

ВОЗМОЖНОСТИ СНИЖЕНИЯ ЛУЧЕВОЙ НАГРУЗКИ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ МСКТ КОРОНАРОГРАФИИ: ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АДАПТИВНОЙ СТАТИСТИЧЕСКОЙ ИТЕРАТИВНОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ

СИНИЦЫН В.Е., ГЛАЗКОВА М.А., МЕРШИНА Е.А., АРХИПОВА И.М.

ФГУ «Лечебно-реабилитационный центр» Минздрава России, Москва, Россия

Цель. Оценить эффективную дозу облучения и качество полученных изображений при использовании алгоритма адаптивной статистической итеративной реконструкции (ASIR).

Материалы и методы. 57 пациентов были обследованы с помощью томографической (КТ) коронарографии в режиме ретроспективной синхронизации. У 27 пациентов использовался фильтрованный алгоритм обратной проекции (FBP) в постпроцессинговой обработке, у 30 пациентов – ASIR-алгоритм. У всех пациентов были измерены уровень контраста, шума и соотношения сигнал/шум (SNRs).

Результаты. Не было получено достоверных отличий по показателям уровня контраста, шума и SNRs в двух группах пациентов. Эффективная доза при применении ASIR была меньше на 45,9%, чем при использовании FBP (8,7 [3,5] мЗв и 16,1 [1,4] мЗв соответственно, $p < 0,0001$).

Выводы. Использование 40% ASIR при проведении КТ коронарографии позволяет значительно снизить эффективную дозу облучения пациентов без потери диагностической информации.

Ключевые слова: лучевая нагрузка, адаптивная статистическая итеративная реконструкция, фильтрованный алгоритм обратной проекции.

В последние годы популярность мультисрезовой компьютерной томографии (МСКТ) как метода визуализации сердца и коронарных артерий постоянно возрастает. Например, в США ежегодно проводят около 2,3 млн. МСКТ коронарографий [1]. Однако увеличение частоты МСКТ-исследований привело к значительному повышению лучевой нагрузки на популяцию в целом, поскольку при проведении МСКТ пациент подвергается большему радиационному воздействию по сравнению с другими диагностическими процедурами [2-4]. Так, по различным оценкам риск развития рака, связанного с применением МСКТ, составляет более 2%.

К сожалению, уменьшение эффективной дозы облучения за счет снижения тока и напряжения рентгеновской трубки при выполнении МСКТ-исследований приводит к снижению качества изображений за счет увеличения количества шума и артефактов на изображениях [6]. Возможным решением данной проблемы может служить внедрение технологии адаптивной статистической итеративной реконструкции «сырых» данных МСКТ (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction, ASIR). ASIR-алгоритм позволяет с одной стороны, повысить качество изображения, а с другой – снизить величину анодного тока, и, следовательно, лучевую нагрузку на пациента без снижения качества получаемого изображения [7,8]. По результатам различных исследований использование ASIR-алгоритма приводит к снижению лучевой нагрузки на пациента на 32-65% по сравнению с использованием фильтрованного алгоритма обратной проекции [9-11].

Цель настоящего исследования – оценка качества полученных изображений и анализ эффективной дозы облучения при проведении МСКТ коронарографии с использованием ASIR-алгоритма реконструкции изображений.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В исследование было включено 57 пациентов, направленных в ЛРЦ Росздрава для оценки состояния коронарных артерий (КА) в период с марта 2010 по июль 2011 года. Средний возраст пациентов составил 61 ± 10 лет (от 37 до 83 лет). Все пациенты предъявляли жалобы на боль/ дискомфорт/ давление в области грудной клетки. Основными критериями исключения являлись: (а) нарушения ритма (ЧСС > 85 уд/мин и частые экстрасистолы), (б) уровень креатинина больше 11,5 мг/дл и (в) другие (беременность у женщин, аллергия на введение контрастного вещества, тяжелое общее состояние пациента, гемодинамическая нестабильность). Коронарные стенты, протезированные клапаны и ИМТ > 30 кг/м² не являлись критериями исключения.

Пациентам с ЧСС > 80 уд/мин за 15-20 минут до исследования вводились β -блокаторы (метопролол, 15-20 мг). Сканирование проводилось в краниокаудальном направлении, на уровне от корня аорты (выше отхождения коронарных артерий) до верхушки сердца, на задержке дыхания. С помощью автоматического инжектора внутривенно со скоростью 4-5 мл/с вводилось 80-100 мл неионного контрастного средства («Оптирей», концентрация йода 350 мг/мл).

1-ю группу составили 27 пациентов (средний возраст – $61 \pm 9,7$ лет), у которых МСКТ-коронарография была произведена с использованием фильтрованного алгоритма обратной проекции (FBP). В данной группе МСКТ проводили на 64-срезовом МСКТ: толщина среза – 0,625 мм, матрица изображения – 512x512, напряжение тока на трубке 120 kV, сила тока на трубке – $535 \pm 30,57$, алгоритм постпроцессинговой обработки изображений – FBP, фильтр жесткости – B41 f (Табл.1).

Во 2-ю группу были включены 30 пациентов (средний возраст – 61 ± 10 лет), у которых при МСКТ использовался ASIR-алгоритм. МСКТ проводилась на мульти-спиральном компьютерном томографе Discovery CT 750 MD (General Electric): толщина среза – 0,625 мм, матрица изображения – 512x512, напряжение тока на трубке 100 kV, сила тока на трубке – $596 \pm 10,2$ mA, алгоритм постпроцессинговой обработки изображений – 40% ASIR (Табл.1).

Уровень ASIR 40% был выбран согласно результатам анализа фантомов, которые продемонстрировали, что использование 40% ASIR позволяет получать диагностические изображения с оптимальной эффективной дозой и с уровнем шума меньше, чем при использовании FBP-алгоритма с полной лучевой нагрузкой (Рис.1). Leipsic J. et al (2010) также отмечают, что изображения оптимального качества получаются при комбинировании FBP-ASIR 40 и 60% (снижение уровня шума на 17 и 26% соответственно), в то время, как использование 100% ASIR сильно снижает количество шума на изображениях (на 43%), что затрудняет интерпретацию данных.

Анализ полученных изображений выполнялся на аксиальных срезах (2D); в постпроцессинговой обработке использовались программы: MPR (многослойная реконструкция) и VRT (объемный рендеринг).

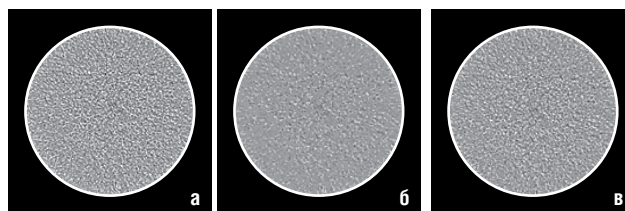


Рис. 1. (а) FBP -алгоритм (снижение дозы на 50% – 120 кВ, 300 мА) (б) 100% ASIR (изображение выглядит бесшумным, что затрудняет интерпретацию данных) (в) 40% ASIR (снижает количество шума по сравнению с FBP-протоколом (а), но не затрудняет интерпретацию данных из-за искусственного сглаживания, как при использовании 100% ASIR (б) [10].



Рис. 2. Оценка уровня контраста, шума и на уровне восходящей аорты.

Анализ качества полученных изображений включал в себя оценку контраста, шума и соотношения сигнал/шум (SNR) восходящей аорты (синуса Вальсальвы), миокарда, полости левого желудочка и легочного ствола. Для расчета значения SNR выбиралась зона интереса 100 мм², где определялись уровень контраста и шума, и, исходя из этих значений, рассчитывалось значение SNR (Рис.2).

У всех 57 пациентов оценивались показатели CTDI (CT Dose Index) и DLP (Dose Length Product). CTDI служит мерой поглощенной дозы облучения и является непосредственно измеряемым дозиметрическим параметром. DLP – поглощенная доза во время исследования с учетом протяженности области сканирования и количества повторных сканирований. В нашем исследовании учитывалось DLP при сканировании сердца (Cardiac Helical).

Исходя из показателей DLP у обследуемого рассчитывалась эффективная доза (E) с использованием коэффициента пересчета: $E = DLP * E(DLP)$.

E (DLP) – нормализованная эффективная доза для исследования грудной полости в соответствии с «Европейским руководством по

Параметр	1-я группа	2-я группа	P
Возраст	61±9,65	61±10,9	0,54
ЧСС (уд/мин)	62,7±8,3	59±8,9	0,71
ИМТ (кг/м)	29,6 [6,9]	28,3 [5,9]	0,68
Толщина среза	0,625	0,625	-
Матрица изображения	512x512	512x512	-
Напряжение тока (кВ)	120	100	0,0001
Сила тока (мА)	535±30,57	596±10,2	0,001
Синхронизация с ЭКГ	Ретроспективная	Ретроспективная	-
Алгоритм реконструкции	FBP	ASIR	-

¹ Среднее значение ± стандартное отклонение
² Медиана [квартиль]

Таблица 2

Показатели лучевой нагрузки на пациента и качества изображения						
Дозиметрические параметры	FBP	ASIR	P			
CTDI (mGy)	66 (7,60)	35,2 (7,6)	0,0001			
DLP (mGy*cm)	1151 (101)	606,52 (279,7)	0,0001			
E (mSv)	16,1 (1,4)	8,7 (3,5)	0,0001			
Параметры качества изображений						
ROI	Шум изображения			SNR изображения		
	FBP	ASIR	p	FBP	ASIR	P
аорта	42,6 (15,53)	49 (21,87)	0,53	7,8 (2,7)	9,25 (5,4)	0,05
миокард	46 (16,7)	51 (15,7)	0,124	2,1 (0,9)	1,9 (0,95)	0,6
левый желудочек	45,7 (19)	53 (24,38)	0,24	6,4 (3,9)	7,48 (3,44)	0,21
легочный ствол	43 (21)	42,9 (13)	0,62	7,5 (5,3)	9,1 (3,9)	0,182

чем при использовании FBP-алгоритма реконструкции. Значения показателей CTDI, DLP, E представлены в таблице 2. Значение показателей DLP и E при использовании ASIR-алгоритма постпроцессинговой обработки изображений были также снижены на 47,3 и 45,9% соответственно ($p < 0,001$; рис.3).

При столь значительном снижении эффективной дозы облучения, качество полученных изображений оставалось сопоставимым со стандартным

критериям качества для компьютерной томографии» равная 0,014 мЗв/мГр*см.

Полученные данные были обработаны на компьютере с использованием пакета статистических программ MedCalc, Microsoft Excel 7.0, STATISTICA v.6.0. Для определения нормальности распределения признака в выборке использовался тест Шапиро – Вилка и критерий Колмогорова – Смирнова. Значения представлены как медиана (межквартильный размах). Для выявления существенных различий между средними значениями различных совокупностей сопоставляемых групп больных применялся критерий Манна – Уитни, как непараметрический статистический критерий.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЯ

Значение CTDI в 1 группе составило 66 (7,6) мГр, во 2 группе – 35,2 (7,6) мГр (табл. 2). Таким образом, CTDI при проведении исследования с использованием ASIR-алгоритма было на 46% меньше,

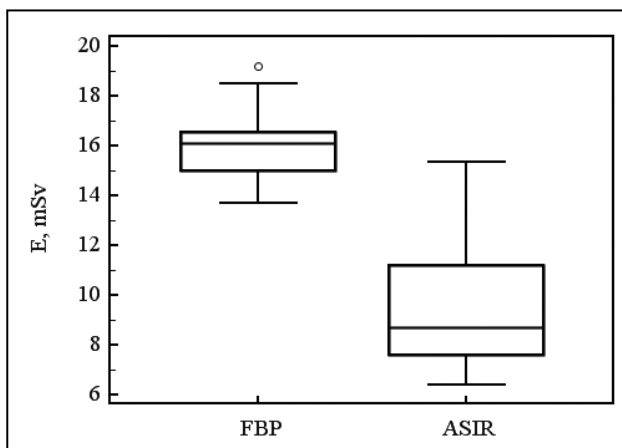


Рис. 3. График, демонстрирующий снижение эффективной дозы облучения на 45,9% при использовании ASIR-алгоритма реконструкции в отличие от FBP.

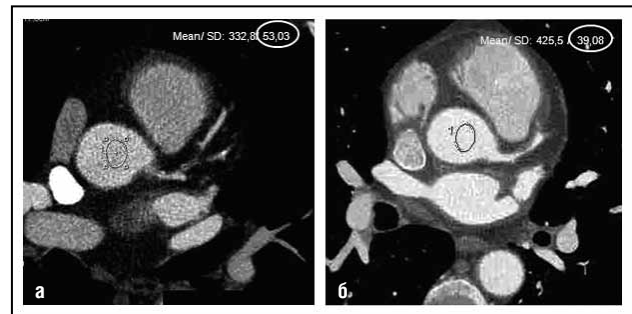


Рис. 4. (а) FBP-алгоритм (напряжение тока на трубке 120 кВ, сила тока на трубке 551 мА, E=16,1 мЗв) и (б) ASIR-алгоритм (напряжение тока на трубке 100 кВ, сила тока на трубке 550 мА, E=7,9 мЗв) реконструкции на уровне корня восходящей аорты. Шум изображения (представленный как SD) меньше при использовании ASIR-алгоритма.

FBP-алгоритмом реконструкции (Рис. 4). Так, анализ полученных изображений по показателям шума и SNR аорты, легочного ствола, полости левого желудочка и миокарда в двух группах не выявил достоверных отличий их качества ($p > 0,05$) (Табл. 2).

Таким образом, ASIR-алгоритм постпроцессинговой обработки изображений позволяет повысить низкоконтрастную разрешающую способность при одновременном снижении уровня шума и уменьшения эффективной дозы облучения на 45,9% без снижения качества изображений. Leipsic J. и соавторы (2010) отмечают, что для максимального снижения лучевой нагрузки на пациента возможно комбинирование ASIR-алгоритма с другими методами снижения лучевой нагрузки. Например, при выполнении МСКТ коронарографии применение ASIR-алгоритма с проспективной ЭКГ-синхронизацией позволяет снизить эффективную дозу облучения на 85%.

Усилия по снижению лучевой нагрузки на пациента при проведении МСКТ коронарографии имеют несколько направлений, к основным из них относятся:

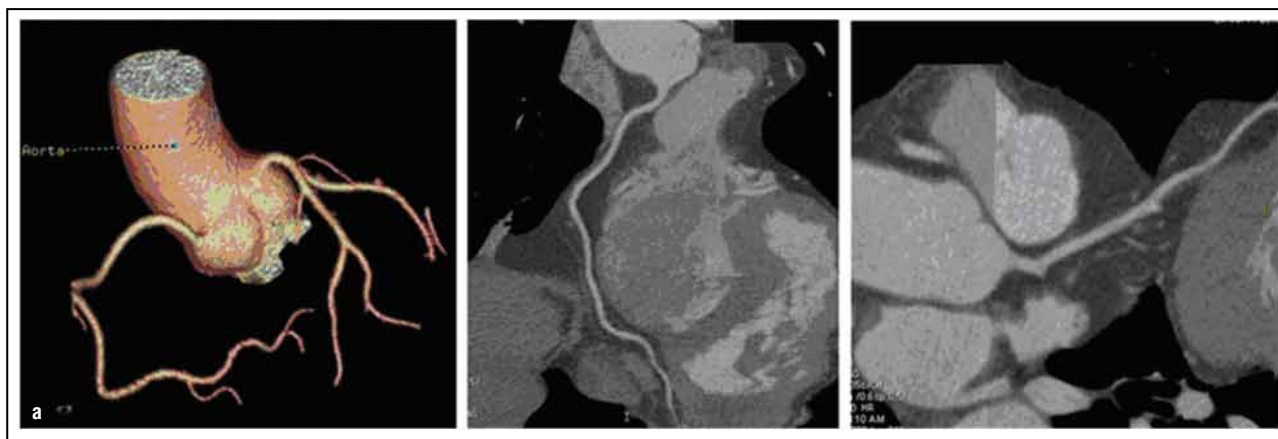


Рис. 5. Отличное качество изображения коронарных артерий у пациента с избыточным весом, ИМТ=28,9 кг/м², 40% ASIR. Напряжение тока на трубке 100 кВ, сила тока на трубке 550 мА, E=6,8 мЗв.

- использование новых объемных томографов с 320 рядами датчиков [12];
- снижение напряжения трубки (от 120 до 100 кВ) [13, 14];
- модуляция силы тока трубки под контролем ЭКГ [15, 15];
- использование проспективной ЭКГ-синхронизации [17, 18];
- использование высокого питча (эффективная доза составляет менее 1 мЗв) [19, 21].

К дополнительным методам снижения эффективной дозы облучения можно отнести уменьшение зоны исследования, использование фильтров и ASIR, применение которых позволяет уменьшить эффективную дозу облучения на 16, 40 и 44% соответственно [10, 22, 23].

Итеративные реконструкции используются в ПЭТ и применялись в начальных версиях КТ, однако, до настоящего времени, они не были доступны в современных поколениях КТ из-за сложности и недостатка требуемой компьютерной мощности. ASIR, в отличие от FBP-алгоритма, реконструирует КТ-данные путем полного моделирования системы статистики. Процесс реконструкции является итеративным, поэтому для преодоления математических трудностей, Paden et al. В 2008 году на ежегодной встрече Радиологического Общества Северной Америки (RSNA), представили математическое моделирование изображений [24, 25].

Итак, суть технологии ASIR заключается в предварительном математическом моделировании изображений, которое дополнительно корректируется с учетом энергии фотонов и характеристики объекта исследования [25]. Особенностью данного алгоритма является выполнение реконструкции из сырых данных и непосредственное воздействие на причины шума, что дает возможность повысить качество изображения и снизить лучевую нагрузку.

Одним из преимуществ ASIR является возможность получения изображений с хорошим качеством у пациентов, страдающих избыточным весом или ожирением, за счет подавления шума (ИМТ>25 кг/м², рис.5). Современное поколение КТ, использующих протокол FBP, даже при увеличении эффективной дозы облучения у таких пациентов, зачастую не позволяет получать диагностические изображения, поскольку высокий шум может скрыть нормальную анатомию или имитировать заболевание.

По мнению Silva A.C. (2010), использование ASIR-алгоритма постпроцессинговой обработки имеет огромное значение у детей и молодых пациентов, которые проходят несколько КТ-исследований за короткий период времени, а также у беременных женщин по медицинским показаниям, не имеющих возможности и желания выполнить МРТ [26].

Основным ограничением ASIR-алгоритма является увеличение времени анализа изображений, по сравнению FBP-обработкой. Так, при выполнении реконструкции живота и органов малого таза время обработки изображений увеличивается на 30% (65 с ASIR, 50 с FBP) [26]. Однако необходимо отметить, что в дальнейшем с усовершенствованием методики ASIR время, затрачиваемое на проведение исследования, будет сокращаться. Еще одним потенциальным недостатком ASIR-алгоритма является получение бесшумных изображений с чрезмерно сглаженными контурами.

Вывод: ASIR-алгоритм позволяет снизить величину напряжения на рентгеновской трубке и сохранить при этом качество полученных изображений с уровнем сигнала и шума, сопоставимым с FBP-алгоритмом реконструкции с более высоким напряжением тока на трубке. В результате этого использование ASIR-алгоритма реконструкции данных МСКТ позволяет снизить эффективную дозу облучения пациентов в среднем на 45,9%.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. **Mettler FA Jr, Bhargavan M, Faulkner K, Gilley DB, Gray JE, Ibbot GS, Lipoti JA, Mahesh M, McCrohan JL, Stabin MG, Thomadsen BR, Yoshizumi TT (2009)** Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources – 1950-2007. *Radiology* 253(2): 520-531.
2. **Alkadhi H (2009)** Radiation dose of cardiac CT – what is the evidence? *Eur Radiol* 19: 1311–1315.
3. **Hall EJ, Brenner DJ.** Cancer risks from diagnostic radiology. *Br J Radiol* 2008; 81: 362–378.
4. National Institute of Environmental Health Sciences Website. List of cancer-causing agents grows. www.niehs.nih.gov/oc/news/canceragents.htm. Accessed March 28, 2007.
5. **Brenner DJ, Hall EJ.** Computed tomography: an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007; 357: 2277–2284.
6. **Leshka S, Stolzmann P, Schmid FT, et al.** Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise, and radiation dose. *Eur Radiol* 2008; 18: 1809–1817.
7. **Prakash P, Karla MK, Kambadakone AK, et al.** Reducing abdominal CT radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Invest Radiol* 2010; 45: 202–210.
8. **Marin D, Nelson RC, Schindera ST, et al.** Low-tube-voltage, high-tube-current multidetector abdominal CT: improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm—initial clinical experience. *Radiology* 2010; 254: 145–153.
9. **Leisipic J, Labounty TM, Heilbron B, et al (2010).** Estimated radiation dose reduction using adaptive statistical iterative reconstruction in coronary CT angiography: the ERASIR study. *AJR* 195: 655–660.
10. **Hara AK, Paden RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W.** Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *AJR* 2009; 193: 764–771.
11. **Leisipic J, Labounty TM, Heilbron B, et al.** Adaptive statistical iterative reconstruction: assessment of image noise and image quality in coronary CT angiography. *AJR* 2010; 195: 649–654.
12. **Einstein AJ, Elliston CD, Arai AE, et al.** Radiation dose from single-heartbeat coronary CT angiography performed with a 320-detector row volume scanner. *Radiology*. 2010; 254: 698–706.
13. **Leschka S, Stolzmann P, Schmid FT, et al (2008)** Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise, and radiation dose. *Eur Radiol* 18: 1809–1817.
14. **Paul JF, Abada HT (2007)** Strategies for reduction of radiation dose in cardiac multislice CT. *Eur Radiol* 17: 2028–2037.
15. **Achenbach S, Anders K, Kalender WA (2008)** Dual-source cardiac computed tomography: image quality and dose consideration. *Eur Radiol* 18: 1188–1198.
16. **Jakobs TF, Becker CR, Ohnesorge B, et al (2002)** Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur Radiol* 12: 1081–1086.
17. **Cheng Z, Wang X, Duan Y, et al (2010)** Low-dose prospective ECG-triggering dual-source CT angiography in infants and children with complex congenital heart disease: first experience. *Eur Radiol* 20(10): 2503–2511.
18. **Klass O, Jeltsch M, Feuer S, et al (2009)** Prospectively gated axial CT coronary angiography: preliminary experiences with a novel low-dose technique. *Eur Radiol* 19: 829–836.
19. **Sommer WH, Schenzle JC, Becker CR, et al (2009)** saving dose in triple-rule-out computed tomography examination using a high-pitch dual spiral technique. *Invest Radiol* 45: 64–71.
20. **Lell M, Hinkmann F, Anders K, et al (2009)** High-pitch electrocardiogram-triggered computed tomography of the chest: initial result. *Invest Radiol* 44: 728–733.
21. **Leshka S, Stolzmann P, Desbiolles L, et al (2009)** Diagnostic accuracy of high-pitch dual-source CT for the assessment of coronary stenoses: first experience. *Eur Radiol* 19: 2896–2903.
22. **Budoff MJ (2009)** Radiation dose of cardiac CT—what is the evidence? *Int J Cardiovasc imaging* 25: 279–287.
23. **Leshka S, Kim CH, Baummueller S, et al (2010)** Scan length adjustment of CT coronary angiography using the calcium scoring scan: effect on radiation dose. *AJR* 194: W272–277.
24. **Liu YJ, Zhu PP, Chen B, et al.** A new iterative algorithm to reconstruct the refractive index. *Phys Med Biol* 2007; 52: L5–L13.
25. **Cheng LCY, Fang T, Tyan J.** Fast iterative adaptive reconstruction in low-dose CT imaging. *Proceeding of the IEEE International Conference on Image Processing*. New York, NY: IEEE. 2006: 889–892.
26. **Silva AC, Lawder HJ, Hara A, Kujak J, Pavlicek W.** Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR Am J Roentgenol*. 2010 Jan; 194(1): 191–9.

**POSSIBILITIES OF DECREASING RADIATION LOAD DURING MSRT CORONAROGRAPHY:
USING ADAPTIVE STATISTIC ITERATIVE RECONSTRUCTION**

Sinitsyn V.E., Glazkova M.A., Mershina E.A., Arhipova I.M.

Aim. To assess the effective dose of irradiation and quality of the obtained images while using the algorithm of adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR).

Materials and methods. A total of 57 patients were examined using by means of computed tomography (CT), coronarography in the mode of retrospective synchronization. In 27 patients we used the filtered algorithm of filtered back projection (FBP) in the postprocessing treatment, in 30 patients – underwent ASIR algorithm. In all patients we measured the level of contrast, noise and signal/noise ratio (SNRs).

Results. There were no significant difference by the level of contrast, noise and SNRs in the two groups of patients. The effec-

tive dose of using ASIR was less by 45,9% than while using FBP (8,7 [3,5] mZv and 16,1 [1,4] mZv, respectively, $p < 0,0001$).

Conclusion. Using 40% of ASIR while performing CT coronarography makes it possible to considerably decrease the effective dose of irradiation of patients without losing diagnostic information.

Key words: radiation load, adaptive statistical iterative reconstruction, filtered back projection algorithm.

Адрес для корреспонденции:

Синицын В.Е.
Центр лучевой диагностики
ФГУ «Лечебно-реабилитационный центр»
Иваньковское шоссе, 3
125367, Москва, Россия
E-mail: vsini@mail.ru

Correspondence to:

Sinitsyn V.E.
Radiodiagnosis Department Centre of Radiation Diagnosis
Therapeutic and Rehabilitation
Ivankovskoe shosse, 3
125367, Moscow, Russia
E-mail: vsini@mail.ru