображень з мінімальною задовільною візуальною якістю призводило до підвищення експозиційної дози на коефіцієнт Букі 3,1. Контраст зображення тест-об'єкта з шаром води у фантомі грудної клітини 12 см завтовшки, отриманого без відсіювальної решітки, становив 1,5 %, після ПО — 4,1 %, ЕД — 0,84 мГр. Відсіювальна решітка давала змогу отримати зображення з контрастом 2,6 %, однак ЕД зростала на коефіцієнт Букі 3,2 та дорівнювала 2,70 мГр. Після додаткової ПО контраст зображення сягав порогового значення у 5 %.

Контраст тест-об'єкта на зображеннях фантома з шаром води 15 см завтовшки, отриманих при мінімальних робочих параметрах, становив 0,9 %; після ПО цей показник збільшувався до 2,8 %; ЕД = 1,39 мГр. Застосування за цих умов відсіювальної решітки підвищує контраст зображення тест-об'єкта до 2,0 % (ЕД зростала на коефіцієнт Букі 3,1 та становила 4,32 мГр). Наступна додаткова ПО покращувала його до 6,2 %, при цьому досягалося порогове значення візуального контрасту. Експериментальні дані продемонстрували успішні результати в отриманні задовільного контрасту зображення в разі програмної обробки (рис. 3).

З подальшим збільшенням товщини фантома до 18 та 21 см отримано майже подібні результати щодо можливості покращення контрасту зображення за умов окремого використання відсіювальної решітки та ПО, з одного боку, та поєднання цих двох методів, з іншого. Роздільна здатність радіографічної системи зменшувалася з 3,2 до 2,5 пар ліній/мм Візуальний контраст тест-об'єкта зменшувався разом зі збільшенням товщини шару води у фантомі (рис. 4). За товщини шару води у фантомі 12 см відсіювальна решітка та цифрова обробка зображення покращували контраст зображення в 1,7 та 2,7 раза відповідно. Ці результати показують, що ПО покращує контраст у 1,6 раза порівняно з використанням відсіювальної решітки, при цьому експозиційна доза менша в 3,2 раза (див. табл. 1).

Ефективність відсіювальної решітки та ПО в покращенні контрасту зображень знижувалась разом зі збільшенням товщини шару води у фантомі з 15 до 21 см з майже подібною ефективністю. Застосування додаткової ПО до зображення (фантом 15 та 18 см завтовшки), отриманого в разі використання відсіювальної решітки, успішно підвищувало контраст до візуального порогу.

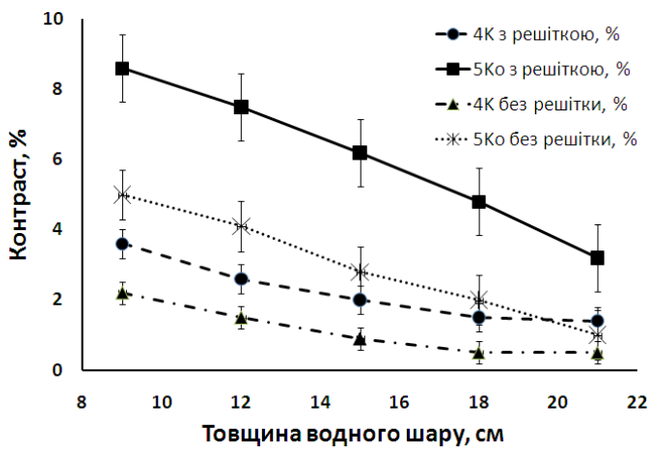

Рис. 4. Залежність зміни контрасту зображення тест-об'єкта від товщини водного фантома в разі окремого та послідовного використання відсіювальної решітки та ПО

Експериментальні дані показують ефективність ПО порівняно з використанням відсіювальної решітки у досягненні порогового значення візуального контрасту без отримання пацієнтом високої експозиційної дози. Однак зазначимо, що, використовуючи програмне забезпечення для знімків з низьким співвідношенням сигнал/шум, без попередньої фільтрації сигналу з використанням

відсіювальної решітки, існує можливість отримання артефактів. Зважене поєднання відсіювальної решітки та додаткової ПО допомагає оптимізувати експозиційну дозу опромінення та отримати задовільний візуальний контраст діагностичного знімку.

Висновки

Рентгенівські знімки з візуальним контрастом 5 % успішно отримано за умов використання відсіювальної решітки та ПО при мінімальних робочих параметрах, що формують експозиційну дозу, яку дістає пацієнт під час діагностики. Експериментальні дані показали можливість підвищення контрасту зображення тест-об'єктів у 2,0—2,73 раза без підвищення експозиційної дози. ПО зображення за умов фільтрації сигналу відсіювальною решіткою збільшувала контраст зображення тест-об'єктів у середньому в 3 рази з підвищенням експозиційної дози на коефіцієнт Букі 3,1—3,2. Отже, експозиційна доза, яку отримує пацієнт з вагою, вищою за середню, під час флюорографічного обстеження органів грудної клітини може бути значно знижена за умов зваженого підбору робочих параметрів рентгенівської установки у поєднанні з методами покращення контрасту діагностичного зображення.

Список використаної літератури

1. Fung, K.L, Gilboy, W.B. (2001), "The effect of beam tube potential variation on gonad dose to patients during chestradiography investigated using high sensitivity LiF:Mg, Cu, P thermoluminescent dosemeters", The British Journal of Radiology, No. 74, pp. 358—367.
2. Martin, C.J. (2007), "The importance of radiation quality for optimization in radiology". Biomedical Imaging and Intervention Journal, Vol. 3, No. 2, p. e38.
3. Vassileva, J. (2004), "A phantom approach to find the optimal technical parameters for plain chest radiography", The British Journal of Radiology, Vol. 77, pp. 648—653.
4. Doyle, P., Martin, C.J., Gentle, D. (2005), "Dose-image quality optimization in digital chest radiography", Radiation Protection Dosimetry, Vol. 114, No. 1—3, pp. 269—272.
5. Vassileva, J. (2002), "A phantom for dose-image quality optimization in chest radiography", The British Journal of Radiology, Vol. 75, pp. 837—842.
6. Bernhardt, P., Lendl, M., Deinzer, F. (2006), "New technologies to reduce pediatric radiation doses", Pediatric Radiology, Vol. 33, Suppl. 2, pp. 212—215.
7. Redlich, U., Hoeschen, C., Doehring,W. (2005), "Assessment and optimization of the image quality of chest-radiography systems", Radiation Protection Dosimetry, Vol. 114, No. 1—3, pp. 264—268.
8. Fukui, R., Ishii, R., Kodani, K., Kanasaki, Y., Suyama, H., Watanabe, M., Nakamoto, M., Fukuoka, Y. (2013), "Evaluation of a noise reduction procedure for chest radiography", Yonago Acta medica, Vol. 56, pp. 85—91.
9. Michel-Gonzalez E., Cho M.H., Lee S.Y., (2011), "Geometric nonlinear diffusion filter and its application to X-ray imaging", BioMedical Engineering OnLine, Vol. 10, Is. 1, pp. 2—16.
10. Precht, H., Gerke, O., Rosendahl, K., Tingberg, A., Waaler D., (2012), "Digital radiography: optimization of image quality and dose using multi-frequency software", Pediatric Radiology, Vol. 42, pp. 1112—118.
11. "Company *ContextVision*", available at: www.contextvision.com

References

1. *Fung, K.L, Gilboy, W.B.* (2001), "The effect of beam tube potential variation on gonad dose to patients during chestradiography investigated using high sensitivity LiF:Mg, Cu, P thermoluminescent dosemeters", The British Journal of Radiology, No. 74, pp. 358—367.
2. *Martin, C.J.* (2007), "The importance of radiation quality for optimization in radiology". Biomedical Imaging and Intervention Journal, Vol. 3, No. 2, p. e38.
3. *Vassileva, J.* (2004), "A phantom approach to find the optimal technical parameters for plain chest radiography", The British Journal of Radiology, Vol. 77, pp. 648—653.
4. *Doyle, P., Martin, C.J., Gentle, D.* (2005), "Dose-image quality optimization in digital chest radiography", Radiation Protection Dosimetry, Vol. 114, No. 1—3, pp. 269—272.
5. *Vassileva, J.* (2002), "A phantom for dose-image quality optimization in chest radiography", The British Journal of Radiology, Vol. 75, pp. 837—842.
6. *Bernhardt, P., Lendl, M., Deinzer, F.* (2006), "New technologies to reduce pediatric radiation doses", Pediatric Radiology, Vol. 33, Suppl. 2, pp. 212—215.
7. *Redlich, U., Hoeschen, C., Doehring,W.* (2005), "Assessment and optimization of the image quality of chest-radiography systems", Radiation Protection Dosimetry, Vol. 114, No. 1—3, pp. 264—268.
8. *Fukui, R., Ishii, R., Kodani, K., Kanasaki, Y., Suyama, H., Watanabe, M., Nakamoto, M., Fukuoka, Y.* (2013), "Evaluation of a noise reduction procedure for chest radiography", Yonago Acta medica, Vol. 56, pp. 85—91.
9. *Michel-Gonzalez E., Cho M.H., Lee S.Y.,* (2011), "Geometric nonlinear diffusion filter and its application to X-ray imaging", BioMedical Engineering OnLine, Vol. 10, Is. 1, pp. 2—16.
10. *Precht, H., Gerke, O., Rosendahl, K., Tingberg, A., Waaler D.,* (2012), "Digital radiography: optimization of image quality and dose using multi-frequency software", Pediatric Radiology, Vol. 42, pp. 1112—118.
11. "Company *ContextVision*", available at: www.contextvision.com

Отримано 07.04.2015.