

8. *Eskov V.M., Khadartsev A.A., Eskov V.V., Vokhmina J.V.* Chaotic dynamics of cardio intervals in three age groups of indigenous and nonindigenous populations of Ugra // *Advances in Gerontology*. 2016. Vol. 6. № 3. PP. 191-197.
9. *Eskov V.M., Eskov V.V., Gavrilenko T.V., Vochmina Y.V.* Formalization of the effect of «repetition without repetition» discovered by N.A. Bernshtein // *Biophysics*. 2017. Vol. 62. № 1. PP. 143-150.
10. *Eskov V.M., Gudkov A.B., Bazhenova A.E., Kozupitsa G.S.* The tremor parameters of female with different physical training in the Russian North // *Human Ecology*. 2017. № 3. PP. 38-42.
11. *Eskov V.M., Bazhenova A.E., Vochmina U.V., Filatov M.A., Piyashenko L.K.* N.A. Bernstein hypothesis in the description of chaotic dynamics of involuntary movements of person // *Russian Journal of Biomechanics*. 2017. Vol. 21. № 1. PP. 14-23.
12. *Betelin V.B., Eskov V.M., Galkin V.A., Gavrilenko T.V.* Stochastic volatility in the dynamics of complex homeostatic systems // *Doklady Mathematics*. 2017. Vol. 95. № 1. PP. 92-94.

*Борис Иванович Леонов,  
д-р техн. наук, президент,  
АНО «Академия медико-технических наук»,  
г. Москва,*

*Виолетта Вячеславовна Григоренко,  
аспирант,  
Валерий Матвеевич Еськов,  
д-р физ.-мат. наук,  
БУ ВО «Сургутский  
государственный университет»,  
г. Сургут,  
Александр Агубечирович Хадарцев,  
д-р мед. наук,  
директор медицинского института,  
ФГБОУ ВО «Тульский  
государственный университет»,  
г. Тула,  
Любовь Кирыловна Иляшенко,  
канд. педагогич. наук, зав. кафедрой,  
кафедра естественно-научных  
и гуманитарных дисциплин,  
филиал ФГБОУ ВО «Тюменский  
индустриальный университет» в г. Сургуте,  
г. Сургут,  
e-mail: ahadar@yandex.ru*

*А.О. Устинов, А.Р. Дабагов*

## Параметры реконструкции изображений в технологии двухэнергетической рентгенографии

### Аннотация

В статье показано влияние на качество медицинского рентгеновского изображения параметров реконструкции двухэнергетической рентгенографии.

### Введение

Медицинская рентгенография продолжает удерживать лидирующее положение среди методов визуализации и позволяет решать многие задачи клинической диагностики. Благодаря технологии цифровых плоскопанельных рентгеновских приемников, дозовую нагрузку на пациента можно существенно снизить по сравнению с классической аналоговой рентгенографией. Технология двухэнергетической рентгенографии дает широкие возможности получения новой диагностической информации [1].

Следует внимательно относиться к выбору параметров реконструкции. Они могут как улучшить, так и ухудшить качество изображения. Задача данной статьи – дать понимание механизмов реконструкции, стоящих за технологией двухэнергетической рентгенографии, и выработать рекомендации для врача-рентгенолога по использованию данной технологии.

### Материалы и методы

На текущий момент на рынке РФ присутствуют несколько производителей аппаратов с указанной технологией. Это «Телекорд-МТ-Плюс» (АО «МТЛ», РФ), «FDR AcSelerate» («Fujifilm Medical Systems», Япония), «SonialVision Safire» («Shimadzu», Япония), «VolumeRAD» («GE», США) [2]-[5]. Все приведенные в данной статье снимки получены на аппарате «Телекорд-МТ-Плюс».

Технология двухэнергетической рентгенографии предназначена преимущественно для диагностики патологий органов грудной клетки (ОГК), так как диагностика этих патологий

осложнена наложением проекций легочной и костной тканей. Использование различных энергетических диапазонов позволяет осуществить разделение тканей с различными коэффициентами ослабления и получить их отдельные изображения.

Экспоненциальный закон ослабления излучения позволяет составить систему уравнений для низкой (LE) и высокой (HE) энергий:

$$I^{HE} = I_0^{HE} \exp(-\mu_{soft}^{HE} t_{soft} - \mu_{bone}^{HE} t_{bone}); \quad (1)$$

$$I^{LE} = I_0^{LE} \exp(-\mu_{soft}^{LE} t_{soft} - \mu_{bone}^{LE} t_{bone}), \quad (2)$$

где  $I$  и  $I_0$  – интенсивность после и до прохождения объекта соответственно;  $\mu$  – коэффициент ослабления;  $t$  – толщина объекта. Компонента релеевского рассеяния мала, поэтому результирующий коэффициент ослабления можно выразить как [6]

$$\mu(E) = \mu(E)_c + \mu(E)_p = \rho_e f_{kn}(E) + \rho_e C_p Z^3 / E^3, \quad (3)$$

где  $\rho_e$  – плотность электронов атома материала;  $E$  – энергия фотона;  $Z$  – атомный номер материала;  $C_p = 9,8 \cdot 10^{-24}$ ;  $f_{kn}$  – функция Клейна-Нишины. Усредненные атомные номера для мягкой (комбинация атомов C, N, O, H) и костной (Ca) тканей составляют 7 и 20 соответственно.

В медицинской рентгеновской технике для рутинных исследований используют анодное напряжение от 40 до 150 кВ. Для технологии двухэнергетической рентгенографии выбирают диапазоны 50...70 и 120...140 кВ. Это позволяет разнести спектр излучения для низкой и высокой энергий для уменьшения уровня артефактов реконструкции. Для подавления низ-

коэнергетических компонент применяется дополнительная фильтрация [7], [8].

Значения яркостей мягкой  $I_{soft}$  и костной  $I_{bone}$  тканей можно выразить как

$$I_{soft} = I^{HE} / (I^{LE})^{\omega_b}, \quad (4)$$

$$I_{bone} = (I^{LE})^{\omega_s} / I^{HE}, \quad (5)$$

где  $\omega_s$  и  $\omega_b$  – коэффициенты подавления костной и мягкой тканей, равные отношению коэффициентов ослабления тканей на высокой и низкой энергиях. Значения коэффициентов зависят от условий проведения обследования, фильтрации, параметров экспозиции и анатомических особенностей пациента.

Эксперимент дает следующие значения:  $\omega_s = 0,25 \pm 0,10$  и  $\omega_b = 0,60 \pm 0,10$  [9]. При увеличении этих коэффициентов возрастает степень подавления тканей, однако теряется детализация.

## Результаты

Параметры двухэнергетической рентгенографии можно разделить на две группы: реконструкции и экспозиции. К параметрам реконструкции относятся: коэффициенты подавления костной и мягкой тканей, метод и коэффициенты подавления цифрового шума. К параметрам экспозиции относятся: наличие раstra, тип и величина фильтрации пучка излучения, фокусное расстояние, анодное напряжение и количество электричества.

Коэффициенты подавления костной и мягкой тканей позволяют гибко управлять степенью субтракции выбранных тканей. Метод и коэффициенты подавления цифрового шума влияют на зрительное восприятие изображения.

Фокусное расстояние, растр, анодное напряжение и количество электричества влияют на уровень шума в реконструированном изображении, связанный с рассеянным излучением, и определяют качество рентгенографического изображения в целом. Тип и величина фильтрации влияют на энергетический спектр и артефакты от слабо подавленных тканей.

На рис. 1 и 2 представлены спектры излучения для низкой и высокой энергий в зависимости от типа и толщины используемого фильтра, полученные с помощью программного обеспечения симуляции рентгеновского спектра [10]. Так как рутинное обследование проводится с использованием автоэкспонометра, спектры нормированы по конечному значению кермы в 1 мГр для фокусного расстояния 150 см.

Как видно из рис. 1 и 2, наибольшее разнесение спектров высокой и низкой энергий дает применение фильтров Ag или Mo толщиной 0,5 мм, а также фильтра Cu толщиной 2 мм. Однако при использовании коллиматора с автоматической сменой фильтра существует ограничение на допустимую толщину материала. В этом случае использовать медный фильтр большой толщины невозможно, кроме как при ручной установке фильтра в салазки коллиматора. Фильтр 1 мм Al + 0,2 мм Cu не дает оптимального разнесения спектров излучения, но является встраиваемым по умолчанию в большинство автоматических коллиматоров производства фирмы «Ralco S.r.l.»

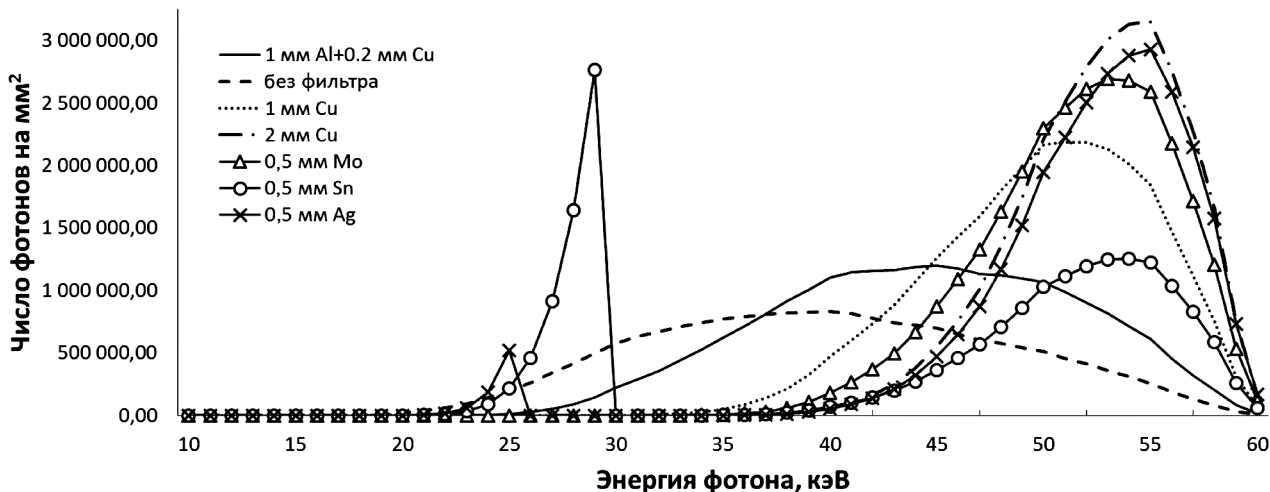


Рис. 1. Спектры рентгеновского излучения «низкой энергии»: по оси абсцисс – энергия фотонов, кэВ; по оси ординат – число фотонов на квадратный миллиметр

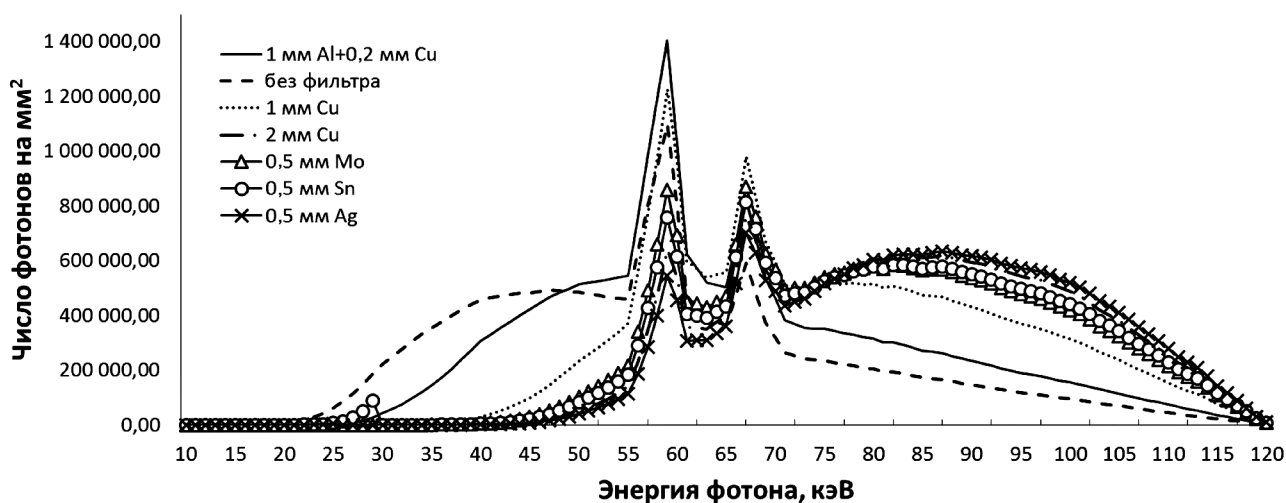


Рис. 2. Спектры рентгеновского излучения «высокой энергии»: по оси абсцисс – энергия фотонов, кэВ; по оси ординат – число фотонов на квадратный миллиметр

(Италия), широко представленных на рынке рентгеновской техники. Наличие данного фильтра является требованием для проведения рентгенографических обследований в педиатрии [11], [12].

Важным фактором оценки качества реконструированного изображения является соотношение контраст/шум (SDNR), которое можно выразить как

$$SDNR = \frac{C}{\sigma} = \frac{\langle I_1(x, y) \rangle - \langle I_2(x, y) \rangle}{(\sigma_1 + \sigma_2)/2}, \quad (6)$$

$$\sigma_i = \sqrt{\langle I_i^2(x, y) \rangle - \langle I_i(x, y) \rangle^2}, \quad (7)$$

где  $C$  – контраст между двумя исследуемыми областями;  $\sigma$  – средний шум исследуемых областей;  $\langle I_1 \rangle$  и  $\langle I_2 \rangle$  – средние яркости областей;  $\sigma_1$  и  $\sigma_2$  – среднеквадратичные отклонения указанных областей, рассчитанные на основе яркости пиксела  $I_i$ .

На SDNR влияет большое количество параметров обследования, таких как фокусное расстояние, наличие или отсутствие отсеивающей решетки, используемый фильтр подавления шума. Оценка влияния шумоподавления на соотношение контраст/шум проводилась: без использования фильтра (без ш/п); с использованием ФНЧ Гаусса (SSH); взвешенного ФВЧ шума противоположающей области с весовым коэффициентом 0,9 (ACNR); взвешенного комбинированного ФНЧ и ФВЧ с весовым коэффициентом 0,2 (GLNR) [9].

Для анализа был использован фантом, имитирующий грудную клетку (рис. 3). Он был изготовлен из оргстекла, алюминиевых полос («ребра») и трех рядов вставок из полиэтилена ПНД, полиамида ПА6 и фторопласта Ф4 («легочные узелки») толщиной 1, 3 и 5 мм. Вставки располагаются вне и над полосами толщиной 3 и 6 мм. На рис. 4 показан график значений SDNR в зависимости от типа фильтра, материала и положения вставки относительно полосы.

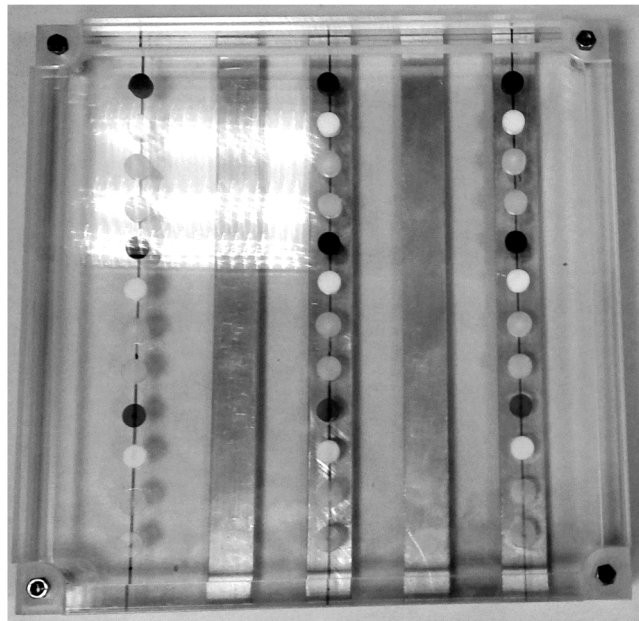


Рис. 3. Фантом, имитирующий грудную клетку

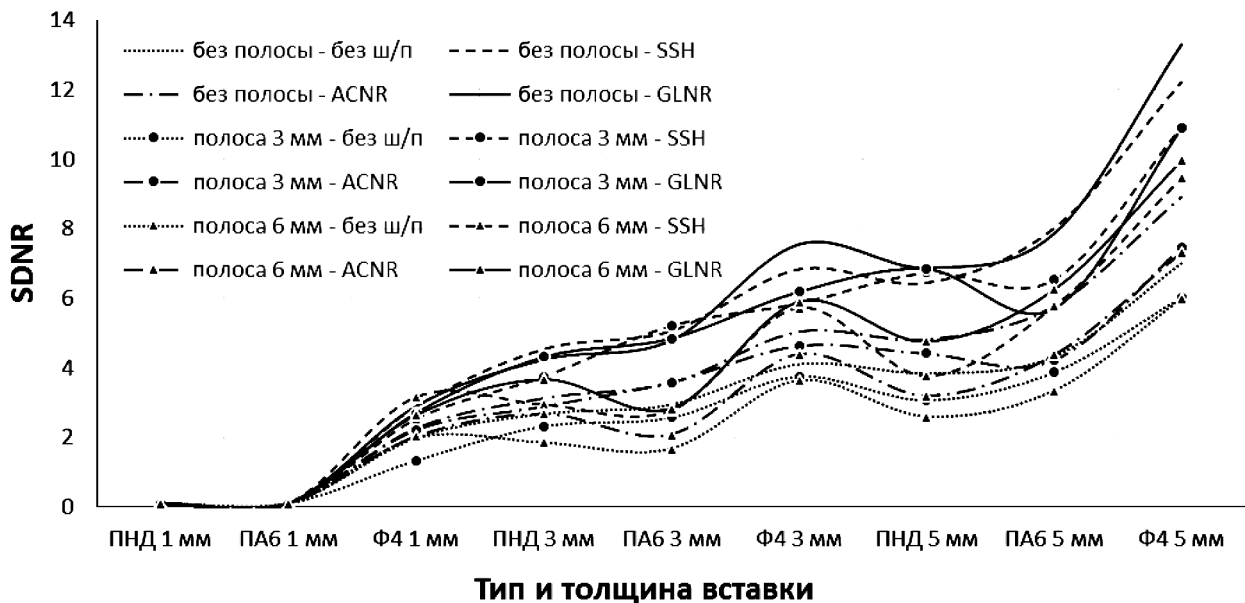


Рис. 4. График SDNR: по оси абсцисс – тип и толщина вставки; по оси ординат – значение SDNR

Как видно из рис. 4, использование фильтров SSH и GLNR дает наилучший результат по соотношению контраст/шум. Ввиду простоты реализации рекомендуется использовать фильтр SSH.

### Заключение

Использование современной технологии двухэнергетической рентгенографии позволяет повысить информативность обследования и улучшить диагностику патологии на ранних стадиях.

Рекомендуемые параметры для проведения обследования грудной клетки с использованием двухэнергетической рентгенографии приведены в табл. 1. В целях упрощения процедуры рекомендуется использовать камеру автоэкспонметра.

Таблица 1

#### Рекомендуемые параметры двухэнергетической рентгенографии

Параметр	Значение
Фокусное расстояние, см	150...180
Растр	Наличие
Материал фильтра	Cu или Ag
Толщина фильтра, мм	0,2...0,5
Коэффициент подавления костной ткани	0,70 ± 0,10
Коэффициент подавления мягкой ткани	0,30 ± 0,10
Напряжение на трубке LE/HE, кВ	Не более 60/не менее 120
Кол-во электричества LE/HE, мА·с/кадр	Не менее 40/4

#### Список литературы:

1. Мазуров А.И. Последние достижения в цифровой рентгенотехнике // Медицинская техника. 2010. Т. 263. № 5. С. 10-13.
2. Устинов А.О., Дабагов А.Р. Перспективные технологии медицинской рентгенографии: томосинтез и двойная энергия / Сб. тезисов III Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники. 2016. С. 16-20.
3. Lanier R.G. Recent Developments in X-ray Imaging Technology. – Lawrence Livermore National Laboratory. 2012. Livermore.

4. Gomi T., Masahiro N. Dual-Energy Subtraction X-Ray Digital Tomosynthesis: Basic Physical Evaluation // Open Journal of Medical Imaging. 2012. Vol. 2. PP. 111-117.
5. Dobbins III J.T., McAdams H.P., Sabol J.M., Dev P. Chakraborty, Kazerooni E.A., Reddy G.P., Vikgren J., Bâth M. Multi-Institutional Evaluation of Digital Tomosynthesis, Dual-Energy Radiography, and Conventional Chest Radiography for the Detection and Management of Pulmonary Nodules // Proceedings of conference of RSNA. 2017. Vol. 282. № 1. PP. 236-238.
6. Shkumat N.A. High performance dual-energy imaging with a flat-panel detector // University of Toronto, Department of Medical Biophysics. 2008. P. 26.
7. Kuhlman J.E., Collins J., Brooks G.N., Yandow D.R., Broderick L.S. Dual-Energy Subtraction Chest Radiography: What to Look for beyond Calcified Nodules // RadioGraphics. 2006. Vol. 26. № 1. PP. 79-92.
8. Dual energy X-ray absorptiometry for bone mineral density and body composition assessment // IAEA human health series. 2010. № 15. 30 p.
9. Samuel R. Optimization of imaging performance and conspicuity in dual-energy X-ray radiography // University of Toronto, Department of Medical Biophysics. 2008. PP. 116-128.
10. Online tool for the simulation of X-ray Spectra / <https://www.oem-xray-components.siemens.com/x-ray-spectra-simulation>.
11. Михайлов А.Н., Абельская И.С. Диагностические критерии и технические параметры при рентгенографических исследованиях // Медицинские новости. 2015. № 11. С. 11-15.
12. European Guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in pediatrics – EUR 16261. Office for official publications of the European Communities, Luxembourg, 1996.

Артём Олегович Устинов,  
руководитель лаборатории,  
ООО «Научно-технический центр «МТ»,  
г.п. Малаховка, Овражки, Московская область,  
Анатолий Рудольфович Дабагов,  
президент,  
АО «МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ Лтд»,  
г. Москва,  
e-mail: uao@mtl.ru

### ВНИМАНИЮ ПОДПИСЧИКОВ, РУКОВОДИТЕЛЕЙ СЛУЖБ ИНФОРМАЦИИ И БИБЛИОТЕК!

#### ПРЕДЛАГАЕМ ПОДПИСАТЬСЯ НА ЖУРНАЛ «МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА»

НА 2018 ГОД.

Индекс по каталогу «Роспечать» – 72940.

Индекс по каталогу «Пресса России» – 38861.

В редакции можно оформить и оплатить льготную подписку с любого месяца.

Стоимость подписки : 1200 руб. – за один номер,  
3600 руб. – на первое полугодие 2018 года (3 номера), 7200 руб. – на 2018 год (6 номеров).

Наши тел.: (495) 695-10-70, 695-10-71.