

Исследование программ автоматической модуляции силы тока для оптимизации протоколов сканирования в компьютерной томографии

Л.А. Чипига

Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева, Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека, Санкт-Петербург, Россия

Компьютерная томография является наиболее высокодозовым методом лучевой диагностики. Для поддержания доз облучения пациентов от КТ-исследований на приемлемом уровне необходимо применять принцип оптимизации. Неотъемлемой частью оптимизации является нахождение компромисса между снижением доз пациента и получением изображения приемлемого качества, обладающего достоверной диагностической информацией. Доза облучения пациента и качество диагностического изображения определяются параметрами протоколов КТ-сканирования. Целью данной работы являлось определение зависимостей доз облучения пациента и качества КТ-изображения от параметров программ автоматической модуляции силы тока (Auto mA, CareDose и DoseRight) на примере исследования грудной клетки. Работа проводилась на трёх современных компьютерных томографах, наиболее распространенных в России производителей: Ingenuity Core 128, Philips; Optima 64, General Electric; Definition AS, Siemens. В качестве объекта исследования в работе был использован антропоморфный фантом грудной клетки Lungmap (Kyoto Kagaki CO., LTD). Для изучения программ автоматической модуляции силы тока для всего диапазона напряжений (80–120 кВ) в протоколах сканирования изменяли параметры ref. mAs, NI и DRI для программ в CareDose (Siemens), Auto mA (GE) и RightDose (Philips) соответственно. Оценку эффективной дозы проводили по официальной методике, приведенной в МУ 2.6.1.2944-11. Для оценки качества изображения был выбран параметр – шум КТ-изображения (HU), который определялся в области сердца как наиболее однородной при исследовании грудной клетки. Было получено, что для томографов фирмы GE с программой Auto mA шум изображения прямо пропорционален параметру NI; доза пациента имеет степенной характер зависимости от NI и снижается при увеличении NI. Для томографов Siemens с программой CareDose зависимость шума изображения от ref. mAs описывается степенной функцией со степенью, изменяющейся от -0,58 до -0,31 при разных напряжениях, и снижается с увеличением напряжения; доза пациента прямо пропорциональна ref. mAs и увеличивается с напряжением. Для томографов Philips с программой DoseRight зависимость шума изображения от DRI описывается степенной функцией со степенью, изменяющейся от -0,72 до -0,42 при разных напряжениях, и снижается с увеличением напряжения; доза пациента прямо пропорциональна DRI и не зависит от напряжения. Программы автоматической модуляции силы тока специфичны для каждого производителя диагностического оборудования, что необходимо учитывать при создании протоколов сканирования. Полученные зависимости можно использовать при оптимизации протоколов сканирования.

Ключевые слова: компьютерная томография, эффективная доза, качество изображения, шум изображения, автоматическая модуляция силы тока, антропоморфный фантом.

Введение

Рентгеновская компьютерная томография (КТ) является диагностическим методом визуализации послойных изображений внутренних органов человека, основанным на компьютерной реконструкции изображений, получаемых при круговом сканировании пациента веерным пучком рентгеновского излучения [1, 2, 3]. Частота КТ-исследований в структуре лучевой диагностики в России за последние 8 лет возрос-

ла в три раза и в 2017 г. превысила 10 млн исследований в год [4].

Данный метод диагностики связан со значительными дозами облучения пациентов: 1–4 мЗв при исследованиях головы, 8–15 мЗв при исследованиях брюшной полости или таза; еще большие дозы (до 60 мЗв) получают пациенты при многофазных исследованиях, которые проводятся с введением пациенту контрастного вещества [5, 6]. Вклад в коллективную дозу медицинского облучения

Чипига Лариса Александровна

Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева.

Адрес для переписки: 197101, Россия, Санкт-Петербург, ул. Мира, д. 8; E-mail: larisa.chipiga@gmail.com

населения России от КТ-исследований в 2017 г. достиг 50%. В странах с развитой медициной вклад КТ в коллективную дозу от всех медицинских источников составляет 50% в США [7], 60% в Европе, в отдельных странах достигает 80% [8].

Использование данного метода диагностики оправдано его высокой информативностью. Непременным условием его широкого применения в медицинской практике является оптимизация параметров проведения исследований – нахождение компромисса между минимальным уровнем облучения пациента и качеством изображения, обладающего достаточной диагностической информативностью для решения поставленной клинической задачи [9–13].

Разработка оптимального протокола проведения КТ-исследования зависит от типа томографа, клинической задачи и практики работы в отделении. Доза излучения, получаемая пациентом, и качество изображения определяются следующими параметрами протоколов КТ-исследования: длиной сканирования (мм), количеством фаз исследования, напряжением на трубке (кВ), произведением силы тока на время вращения трубки (экспозицией, мАс), коллимацией пучка излучения (мм), питч-фактором (отн. ед.), толщиной среза реконструкции (мм) [1, 9, 14]. Качество изображения также зависит от выбранного метода реконструкции.

Для подбора оптимальных параметров проведения исследования, учитывающих телосложение пациента, современные компьютерные томографы оборудованы программами автоматической модуляции силы тока [15–21]. Сила тока во время исследования выбирается, исходя из толщины и плотности сканируемых структур организма, что позволяет существенно снизить дозу при сохранении необходимого качества изображения. Программы автоматической модуляции силы тока специфичны для каждого производителя томографов.

В связи с этим в настоящее время отсутствует универсальный подход к нахождению оптимальных протоколов КТ-исследований.

Для оценки качества изображения существуют как субъективные методы (экспертная оценка качества изображения [22–24]), так и объективные, которые подразумевают оценку количественных параметров качества изображений. Для объективной оценки качества изображения используются разные физико-технические параметры: шум изображения [10, 11, 16, 19, 25], отношение контраста к шуму изображения (contrast-to-noise ratio – CNR) [9, 13], отношение сигнала к шуму изображения (signal-to-noise ratio – SNR) [23]. Основные зависимости дозы пациента от параметров КТ-изображения описаны в литературе [1, 9, 11, 25], однако они не учитывают индивидуальные особенности программ автоматической модуляции силы тока, имеют общий характер и не всегда применимы в конкретных случаях на практике при оптимизации протоколов КТ-исследования.

Цель исследования – определение зависимости эффективной дозы как меры облучения пациента и шума КТ-изображения как меры качества изображения от параметров программ автоматической модуляции силы тока (Auto mA, CareDose и DoseRight) для оптимизации протоколов сканирования.

Материалы и методы

Компьютерные томографы и программы автоматической модуляции

Работу проводили на трёх современных компьютерных томографах, наиболее распространенных в России производителей: Optima 64, General Electric (США); Definition AS, Siemens (Германия); Ingenuity Core 128, Philips (Нидерланды). Томографы были оснащены следующими программами автоматической модуляции силы

Обследованные томографы, программы автоматической модуляции силы тока, их параметры и описание

Таблица 1

[Table 1]

Investigated CT units, tube current modulation programs, their parameters and description]

Томограф, производитель (год выпуска) [Tomograph, manufacturer (year of production)]	Программа автоматической модуляции силы тока [Tube current modulation]	Параметр [Parameter]	Принцип действия [Operating principle]
Optima 64, GE (2015)	Auto mA	Noise Index (NI), отн. ед., min-max mA	В протоколе задаётся значение NI – шум изображения В протоколе определяются граничные значения силы тока (mA) [Protocol-based NI – noise of image and values of tube current (mA) range]
Definition AS, Siemens (2015)	CareDose 4D	Ref. mAs, mAc	В протоколе задаётся референтное значение экспозиции (ref. mAs) и соответствующее ему качество изображения для референтного пациента [The reference mAs (ref.mAs) and corresponding image quality for reference patient are determined in protocol]
Ingenuity Core, Philips (2015)	DoseRight	Dose Right Index (DRI), отн. ед.	В протоколе задаётся значение DRI, соответствующее референтному значению экспозиции, для достижения однородного качества изображения [The value of DRI corresponding to the reference mAs value for the homogenous image quality]

тока: Auto mA у Optima 64 (GE) [26], CareDose у Definition AS (Siemens) [20], DoseRight у Ingenuity Core 128 (Philips) [27]. Общая информация по КТ представлена в таблице 1.

У производителя GE для модуляции силы тока применяется программа Auto mA. Качество изображения задается параметром NI, который определяется как стандартное отклонение средней плотности изображения в центральной области однородного водного фантома. На основании ослабления излучения для зоны сканирования конкретного пациента, рассчитанного по «пристрелочному» снимку, программа моделирует силу тока для достижения выбранного уровня шума для каждого изображения. В протоколе определяются границы, в пределах которых система осуществляет изменение силы тока.

Томографы фирмы Siemens оснащены программой CareDose 4D для модуляции силы тока. При сканировании программа основывается на толщине тела пациента и изменении ослабления излучения в обследуемой зоне, контролируя и изменяя силу тока во время каждого оборота рентгеновской трубки. Качество изображения задается в протоколе с помощью референтного значения экспозиции (ref. mAs), определяющего уровень шума изображения для референтного пациента (взрослый пациент весом 70–80 кг). Программа CareDose обладает тремя уровнями модуляции: strong, average и weak. При использовании уровня strong программа будет более резко увеличивать или уменьшать дозу для пациентов, обладающих типом телосложения, отличным от референтного. Для уровня weak изменение дозы будет более пологим.

У томографов Philips для модуляции силы тока применяется программа DoseRight. Для задания качества изображения в программе используется понятие референтного качества. В протоколе определяется параметр DRI, соответствующий значению экспозиции, основанному на ослаблении излучения обследуемой зоны пациента на пристрелочном снимке. Сила тока автоматически подбирается для достижения уровня шума изображения, соответствующего заданному значению экспозиции для референтного водозквивалентного фантома диаметром 33 см. Увеличение/снижение этого параметра на $-1(+1)$ соответствует возрастанию/убыванию средней силы тока на 12%.

Фантом

Для имитации тела пациента был использован антропоморфный фантом (рис. 1), грудной клетки здорового мужчины (рост 174, вес 75 кг) «Lungman» Multipurpose Chest Phantom N1 (KyotoKagaku Co., LTD, Япония) [28]. Фантом выполнен из тканезквивалентных материалов (полиуретан, эпоксидная смола, карбонат кальция).

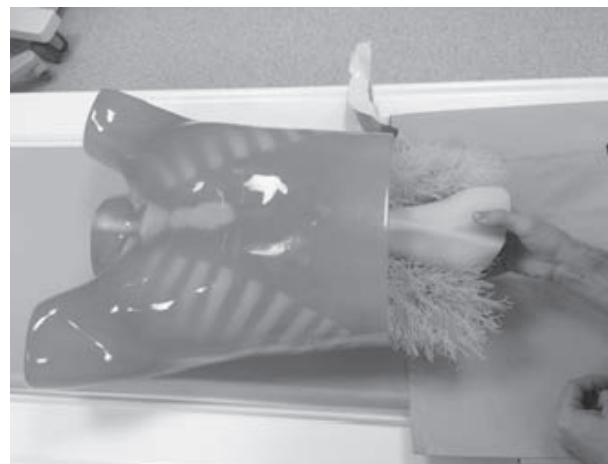


Рис. 1. Размещение антропоморфного фантома на столе томографа в ходе эксперимента. Внутренняя часть фантома (средостение и легочные сосуды) извлечена [28]

[Fig. 1. Positioning of the anthropomorphic phantom on the tomograph table during the experiment. The internal part of the phantom (mediastinum and pulmonary vessels) is removed]

Протоколы КТ-сканирования

Для изучения работы программ автоматической модуляции силы тока трёх разных производителей КТ фантом сканировали с применением разных протоколов с включёнными программами автоматической модуляции силы тока. Для каждого протокола изменялись значения параметров автоматической модуляции силы тока при разных значениях напряжения в диапазоне 80–120 кВ. Параметры протоколов сканирования приведены в таблице 2.

Таблица 2

Протоколы КТ-сканирования для изучения зависимостей дозы пациента и качества изображения от параметров программ автоматической модуляции силы тока на трёх томографах разных моделей при разных значениях напряжения на трубке

[Table 2]

CT protocols used for the evaluation of dependence of patient dose and image quality on tube current modulation parameters of three different tomograph models for the different values of tube voltage]

Номер протокола [Protocol number]	Напряжение, кВ [Tube voltage, kV]	Ingenuity Core, Philips			Optima 64, GE			Definition AS, Siemens		
		DRI, отн. ед.	Питч, отн. ед. [Pitch]	Коллимация, мм [Collimation, mm]	NI, отн. ед. (mA _{min} - A _{max})	Питч, отн. ед. [Pitch]	Коллимация, мм [Collimation, mm]	ref. mAs	Питч, отн. ед. [Pitch]	Коллимация, мм [Collimation, mm]
1	80	3	1,448	32×1,25	15,23 (10–400)	0,984	32×1,25	100	1	32×1,2
2	80	6	1,448	32×1,25	18,48 (10–400)	0,984	32×1,25	150	1	32×1,2

Номер протокола [Protocol number]	Напряжение, кВ [Tube voltage, kV]	Ingenuity Core, Philips			Optima 64, GE			Definition AS, Siemens		
		DRI, отн. ед.	Питч, отн. ед. [Pitch]	Коллимация, мм [Collimation, mm]	NI, отн. ед. (mA _{min} - A _{max})	Питч, отн. ед. [Pitch]	Коллимация, мм [Collimation, mm]	ref. mAs	Питч, отн. ед. [Pitch]	Коллимация, мм [Collimation, mm]
3	80	9	1,448	32×1,25	21,73 (10–400)	0,984	32×1,25	200	1	32×1,2
4	80	12	1,448	32×1,25	24,98 (10–400)	0,984	32×1,25	250	1	32×1,2
5	80	15	1,385	32×1,25	28,23 (10–400)	0,984	32×1,25	300	1	32×1,2
6	80	18	1,058	32×1,25	–	–	32×1,25	350	1	32×1,2
7	100	3	1,448	32×1,25	15,23 (10–480)	0,984	32×1,25	100	1	32×1,2
8	100	6	1,448	32×1,25	18,48 (10–480)	0,984	32×1,25	150	1	32×1,2
9	100	9	1,448	32×1,25	21,73 (10–480)	0,984	32×1,25	200	1	32×1,2
10	100	12	1,227	32×1,25	24,98 (10–480)	0,984	32×1,25	250	1	32×1,2
11	100	15	1,146	32×1,25	28,23 (10–480)	0,984	32×1,25	300	1	32×1,2
12	100	18	1,389	32×1,25	–	–	32×1,25	350	1	32×1,2
13	120	3	1,448	32×1,25	15,23 (10–560)	0,984	32×1,25	100	1	32×1,2
14	120	6	1,448	32×1,25	18,48 (10–560)	0,984	32×1,25	150	1	32×1,2
15	120	9	1,448	32×1,25	21,73 (10–560)	0,984	32×1,25	200	1	32×1,2
16	120	12	1,448	32×1,25	24,98 (10–560)	0,984	32×1,25	250	1	32×1,2
17	120	15	1,248	32×1,25	28,23 (10–560)	0,984	32×1,25	300	1	32×1,2
18	120	18	1,07	32×1,25	–	–	32×1,25	350	1	32×1,2

Для всех протоколов использовались следующие стандартные настройки: время ротации трубки 1 с; зона сканирования – 300 мм от верхушек легких; пристрелочные снимки во всех случаях выполнялись на том же напряжении, что и основное сканирование. Реконструкция всех изображений выполнялась с толщиной среза 2 мм следующими методами: Standart на томографах Ingenuity Core (Philips) и Optima 64 (GE), B31f на аппарате Definition AS (Siemens).

Оценка эффективной дозы

В качестве дозовой величины использовали эффективную дозу, рассчитываемую по формуле 1 (согласно МУ 2.6.1.2944-11¹):

$$E_{эфф} = DLP \cdot k, \text{ мЗв}, (1)$$

где: DLP – произведение дозы на длину сканирования из дозового отчета для каждого протокола сканирования, мГр·см; k – дозовый коэффициент для КТ-сканирования грудной клетки – 0,017 мЗв/(мГр·см).

Оценка качества КТ-изображения

Для оценки качества изображения был выбран параметр, наиболее доступный в клинических условиях персоналу отделения, – шум КТ-изображения (HU) [10, 11, 25]. Шум определялся для зоны сканирования сердца как наиболее однородной области при исследовании грудной клетки.

Обработка КТ-изображений проводилась с помощью специализированного программного обеспечения

¹ Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях. Методические указания МУ 2.6.1.2944-11. М.: Роспотребнадзор, 2011. 32 с.

[Methodical guidance 2.6.1.2944-11. Assessment of effective dose to the patients undergoing X-ray examinations. Moscow, Rospotrebnadzor, 2011, 32 p.]

RadiAnt DICOM Viewer 4.6.5. [29]. На аксиальных срезах КТ-изображения обрисовывалась область интереса в зоне сердца, как показано на рисунке 2. Для оценки шума изображения в области интереса определяли значение стандартного отклонения значений плотности по шкале Хаунсфилда, HU. На каждой серии КТ-изображений, соответствующих одному протоколу сканирования, было обрисовано пять областей интереса для пяти измерений уровня HU, которые потом усреднялись. Для корректного сравнения области интереса копировались на те же позиции для каждой серии.

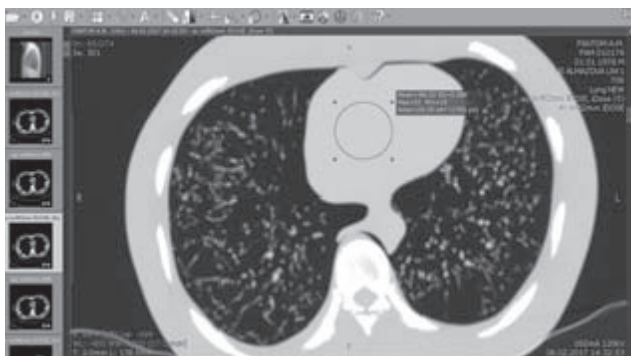


Рис. 2. Аксиальный срез КТ-изображения фантома и область интереса, для которой определяется уровень шума изображения (выделена кругом)

[Fig. 2. Axial slice of the CT image of the phantom and region of interest (marked with green) that was used for the estimation of the noise level of the CT image]

Результаты

Были получены зависимости эффективной дозы пациента и шума изображения от параметров автоматической модуляции силы тока, специфичные для каждой обследованной программы.

Auto mA

На аппарате Optima 64, GE установлена программа Auto mA, которая поддерживает заданный уровень шума изображения на протяжении всей зоны сканирования, поэтому зависимость шума изображения от параметра NI можно описать линейной функцией. Также было определено, что шум изображения в этом случае почти не меняется для разных напряжений (рис. 3):

$$\text{Шум} = a \cdot NI, \text{ HU}, (2)$$

где: a – коэффициент, значение которого определяли методом наименьших квадратов, HU^{-1} (табл. 3); NI – параметр программы автоматической модуляции силы тока Auto mA, отн.ед. Зависимость эффективной дозы можно описать степенной функцией (см. рис. 3):

$$E_{\text{эфф}} = b_1 \cdot NI^{-b_2}, \text{ мЗв}, (3)$$

где: $E_{\text{эфф}}$ – эффективная доза, мЗв, определенная по формуле 1; b_1 , мЗв, и b_2 , отн. ед. – коэффициенты, значения которых определяли методом наименьших квадратов (см. табл. 3).

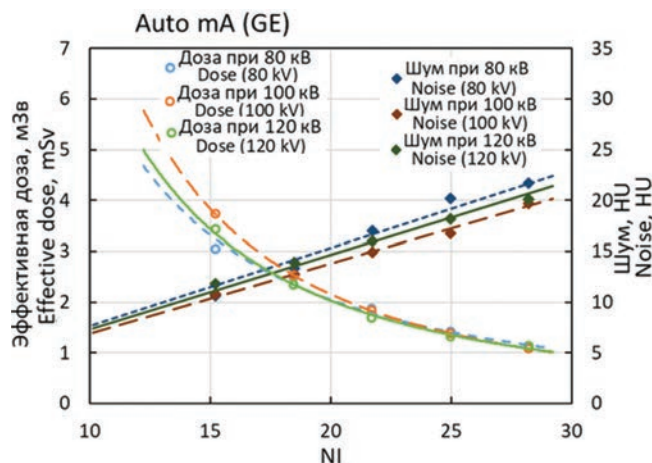


Рис. 3. Графики зависимостей эффективной дозы, мЗв, и шума КТ-изображения, HU, от NI при разных напряжениях для программы Auto mA (Optima 64, GE). Линиями отмечены аппроксимирующие зависимости

[Fig. 3. Relations between the effective dose, mSv, and noise of the CT image, HU, and NI for the different tube voltage values for the Auto mA program (Optima 64, GE). Lines correspond to the approximation curves]

Таблица 3

Значения коэффициентов a в формуле 2 и b_1, b_2 в формуле 3, полученные для разных напряжений с соответствующими коэффициентами детерминации R^2

[Table 3]

The values of coefficients a in equation 2 and b_1, b_2 in equation 3 estimated for the different tube voltage and corresponding coefficient of determination R^2

Напряжение, кВ [Tube voltage, kV]	Формула 2 [Equation 2]		Формула 3 [Equation 3]		
	a, HU^{-1} [a, HU^{-1}]	R^2 [R^2]	$b_1, \text{мЗв}$ [b_1, mSv]	$b_2, \text{отн.ед.}$ [$b_2, \text{rel.unit}$]	R^2 [R^2]
80	0,77	0,96	311	1,7	0,99
100	0,73	0,98	485	1,8	0,99
120	0,69	0,99	874	2,0	0,98

CareDose

На аппарате Definition AS, Siemens установлена программа CareDose. Было получено, что зависимость эффективной дозы пациента от параметра программы автоматической модуляции силы тока ref. mAs можно описать линейной функцией (рис. 4):

$$E_{\text{эфф}} = c \cdot \text{ref. mAs}, \text{ мЗв}, (4)$$

где: $E_{\text{эфф}}$ – эффективная доза, мАс, определенная по формуле 1; c – коэффициент, значение которого определяли методом наименьших квадратов, мЗв/(мАс) (табл. 4); ref. mAs – параметр программы автоматической модуляции силы тока CareDose, мАс.

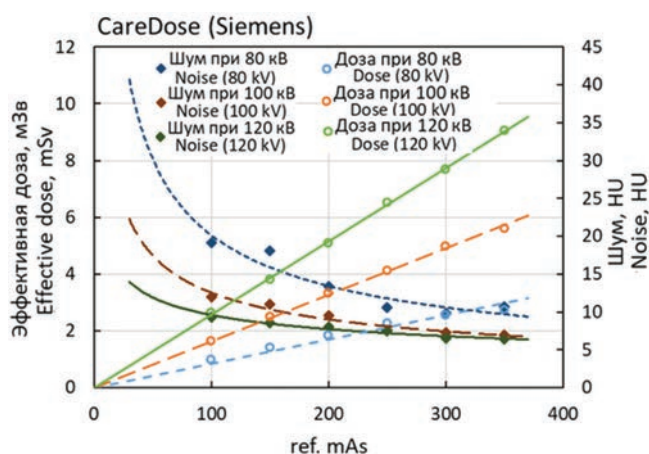


Рис. 4. Графики зависимостей эффективной дозы, мЗв, и шума КТ-изображения, HU, от ref. mAs при разных напряжениях для программы CareDose (Definition AS, Siemens). Линиями отмечены аппроксимирующие зависимости
[Fig. 4. Relations between the effective dose, mSv, and noise of the CT image, HU, and ref. mAs for the different tube voltage values for the CareDose program (Definition AS, Siemens). Lines correspond to the approximation curves]

Таблица 4

Значения коэффициентов c в формуле 4 и d_1, d_2 в формуле 5, полученные для разных напряжений с соответствующими коэффициентами детерминации R^2

[Table 4]

The values of coefficients c in equation 4 and d_1, d_2 in equation 5 estimated for the different tube voltage and corresponding coefficient of determination R^2

Напряжение, кВ [Tube voltage, kV]	Формула 4 [Equation 4]		Формула 5 [Equation 5]		
	$c, \text{мЗв}/(\text{мАс})$ [$c, \text{mSv}/(\text{mAs})$]	R^2 [R^2]	$d_1, \text{HU}/(\text{мАс})$ [$d_1, \text{HU}/(\text{mAs})$]	$d_2, \text{отн.ед.}$ [$d_2, \text{rel.unit}$]	R^2 [R^2]
80	0,009	0,94	41	0,31	0,94
100	0,016	0,99	113	0,48	0,95
120	0,026	0,90	297	0,58	0,90

Зависимость шума КТ-изображения от $ref.mAs$ можно описать степенной функцией (см. рис. 4):

$$\text{Шум} = d_1 \cdot (ref.mAs)^{-d_2}, \text{ HU}, (5)$$

где: d_1 , HU/мАс, и d_2 , отн.ед. – коэффициенты, значения которых определяли методом наименьших квадратов (см. табл. 4); $ref.mAs$ – параметр программы автоматической модуляции силы тока CareDose, мАс.

Эффективная доза и шум КТ-изображения не изменялись от уровня модуляции силы тока (strong, average и weak).

DoseRight

На аппарате Ingenuity Core, Philips установлена программа DoseRight, которая нацелена на поддержание определенного качества изображения, соответствующего выбранному параметру DRI. В результате изучения этой программы было получено, что зависимость эффективной дозы от параметра DRI можно описать линейной функцией (рис. 5):

$$E_{эфф} = f \cdot DRI, \text{ мЗв}, (6)$$

где: $E_{эфф}$ – эффективная доза, мЗв, определенная по формуле 1; f – коэффициент, значение которого определяли методом наименьших квадратов, мЗв; DRI – параметр программы автоматической модуляции силы тока DoseRight, отн.ед. (табл. 5). Зависимость шума КТ-изображения от DRI можно описать степенной функцией (см. рис. 5):

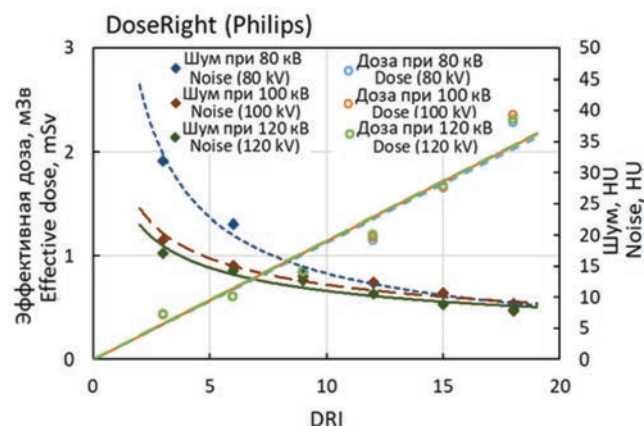


Рис. 5. Графики зависимостей эффективной дозы, мЗв, и шума КТ-изображения, HU, от DRI при разных напряжениях для программы DoseRight (Ingenuity Core, Philips). Линиями отмечены аппроксимирующие зависимости

[Fig. 5. Relations between the effective dose, mSv, and noise of the CT image, HU, and DRI for the different tube voltage values for the DoseRight program (Ingenuity Core, Philips). Lines correspond to the approximation curves]

$$\text{Шум} = g_1 \cdot DRI^{-g_2}, \text{ HU}, (7)$$

где: g_1 , HU и g_2 , отн.ед. – коэффициенты, значения которых определялись методом наименьших квадратов (см. табл. 5).

Обсуждение

Программы автоматической модуляции силы тока разных производителей основаны на различных принципах работы [20, 26, 27]. Каждая программа имеет свое решение для задания и поддержания качества изображения, поэтому сложно проводить прямое сравнение между программами. Помимо разных алгоритмов расчета, в программах различаются референтные объекты, относительно которых происходит оценка силы тока для достижения необходимого качества изображения: в программе Auto mA качество изображения приводится к однородному водному фантому, в программе CareDose – к референтному взрослому пациенту весом 70–80 кг, а в программе DoseRight – к референтному водозэквивалентному фантому диаметром 33 см. Приведенные в работе зависимости согласуются с результатами других работ, посвященных изучению программ автоматической модуляции силы тока [15, 16, 17, 18, 19, 20, 30].

Auto mA

На томографе Optima при использовании программы Auto mA снижение параметра NI влечет за собой ужесточение требований к качеству КТ-изображения – снижению шума. Для достижения этого программа Auto mA увеличивает силу тока, что приводит к возрастанию эффективной дозы (см. рис. 3). Зависимость имеет нелинейный характер: при изменении NI в диапазоне < 20 HU доза увеличивается быстрее, чем при большем уровне шума. Снижение NI с 21 до 15 приведет к увеличению дозы на 1,6 мЗв, а снижение NI с 28 до 21 – на 0,7 мЗв.

Изменение напряжения не оказывает значительного влияния на эффективную дозу. Снижение напряжения приводит к снижению средней энергии рентгеновского пучка, увеличению поглощения излучения в обследуемом объекте и дефициту событий на приемнике изображения. Это компенсируется программой Auto mA увеличением силы тока для поддержания необходимого количества полезных фотонов на приемнике, сигнал от которых используется при формировании изображения. При этом различия в эффективной дозе при разных напряжениях не превышали 20% на всем обследованном диапазоне NI.

Таблица 5

Значения коэффициентов f в формуле 6 и g_1 , g_2 в формуле 7, полученные для разных напряжений с соответствующими коэффициентами детерминации R^2

[Table 5]

The values of coefficients f in equation 6 and g_1 , g_2 in equation 7 estimated for the different tube voltage and corresponding coefficient of determination R^2

Напряжение, кВ [Tube voltage, kV]	Формула 6 [Equation 6]		Формула 7 [Equation 7]		
	f , мЗв [f , mSv]	R^2 [R^2]	g_1 , HU [g_1 , HU]	g_2 , отн.ед. [g_2 , rel.unit]	R^2 [R^2]
80	0,11	0,94	73	0,72	0,99
100	0,11	0,94	33	0,44	0,88
120	0,11	0,94	29	0,42	0,94

Параметр NI определяет шум получаемого изображения для референтных условий, поэтому уменьшение NI приводит к линейному снижению уровня шума изображения (см. рис. 3). Коэффициент a в формуле 2 – фактор отклонения от референтных условий в программе Auto mA. В таблице 3 приведены значения коэффициентов a для разных напряжений в условиях обследования грудной клетки антропоморфного фантома. В этих условиях на всех напряжениях коэффициент $a < 1$, что говорит о переоценке ослабления излучения обследованной зоны программой при модуляции силы тока. Значение a приближается к 1 при уменьшении напряжения.

Из приведенных зависимостей следует, что для сканирования грудной клетки целесообразно использовать напряжение 80 кВ, при котором коэффициент a ближе к 1.

CareDose

На томографе Definition AS используется программа CareDose 4D. Было получено, что эффективная доза линейно возрастает с увеличением параметра ref.mAs, при этом коэффициент пропорциональности линейной зависимости уменьшается с уменьшением напряжения (см. рис. 4). Коэффициенты пропорциональности, приведенные в таблице 4, указывают на значительное влияние напряжения на эффективную дозу. Скорость роста дозы с увеличением ref.mAs выше при 120 кВ, увеличение ref. As на 100 приводит к возрастанию дозы на 2,5 мЗв, в то время как при 100 кВ изменение ref.mAs на 100 изменяет дозу на 1,5 мЗв, а при 80 кВ – на 0,7 мЗв.

В программе CareDose качество изображения задается в единицах ref.mAs, т.е. значением мАс для референтного фантома. Для стандартных условий шум КТ-изображения обратно пропорционален квадратному корню от произведения силы тока на время ротации трубки (мАс): $\text{Шум} \sim \frac{1}{\sqrt{\text{mAs}}}$ [9, 30]. Полученная в данном исследовании зависимость шума изображения от ref.mAs (формула 5) свидетельствует о влиянии на этот параметр условий сканирования. Коэффициенты d_1 и d_2 (см. табл. 4) учитывают нестандартные для программы CareDose условия: сканирование антропоморфного фантома грудной клетки на разных напряжениях при реконструкции B31f. Коэффициент $d_2 = 0,5$ достигается при 100 кВ, что означает, что при этом напряжении программа CareDose обеспечивает необходимый уровень шума КТ-изображения на всем диапазоне ref.mAs.

Программа CareDose нацелена на подбор силы тока для индивидуальных пациентов с целью достижения качества изображения, сопоставимого с качеством изображения для референтного пациента. В нашем исследовании изменение уровня модуляции силы тока (strong, average и weak) не оказывало значительного влияния на шум КТ-изображения и эффективную дозу, т.к. в настоящей работе исследование проводилось с фантомом стандартного пациента, схожего по антропометрическим параметрам с референтным пациентом в программе CareDose.

DoseRight

На томографе фирмы Ingenuity Core при использовании программы DoseRight увеличение параметра DRI приводит к возрастанию эффективной дозы. Зависимость имеет линейный характер, увеличение DRI на 3 единицы приводит к возрастанию дозы на 40% (см. рис. 5). При этом зави-

симость от напряжения компенсируется автоматическим подбором силы тока, так что доза меняется мало.

Для задания качества КТ-изображения в программе DoseRight используется значение DRI, соответствующее референсному значению мАс (в водозквивалентном фантоме диаметром 33 см). Зависимость шума изображения от DRI имеет степенной характер (формула 7). Как сказано ранее, шум КТ-изображения обратно пропорционален экспозиции при неизменных остальных параметрах. Таким образом, коэффициент g_2 в формуле 7 должен приближаться к 0,5 для изображения референтного объекта – водозквивалентного фантома диаметром 33 см, полученного при стандартной реконструкции при определенном напряжении. Отклонение значений g_2 от 0,5 и изменение коэффициента g_1 обусловлено учетом в программе DoseRight отклонения условий сканирования от референтных. Для антропоморфного фантома грудной клетки, использованного в данной работе, напряжение 100 кВ обеспечивает значение g_2 около 0,5 и поглощение излучения антропоморфным фантомом приближено к стандартным условиям. При напряжении 80 кВ при снижении DRI наблюдается более резкое увеличение шума ($g_2 = 0,7$), а при 120 кВ – более пологое ($g_2 = 0,4$).

Оптимизация протоколов КТ-сканирования

При реализации принципа оптимизации радиационной защиты пациентов и соответствующем пересмотре протоколов сканирования необходимо найти параметры, которые обеспечивают качество КТ-изображения, достаточное для решения поставленной клинической задачи при минимальной дозе облучения пациента. Для этого необходимо понимать влияние параметров протоколов КТ-сканирования на дозу пациента и качество изображения.

Полученные в данной работе зависимости эффективной дозы и шума КТ-изображения от параметров трёх разных программ автоматической модуляции силы тока можно использовать при оптимизации протоколов сканирования с использованием этих программ. Ориентируясь на полученные в данной работе зависимости, можно оценить, с одной стороны, как изменится доза пациента при изменении параметров протокола сканирования, а с другой стороны, как это повлияет на качество (шум) изображения.

Используя систему уравнений, описывающих зависимости шума изображения и дозовую нагрузку, зависящие от условий сканирования (см. графики, приведенные на рисунках 3, 4 и 5), можно определить стратегию оптимизации протоколов сканирования, ориентируясь на предполагаемую дозу пациента и уровень шума изображения, допустимый для конкретной клинической задачи исследования.

Заключение

Программы автоматической модуляции силы тока специфичны для каждого производителя диагностического оборудования. Для каждой из трёх исследованных в работе программ были получены зависимости эффективной дозы и шума изображения от параметров автоматической модуляции силы тока.

Было установлено, что для программы Auto mA шум изображения прямо пропорционален параметру NI, а эффективная доза пациента снижается при увеличении NI, при этом ее резкое изменение наблюдается при $NI < 20$, после

чего зависимость становится более полой. Для программ CareDose и DoseRight эффективная доза прямо пропорциональна параметрам ref.mAs и DRI соответственно. При этом для программы DoseRight было выявлено, что напряжение мало влияет на эффективную дозу, в то время как в программе CareDose ее значение ощутимо возрастает с увеличением напряжения. Шум изображения изменяется обратно пропорционально параметрам ref.mAs и DRI в степени, которая варьирует от 0,3 до 0,6 в программе CareDose и от 0,4 до 0,7 DoseRight для диапазона напряжений 80–120 кВ.

Полученные зависимости возможно использовать при оптимизации протоколов сканирования, ориентируясь на качество изображения и уровень облучения пациента.

Благодарности

Автор выражает свою благодарность Катаевой Галине Вадимовне (Институт мозга человека им. Н.П. Бехтерева) за помощь в подготовке экспериментальной работы и анализе полученных данных, Водоватову Александру Валерьевичу и Голикову Владиславу Юрьевичу (ФБУН НИИРГ им. П.В. Рамзаева) за помощь в анализе данных и обсуждении результатов работы.

Литература

1. Пропоп, М. Спиральная и многослойная компьютерная томография / М. Пропоп, М. Галански; под ред. А.В. Зубарева, Ш.Ш. Шотемора. – М.: МЕДпресс-информ, 2006. – 412 с.
2. Костылев, В.А. Медицинская физика / В.А. Костылев, Б.Я. Наркевич. – М.: Медицина, 2008. – 464 с.
3. Медицинская радиология (основы лучевой диагностики и лучевой терапии): Учебник. – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Медицина, 2000. – 672 с.
4. Барковский, А.Н. Дозы облучения населения Российской Федерации в 2017 году: информ. сборник / А.Н. Барковский [и др.]. – СПб, 2018.
5. Balonov M., Golikov V., Zvonova I., [et. al.] Patient doses from medical examinations in Russia: 2009–2015. J. Radiol. Prot., 2018, Vol. 38, pp. 121–139.
6. Chipiga L., Bernhardsson C. Patient doses in computed tomography examinations in two regions of the Russian Federation. Rad. Prot. Dosim., 2016, Vol. 169, № 1–4, pp. 240–244.
7. NCRP Report No. 160, Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States, 2009, National Council on Radiation Protection and Measurements: Bethesda, MD. PMID: 19509507.
8. Radiation Protection 180 pt. 1. Medical radiation exposure of the European population. European Commission, 2014, 181 p.
9. Quality assurance programme for computed tomography: diagnostic and therapy applications. Vienna. International Atomic Energy Agency, 2012, 192 p.
10. Hyun W.G. CT Radiation Dose Optimization and Estimation: an Update for Radiologists. Korean J. Radiol., 2012, Vol. 13, №1, pp. 1–11.
11. Kalender W.A., Buchenau S., Deak P. [et.al.] Technical approaches to the optimisation of CT. Phys. Med., 2008, Vol. 24, № 2, pp. 71–79.
12. Yu L., Liu X., Leng S. [et. al.] Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective. Imaging Med., 2009, Vol. 1, № 1, pp. 65–84.
13. Martin C. J. The importance of radiation quality for optimisation in radiology. Biomed. Imaging. Interv. J., 2007, Vol. 3, № 2, pp. e38.
14. AAPM report №96. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT / AAPM task group 23, American Association of Physicists in Medicine, One Physics Ellipse, 2008, 34 p.
15. Martin C.J., Sookpeng S. Setting up computed tomography automatic tube current modulation systems. J. Radiol. Prot., 2016, Vol. 36, № 3, pp. R74–R95.
16. Papadakis A. E. Automatic exposure control in CT: the effect of patient size, anatomical region and prescribed modulation strength on tube current and image quality. Eur. Radiol., 2014, Vol. 24, № 10, pp. 2520–2531.
17. Rizzo S. Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis. Am. J. Roentgenol., 2006, Vol. 186, pp. 673–679.
18. Singh S. Automatic exposure control in CT: applications and limitations. J. Am. Coll. Radiol., 2011, Vol. 8, pp. 446–449.
19. Söderberg M., Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed tomography – an evaluation of systems from different manufacturers. Acta. Radiol., 2010, Vol. 51, № 6, pp. 625–634.
20. Söderberg M. Overview, practical tips, and potential pitfalls of using automatic exposure control in CT – Siemens CARE Dose 4D. Radiat. Prot. Dosimetry., 2016, Vol. 169, № 1–4, pp. 84–91.
21. Stratis A., Kottou S., Molfetas M. The effect of a combined tube current modulation system on dose delivered to patients undergoing thoracic and abdominal CT with a 128-slice scanner. Radiat. Prot. Dosimetry, 2013, Vol. 153, № 2, pp. 206–211.
22. Metz C.E. ROC analysis in medical imaging: a tutorial review of the literature. Radiol. Phys. Technol., 2008, Vol. 1, № 1, pp. 2–12.
23. Verdun F.R., Racine D., Ott J.G. [et al.] Image quality in CT: From physical measurements to model observers. Phys. Med., 2015, Vol. 31, № 8, pp. 823–843.
24. Thompson J.D., Chakraborty D.P., Szczepura K. Effect of reconstruction methods and x-ray tube current-time product on nodule detection in an anthropomorphic thorax phantom: A crossed-modality JAFROC observer study. Med. Phys., 2016, Vol. 43, № 3, pp. 1265–74.
25. Kalender W.A. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications. 3rd Rev. Edition. Wiley-VCH. Weinheim, 2011, 220 p.
26. AutomA / SmartmA Theory. GE Healthcare. TiP Training in Partnership: http://www3.gehealthcare.co.uk/~media/documents/us-global/education/education/product-education-clinical/tip-app-library/gehealthcare-education-tip-app-library_ct-automa-smartma-theory.pdf. (дата обращения: 19.01.2019).
27. Patient-centered CT imaging: New methods for patient-specific optimization of image quality and radiation dose. Philips. Patient: https://pdfs.semanticscholar.org/a667/eb157c75631edb1b395805f1c01d0d9afaff.pdf?_019243.1902139287.1536743765-1954444880.1525541511 (дата обращения: 19.01.2019).
28. DeWerd L.A., Kissick M. The phantoms of medical and health physics: devices for research and development. New York: Springer, 2014, 286 p.
29. RadiAnt DICOM Viewer. User manual. Version 4.6.5.: <https://www.radiantviewer.com/> (дата обращения 19.01.2019).
30. Solomon J.B., Li X., Samei E. Relating noise to image quality indicators in CT examinations with tube current modulation. Med. Phys. and Informat., 2013, Vol. 200, pp. 592–600.

Поступила: 22.10.2018 г.

Чипига Лариса Александровна – научный сотрудник лаборатории радиационной гигиены медицинских организаций Санкт-Петербургского научно-исследовательского института радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева Федеральной службы по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека. **Адрес для переписки:** 197101, Россия, Санкт-Петербург, ул. Мира, д. 8; E-mail: larisa.chipiga@gmail.com

Для цитирования: Чипига Л.А. Исследование программ автоматической модуляции силы тока для оптимизации протоколов сканирования в компьютерной томографии // Радиационная гигиена. – 2019. – Т. 12, №1. – С. 104-114. DOI: 10.21514/1998-426X-2019-12-1-104-114

Evaluation of tube current modulation programmes for the optimization of scan protocols in computed tomography

Larisa A. Chipiga

Saint-Petersburg Research Institute of Radiation Hygiene after Professor P.V. Ramzaev, Federal Service for Surveillance on Consumer Rights Protection and Human Well-Being, Saint-Petersburg, Russia

Computed tomography (CT) is commonly associated with relatively high patient doses. In order to keep the patient doses from the CT examinations on the acceptable level it is necessary to apply the principle of optimization. An essential part of optimization is the achievement of the compromise between the patient dose reduction and the maintenance of the image quality that provides accurate diagnostic information. The aim of the study was to determine the relations between the patient doses, CT image quality and the parameters of the tube current modulation program (Auto mA, CareDose and DoseRight) for the examination of the chest. The study was performed on the three most common modern tomographs in Russia: Ingenuity Core 128, Philips; Optima 64, General Electric; Definition AS, Siemens. The anthropomorphic phantom Lungman (Kyoto Kagaku CO., LTD) was used in the study. In order to assess the tube current modulation for the range of tube voltage (80–120 kV), the reference mAs (ref. mAs), Noise Index (NI) and Dose Right Index (DRI) were changed for the CareDose (Siemens), Auto mA (GE) and RightDose (Philips), respectively. Estimation of the effective dose was performed using the method from Methodical guidance 2.6.1.2944-11 (MU 2.6.1.2944-11). In order to evaluate the image quality, the noise of a CT image in the mediastinum was selected as the most homogenous for chest region. It was estimated, that for the GE units with Auto mA, the noise of CT image had a liner relationship with NI; the patient dose decreased with the increase of NI. For the Siemens units with CareDose, the noise of CT image decreased with the ref.mAs for the range of tube voltage (80–120 kV); the patient dose was directly proportional to the ref.mAs and increased with the tube voltage. For the Philips units with DoseRight, the noise of CT image decreased with the DRI for the range of tube voltage (80–120 kV); the patient dose was directly proportional to the DRI and had no dependence on the tube voltage. The tube current modulations are proprietary for each manufacturer; it is necessary to consider them for the protocol development. The obtained dependences could be useful for optimization of CT protocols.

Key words: computed tomography, effective dose, image quality, image noise, tube current modulation anthropomorphic phantom.

References

- Propop M., Galansky M. Helical and multislice computed tomography. Ed. by A.V. Zubareva, Sh.Sh. Shotemora. Moscow, MEDpress-inform, 2006, 412 p. (In Russian)
- Kostylev V.A., Narkevich B.A. Medical physics. Moscow: Meditsina, 2008, 464 p. (In Russian)
- Medical radiology (the basics of radiology and radiation therapy). Handbook, 2nd ed. Moscow: Meditsina, 2000, 672 p. (In Russian)
- Barkovsky A.N. [et al.] Radiation doses of the population of the Russian Federation in 2017: Handbook. St. Petersburg: Institute of Radiation Hygiene, 2018 (in Russian).
- Balonov M., Golikov V., Zvonova I., [et. al.] Patient doses from medical examinations in Russia: 2009–2015. J. Radiol. Prot., 2018, Vol. 38, pp. 121–139.
- Chipiga L., Bernhardsson C. Patient doses in computed tomography examinations in two regions of the Russian Federation. Rad. Prot. Dosim., 2016, Vol. 169, № 1-4, pp. 240–244.
- NCRP Report No. 160, Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States, 2009, National Council on Radiation Protection and Measurements: Bethesda, MD. PMID: 19509507.
- Radiation Protection 180 pt. 1. Medical radiation exposure of the European population. European Commission, 2014, 181 p.
- Quality assurance programme for computed tomography: diagnostic and therapy applications. Vienna. International Atomic Energy Agency, 2012, 192 p.
- Hyun W.G. CT Radiation Dose Optimization and Estimation: an Update for Radiologists. Korean J. Radiol., 2012, Vol. 13, №1, pp. 1–11.
- Kalender W.A., Buchenau S., Deak P. [et.al.] Technical approaches to the optimisation of CT. Phys. Med., 2008, Vol. 24, № 2, pp. 71–79.
- Yu L., Liu X., Leng S. [et. al.] Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective. Imaging Med., 2009, Vol. 1, № 1, pp. 65–84.

13. Martin C. J. The importance of radiation quality for optimisation in radiology. *Biomed. Imaging. Interv. J.*, 2007, Vol. 3, № 2, pp. e38.
14. AAPM report №96. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT / AAPM task group 23, American Association of Physicists in Medicine, One Physics Ellipse, 2008, 34 p.
15. Martin C.J., Sookpeng S. Setting up computed tomography automatic tube current modulation systems. *J. Radiol. Prot.*, 2016, Vol. 36, № 3, pp. R74–R95.
16. Papadakis A. E. Automatic exposure control in CT: the effect of patient size, anatomical region and prescribed modulation strength on tube current and image quality. *Eur. Radiol.*, 2014, Vol. 24, № 10, pp. 2520–2531.
17. Rizzo S. Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis. *Am. J. Roentgenol.*, 2006, Vol. 186, pp. 673–679.
18. Singh S. Automatic exposure control in CT: applications and limitations. *J. Am. Coll. Radiol.*, 2011, Vol. 8, pp. 446–449.
19. Söderberg M., Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed tomography – an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta. Radiol.*, 2010, Vol. 51, № 6, pp. 625–634.
20. Söderberg M. Overview, practical tips, and potential pitfalls of using automatic exposure control in CT – Siemens CARE Dose 4D. *Radiat. Prot. Dosimetry.*, 2016, Vol. 169, № 1–4, pp. 84–91.
21. Stratis A., Kottou S., Molfetas M. The effect of a combined tube current modulation system on dose delivered to patients undergoing thoracic and abdominal CT with a 128-slice scanner. *Radiat. Prot. Dosimetry*, 2013, Vol. 153, № 2, pp. 206–211.
22. Metz C.E. ROC analysis in medical imaging: a tutorial review of the literature. *Radiol. Phys. Technol.*, 2008, Vol. 1, № 1, pp. 2–12.
23. Verdun F.R., Racine D., Ott J.G. [et al.] Image quality in CT: From physical measurements to model observers. *Phys. Med.*, 2015, Vol. 31, № 8, pp. 823–843.
24. Thompson J.D., Chakraborty D.P., Szczepura K. Effect of reconstruction methods and x-ray tube current-time product on nodule detection in an anthropomorphic thorax phantom: A crossed-modality JAFROC observer study. *Med. Phys.*, 2016, Vol. 43, № 3, pp. 1265–74.
25. Kalender W.A. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications. 3rd Rev. Edition. Wiley-VCH. Weinheim, 2011, 220 p.
26. AutomA / SmartmA Theory. GE Healthcare. TiP Training in Partnership. -Available on: http://www3.gehealthcare.co.uk/~media/documents/us-global/education/education/product-education-clinical/tip-app-library/gehealthcare-education-tip-app-library_ct-automa-smartma-theory.pdf. (Accessed: 19.01.2019).
27. Patient-centered CT imaging: New methods for patient-specific optimization of image quality and radiation dose. Philips. Patient. – Available on: https://pdfs.semanticscholar.org/a667/eb157c75631edb1b395805f1c01d0d9afaff.pdf?_5019243.1902139287.1536743765-1954444880.1525541511 (Accessed: 19.01.2019).
28. DeWerd L.A. The phantoms of medical and health physics: devices for research and development / L. A. DeWerd, M. Kissick. – New York: Springer, 2014. 286 p.
29. RadiAnt DICOM Viewer. User manual. Version 4.6.5. – Available on: <https://www.radiantviewer.com/> (Accessed: 19.01.2019).
30. Solomon J.B., Li X., Samei E. Relating noise to image quality indicators in CT examinations with tube current modulation. *Med. Phys. and Informat.*, 2013, Vol. 200, pp. 592–600.

Received: October 22, 2018

For correspondence: Larisa A. Chipiga – Researcher, Medical protection laboratory, Saint-Petersburg Research Institute of Radiation Hygiene after Professor P.V. Ramzaev, Federal Service for Surveillance on Consumer Rights Protection and Human Well-Being (Mira str., 8, Saint-Petersburg, 197101, Russia; E-mail: larisa.chipiga@gmail.com)

For citation: Chipiga L.A. Evaluation of tube current modulation programmes for the optimization of scan protocols in computed tomography. *Radiatsionnaya gygiyena = Radiation Hygiene*, 2019, Vol. 12, No 1, pp. 104–114. (In Russian) DOI: 10.21514/1998-426X-2019-12-1-104-114