

Уровни экспозиционных доз для 16-ти и 64-срезового МСКТ

R.Irwan, H de Vries

Краткое содержание

Мы оценивали влияние протяжённости сканирования на уровни облучения для 16-срезового многосрезового компьютерного томографа (МСКТ) и 64-срезового МСКТ. Определялись значения произведений дозы на протяжённость (DLP) при сравнении уровней облучения для обоих типов МСКТ. Для толщины срезов до 2 мм уровни облучения для 64-срезового МСКТ были более низкими по сравнению с 16-ти срезовым МСКТ при сканировании объекта с протяжённостью более 12.3 см. В этой точке графики величин DLP для 16-срезового и 64-срезового МСКТ по отношению к протяжённости сканирования пересекаются. Данные о пересечении кривых DLP для МСКТ с различным количеством рядов детекторов ранее не публиковались. Поэтому различия в размерах объектов могут объяснять заметные расхождения между результатами предыдущих исследований, в которых сообщалось о больших или меньших значениях уровней эффективной экспозиции для 64-срезовых МСКТ по сравнению с 16-срезовыми.

Введение

Многосрезовая компьютерная томография (МСКТ) приобретала всё более важное значение в качестве метода неинвазивного отображения после её представления в 1998 году¹. Изучение лучевой нагрузки на пациентов во время МСКТ является важной проблемой и проводится в течение многих лет²⁻⁴. Особое внимание этой проблеме необходимо уделять при обследованиях молодых пациентов. Точное определение лучевой нагрузки на пациента при МСКТ в зависимости от ширины рентгеновского пучка, к сожалению, пока ещё не выполнено.

Значение CTDI (показатель дозы КТ) зачастую используется в качестве исходного для определения экспозиционной дозы в клинических условиях. CTDI может быть измерено внутри специального фантома (CTDI_wweighted), в воздухе (CTDI_{air}) или другим способом. Ввиду того, что значения CTDI, измеренные в фантоме, линейно связаны с измеренными в воздухе, оценки можно производить с использованием CTDI_{air}. Помимо этого, значение CT-

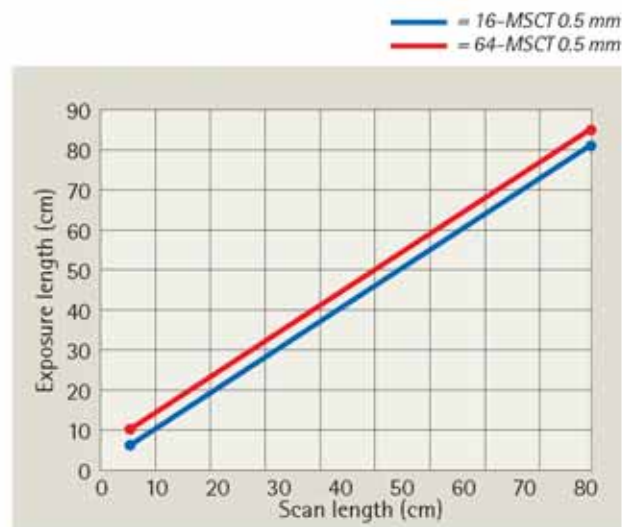


Рис. 1. График зависимости продолжительности экспонирования от протяжённости сканирования показывает, что продолжительность экспонирования 64-срезового МСКТ больше по сравнению с 16-срезовым

DI отображает выходную энергию системы рентгеновская трубка/фильтр при заданных условиях. Величина лучевой нагрузки на пациента, выраженная в виде DLP, используется как мерило экспонирования в процессе сканирования³.

Для данной толщины среза (0.5 мм в этом исследовании) номинальная ширина пучка 64-срезового МСКТ в четыре раза больше по сравнению с 16-срезовым МСКТ. Увеличенная ширина пучка обеспечивает более короткое время сканирования, но при этом повышаются значения превышения диапазона. Известно, что при непрерывном сканировании в одном и том же положении облучение от 64-срезового МСКТ больше по сравнению с 16-срезовым (Рис. 1), что создаёт

Протяжённость экспонирования (см)		Протяжённость сканирования* (см)		DLP (мГр*см) DLP (мГр*см)	
16-МСКТ	64-МСКТ	16-МСКТ	64-МСКТ	16-МСКТ	64-МСКТ
6.6	10.4	5	143.9	178.4	
11.6	15.4	10	253.7	264.6	
13.9	17.7	12.3	304.2	304.2	
21.6	25.4	20	473.3	436.9	
31.6	35.4	30	692.9	609.3	
41.6	45.4	40	912.5	781.7	
51.6	55.4	50	1132.1	954.0	
61.6	65.4	60	1351.8	1126.4	
71.6	75.4	70	1571.4	1298.7	
81.6	85.4	80	1791.0	1471.1	

Таблица 1. Сравнение DLP 16-срезового и 64-срезового МСКТ при различных протяжённостях сканирования. P = 15/16 для 16-срезового МСКТ и P = 53/64 для 64-срезового МСКТ. В отдельных опытах было установлено, что CT-DI_wweighted составляло 15.8 мГр для 16-срезового и 12.4 мГр для 64-срезового МСКТ, оба значения измерены в теле человека

* Число, приведенное курсивом, означает точку пересечения двух кривых

впечатление о повышенной лучевой нагрузке от 64-срезового МСКТ по сравнению с 16-срезовым. Сообщается о повышенных уровнях лучевой нагрузки для 64-срезового МСКТ по сравнению с 16-срезовым^{5,6}. Задачей данного исследования стало проведение тщательного сравнения путём определения значений DLP для обоих типов МСКТ как функции протяжённости сканирования.

Методы

Параметры систем

Опыты были проведены с системой МСКТ фирмы Тошиба Aquilion 64 (Toshiba Medical Systems, Отавара, Япония). Коллимация составляла 16 x 0.5 мм и 64 x 0.5 мм соответственно, а время оборота было равным 500 мс. Использовался эффективный контроль мАс для обеспечения постоянного качества изображения. Напряжение и ток через рентгеновскую трубку поддерживались на значении 135 мАс и 120 кВ. Скорость выборки данных составляла 900 проекций в секунду, а динамический диапазон аналогово-цифрового преобразователя составлял 16 бит.

Анализ эффективных значений экспонирования

В настоящее время во всех КТ сканерах значение лучевой нагрузки выводится на экран пользователя в виде CTDI_w или CTDI_{vol} и произведения дозы на расстояние (DLP). Лучевая нагрузка может быть получена из следующих величин.

CTDI_{air} даётся выражением¹:

CTDI_{air} is given as²:

$$CTDI_{air} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{50mm} d(z) dz \text{ [mGy]}$$

Рис. 2. Вверху: Типичный профиль относительной дозы как функция протяжённости сканирования. Усреднение иллюстрируется заштрихованной зоной. Внизу: Относительный вклад превышения диапазона в общую лучевую нагрузку на пациента становится меньшим при увеличении протяжённости сканирования

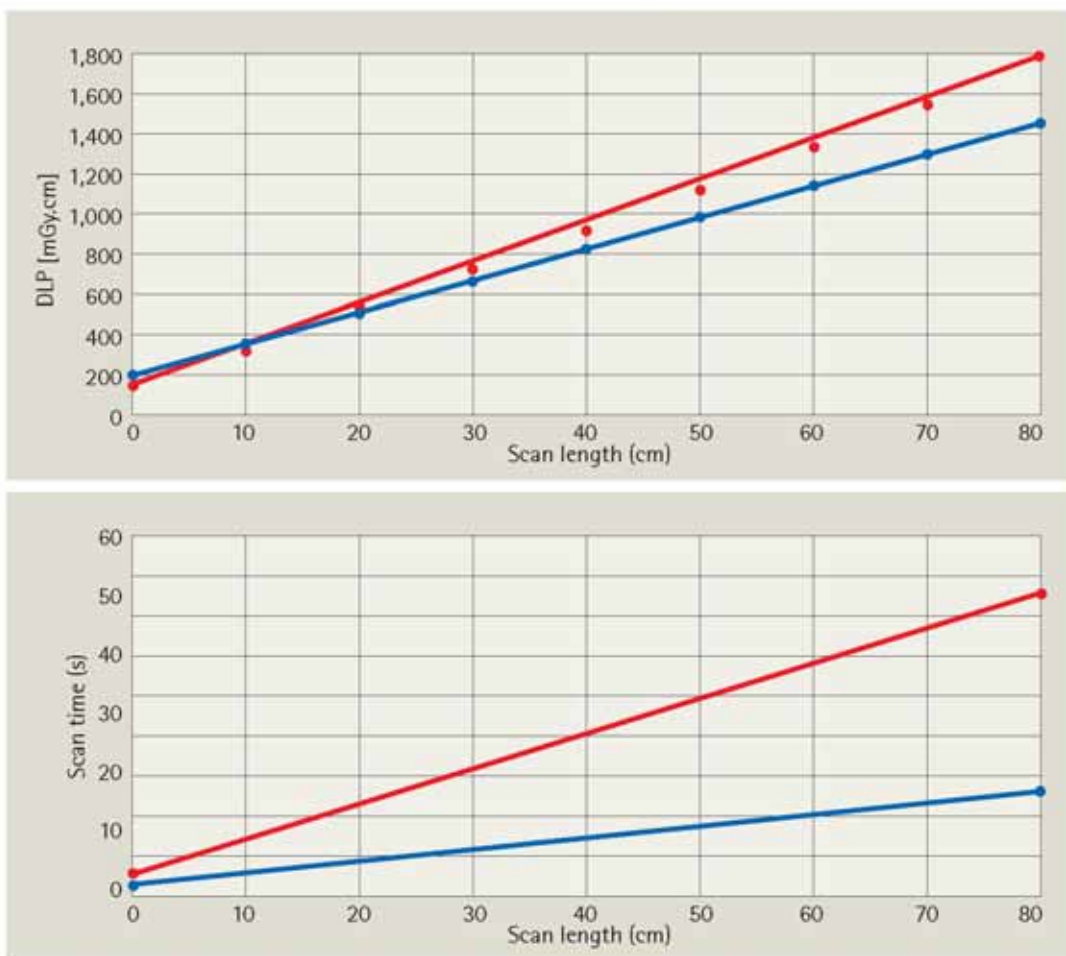
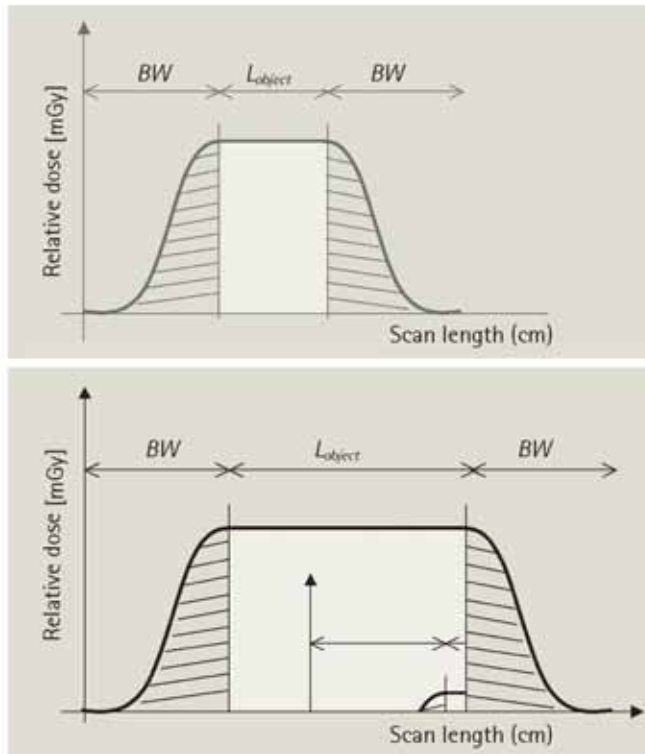


Рис. 3. Вверху: Кривые DLP для 16-срезового и 64-срезового МСКТ. Точка пересечения была определена на значении 12.3 см, и это указывает на то, что номинальная ширина пучка не даёт существенного вклада в уровни лучевой нагрузки при такой протяжённости. Общее время сканирования для обеих систем показывает, что 64-срезовый МСКТ имеет гораздо меньшее время сканирования по сравнению с 16-срезовым МСКТ при увеличении протяжённости сканирования.

— = 64-MSCT simulated 0.5 mm
 ● = 64-MSCT measured 0.5 mm
 — = 16-MSCT simulated 1 mm
 ● = 16-MSCT measured 1 mm

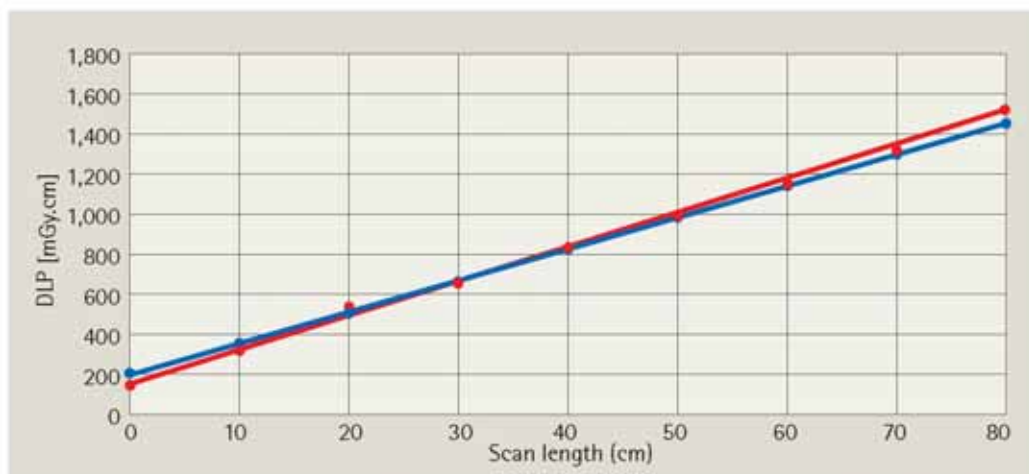
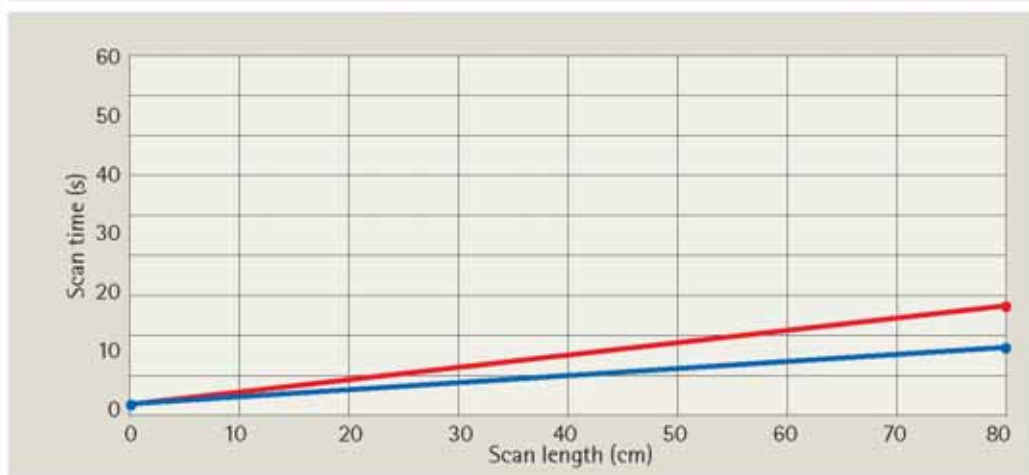


Рис. 4. Вверху: Кривые DLP с использованием 16 x 1 мм и 64 x 0.5 мм. Внизу: Общее время сканирования обеих систем показывает, что 64-срезовый МСКТ имеет меньшее время сканирования по сравнению с 16-срезовым при увеличении протяжённости сканирования

— = 16-MSCT 0.5 mm
 — = 64-MSCT 1 mm



где N является количеством срезов, T(мм) - номинальной толщиной среза, а d(z) - профилем дозы для поперечного скана. Интеграл берётся по интервалу протяжённости сканирования 100 мм. Произведение дозы на протяжённость за один оборот (d_{pair}) даётся выражением 1:

$$d_{pair} = CTD_{air} \times N \times h \text{ [mGy.cm]}$$

$$d_{pair} = CTD_{air} \times N \times h \text{ [mGy.cm]}$$

где h является номинальной толщиной среза в см. Тогда общая величина произведения дозы на протяжённость для всего сканирования составляет:

$$DLP_{air} = d_{pair} \times R \text{ [mGy.cm]}$$

где R является общим количеством оборотов с включением превышения диапазона (заштрихованные области на Рис. 1). Математически R может быть выражено в виде:

$$R = \frac{L + \text{overranging}}{BW_{nom} \times P}$$

где L является протяжённостью сканирования, BW_{nom} - номинальной шириной пучка, а P - питч фактором КТ, который определяется движением верхней части стола и количеством срезов⁷. Превышение диапазона, т.е., разница между длительностью экспонирования и протяжённостью сканирования, зависит от номинальной ширины пучка и не зависит от протяжённости сканирования (Рис. 2). Для измерений дозы в воздухе мы использовали калиброванный карандашный дозиметр (Unfors Multi-O-Meter 60 фирмы Unfors Instruments, Швеция, <http://www.unfors.com>), который размещался точно в изоцентре гентри. Поскольку все измерения были точными, количество оборотов представляло протяжённость объекта.

Результаты

Значения уровней экспонирования, измеренных как DLP, для 16-срезового МСКТ (P = 15/16) и 64-срезового МСКТ (P = 53/64) просуммированы в Таблице 1. Для протяжённости сканирования 5 см DLP 16-срезового МСКТ примерно на 19% ниже (144 мГр*см) по сравнению с 64-срезовым (178 мГр*см). В то же время, для больших протяжённости сканирования порядка 80 см DLP 16-срезового МСКТ на 21% выше (1791 мГр*см) по сравнению с 64-срезовым (1471 мГр*см).

Из Таблицы 1 видно, что превышение диапазона (длительность экспонирования - протяжённость сканирования) для 16-срезового и 64-срезового МСКТ являются одинаковыми для всего диапазона, т.е., 1.6 см и 5.4 см соответственно. На Рис. 3 (вверху) приведены вычисленные значения DLP в диапазоне от 5 до 80 см для обоих типов МСКТ. Можно видеть, что имеется точка пересечения примерно при значении 12.3 см протяжённости сканирования, до которой 16-срезовый МСКТ имеет самые низкие значения DLP, а после неё меньшие значения имеет 64-срезовый МСКТ. Измеренные значения DLP для обеих систем показаны со звёздочками (*). Видно, что они очень близки к расчётным.

Продолжительность сканирования были меньшими для 64-срезового МСКТ в сравнении с 16-срезовым, особенно при увеличении протяжённости сканирования (Рис. 3, внизу). Для сравнения мы произвели те же измерения и вычисления для 16-срезового МСКТ с толщиной срезов 1 мм (Рис. 4) и 2 мм (Рис. 5). При увеличении толщины срезов, полученные для 16-срезового МСКТ результаты очень близки к тем, которые получены для DLP и длительностей сканирования для 64-срезового МСКТ

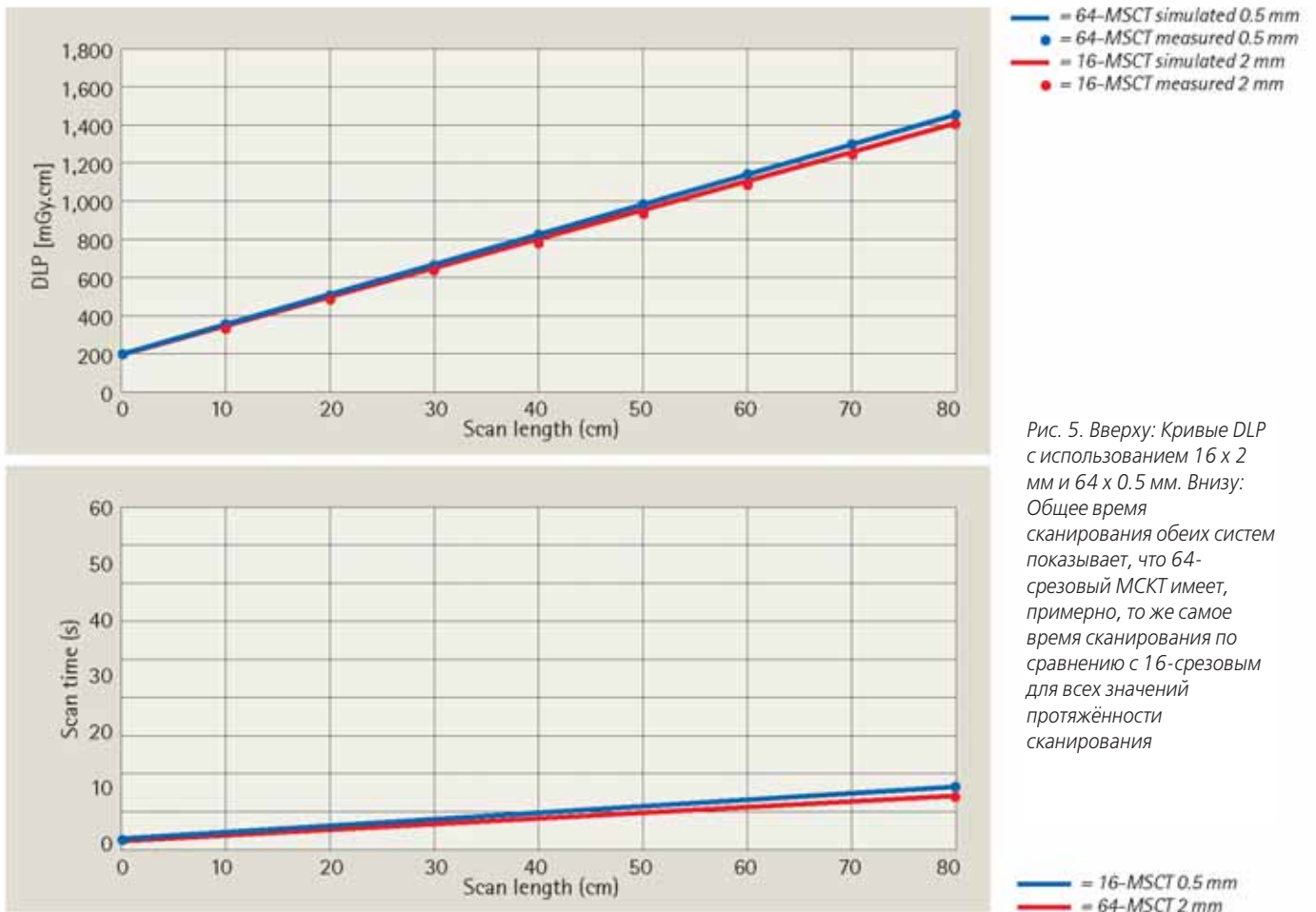


Рис. 5. Вверху: Кривые DLP с использованием 16 x 2 мм и 64 x 0.5 мм. Внизу: Общее время сканирования обеих систем показывает, что 64-срезовый МСКТ имеет, примерно, то же самое время сканирования по сравнению с 16-срезовым для всех значений протяжённости сканирования

с толщиной срезов 0.5 мм (сравнить Рис. 4 и Рис. 5). При этом измеренные значения DLP являются очень близкими к расчётным.

Обсуждение

Мы показали, что помимо ширины пучка протяжённость сканирования является также важным фактором при сравнении различных систем МСКТ. Подход состоял в том, чтобы сравнить уровни экспонирования для 64-срезового и 16-срезового МСКТ по значениям DLP путём характеристики интегральной дозы для всей серии КТ сканирований вдоль поперечной протяжённости вместо использования CTDI. Это является логичным ввиду того, что CTDI представляет собой экспозиционную дозу при стандартных условиях, а значения DLP отображают ту дозу, которую необходимо подвести пациенту для клинической визуализации. В дополнение к CTDI для вычисления значений DLP использовались пять других основных параметров протокола сканирования (кВ, мАс, питч фактор, толщина и количество срезов).

Представленные результаты показывают, что 64-срезовый МСКТ не обязательно имеет более высокие значения DLP по сравнению с 16-срезовым. Поэтому радиационная защита пациентов должна больше основываться на оптимизации диапазона сканирования, которая предполагает преобладание полученного преимущества для пациента над риском дополнительного облучения.

В работе не проводилось сравнения качества изображений для двух типов сканеров. Такие данные могут быть найдены во многих работах^{5,6,8}. Приведенные здесь результаты анализа показывают, что лучевая нагрузка на пациентов при использовании 64-срезовых МСКТ является не большей, а меньшей по сравнению с 16-срезовыми при условии, что

протяжённость сканирования превышает 12.3 см. В заключение можно сказать, что измерения экспозиционных доз должны основываться на значениях DLP, которые включают CTDI и другие параметры протокола сканирования. В отличие от ранее опубликованных сообщений^{5,6} для 64-срезовых МСКТ лучевая нагрузка на пациентов не обязательно должна быть более высокой по сравнению с 16-срезовыми. Это частично противоречит установившемуся мнению о том, что лучевая нагрузка увеличивается пропорционально увеличению номинальной ширины пучка, и способствует возобновлению дискуссии вокруг вопроса о величинах лучевых нагрузок при использовании различных КТ технологий.

References

1. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock O. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and scanner rotation. *Radiology* 1998;176:181-183.
2. Aoki C, Nishizawa K, Tonari A, Hachiya J. Effective dosing for multi-detector CT scanning. *Jpn J Med Imaging* 2001;20:101-9.
3. Nagel HS, Galanski M, Hidajat N, Maier W, Schmidt T. Radiation exposure in computed tomography-fundamentals, influencing parameters, dose assessment, optimisation, scanner data, terminology. Hamburg: CTB Publications, 2001.
4. Thomas LT, Neil BB, Tin-Su P, et al. A dose reduction X-ray beam positioning system for high-speed multislice CT scanners. *Med Phys* 2000;27:2659-68.
5. Deetjen A, Müllmann S, Conradi G, Rolf A, Schmemmud A, Hamm CW, Dill T. Use of automatic exposure control in multislice computed tomography of the coronaries: comparison of 16-slice and 64-slice scanner data with conventional coronary angiography. *Heart* 2007;93:1040-3.
6. Mori S, Endo M, Nishizawa K, Murase K, Fujiwara H, Tanada S. Comparison of patient doses in 256-slice CT and 16-slice CT scanners. *Br J Radiol* 2006;79:56-61.
7. International Electrotechnical Commission. Evaluation and routine testing in medical imaging departments constancy tests - X-ray equipment for computed tomography. Publication IEC 1994:1223-1226.
8. Dewey M, Hoffmann H, Hamm B. CT coronary angiography using 16 and 64-simultaneous detector rows: intraindividual comparison. *Rofo*. 2007;179:581-6.