

А.Б. Блинов, Н.Н. Блинов

ЛУЧЕВЫЕ НАГРУЗКИ ПРИ РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Аннотация

Рассмотрены методы снижения лучевых нагрузок при использовании спиральных мультidetекторных компьютерных томографов. Показана необходимость корректировки принятых ГОСТ Р МЭК методов и средств контроля дозы при компьютерной томографии.

В последнее десятилетие наблюдается ежегодное возрастание облучения населения в развитых странах при рентгенодиагностике, вызванное прежде всего расширением областей применения рентгеновской компьютерной томографии (РКТ) и переходом на мультidetекторные мультисрезовые 3D-исследования. Например, при сердечно-сосудистых РКТ-исследованиях несколько лет назад эффективная доза превышала 10 мЗв [1], [2]. Столь значительные дозовые нагрузки не могли не обеспокоить рентгенологическое сообщество. Ведущие разработчики и производители РКТ приняли меры для максимально возможного уменьшения дозы при РКТ-исследованиях. Было создано несколько систем, обеспечивающих достаточно значительное снижение эффективной дозы.

Наиболее результативными из них являются системы, созданные «GE-Healthcare» (ASIR), «Philips» (iDose), «Siemens» (Care-Dose). В результате их применения возможно почти 90%-ное снижение дозы при 3D-РКТ-исследованиях.

ASIR (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction) – представляет собой новую программу итеративной реконструкции, позволяющую снизить более чем на 50 % дозу при сохранении качества изображения и улучшении слабых контрастов. ASIR обеспечивает снижение дозы при исследовании любых анатомических структур: при нейрорентгенодиагностике, колонографии, исследовании сердца, абдоминальной зоны. Программа снижает шум, моделируя его источник при каждом сканировании.

iDose – представляет собой программу итеративной реконструкции, функционирующую совместно с другими методами снижения дозы, включающими в себя оптимальную внешнюю фильтрацию для распределения излучения в зависимости от толщины исследуемого органа; использование детекторов, обеспечивающих высокое отношение сигнал/шум; применение коллиматоров, снижающих воздействие рассеянного излучения; использование автоматической системы управления током в зависимости от размеров и плотностей объекта исследования. Суммарное снижение дозы в системе фирмы «Philips» достигает до 80 %. Для персонала, работающего в условиях хирургических вмешательств под рентгеновским контролем, фирмой

«Philips» предусмотрена система контроля дозы в реальном времени с индикацией на экране монитора цветовых маркеров, свидетельствующих о дозовой опасности.

Care-Dose – комплекс мер по снижению дозы, включающий в себя итеративную реконструкцию (IRIS), автоматическое регулирование тока в зависимости от анатомии (Care-Dose 4D), использование сверхбыстрых керамических детекторов с гадолиниевыми сцинтилляторами, двухэнергетического источника излучения, использование ассиметричных коллиматоров, снижающих излучение в начале и в конце сканирования, выключение излучения при тех углах сканирования, когда под прямым пучком оказываются наиболее радиационно чувствительные зоны организма, такие как хрусталик глаза или щитовидная железа [4].

Система автоматического регулирования тока (Care-Dose 4D) обеспечивает необходимый минимум дозы при отклонениях размеров пациента от среднего, разных углах поворота, различных плоскостях сканирующих органов. Например, для взрослого пациента в области плеча оказывается необходимым 140 мАс, для грудной клетки достаточно 5 мАс, для брюшной полости – 110 мАс.

Следует сказать, что применение переменных коллиматоров и изменение тока в процессе сканирования приводят к расширению динамического диапазона в области нулевых частот.

В последние годы действуют международные рекомендации по определению дозовых уровней при РКТ, где приводятся не только методики оценки так называемого параметра индекса дозы CTDI при РКТ [ГОСТ Р МЭК 60601-2-44-2005, ИМЭ ч. 2-44. Частные требования безопасности к рентгеновским компьютерным томографам (IEC 60601-2-44)], но и средства для его определения [цилиндрические фантомы из полиметилметакрилата размером 32 см (все тело) и 16 см (голова) и дозиметр с пальчиковой камерой].

В соответствии с определением ГОСТ Р МЭК 60601-2-44-2005, индекс дозы компьютерной томографии (CTDI₁₀₀) есть интеграл профиля дозы вдоль линии, перпендикулярной к томографической плоскости от –50 до +50 мм, деленный на произведение числа томографических срезов N за один скан на

номинальную томографическую толщину среза (индекс 100 означает, что измерение проводят при 100 мм-й ионизационной камере):

$$CTDI_{100} = \int_{-50.M.M}^{+50.M.M} \frac{D(z)}{NT} dz. \quad (1)$$

В соответствии с принятой в США методикой, утвержденной FDA, стандартный показатель дозы при РКТ $CTDI_{FDA}$

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{S} \int_{-7S}^{+7S} D(z) dz, \quad (2)$$

где S – толщина среза; D – измеренное пальчиковой камерой значение дозы; z – продольная ось перемещения объекта.

Показатель CTDI, рассчитанный по выражениям (1) и (2), зависит от толщины срезов и размеров детектора дозы, поэтому он не является единственным.

В европейских странах принято несколько иное определение взвешенного $CTDI_{100}$ [3]:

$$CTDI_{100}(CTDI_w) = \frac{1}{3}CTDI_{100(y)} + \frac{2}{3}CTDI_{100(n)}. \quad (3)$$

Первое слагаемое формулы (3) представляет собой 1/3 индекса дозы, измеренного в центре цилиндрического фантома (ц), второе – измерения CTDI в двух точках по периферии фантома на глубине 10 мм (п).

В соответствии с требованиями ГОСТ Р МЭК 60601-2-44-2005, в эксплуатационных документах должна быть приведена информация об индексах дозы ($CTDI_{100}$) для каждого применения, измеренных с помощью цилиндрического фантома и пальчиковой камеры (рис. 1а).

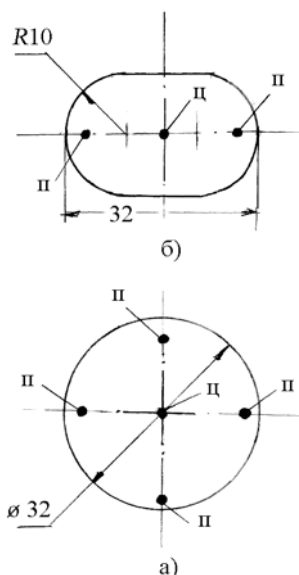


Рис. 1. Тест-объекты для контроля дозы при компьютерной томографии: а) тест-объект по ГОСТ Р 60601-2-44-2005; б) тест-объект, эквивалентный форме грудной клетки: ц – центральное отверстие для камеры дозиметра; п – периферическое отверстие

Введение в компьютерные томографы вышеописанных систем, минимизирующих дозу, делает неопределенным значение индекса дозы CTDI, определенного с помощью цилиндрического фантома. Дело в том, что с помощью равномерного фантома цилиндрической формы невозможно учесть изменение мощности излучения в процессе сканирования, создаваемые при изменениях плотности объекта, угла наклона системы излучатель-детекторы. Воздействие оптимальных пространственных фильтров на уменьшение дозы облучения в условиях цилиндрического объекта также оказывается неэквивалентно форме человеческого тела.

Таким образом, указание в эксплуатационных документах значений CTDI, предписываемое ГОСТ Р МЭК 60601-2-44-2005, не содержит информации о реальных дозовых нагрузках, получаемых при исследовании. Более близким к форме грудной клетки и всего торса человеческого тела является фантом (рис. 1б). Для головы пригоден цилиндрический фантом диаметром 16 см. Существенно более важной была бы в эксплуатационной документации информация об эффективной дозе, получаемой пациентом. Эффективная доза является расчетной величиной, учитывающей риск отдаленных последствий при неравномерном облучении. Эффективная доза может быть рассчитана методами Монте-Карло. Для ее экспериментальной оценки может быть приемлем многосекционный тканеэквивалентный фантом тела человека и термолуминесцентные детекторы излучения [1], [2].

В большинстве современных РКТ существуют возможности получения данных об эффективной дозе. Однако эти требования не приведены в ГОСТ Р МЭК 60601-2-44-2005. При очередном пересмотре этого документа такое требование должно быть сформулировано. Вместо цилиндрического фантома применение фантома эллипсоидной формы (рис. 1б), как более соответствующей форме человеческого тела, также представляется оправданным.

Следует отметить, что увеличение количества линеек-детекторов, включаемых одновременно, при прочих равных условиях неизбежно снижает качество изображения и увеличивает дозу. Ухудшение качества определяется возрастанием доли рассеянного излучения, вызванным расширением угла раскрытия рабочего пучка и необходимостью усложнения программы реконструкции для учета отклонения углов падения излучения от прямого угла.

Высокая доля рассеянного излучения влияет на возрастание дозы. Кроме того, в широком пучке возможно учесть только усредненную плотность зоны, одновременно попадающей под прямой пучок, что также приводит к возрастанию уровня мощности дозы.

Таким образом, чрезмерную погоню за количеством срезов в современных компьютерных томографах (300 и более) вряд ли можно считать оправданной. С диагностической точки зрения важнейшим параметром при РКТ является время проведе-

ния исследования, а вовсе не количество срезов. В ближайшем будущем следует ожидать значительного расширения областей применения так называемых систем для томосинтеза – устройств, где для получения компьютерной томографии используют плоскую 2D цифровую матрицу, осуществляющую за один оборот или его часть полную трехмерную реконструкцию участка тела размерами до 30×40 см. Здесь применимы те системы снижения дозы облучения и программы, улучшающие качество реконструкции, которые созданы для спиральных мультidetекторных РКТ. Снижение вредного влияния рассеянного излучения также является актуальной задачей.

Некоторого дополнительного снижения эффективной дозы (до 15 %) можно достичь при использовании специальных индивидуальных средств защиты от рассеянного при РКТ излучения: воротника при исследовании грудной клетки и пелерин для головы соответственно [5].

Список литературы:

1. Блинов Н.Н., Варшавский Ю.В. и др. Сравнительный анализ дозовых нагрузок на пациентов при проведении кардиоваскулярных исследований с использованием компьютерных томографов и ангиографических комплексов // Радиология и практика. 2009. № 3. С. 30-40.

2. Зеликман М.И., Кручинин С.А. Сравнительный анализ различных методов оценки эффективных доз при использовании рентгеновских компьютерных томографов // Медицинская техника. 2009. № 5. С. 7-12.
3. ГОСТ Р МЭК 60601-2-44-2005 ИМЭ ч. 2-44 Частные требования безопасности к рентгеновским компьютерным томографам (IEC 60601-2-44).
4. Computed Tomography – Mission Possible: Reducing Radiation Dose in CT. – RAD-book, 2010. PP. 12-18.
5. Блинов А.Б., Блинов Н.Н., Колесникова Н.В. и др. К проблеме радиационной защиты при спиральной компьютерной томографии // Медицинская техника. 2008. № 5. С. 10-13.

Андрей Борисович Блинов,

канд. техн. наук,

директор,

ЗАО «Рентген-комплект»,

Николай Николаевич Блинов,

д-р техн. наук, профессор,

зав. лабораторией,

ФГУ «ВНИИИИМТ» Росздравнадзора,

г. Москва,

e-mail: andy815@rambler.ru

Б.И. Блескин, Л.М. Клюкин, С.В. Михеев

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ КОНТАКТНОЙ ТЕРМОГРАФИИ ДЛЯ РАННЕЙ ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКИ САХАРНОГО ДИАБЕТА I-ГО ТИПА И МОНИТОРИНГА ЕГО ЛЕЧЕНИЯ

Аннотация

В работе рассматривается экспериментально доказанная возможность раннего обнаружения симптоматики сахарного диабета I-го типа и дается экспериментальная методика мониторинга его радикального лечения вплоть до полной реабилитации. Для этого используется методика, обуславливающая высокотемпературное разрешение (до 0,001 °C) в зоне Мэйо-Робсона, дающая возможность наблюдать воспалительный процесс в хвостовой части поджелудочной железы и вести мониторинг терапевтического воздействия на этот процесс путем непрерывного и полностью безопасного мониторинга. В зависимости от времени обнаружения патологии у пациента имеется около одного года на проведение реабилитационных мероприятий, в результате чего резко повышаются шансы на выздоровление и избавление от хроники, связанной с использованием инсулина.

Известно, что диагностика сахарного диабета I-го типа (далее – СД I) в ранней стадии до клинической манифестации известными методами затруднена в связи с тем, что характерное повышение сахара в крови и выявление его в моче происходит при выраженных клинических проявлениях заболевания (жажда, похудание, гипергликемия, глюкозурия), определяемых главным образом функциональными тестами с углеводной или двойной углеводной нагрузкой, которые малоинформативны относительно определения вероятности развития угрозы СД I [1]-[5].

В связи с тем, что воспалительный процесс в хвостовой части поджелудочной железы характеризуется локализованным повышением температуры, мы полагаем, что при достаточной чувствительности температурного датчика, сканирующего поверхность кожи в проекции хвоста поджелудочной железы (зона Мэйо-Робсона), можно обнаружить начало патологического процесса с тем, чтобы в дальнейшем следить за его течением при проведении терапевтических мероприятий. Особенностью данной технологии является необходимость проведения скрининговой профилактики на предмет