

УДК 615.015.3

А.С. ГВАЙ, аспирант, ХНУРЭ, Харьков,

Л.А. АВЕРЬЯНОВА, канд. техн. наук, доц., ХНУРЭ, Харьков

АНАЛИЗ МЕТОДИК ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДОЗЫ ОБЛУЧЕНИЯ В РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Рассмотрены вопросы контроля дозовых нагрузок на пациентов при рентгеновской компьютерной томографии (КТ). Проанализированы физические факторы формирования величины индекса дозы КТ, который положен в основу наиболее распространенной методики определения дозы облучения у пациентов при КТ. В результате работы проанализированы недостатки данной методики и предложены способы ее уточнения. Ил.: 1. Табл.: 1. Библиогр.: 11 назв.

Ключевые слова: компьютерная томография, индекс дозы КТ, доза облучения.

Постановка проблемы. Ионизирующее излучение широко используется в медицине и его вклад в диагностику и терапию является неоспоримым. Тем не менее, использование ионизирующих излучений включает в себя определенный риск, связанный с радиационным повреждением тканей и органов. Метод компьютерной томографии (КТ) дал возможность осуществить идею компьютерной объемной анатомической визуализации на основе цифровой обработки данных КТ-сканирования. Однако КТ является методом с повышенной дозой облучения на пациента. Количество КТ-исследований увеличивалось на протяжении многих лет, что приводит к увеличению индивидуальной дозы облучения и коллективной дозы соответственно, что в будущем может обусловить малоизученное негативное радиобиологическое действие. Поэтому уже сейчас необходимо обеспечить эффективный мониторинг дозы при КТ путем усовершенствования методов расчета показателей индивидуальной дозной нагрузки в соответствии с изменениями технологий КТ-сканирования.

Анализ литературы. В [1] рассмотрены две основные методики определения дозы: измерение параметра *CTDI* (Computed Tomography Dose Index) [2 – 6] и использование компьютерного моделирования, и расчета доз [7]. Первая методика основывается на данных фантомной КТ-дозиметрии [8, 9]. При этом используются стандартные дозиметрические акриловые фантомы [10], позволяющие измерить величину *CTDI*. В этом случае применяется подход к расчету эффективной дозы путем умножения величины *DLP* (Dose-Length Product) на эмпирически определенные коэффициенты пересчета [11]. Вторая методика: в

© А.С. Гвай, Л.А. Аверьянова, 2013

результате моделирования дозного распределения в стандартном фантоме и производимых программой автоматических расчетов получают значения $CTDI$, DLP и эффективной дозы для заданных параметров КТ-исследования [1, 7]. Однако в данных двух методиках используется единый, достаточно обобщенный подход к определению эффективной дозы, не позволяющий оценить индивидуальную дозную нагрузку.

Цель статьи – обзор наиболее распространенных методик определения дозы облучения при КТ, рассмотрение их эволюции и выявление перспектив совершенствования.

Эволюция дозиметрического параметра. Для оценки поглощенных доз в органах и тканях и эффективных доз при КТ используются две величины: $CTDI$ и DLP . Концепция $CTDI$ изначально была введена в 1981 г. для сканирования одного аксиального среза и представляет собой среднюю поглощенную дозу вдоль оси тела. Начиная с этого периода и до 1999 г. данная величина прошла ряд интерпретаций [2], математическое определение и описание которых представлено в табл. где $D(z)$ – профиль радиационной дозы вдоль оси z ; N – количество томографических срезов; T – толщина томографического среза [3].

Ранние оценки дозы, получаемые пациентом при КТ, позволяли измерять только дозу одного сканирования. В частности, доза излучения была измерена только на пике от одного вращения трубки и в одной позиции, что приводило к недооценке дозы, полученной типичным взрослым пациентом. Причиной этой недооценки было то, что при измерении пренебрегали "хвостами" дозы, вызванными полутенью и рассеянным излучением (рис. 1а). "Хвосты" играют значительную роль в формировании суммарной дозы, накопленной от серии сканирований вдоль продольной оси (рис. 1б) [4]. Теоретически $CTDI$ требует, чтобы все вклады "хвостов" профиля дозы были включены в измерение. Точные пределы интегрирования, необходимые для удовлетворения этого критерия, зависят от ширины пучка излучения и рассеивающей среды. Для стандартизации $CTDI$ измерений, была введена величина $CTDI_{FDA}$, имеющая пределы интегрирования $\pm 7 \cdot T$, где T задает номинальную ширину среза. Однако данная технология была доступна в 1984 г., использование $N \cdot T$ в пределах интегрирования было сочтено ненужным из-за несовершенства технологий КТ-сканирования [8].

Таблица

Математическое описание вариаций определения $CTDI$

Индекс дозы	Математическое выражение	Описание
$CTDI$	$CTDI = \frac{1}{N \cdot T} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz$	Измеряется с помощью нескольких ТЛД (термолюминесцентные детекторы) или одной ионизационной камеры
$CTDI_{FDA}$	$CTDI_{FDA} = \frac{1}{N \cdot T} \cdot \int_{-7T}^{7T} D(z) dz$	Измеряется с помощью ТЛД для получения правильных пределов интегрирования
$CTDI_{100}$	$CTDI_{100} = \frac{1}{N \cdot T} \cdot \int_{-50}^{50} D(z) dz$	Измеряется с помощью "карандашной" ионизационной камеры
$CTDI_w$	$CTDI_w = \frac{1}{3} * CTDI_c + \frac{2}{3} * CTDI_p$	Использует измерения $CTDI_{100}$
$CTDI_{vol}$	$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p}$	Использует измерения $CTDI_w$

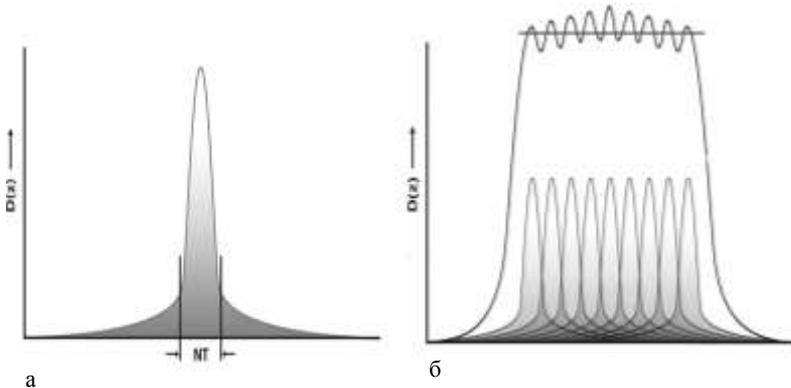


Рис. 1. а) Профиль дозы облучения вдоль линии, перпендикулярной к плоскости одного осевого сканирования. Интеграл области под кривой нормирован на номинальную ширину пучка $N \cdot T$; б) Суммарный профиль дозы облучения от девяти соседних осевых КТ-сканов по линии, перпендикулярной осевому сканированию

С появлением спиральных компьютерных томографов вводится другая величина $CTDI_{100}$, недооценивающая накопленную дозу на

протяжении длины сканирования [3]. $CTDI_{100}$ измеряется с помощью 100-мм длины "карандаша" ионизационной камеры и двух стандартных акриловых фантомов [4]. Как и $CTDI_{FDA}$, $CTDI_{100}$ требует интегрирования дозы для одного осевого сканирования [8].

$CTDI$, как правило, в два раза выше у поверхности тела, чем в центре. Поэтому вводится следующая величина – взвешенный $CTDI$ ($CTDI_w$). Этот индекс используется для приближенного определения средней дозы в пределах одного среза [5] и определяется как сумма одной трети $CTDI_{100}$ в центре фантома и двух третей $CTDI_{100}$ на периферии фантома [1, 9]. Для спиральных сканеров дозиметрический параметр $CTDI_{vol}$ (объемный взвешенный $CTDI$) рассчитывают с учетом питча [5]. Для сканеров с последовательной технологией сканирования без интервалов между срезами $CTDI_{vol} = CTDI_w$ [3].

Расчет эффективной дозы облучения. Для определения поглощенной дозы облучения за все КТ-исследование рассчитывают дозиметрический параметр DLP :

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L,$$

где L – длина зоны сканирования [2].

Для расчета эффективной дозы облучения E используют формулу:

$$E = DLP \cdot E_{DLP},$$

где E_{DLP} – коэффициент пересчета, соответствующий конкретной анатомической области [9].

Вычислительный метод. Вторым способом определения дозы облучения служит вычислительный метод. Он позволяет численно определить распределение доз на основе следующей входной информации: фирма-производитель и модель КТ-сканера, зона исследования и ее длина, технические параметры протокола исследования. Программой производятся автоматические расчеты, основанные на справочных таблицах, составленных по результатам применения расчетного метода Монте-Карло для "среднестатистического пациента". Данные дозы обеспечивают нормированные дозы облучения для математического фантома рядом компьютерных томографов [7]. В результате получаем значения $CTDI$, DLP и эффективной дозы для заданных параметров КТ-исследования [1].

Анализ результатов. $CTDI_{vol}$ и связанные с ним величины широко используются для контроля качества КТ-исследований и оптимизации параметров выходного излучения при конкретном методе сканирования. Поэтому полученные дозы не являются прямым измерением доз облучения пациентов, а представляют собой стандартизированную дозу.

$CTDI$ является хорошей мерой выходного излучения сканера, однако имеет свои ограничения. $CTDI$ измеряется с помощью двух однородных стандартных акриловых фантомов, размеры, форма, степень ослабления излучения которых не соответствуют анатомическим и биофизическим особенностям структур человеческого тела. Несмотря на то, что в последнее время были разработаны пакеты программного обеспечения, основанные на методе Монте-Карло, в них все еще не учитывается геометрия тела пациента, и они основываются на математической модели для "стандартного" тела. Все это приводит к занижению средней дозы в сканируемом объеме у детей и худых пациентов и завышению ее у полных пациентов. Кроме того, предел интегрирования по длине 100 мм применим для учета "хвоста" дозы при номинальной ширине пучка в несколько сантиметров. Однако с увеличением ширины детектора, улучшением коллимации и введением в компьютерных томографах конусных пучков, точность $CTDI$ на основе КТ-дозиметрии оспаривается, поскольку с 1999 г. данная величина оставалась неизменной, а уже в 2001 – 2002 гг. появились многосрезовые томографы, которые сейчас повсеместно широко используются.

Для оценки дозы при КТ предлагается использовать результаты самого КТ-сканирования. Тело человека имеет сложную гетерогенную структуру. Имея реальный анатомический КТ-скан конкретного пациента, можно ввести поправки в определение $CTDI$, связанные с расположением и геометрическими параметрами структур, попавших в зону облучения при построении данного КТ-скана. Такой подход позволит правильно определить индивидуальную дозную нагрузку на отдельные органы и организм в целом.

Выводы. В результате проделанной работы была рассмотрена наиболее распространенная методика для определения дозы облучения при КТ, которая более или менее одинаковой осталась с 1981 года. Показана эволюция величины $CTDI$ и ее интерпретации, а также выявлены недостатки использования данной методики.

Предлагается разработать новый подход к определению дозы облучения при КТ, который будет учитывать все недостатки представленной методики и будет применим для томографов всех поколений. Разработанная методика будет строиться на теоретических

расчетах доз облучения в каждом органе и на весь организм с учетом геометрии тела человека, всех ослабляющих свойствах ткани, а также учитывать режим сканирования томографа. Теоретические расчеты будут проверены экспериментальным путем с использованием антропоморфных фантомов.

Список литературы: 1. Дозовые нагрузки при компьютерно-томографических исследованиях / С.А. Хоружик, Г.В. Чиж, Е.В. Бозушевич, Г.В. Гацкевич, Д.С. Кандыбович, С.А. Мацкевич, С.А. Уголькова, Ж.В. Бичан, С.В. Семенов // Известия НАН Беларуси. Серия медицинских наук. – 2009. – № 1. – С. 14-22. 2. Marcus Suderberg Image Quality Optimisation and Dose Management in CT, SPECT/CT, and PET/CT. – Lund University. – 2012. – P. 19-22. 3. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT // Report of AAPM Task Group 23: CT Dosimetry. – 2008. – P. 6-11. 4. CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not the Same Thing / H. McCollough Cynthia, Leng Shuai, Yu Lifeng, D. Cody Dianna, M. Boone John, F. McNitt-Gray Michael. – Radiology. – 2011. – 259. – № 2. – P. 311-316. 5. Size-Specific Dose Estimates in Pediatric and Adult Body CT Examinations // Report of AAPM Task Group 204. – 2011. – P. 2-7. 6. Ioannis A Tsalafoutas Patient dose considerations in computed tomography examinations / A Tsalafoutas Ioannis, V Koukourakis Georgios // World Journal of Radiology. – 2010. – 2. – № 7. – P. 262-268. 7. Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography // Report of AAPM Task Group 111. – 2010. – P. 11-17. 8. Lifeng Yu Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective / Yu Lifeng, Liu Xin, Leng Shuai, M Kofler James, C Ramirez-Giraldo Juan, Qu Mingliang, Christner Jodie, G Fletcher Joel, H McCollough Cynthia // Imaging Med. – 2009. – №1 (1). – P. 65-84. 9. Matthieu Lemire Accurate Surface Dose Measurements in CT. Examinations Using High Sensitivity MOSFET. Dosimeters Calibrated by Monte Carlo Simulations / Matthieu Lemire. – 2006. – P. 2-8. 10. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography // Report EUR 16262. – Luxembourg. – 1999. – P. 1-62. 11. Walter Huda Converting Dose-Length Product to Effective Dose at CT / Huda Walter, M. Ogden Kent, R. Khorasani Mohammad // Radiology. – 2008. – 248. – № 3. – P. 995-1003.

Поступила в редакцию 20.04.2013

После доработки 17.05.1013

Статью представил д-р техн. наук, проф. ХНУРЭ Руженцев И.В.

УДК 615.015.3

Аналіз методик визначення дози опромінення в рентгенівській комп'ютерній томографії / Гвай А.С., Авер'янова Л.О. // Вісник НТУ "ХПИ". Серія: Інформатика та моделювання. – Харків: НТУ "ХПИ". – 2013. – № 39 (1012). – С. 41 – 47.

Розглянуті питання контролю дозових навантажень на пацієнтів при рентгенівській комп'ютерній томографії (КТ). Проаналізовані фізичні фактори формування величини індексу дози КТ, який покладено в основу найбільш поширеної методики визначення дози опромінення у пацієнтів при КТ. В результаті роботи проаналізовані недоліки даної методики та запропоновані способи її уточнення. Іл.: 1. Табл.: 1. Бібліогр.: 11 назв.

Ключові слова: комп'ютерна томографія, індекс дози КТ, доза опромінення.

UDC 615.015.3

Analysis techniques in determining exposure dose in X-ray computed tomographys
/ Gvay A.S., Averyanova L.A. // Herald of the National Technical University "KhPI". Subject
issue: Information Science and Modelling. – Kharkov: NTU "KhPI". – 2013. – №. 39 (1012). –
P. 41 – 47.

The questions of control doses to patients with X-ray computed tomography (CT) are discussed. The physical factors of CT dose index values, which form the basis for the most common method for determining radiation dose in patients with CT, are analyzed. As a result of the shortcomings of this method are analyzed and for its refinement are suggested. Figs.: 1. Tabl.: 1. Refs.: 11 titles.

Keywords: computed tomography, dose index CT, the radiation dose.