

Сравнительный анализ дозовых нагрузок на пациентов при проведении кардиоваскулярных исследований с использованием компьютерных томографов и ангиографических комплексов

Блинов Н. Н., Варшавский Ю. В., Зеликман М. И., Кондрашин С. А., Кручинин С. А., Терновой С. К.

Введение

В последние годы все большее внимание привлекает проблема обеспечения радиационной безопасности при проведении медицинских процедур с использованием ионизирующих излучений [1, 3]. По данным, представленным в специальной литературе, лидируют с точки зрения уровня дозовых нагрузок на пациентов кардиоваскулярные исследования, которые зачастую совмещают диагностическую стадию и интервенционные вмешательства под рентгеновским контролем [2].

В экономически развитых странах приблизительно 50 % всех исследований, проводимых с использованием рентгеновской компьютерной томографии (КТ), приходится на диагностику заболеваний органов грудной клетки, включая сердце и сосуды [4].

Не менее распространенной технологией исследования сердца и сосудов является ангиографический метод. Доля этого метода в создании коллективной эффективной дозы составляет 5-7 %, в отличие от 40 % для КТ, но эффективная доза, приходящаяся на каждое ис-

следование, как правило, выше [1, 2]. Экспериментальные данные по дозовым нагрузкам при кардиоваскулярных исследованиях, проводимых методами КТ и ангиографии в российских клиниках, практически отсутствуют, что влечет за собой как необоснованные опасения пациентов, так и ничем не подкрепленный оптимизм и нередко пренебрежение мерами радиационной безопасности со стороны медицинского персонала.

Целью настоящей работы является сравнительный анализ дозовых нагрузок на пациентов при кардиоваскулярных исследованиях с использованием различных (с точки зрения конструктивных особенностей) моделей спиральных компьютерных томографов и ангиографических комплексов (АК).

Материал и методы

При проведении экспериментальных работ использовался тест-объект в виде антропометрического фантома тела человека АТОМ (компания-изготовитель CIRS). Этот тест-объект формируется из отдельных элементов толщиной 25 мм, каждый из которых содержит



Рисунок 1. Расположение тканеэквивалентного фантома АТОМ.

срезы попадающих в соответствующее сечение органов человеческого тела с плотностями, эквивалентными тем или иным органам. В каждом из элементов имеются цилиндрические углубления диаметром 5 мм, в которых располагаются датчики (в нашем случае в качестве датчиков применялись термолюминесцентные детекторы на основе фтористого лития). На рис. 1 представлен пример расположения тканеэквивалентного фантома АТОМ на столе пациента КТ.

Датчики размещались в тканеэквивалентном фантоме в соответствующих углублениях в области органов, набор

которых определяется требованиями НРБ-99 [5]. Всего для экспериментов на каждом аппарате одновременно использовалось 35 заранее откалиброванных датчиков. Гонады: 2 датчика; красный костный мозг: 6 датчиков; толстый кишечник: 2 датчика; легкие: 6 датчиков; желудок: 2 датчика; мочевой пузырь: 2 датчика; грудная железа: 4 датчика; печень: 4 датчика; пищевод: 2 датчика; щитовидная железа: 2 датчика; кожа: 1 датчик; клетки костных поверхностей: 1 датчик. Еще один дополнительный датчик соответствовал «остальным» органам. После считывания информации с

датчиков в устройстве ДТУ-01 производилось усреднение данных по каждому из органов.

Эффективная доза рассчитывалась с использованием хорошо известного из литературы соотношения:

$$E = \sum_M W_M \times H_M ,$$

где: H_M – эквивалентная доза в органе или ткани M , а W_M – взвешивающий коэффициент для органа или ткани (значения взвешивающих коэффициентов представлены в [5]). Эффективную дозу измеряют в зивертах (Зв).

Исследования проводились при использовании следующих моделей спиральных КТ с различным количеством одновременно формируемых срезов:

- Aquilion 64, компания-производитель Toshiba Medical Systems – 64 среза;
- Aquilion 16, компания-производитель Toshiba Medical Systems – 16 срезов;
- Light Speed VCT, компания-производитель GE Medical Systems – 64 среза;
- Somatom AR.STAR, компания-производитель Siemens Medical Systems – 1 срез.

Оценку эффективных доз с использованием фантома АТОМ также проводили на ангиографическом комплексе AdvantX производства компании GE Medical Systems.

В процессе испытаний выбор конкретных моделей как спиральных КТ, так и ангиографического комплекса, определялся исключительно возможностью выполнения экспериментов (которые требуют значительных временных затрат) в том или ином учреждении. При

этом также учитывали возможность исследований на КТ с различным числом одновременно формируемых срезов.

Эксперименты в режиме исследования органов грудной клетки на каждом из КТ повторяли по несколько раз (осуществлялось по 6-9 томографий с учетом снятия топограммы) для того, чтобы уровень накопленной в термомюлюминесцентных датчиках дозы надежно превысил порог их чувствительности. При ангиографии, по-возможности, полностью имитировали все этапы реального исследования.

Испытания на различных типах КТ проводили при следующих параметрах спиральной томографии:

- Aquilion 64: анодное напряжение $U_a = 120$ кВ; анодный ток $I_a = 200$ мА; время одного оборота трубки $t_{об} = 0,5$ с (суммарное время томографии $t_{скан} = 7,13$ с); диапазон перемещения стола $L_{ст} = 320$ мм; толщина выделяемого слоя $T = 0,5$ мм; число слоев $N = 64$ (область исследования $T \cdot N = 32$ мм); $pitch = 0,7$.
- Aquilion 16: анодное напряжение $U_a = 120$ кВ; анодный ток $I_a = 100$ мА; время одного оборота трубки $t_{об} = 1,0$ с (суммарное время томографии $t_{скан} = 21,32$ с) диапазон перемещения стола $L_{ст} = 320$ мм; толщина выделяемого слоя $T = 1,0$ мм; число слоев $N = 16$ (область исследования $T \cdot N = 16$ мм); $pitch = 0,938$.
- Light Speed VCT: анодное напряжение $U_a = 120$ кВ; анодный ток $I_a = 200$ мА; время одного оборота трубки $t_{об} = 0,6$ с (суммарное время томографии $t_{скан} = 5,6$ с); диапазон перемещения стола $L_{ст} = 320$ мм; толщина выделяемого слоя $T = 0,625$ мм; число слоев $N = 64$ (область исследования $T \cdot N = 40$ мм); $pitch = 0,86$.

- Somatom AR.STAR: анодное напряжение $U_a = 110$ кВ; анодный ток $I_a = 105$ мА; время одного оборота трубки $t_{об} = 1,5$ с (суммарное время томографии $t_{скан} = 51$ с); диапазон перемещения стола $L_{ст} = 320$ мм; толщина выделяемого слоя $T = 10$ мм; число слоев $N = 1$ (область исследования $T \cdot N = 10$ мм); $pitch = 1,0$.

Длительность диагностической коронарографии при использовании аппарата AdvantX составила 4 мин 42 с, оценка средствами самого аппарата произведения дозы на площадь составила 12119,7 Р·см². Если считать, что площадь облучения $S = 40 \times 40$ см = 1600 см², то значение поглощенной дозы D составит:

$$D = 12119,7 \cdot P \text{ см}^2 / 1600 \text{ см}^2 = 7,6 \approx 66 \text{ мГр}$$

Результаты и обсуждение

Данные, по измерениям эквивалентных доз для различных органов, при использовании всех перечисленных в предыдущем разделе аппаратов представлены в таблицах 1–5.

По результатам оценки эквивалентных доз, представленных в таблицах 1-5, был произведен расчет эффективных доз. Для удобства представления, оценки эффективной дозы, полученной «пациентом» при исследовании органов грудной клетки на четырех рассматриваемых типах КТ и проведении диагностической коронарографии на ангиографе GE AdvantX, сведены в таблицу 6.

Из представленных данных видно, что эффективная доза, полученная пациентом при проведении коронарографии, более чем в три раза превышает максимальное значение, полученное при проведении КТ-исследования органов грудной клетки. Дополнительного

снижения дозы при использовании 64-срезового КТ можно добиться, установив в качестве параметра «время одного оборота трубки» $t_{об} = 0,35$ с (при прочих равных условиях), что зачастую и делается в клинической практике.

Отметим также, что представленное в таблице 6 значение эффективной дозы при проведении коронарографии отличается от показателя, вычисленного ранее при использовании полученной средствами аппарата оценки произведения дозы на площадь, приблизительно на 20 %, что является неплохим результатом с точки зрения совпадения данных.

В работе [4] приводится величина дозы, статистически значимой для возникновения онкологических заболеваний. Ее величина равна 50 мЗв. Из представленных результатов видно, что оценка эффективной дозы при коронарографии, полученная в наших экспериментах, несколько превышает этот порог.

Важно также отметить следующее: оценка эффективной дозы при КТ-исследовании в клинической практике, как правило, проводится методом, представленным в [6], и основывается на измерении показателя дозы компьютерного томографа – CTDI и произведения дозы на длину – DLP. Для этих целей используют специальный тест-объект, выполненный из оргстекла и имеющий диаметр 16 см для оценки эффективной дозы при исследовании головы и 32 см при исследовании тела. В таблице 7 для примера приведены результаты оценки эффективной дозы двумя различными методами (с использованием тканеэквивалентного фантома и тест-объекта из оргстекла) для двух спиральных КТ, причем один из них 64-срезовый, а другой – односрезовый.

Эквивалентные дозы для различных органов (КТ Aquilion 64)

Таблица 1.

№ детектора	Место расположения детектора	Эквивалентная доза, мЗв	Среднее значение эквивалентной дозы, мЗв	Коэффициент при расчете эффективной дозы
1	Грудная железа	375	367	0,05
2		371		
3		340		
4		382		
5	Легкие	373	389	0,12
6		386		
7		366		
8		422		
9		388		
10		401		
11	Печень	415	384	0,05
12		355		
13		406		
14		360		
15	Толстая кишка	480	402	0,12
16		396		
17	Желудок	369	356	0,12
18		343		
19	Пищевод	380	357	0,05
20		335		
21	Костный мозг	337	325	0,12
22		315		
23		319		
24		341		
25		317		
26		320		
27	Щитовидная железа	502	543	0,05
28		567		
29	Гонады	0,4	0,4	0,20
30		0,4		
31	Мочевой пузырь	0,5	0,5	0,4
32		0,4		
33	Кожа	335	335	0,01
34	Клетки костных поверхностей	355	355	0,01
35	Остальное	340	340	0,05

Эквивалентные дозы для различных органов (КТ Aquilion 16)

Таблица 2.

№ детектора	Место расположения детектора	Эквивалентная доза, мЗв	Среднее значение эквивалентной дозы, мЗв	Коэффициент при расчете эффективной дозы
1	Грудная железа	286	285	0,05
2		273		
3		285		
4		298		
5	Легкие	311	306	0,12
6		288		
7		320		
8		322		
9		302		
10		294		
11	Печень	277	278	0,05
12		249		
13		272		
14		313		
15	Толстая кишка	223	220	0,12
16		217		
17	Желудок	294	295	0,12
18		296		
19	Пищевод	290	277	0,05
20		264		
21	Костный мозг	261	284	0,12
22		273		
23		287		
24		305		
25		306		
26		273		
27	Щитовидная железа	272	181	0,05
28		91		
29	Гонады	0,4	0,5	0,20
30		0,6		
31	Мочевой пузырь	0,6	0,6	0,05
32		0,7		
33	Кожа	272	272	0,01
34	Клетки костных поверхностей	284	284	0,01
35	Остальное	289	289	0,05

Эквивалентные дозы для различных органов (Light Speed VCT)

Таблица 3.

№ детектора	Место расположения детектора	Эквивалентная доза, мЗв	Среднее значение эквивалентной дозы, мЗв	Коэффициент при расчете эффективной дозы
1	Грудная железа	258	216	0,05
2		233		
3		210		
4		162		
5	Легкие	297	273	0,12
6		232		
7		277		
8		274		
9		296		
10		260		
11	Печень	257	228	0,05
12		251		
13		255		
14		151		
15	Толстая кишка	223	220	0,12
16		217		
17	Желудок	224	228	0,12
18		233		
19	Пищевод	276	257	0,05
20		238		
21	Костный мозг	223	228	0,12
22		244		
23		252		
24		258		
25		251		
26		143		
27	Щитовидная железа	245	277	0,05
28		310		
29	Гонады	0,5	0,5	0,20
30		0,6		
31	Мочевой пузырь	0,7	0,7	0,05
32		0,7		
33	Кожа	205	205	0,01
34	Клетки костных поверхностей	235	235	0,01
35	Остальное	220	220	0,05

Эквивалентные дозы для различных органов (КТ Somatom AR.STAR)

Таблица 4.

№ детектора	Место расположения детектора	Эквивалентная доза, мЗв	Среднее значение эквивалентной дозы, мЗв	Коэффициент при расчете эффективной дозы
1	Грудная железа	140	123	0,05
2		135		
3		131		
4		85,2		
5	Легкие	160	144	0,12
6		138		
7		140		
8		148		
9		141		
10		137		
11	Печень	123	112	0,05
12		134		
13		118		
14		73,5		
15	Толстая кишка	123	120	0,12
16		117		
17	Желудок	112	122	0,12
18		133		
19	Пищевод	147	138	0,05
20		129		
21	Костный мозг	123	129	0,12
22		121		
23		127		
24		149		
25		123		
26		134		
27	Щитовидная железа	126	152	0,05
28		179		
29	Гонады	0,16	0,2	0,20
30		0,23		
31	Мочевой пузырь	2,72	1,5	0,05
32		0,2		
33	Кожа	129	129	0,01
34	Клетки костных поверхностей	120	120	0,01
35	Остальное	118	118	0,05

Эквивалентные дозы для различных органов (АК GE AdvantX)

Таблица 5.

№ детектора	Место расположения детектора	Эквивалентная доза, мЗв	Среднее значение эквивалентной дозы, мЗв	Коэффициент при расчете эффективной дозы
1	Грудная железа	49	77	0,05
2		48		
3		165		
4		46		
5	Легкие	62	152	0,12
6		165		
7		80		
8		267		
9		78		
10		262		
11	Печень	41	72	0,05
12		41		
13		38		
14		169		
15	Толстая кишка	169	174	0,12
16		179		
17	Желудок	236	204	0,12
18		173		
19	Пищевод	171	170	0,05
20		169		
21	Костный мозг	172	172	0,12
22		174		
23		172		
24		171		
25		173		
26		171		
27	Щитовидная железа	32	35	0,05
28		38		
29	Гонады	1,6	1,9	0,10
30		2,3		
31	Мочевой пузырь	23	20	0,05
32		17		
33	Кожа	50	50	0,01
34	Клетки костных поверхностей	136	136	0,01
35	Остальное	142	142	0,05

Оценка эффективной дозы

Таблица 6.

Тип аппарата	Оценка эффективной дозы при использовании фантома АТОМ, мЗв
КТ Aquilion 64	14,8
КТ Aquilion 16	10,7
Light Speed VCT	9,3
КТ Somatom AR.STAR	7,8
АК GE AdvantX	53

Оценки эффективной дозы при использовании различных методик

Таблица 7.

Тип аппарата	Оценка эффективной дозы при использовании фантома АТОМ, мЗв
КТ Aquilion 64	14,8
КТ Somatom AR.STAR	7,8

Из представленной таблицы 7 видно, что в случае односрезового КТ результаты оценки практически совпадают, тогда как для 64-срезового результаты отличаются в 1,7 раза. Расхождение в 1,7 раза оценок, полученных для многосрезового аппарата при использовании различных методик, может быть объяснено тем, что представленные в литературе дозовые индексы, используемые в расчете эффективной дозы в соответствии с [6], были рассчитаны с использованием математических моделей.

В этих моделях набор входных параметров несколько отличается от условий проведения наших испытаний (например, определяется значение дозового индекса вне зависимости от числа рядов детекторов — одновременно получаемых срезов). Полученные результаты согласуются с данными источников, в которых указывается на возможность рас-

хождения оценок в диапазоне до 2 раз при использовании различных методик оценки эффективной дозы для многосрезовых спиральных КТ [8, 9].

Таким образом, если сравнивать результаты эффективных доз, полученных на многосрезовом КТ при использовании методики, основанной на оценке CTDI, и результаты, полученные при коронарографии, то разница увеличится еще в 1,7 раза.

Помимо оценки эффективной дозы на пациента при диагностической коронарографии, в процессе экспериментов были получены соответствующие оценки при проведении ангиографии головы и брюшной полости: 21 мЗв при ангиографии головы и 40 мЗв при ангиографии брюшной полости. Видно, что и в этих случаях оценки эффективной дозы превышают показатели КТ при обследовании органов грудной клетки.

Выводы

1. Представлены оценки эффективной дозы при исследовании органов грудной клетки на четырех типах спиральных рентгеновских компьютерных томографов производства различных компаний, а именно: Toshiba, Siemens и General Electric. Оценки эффективных доз по результатам исследований колеблются в диапазоне от 8 до 15 мЗв.
2. Показано, что отличие результатов в оценке эффективной дозы при использовании антропометрического фантома тела человека и методики, основанной на определении значения показателя дозы КТ, может достигать 1,7 раза. Данное расхождение увеличивается по мере увеличения числа одновременно регистрируемых срезов в КТ.
3. Процедура диагностической коронарографии (аппарат AdvantX компании General Electric) приводит к дозовым нагрузкам приблизительно в 3 раза большим (порядка 50 мЗв). Также превышают уровни эффективных доз при КТ дозовые нагрузки, получаемые пациентом при проведении ангиографии головы и брюшной полости.

Список литературы

1. Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. Proceedings of an international conference held in Malaga, Spain, 26–30 March 2001.
2. American College of Radiology. White paper on radiation dose in medicine: deep impact on the practice of cardiovascular imaging. 2007, 5:37.
3. United Nations. Sources and Effects of Ionizing Radiation, 2000 Report to the General Assembly, Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), UN, New York (2000).
4. American College of Radiology. White Paper on Radiation Dose in Medicine, 2007, 4, p. 272-284.
5. Нормы радиационной безопасности (НРБ-99). СП 2.6.1.758 – 99.
6. Методические указания МУК 2.6.1.1797-03. Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях: Методические указания. – М.: Федеральный центр Госсанэпиднадзора Минздрава России, 2004. – 36 с.
7. European Commission's Study Group. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, EUR 16262 EN, European Communities, Luxembourg (1999).
8. American College of Radiology. Computed Tomography (CT) Accreditation Program. Phantom Testing Instructions. Accessed February 18, 2007.
9. Kaiser C.P. Dose metrics lag behind advances in CT scanners / Diagnostic Imaging, the 1st of August, 2005: