КОМПЬЮТЕРНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

И МОДЕЛИРОВАНИЕ 2018 Т. 10 № 4 С. 525–533

DOI: 10.20537/2076-7633-2018-10-4-525-533

УДК: 57.087.23

Определение дозы излучения компьютерной томографии по анализу уровня шума

М. С. Усанов^{1,а}, Н. С. Кульберг^{2,b}, Т. В. Яковлева^{2,c}, С. П. Морозов^{2,d}

¹ Федеральный исследовательский центр «Информатика и управление» Российской академии наук (ФИЦ ИУ РАН) Россия, 119333, г. Москва, ул. Вавилова, д. 44, к. 2

² ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии ДЗМ», Россия, 109029, г. Москва, ул. Средняя Калитниковская, д. 28, стр. 1

E-mail: ^amichael.usanov@gmail.com, ^bkulberg@rpcmr.org.ru, ^ct.yakovleva@npcmr.ru, ^dnpcmr@zdrav.mos.ru

Получено 29.03.2018, после доработки — 04.07.2018. Принято к публикации 05.07.2018.

В статье рассматривается процесс создания эффективного алгоритма для определения количества излученных квантов с рентгеновской трубки в исследованиях компьютерной томографии. Анализ отечественной и зарубежной литературы показал, что большинство работ в области радиометрии и радиографии принимают во внимание табличные значения показателей поглощения рентгеновского излучения, а индивидуальные показатели дозы не учитывают вовсе, т. к. во многих исследованиях отсутствует радиометрический отчет (Dose Report) и для облегчения расчетов статистики применяется средний показатель. В связи с этим было принято решение разработать средства выявления данных об ионизирующей нагрузке путем анализа шума компьютерной томографии (КТ). В качестве основы алгоритма принята математическая модель распределения шума собственной разработки на основе распределения Пуассона и Гаусса от логарифмической величины. Результирующая математическая модель проверялась на данных КТ калибровочного фантома, состоящего из трех пластиковых цилиндров, заполненных водой, коэффициент поглощения рентгеновского излучения которых известен из табличных значений. Данные были получены с нескольких КТ приборов различных производителей (Siemens, Toshiba, GE, Phillips). Разработанный алгоритм позволил рассчитать количество излученных квантов рентгеновского излучения за единицу времени. Эти данные, с учетом уровня шума и радиусов цилиндров, были преобразованы в величины поглощения рентгеновского излучения, после чего проводилось сравнение с табличными значениями. В результате работы алгоритма с данными КТ различных конфигураций были получены экспериментальные данные, согласующиеся с теоретической частью и математической моделью. Результаты показали хорошую точность алгоритма и математического аппарата, что может говорить о достоверности полученных данных. Данная математическая модель уже применяется в программе шумоподавления КТ собственной разработки, где она участвует в качестве средства создания динамического порога шумоподавления. В данный момент алгоритм проходит процедуру доработки для работы с реальными данными компьютерной томографии пациентов.

Ключевые слова: компьютерная томография, доза облучения, уровень шума, коэффициент поглощения рентгеновского излучения

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ, проект № 17-01-00601.

© 2018 Михаил Сергеевич Усанов, Николай Сергеевич Кульберг, Татьяна Викторовна Яковлева, Сергей Павлович Морозов. DOI: 10.20537/2076-7633-2018-10-4-525-533

UDC: 57.087.23

Determination of CT dose by means of noise analysis

M. S. Usanov^{1,a}, N. S. Kulberg^{2,b}, T. V. Yakovleva^{2,c}, S. P. Morozov^{2,d}

¹ Federal Research Center "Computer Science and Control" of Russian Academy of Sciences, 44, b. 2, Vavilov st., Moscow, 119333, Russia

> ² SPC of Medical Radiology of the Moscow Department of Healthcare, 28, b. 1, Sredniaya Kalitnikovskaya st., Moscow, 109029, Russia

E-mail: ^amichael.usanov@gmail.com, ^bkulberg@rpcmr.org.ru, ^ct.yakovleva@npcmr.ru, ^dnpcmr@zdrav.mos.ru

Received 29.03.2018, after completion — 04.07.2018. Accepted for publication 05.07.2018.

The article deals with the process of creating an effective algorithm for determining the amount of emitted quanta from an X-ray tube in computer tomography (CT) studies. An analysis of domestic and foreign literature showed that most of the work in the field of radiometry and radiography takes the tabulated values of X-ray absorption coefficients into account, while individual dose factors are not taken into account at all since many studies are lacking the Dose Report. Instead, an average value is used to simplify the calculation of statistics. In this regard, it was decided to develop a method to detect the amount of ionizing quanta by analyzing the noise of CT data. As the basis of the algorithm, we used Poisson and Gauss distribution mathematical model of owns' design of logarithmic value. The resulting mathematical model was tested on the CT data of a calibration phantom consisting of three plastic cylinders filled with water, the X-ray absorption coefficient of which is known from the table values. The data were obtained from several CT devices from different manufacturers (Siemens, Toshiba, GE, Phillips). The developed algorithm made it possible to calculate the number of emitted X-ray quanta per unit time. These data, taking into account the noise level and the radiuses of the cylinders, were converted to X-ray absorption values, after which a comparison was made with tabulated values. As a result of this operation, the algorithm used with CT data of various configurations, experimental data were obtained, consistent with the theoretical part and the mathematical model. The results showed good accuracy of the algorithm and mathematical apparatus, which shows reliability of the obtained data. This mathematical model is already used in the noise reduction program of the CT of own design, where it participates as a method of creating a dynamic threshold of noise reduction. At the moment, the algorithm is being processed to work with real data from computer tomography of patients.

Keywords: computed tomography, radiation dose, CT noise level, X-ray attenuation coefficient

Citation: Computer Research and Modeling, 2018, vol. 10, no. 4, pp. 525–533 (Russian).

The work was supported by RFBI, project No. 17-01-00601.

© 2018 Mikhail S. Usanov, Nikolai S. Kulberg, Tatyana V. Yakovleva, Sergey P. Morozov

1. Введение

Компьютерная рентгеновская томография (КТ) является одним из наиболее точных и широко применяемых методов диагностики в мире. В основе данного метода — излучение, поглощение и регистрация квантов рентгеновского излучения, обработка полученных данных и посрезовая реконструкция изображений объекта in vivo. Качество итогового изображения зависит от множества факторов: применяемого алгоритма реконструкции, количества излученных квантов, применения фильтров шумоподавления, качества детекторов и рентгеновской трубки, присутствия коллимационных фильтров и пр. С увеличением уровня излучения уровень шума КТ падает ввиду роста количества зарегистрированных квантов на детекторе, однако это значительно увеличивает лучевую нагрузку на пациента.

Новейшие направления в КТ связаны с применением низких доз облучения (НДКТ) с последующей обработкой данных алгоритмами шумоподавления. В сложившейся ситуации необходимость применения многоступенчатой нелинейной обработки данных возросла, как и требования к точности алгоритмических расчетов. Целью нашей работы является точное определение количества квантов, вышедших с источника излучения, опираясь только на уровень шума изображения. Актуальность данной работы заключена в восполнении недостающих данных КТ для составления отчетов о дозовой нагрузке (Dose Report) в случаях утраты этих данных. Также данная методика позволяет внести дополнительный параметр в алгоритмы шумоподавления для более качественной обработки. Для этого была разработана статистическая модель шума КТ и проведен ряд численных экспериментов.

2. Обзор литературы

Данные КТ измеряются в единицах шкалы Хаунсфилда (HU), которая характеризует пропускающую способность ткани и рассчитывается по формуле:

$$HU_x = \frac{\mu_x - \mu_{water}}{\mu_{water} - \mu_{air}} \cdot 1000.$$
(1)

В данной формуле μ_x — линейный коэффициент поглощения ткани x, μ_{water} — линейный коэффициент поглощения воды, μ_{air} — линейный коэффициент поглощения воздуха. Коэффициенты линейного поглощения рассчитываются экспериментально и зависят от энергии частицы (измеряемой в кэВ). За время существования технологии КТ опубликовано много работ о линейных коэффициентах затухания, однако основными источниками таких данных являются справочные таблицы [Hubbell, Seltzer, 1995; Bradley et al., 1986] и др. В статье [Akar et al., 2006] описывается эксперимент по численному моделированию толщины полупоглощения тканей человека (кости, жир, вода и мягкие ткани) ионизирующего излучения, приведение полученных данных к линейному коэффициенту поглощения и сравнение полученных величин с табличными значениями. Цель данной работы — восполнение недостающих данных. Результаты, полученные авторами, хорошо согласуются с табличными данными.

Доза облучения пациента используется в оценке риска развития новообразований. В работах российских авторов [Иванов и др., 2012; Кащеев и др., 2013] определяется риск развития раковых опухолей в зависимости от дозы облучения (мГр) и области облучения. Так, авторы различают органную и эффективную дозы облучения. Аналогичные исследования проводились автором работы [Christner et al., 2010], однако сравнение проводилось между исследованиями, выполненными по различным рекомендациям (ICRP23, ICRP60, ICRP103) с использованием органно-эквивалентного метода вычисления дозы. В работе упоминается, что расчет эффективной дозы для каждого пациента не имеет смысла, а расчет происходит для «идеального» пациента. В данных исследованиях данные о дозовых нагрузках берутся из работы [Fujii et al., 2007]. При этом не учитываются особенности отдельно взятого исследования, что влечет за собой усреднение данных. Это может привести к возникновению ошибок.

Шум в КТ напрямую зависит от интенсивности излучения квантов рентгеновской трубкой, т. е. имеет квантовую природу. Шум, возникающий на детекторе рентгеновского излучения, подчиняется закону распределения Пуассона. В работе [Won Kim, Kim, 2014] подробно описана процедура симуляции НДКТ (ток трубки — 10–40 мАс) путем генерации шума в обычной КТ (ток трубки — 100–500 мАс). Процесс симуляции предусматривает преобразование срезов КТ в синограммы, их суммирование с симулированным шумом и сравнение результатов. В выводах этой работы приводятся сравнительные данные, из которых выходит, что симулированные и реальные КТ данные отличаются не более чем на 5 % и, следовательно, модель шума подобрана верно.

Доза облучения пациента может быть рассчитана различными методами. В работе [Гвай, Аверьянова, 2013] приводятся наиболее распространенные методы, каждый из которых обладает своими преимуществами и недостатками. Авторы рассказывают про развитие методик определения дозовой нагрузки, учитывая все факторы современной диагностики КТ. Однако наиболее распространенный метод (СТDI — computed tomography dose index) измеряется с помощью двух однородных цилиндрических фантомов, анатомические и физические характеристики которых не соответствуют реальному телу человека. Другие методики, такие как $CTDI_{wol}$ (взвешенный и объемный индексы), также обладают таким недостатком, но имеют более реальные значения для спиральной томографии. Однако при отсутствии данных дозовой нагрузки с применением фантомов определение дозы облучения является затруднительным.

3. Статистическая модель шума КТ

Компьютерная томография основана на определении линейного коэффициента поглощения рентгеновского излучения. Этот коэффициент определяется как разность логарифмов интенсивности излучения до прохождения через исследуемый объект и после него. Исходная интенсивность излучения полагается известной, она рассчитывается исходя из значений напряжения и силы тока на рентгеновской трубке. Интенсивность на выходе определяется с помощью специальных детекторов. Ее величина подчиняется статистическому распределению Пуассона, функции плотности и распределения имеют вид:

$$f(x) = \frac{\lambda^x}{x!} \cdot e^{-\lambda}, \qquad F(x) = \sum_{i=0}^x \frac{\lambda^i \cdot e^{-\lambda}}{i!}, \tag{2}$$

где x — дискретная величина, равная числу фотонов, регистрируемых за единицу времени, λ — математическое ожидание величины x. Среднеквадратичное отклонение (СКО) при этом будет равно $\sqrt{\lambda}$. При больших значениях параметра λ распределение Пуассона переходит в нормальное распределение с дисперсией и математическим ожиданием, равными λ , функции плотности и распределения которого имеют вид:

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\lambda}} e^{-\frac{(x-\lambda)^2}{2\lambda}}, \quad F(x) = \frac{1}{2} \left(1 + \operatorname{erf}\left(\frac{x-\lambda}{\sqrt{2\lambda}}\right) \right).$$
(3)

При обработке данных в системах КТ анализируется не сама величина x, характеризующая плотность потока фотонов рентгеновского излучения, а эмпирическая «плотность», измеряемая в условных единицах Хаунсфилда. Эта плотность линейно зависит от коэффициента поглощения, который связан с величиной $y = \ln(x)$.

Легко найти функцию распределения и функцию плотности вероятности величины y, обозначив ее как $f_1(y)$ и $F_1(y)$:

$$F_{1}(y) = F(e^{y}), \qquad f_{1}(y) = \frac{\partial F_{1}(y)}{\partial y} = \frac{\partial}{\partial y}F(e^{y}) = \frac{\partial F(x)}{\partial x}\frac{\partial x}{\partial y} = f(e^{y})e^{y}.$$
(4)

Принимая во внимание формулу (2), получим для $f_1(y)$ следующее выражение:

$$f_1(y) = \frac{\lambda^{e^y} \cdot e^{-\lambda}}{\left(e^y\right)!} \cdot e^y = \frac{\lambda^{e^y} \cdot e^{-\lambda}}{\left(e^y - 1\right)!}.$$
(5)

Если пользоваться гауссовым приближением, то функции плотности и распределения логарифма будут иметь вид:

$$f_1(y) = f(e^y)e^y = \frac{e^y}{\sqrt{2\pi\lambda}}e^{-\frac{(e^y-\lambda)^2}{2\lambda}}, \qquad F_1(y) = \frac{1}{2}\left(1 + \operatorname{erf}\left(\frac{e^y-\lambda}{\sqrt{2\lambda}}\right)\right). \tag{6}$$

На рис. 1 приведены графики распределения Пуассона и его логарифма по формулам (2) и (5) с различными значениями величины λ , а также результат их аппроксимации функцией Гаусса по формулам (3) и (6).

Как видно из представленных графиков, функция плотности вероятности логарифма пуассоновской величины сужается с ростом параметра λ , и при этом максимум ее растет, в то время как функция плотности вероятности распределения Пуассона с ростом параметра λ становится шире, а максимум ее уменьшается. Это отражает тот факт, что с ростом интенсивности излучения уровень шумов КТ снижается.

Пользуясь формулой (5), можно оценивать моменты величины y, прежде всего математическое ожидание \overline{y} и дисперсию D(y). В обоих случаях для оценки этих величин оказалось необходимо вычисление соответствующих интегралов, поскольку получить выражения в явном виде не удалось.

На рис. 2 показаны графики математического ожидания и среднеквадратичного гауссовой и пуассоновской величины. Можно видеть, что графики становятся практически неразличимыми при $\ln \lambda > 4.5$ ($\lambda > 100$). Учитывая, что количество квантов, регистрируемых детекторами компьютерного томографа, обычно измеряется тысячами, реально измеряемый сигнал с хорошим приближением можно считать гауссовым.

4. Экспериментальные данные

Целью численного эксперимента было определение количества квантов на единицу площади детектора до и после их прохождения через поглощающие слои различной толщины, опираясь только на получаемую из этих данных информацию о статистике шума. Задача осложняется тем, что зависимость между единицами Хаунсфилда, в которых измеряются данные КТ, и коэффициентом линейного поглощения фотонов не является точной, т. к. излучение трубки имеет широкий спектр, а поглощающие свойства тканей зависят от длины волны излучения. Табличные значения из работ [Hubbell, Seltzer, 1995; Bradley et al., 1986; Akar et al., 2006] учитывают широкий спектр, но на практике данные могут значительно отличаться. Также от длины волны зависит чувствительность детектора. По этой причине затруднительно точное определение исходного количества квантов, излучаемых трубкой за единицу времени.

В ходе эксперимента был исследован калибровочный фантом, состоящий из трех цилиндров, заполненных водой, на КТ сканерах различных производителей (Toshiba, GE, Siemens,

Phillips), при различных уровнях тока на рентгеновской трубке. Радиусы цилиндров равны 9.5, 12 и 16 см (обозначим их как r_0 , r_1 , r_2). Для каждого цилиндра было рассчитано среднеквадратичное отклонение в аппроксимации по всем срезам (обозначим их как σ_0 , σ_1 , σ_2). Зная соотношения между этими величинами, мы можем сделать предположение о первоначальной интенсивности излучения, а также о коэффициенте поглощения воды. Данные предположения можно выразить формулой:

$$\begin{cases} I_{0i} = i \cdot dI, \\ \mu_k = k \cdot d\mu. \end{cases}$$
(7)



Рис. 1. Графики функции плотности вероятности распределения Пуассона (а) и логарифма пуассоновской величины (б), распределения Гаусса (в) и логарифма гауссовой величины (г). Для каждого графика представлены различные значения *Lambda* (λ) = 3, 9, 15. Как видно из графиков, функция плотности вероятности логарифма пуассоновской величины при увеличении λ сужается и максимум ее растет, в то время как функция плотности вероятности распределения Пуассона с ростом параметра λ становится шире, а максимум ее уменьшается



Рис. 2. Графики зависимости среднего значения $m_i(mean)$ (слева) и среднеквадратичного отклонения σ_i (stddev) (справа) логарифма Гауссовой (Gauss) и Пуассоновской (Poisson) случайной величины от значения логарифма интенсивности излучения $l = \ln \lambda (\log .lambda)$. Стрелками схематически показана схема проведенного численного эксперимента. Как видно, при значениях $\lambda >> 1$ графики функций неотличимы друг от друга

Величина I_{0i} определяет смещение аппроксимируемых точек вдоль оси абсцисс на графике рис. 2. Она характеризует логарифм количества квантов, вышедших из источника излучения. Величина μ_k , дискретизированная с шагом $d\mu$, представляет собой гипотезу о значении коэффициента линейного затухания, фактически она задает изменение масштаба по ординате. Далее были сформулированы гипотезы относительно значений *I* для трех цилиндров:

$$\begin{cases} I_{small} = I_{0i} - \mu_k \cdot 2r_0, \\ I_{medium} = I_{0i} - \mu_k \cdot 2r_1, \\ I_{large} = I_{0i} - \mu_k \cdot 2r_2. \end{cases}$$
(8)

Поиск наилучшей гипотезы осуществлялся перебором всех возможных пар (I_{0i} , μ_k) посредством минимизации функции ошибки. Функция ошибки имеет вид:

$$E(\mu_i, I_{0i}) = \left(I_{medium} - I_{small} \cdot \frac{\sigma_{medium}}{\sigma_{small}}\right)^2 + \left(I_{large} - I_{small} \cdot \frac{\sigma_{large}}{\sigma_{small}}\right)^2.$$
(9)

Подставляя значения I_{small} , I_{medium} , I_{large} из уравнения (8) в (9), находим минимальное значение функции ошибки и получаем пару значений (I_{0i} , μ_k). Эксперимент повторялся с различными значениями тока на трубке, для каждого из которых были получены аналогичные результаты, согласующиеся с экспериментальными данными работы [Akar et al., 2006], вследствие чего экспериментальный расчет можно считать точным. В ходе перебора программой строится карта функции ошибки $E(\mu_i, I_{0i})$, представленная на рис. 3. Наименьшие значения достигаются в области, которая и соответствует реальным данным. Для большей точности и учета ошибок вычислялось среднее значение пары (μ_i, I_{0i}) из области минимальных значений, что и является решением. Для большей достоверности был проведен обратный расчет — при известном значении μ (из табличных значений работы [Hubbell, Seltzer, 1995]) и известных радиусах цилиндров был рассчитан I_0 . Эти данные совпадают с прямыми расчетами и согласуются с данными, полученными из файлов томограммы формата DICOM.



Рис. 3. Карта зависимости функции ошибки E от параметров (μ_i , I_{0i}). Черным на карте выделены значения, близкие к нулю. Белым кругом отмечена область минимальных значений функции ошибки. Белая полоска внутри круга представляет собой выделенный участок выборки минимальных значений в 100 элементов, усреднение которых дает решение задачи

5. Выводы

В ходе выполнения данной работы был разработан алгоритм определения количества квантов, излученных с рентгеновской трубки за единицу времени. После проведения прямых и обратных расчетов мы получили данные, соответствующие табличным значениям. Данные представлены в таблице 1.

Разница табличных и рассчитанных значений μ составляет не более 5 %, что может говорить об их достоверности. Данная методика определения количества квантов излучения может послужить дополнительным источником информации для составления отчета о дозовой нагрузке (Dose Report), а также дополнительным параметром при работе с алгоритмом шумоподавления с применением динамического порога [Usanov et al., 2018]. Алгоритм показал высокую точность при работе с гомогенными объектами, такими как водные рентгеновские фантомы. Однако для применения данного метода с неоднородными объектами (тело человека) его необходимо доработать и учесть дополнительные параметры.

Прибор измерения	I_0	Рассчитанное μ , 1/см	Табличное μ , 1/см	Разброс, %
Siemens	6158.14	0.18271	0.1873	2.4
Toshiba	3063.59	0.180785	0.1873	3.5
GE	12423.17	0.19425	0.1873	3.7
Phillips	15649.6	0.18312	0.1873	2.2

Таблица 1. Результаты расчета данных

Список литературы (References)

- Гвай А. С., Аверьянова Л. А. Анализ методик определения дозы облучения в рентгеновской компьютерной томографии // Вестник НТУ «ХПИ». 2013. № 39 (1012). С. 41–47. *Gvay A. S., Averyanova L. A.* Analiz metodik opredelenia dozi obluchenia v rentgenovskoy komp'uternoy tomographii [Analysis techniques in determining exposure dose in X-ray computed tomographys] // Vestnik NTU "HPI" [Herald of the National Technical University "KhPI". Subject issue: Information Science and Modelling]. — Kharkov: NTU "KhPI". — 2013. — No. 39 (1012). — P. 41–47 (in Russian).
- Иванов В. К., Кащеев В. В., Чекин С. Ю., Меняйло А. Н., Пряхин Е. А., Цыб А. Ф., Метлер Ф. А. Оценка радиационного риска медицинского облучения в терминах эффективной и органных доз // Радиация и риски. — 2012. — Т. 21, № 4. *Ivanov V. K., Kashcheev V. V., Chekin S. Yu., Menyaylo A. N., Pryakhin E. A., Tsyb A. F., Mettler F. A.* Otsenka radiatsionnogo riska meditsinskogo obluchenia v terminah effectivnoy i organnih doz [Estimation of risk from medical radiation exposure based on effective and organ dose] // Radiation and Risks. — 2012. — Vol. 21, No. 4 (in Russian).
- Кащеев В. В., Пряхин Е. А., Меняйло А. Н., Чекин С. Ю., Иванов В. К. Расчет эквивалентных доз в отдельных органах и тканях и величины пожизненного радиационного риска развития рака при проведении типовых обследований с использованием компьютерной томографии // Радиация и риск. — 2013. — Т. 22, № 3.
 - *Kashcheev V. V., Pryakhin E. A., Menyaylo A. N., Chekin S. Yu., Ivanov V. K.* Raschet ekvivalentnih doz v otdel'nih organah b tkaniah i velichini gjjiznennogo radiatsionnogo riska razvitia raka priprovedenii tipovih obsledovaniy s ispol'zovaniem komp'uternoy tomographii [Calculation of equivalent doses to organs and tissues, as well as lifetime attributable risk from typical computed tomography imaging] // Radiation and Risks. 2013. Vol. 22, No. 3 (in Russian).
- Akar A., Baltaş H., Çevik U., Korkmaz F., Okumuşoğlu N. T. Measurement of attenuation coefficients for bone, muscle, fat and water at 140, 364 and 662 keV c-ray energies // JQSRT. — 2006 Nov 30; 102(2):203-11. — DOI:10.1016/j.jqsrt.2006.02.007.
- Bradley D. A., Chong C. S., Ghose A. M. Photon absorptiometric studies elements, mixtures and substances of biomedical interest // Phys Med Biol. — 1986. — Vol. 31. — P. 267–273.
- *Christner J. A., Kofler J. M., McCollough C. H.* Estimating effective dose for CT using dose-length product compared with using organ doses: consequences of adopting International Commission on Radiological Protection publication 103 or dual-energy scanning // AJR Am J Roentgenol. 2010 Apr; 194(4):881-9. DOI: 10.2214/AJR.09.3462.
- Fujii K., Aoyama T., Koyama S., Kawaura C. Comparative evaluation of organ and effective doses for paediatric patients with those for adults in chest and abdominal CT examinations // The British Journal of Radiology. — 2007. — Vol. 80. — P. 657–667.
- Hubbell J. H., Seltzer S. M. Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients from 1 keV to 20MeV for elements Z j 1 to 92 and 48 an additional substances of Dosimetric interest // National Institute of Standards and Technology, Physical Reference Data; 1995. — P. 5632.
- Usanov M. S., Kulberg N. S., Petraikin A. V., Morozov S. P. Newly developed curvelet-based noise reduction algorithm for volume CT data // ESR 2018 Congress, Vien, Austria, 2018.
- Won Kim C., Kim J. H. Realistic simulation of reduced-dose CT with noise modeling and sinogram synthesis using DICOMC images // Medical Physics. 2014. Vol. 41, No. 1. Article ID 011901.