

Сравнение низкой и высокой концентрации (270 и 320 мг йода/мл) изоосмолярного йодсодержащего контрастного препарата при выполнении многосрезовой компьютерно-томографической коронарографии: одноцентровое проспективное слепое рандомизированное исследование

В.Е. Синицын, д. м. н., профессор, директор Центра лучевой диагностики ЛРЦ;

М.А. Комарова, врач-рентгенолог Центра лучевой диагностики ЛРЦ;

Е.А. Мершина, к. м. н., заведующая отделением томографии Центра лучевой диагностики ЛРЦ

ФГБУ «Лечебно-реабилитационный центр» Министерства здравоохранения РФ,
Иваньковское шоссе, 3, Москва, 125367, Российская Федерация

Comparison of low- and high-concentration (270 and 320 mg I/ml) iso-osmolar iodinated contrast media in coronary CT angiography: a randomized prospective single-center blinded study

V.E. Sinitsyn, MD, PhD, DSc, Professor, Director of Center of Radiology of Federal Center of Treatment and Rehabilitation;

M.A. Komarova, Radiologist of Center of Radiology of Federal Center of Treatment and Rehabilitation;

E.A. Merzhina, MD, PhD, Head of the Department of Tomography of Center of Radiology of Federal Center of Treatment and Rehabilitation

Federal Center of Treatment and Rehabilitation, Ministry of Health of the RF,
Ivan'kovskoe shosse, 3, Moscow, 125367, Russian Federation

Цель исследования – оценить качество изображений коронарных артерий (КА) при использовании протокола с низкой лучевой и йодной нагрузкой и обычного протокола обследования пациентов.

Материал и методы. В исследование были включены 60 пациентов. Многосрезовую компьютерно-томографическую (МСКТ) коронарографию проводили на 64-спиральном компьютерном томографе в режиме проспективной электрокардиографической синхронизации, с использованием ASIR 40%. При этом 30 пациентов были обследованы с использованием йодсодержащего контрастного вещества с низкой концентрацией йода (йодиксанол, 270 мг йода/мл) при низком напряжении тока на трубке (80 кВ) (группа 1); остальные 30 пациентов – с использованием йодсодержащего контрастного вещества с высокой концентрацией йода (йодиксанол, 320 мг йода/мл) при обычном напряжении тока на трубке (120 кВ) (группа 2). Качество полученных изображений КА оценивалось субъективно по четырехбалльной шкале, изображения были рандомизированы. Рентгеновская плотность внутри просвета коронарных артерий была измерена на уровне проксимальных и дистальных сегментов передней межжелудочковой артерии (ПМЖА) и правой коронарной артерии (ПКА).

Результаты. Возраст, частота сердечных сокращений, индекс массы тела пациентов и параметры сканирования (за исключением напряжения тока на трубке) статистически значимо не отличались по группам. Анализ полученных изображений КА не выявил достоверных отличий их качества при использовании йодиксанола-270 и йодиксанола-320 (соответственно $1,28 \pm 0,28$ и $1,34 \pm 0,29$, $p=0,4$). Не было получено статистически значимых различий измеренной плотности дистальных сегментов ПКА и ПМЖА в двух группах. Плотность, измеренная в просвете проксимальных сегментов ПКА и ПМЖА, была достоверно ниже во 2-й группе пациентов ($p<0,05$).

Заключение. Проведение МСКТ-коронарографии по протоколу низкой лучевой и низкой йодной нагрузки позволяет сделать данное исследование более безопасным для пациента, не приводит к потере диагностической информации и снижению качества изображений.

Objective: to compare the image quality at coronary multidetector computed tomography (MDCT) using low-dose and low-iodine protocol study in comparison with the standard protocol.

Material and methods. In study included 60 patients undergoing coronary computed tomography angiography. All examinations were performed with 64-row MDCT using prospective ECG-gating and ASIR 40%. 30 patients were examined using a low-concentration (Iodixanol, 270 mg I/ml) iodinated contrast medium and low tube voltage (80 kV) (group 1), 30 patients – using of high-concentration (Iodixanol, 320 mg I/ml) iodinated contrast medium and standard tube voltage (120 kV) (group 2). Image quality of coronary arteries was evaluated using a four-point grading scale, images were randomised. Intra-arterial density was measured for the proximal and distal segments of left anterior descending artery (LAD) and right coronary artery (RCA).

Results. Age, heart rate, BMI and scan parameters were not statistically different between the two groups. Analysis of coronaries visualization revealed the same image quality for group 1 and group 2 (image quality scores were $1,28 \pm 0,28$ vs. $1,34 \pm 0,29$, $p=0,4$). There was no significant difference between mean enhancement values in the distal segments of RCA and LAD for the two groups. Intra-arterial density for proximal LAD and proximal RCA for the group 2 were significantly lower ($p<0,05$) than those values for the group 1.

Conclusion. The use of low-dose and low-iodine protocol can be beneficial for patient safety and for image quality without loss of diagnostic information.

Ключевые слова: атеросклероз, проспективная электрокардиографическая синхронизация, лучевая нагрузка, итеративная реконструкция, многосрезовая компьютерно-томографическая коронарография, йодсодержащие рентгеноконтрастные средства
Index terms: atherosclerosis, prospective electrocardiography-gating, radiation exposure, iterative reconstruction, coronary computed tomography angiography, iodinated contrast media

Введение

В настоящее время доказано, что многосрезовая компьютерно-томографическая (МСКТ) коронарография обладает высокой точностью в диагностике заболеваний коронарных артерий (КА) и, возможно, в скором времени сможет заменить проведение обычной инвазивной коронарографии [1–8]. Несмотря на это, многие исследователи считают, что основные ограничения использования данного метода визуализации связаны с недостаточным количеством сведений о его безопасности для пациентов. В частности, основные проблемы безопасности МСКТ КА связаны с лучевой нагрузкой, которая приводит к повышенному риску развития рака, и йодной нагрузкой на пациента, увеличивающей риск развития контраст-индуцированной нефропатии [8–11].

Лучевая нагрузка при проведении МСКТ-коронарографии может варьировать в широких пределах – от 5 до 30 мЗв. Были предложены различные методы, позволяющие снизить лучевую нагрузку на пациента: использование проспективной синхронизации с ЭКГ, модулирование силы тока и напряжения тока на трубке, использование новых объемных компьютерных томографов с 320 рядами детекторов. Новый алгоритм статистической итеративной реконструкции «сырых» данных МСКТ (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction, ASIR) был разработан в качестве альтернативы фильтрованному алгоритму обратных проекций (FBP). Данный алгоритм реконструкции позволяет уменьшить уровень шума изображений и тем самым улучшить их качество [12, 13].

Существует ограниченное количество зарубежных публикаций, в которых было продемонстрировано, что использование современных КТ-сканеров позволяет проводить исследование с низкой лучевой и йодной нагрузкой без снижения качества

полученного изображения и потери диагностической информации и таким образом сделать исследование безопасным для пациента [11–15].

Большинство других доступных нам публикаций посвящено возможностям снижения либо лучевой нагрузки, либо объема и концентрации вводимого контрастного вещества (КВ). Работы, включающие комплексный анализ, отсутствуют.

Цель нашего исследования – оценить качество изображений КА при использовании протокола с низкой лучевой и йодной нагрузкой и обычного протокола обследования пациентов.

Материал и методы

В исследование планировалось включить 107 пациентов, направленных в 2013 г. в ЛРЦ Минздрава РФ для оценки состояния КА.

Основными критериями включения пациентов в исследование являлись: показания к МСКТ-коронарографии (наличие или подозрение на ишемическую болезнь сердца или другое заболевание сердца), возраст 40–80 лет, синусовый ритм, отсутствие противопоказаний к введению контрастного вещества, отсутствие противопоказаний к применению бета-блокаторов.

Основными критериями исключения из исследования являлись:

- беременные или кормящие женщины;
- возраст младше 40 или старше 80 лет;
- нарушения сердечного ритма, частые (более 5 в минуту) экстрасистолы;
- вес пациента более 100 кг;
- наличие противопоказаний к введению контрастного препарата;
- III–IV ФК сердечной недостаточности по NYHA;
- использование контрастного вещества в течение 48 ч до выполнения настоящего исследования;
- гиперчувствительность к активному компоненту препарата

или любому вспомогательному веществу;

- тяжелый тиреотоксикоз;
- серьезные побочные реакции на йодиксанол в анамнезе.

В связи с несоответствием критериям включения и наличием критериев исключения 47 пациентов были исключены из исследования. Пациенты с установленными коронарными стентами и электрокардиостимуляторами, а также перенесшие операцию аортокоронарного шунтирования, были включены в исследование.

Таким образом, были проанализированы результаты исследования КА у 60 пациентов (22 женщины, 38 мужчин). Средний возраст пациентов составил $59 \pm 9,7$ года.

Пациентам с ЧСС более 80 уд/мин за 15–20 мин до исследования внутривенно вводили β -блокаторы (метопролол, 15–20 мг). Сканирование осуществляли в краниокаудальном направлении, на уровне от корня аорты (выше отхождения коронарных артерий) до верхушки сердца, на задержке дыхания.

Всем пациентам МСКТ проводили на мультиспиральном компьютерном томографе Discovery CT 750 MD (General Electric) с использованием проспективной синхронизации с ЭКГ и алгоритма итеративной статистической реконструкции (ASIR 40%).

Пациенты были обследованы с использованием двух разных протоколов сканирования.

В 1-ю группу вошли 30 пациентов, у которых МСКТ выполняли по протоколу низкодозной и низкой йодной нагрузки. Параметры сканирования были следующие: толщина среза 0,625 мм, сила тока на трубке 500–700 мА, напряжение тока на трубке 80 кВ, матрица изображения 512×512, алгоритм реконструкции – ASIR 40%. Пациентам вводили изоосмолярный йодсодержащий контрастный препарат с низкой концентрацией йода (йодиксанол, 270 мг йода/мл).

Во 2-ю группу включены 30 пациентов, у которых использовался

Клиническая характеристика пациентов и технические параметры протоколов сканирования

Параметр	1-я группа	2-я группа	<i>p</i>
Возраст, лет	55,2±10,3	58,1±11,5	0,54
ЧСС, уд/мин	57,8±8	57,7±5,6	0,94
ИМТ, кг/м ²	26±3,5	26±2,7	0,98
Среднее значение КИ	102±212	192±379	0,27
Максимальный КИ	695	1805	–
Значения КИ, %			–
0–10	66,6	40	
11–100	16,7	23,3	
101–400	0	23,3	
>400	16,7	13,4	
Напряжение тока, кВ	80	120	–
Сила тока, мА	575±59,9	575,6±64,3	0,7
Синхронизация с ЭКГ	Проспективная	Проспективная	–
Алгоритм реконструкции	ASIR 40%	ASIR 40%	–
Контрастный препарат	Йодиксанол, 270 мг йода/мл	Йодиксанол, 320 мг йода/мл	–
Скорость введения, мл/с	4–5	4–5	–
Объем контрастного препарата, мл	84,3±10,6	87,9±9,4	0,49
Реакция на контрастный препарат	Нет	Нет	–

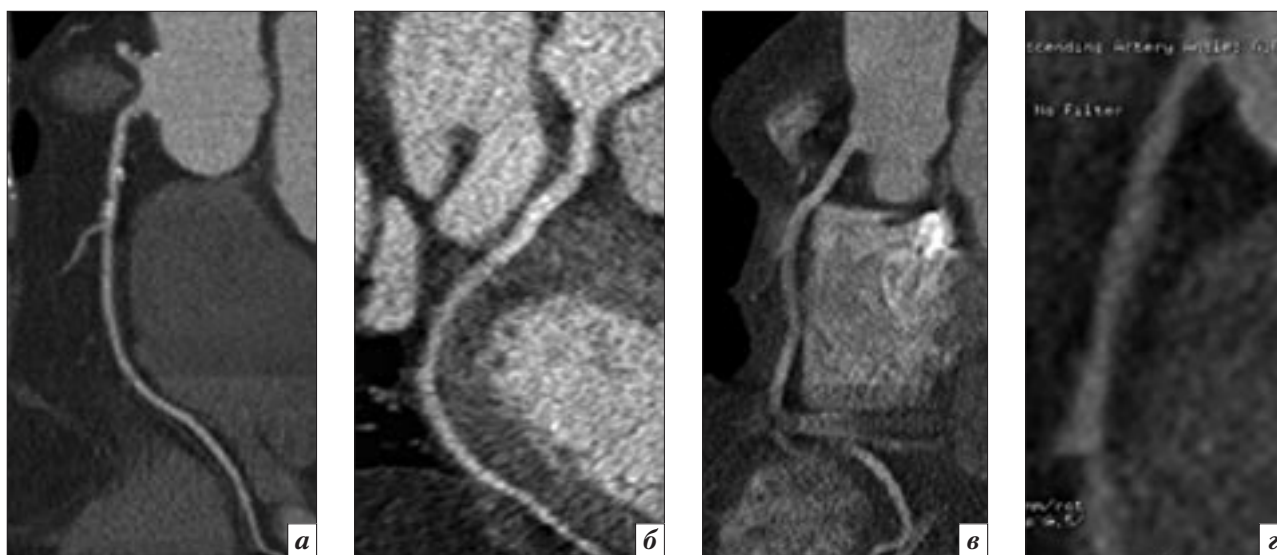


Рис. 1. МСКТ-коронарография, мультипланарные реконструкции (МПР) КА. Субъективная оценка качества изображений КА: *a* – 1 балл; *б* – 2 балла; *в* – 3 балла; *г* – 4 балла.

стандартный протокол МСКТ-исследования. Параметры сканирования были следующие: толщина среза 0,625 мм, сила тока на трубке 500–750 мА, напряжение тока на трубке 120 кВ, матрица изображения 512×512, алгоритм реконструкции – ASIR 40%. В данной группе применяли изосмолярный йодсодержащий контрастный препарат с высокой концентрацией йода (йодиксанол, 320 мг йода/мл).

Объем вводимого контрастного вещества рассчитывали, исходя из веса пациента (1 мл на 1 кг

веса). Характеристика вошедших в исследование пациентов представлена в таблице 1. Кальциевый индекс (КИ) по группам статистически значимо не различался.

Анализ качества полученных в ходе исследования изображений КА включал:

1) субъективную оценку по четырехбалльной шкале: 1 балл – отличная визуализация сосудистой стенки, без её прерывистости; 2 балла – минимальные артефакты от движения, не влияющие на интерпретацию изображений, отсутствие степ-артефактов; 3 бал-

ла – некоторое количество артефактов, связанных с движением либо с высоким шумом, степ-артефакты и прерывистости структуры КА на небольшом протяжении; 4 балла – недиагностические изображения (отсутствие четкого изображения сосудистой стенки из-за артефактов движения, наличие прерывистости или смазанность контуров КА) (рис. 1);

2) измерение плотности в просветах правой КА и передней межжелудочковой артерии (ПМЖА) (в проксимальном и дистальном сегментах) (рис. 2);

3) измерение уровня сигнала, шума и соотношения сигнал/шум (С/Ш, SNR) в корне восходящей аорты, полостях левого и правого желудочка, а также в миокарде ЛЖ (рис. 3).

При оценке всех показателей качества изображения использовали слепой метод – изображения были рандомизированы, то есть врач-рентгенолог, оценивающий качество контрастирования, не знал, по какому протоколу обследовали конкретного пациента.

У всех пациентов оценивались показатели CTDI (CT Dose Index) и DLP (Dose Length Product). Исходя из показателей DLP, у обследуемого рассчитывалась эффективная доза (E) с использованием коэффициента пересчета:

$$E = DLP * E (DLP),$$

где E (DLP) – нормализованная эффективная доза для исследования грудной полости в соответствии с «Европейским руководством по 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–Уилка и критерий Колмогорова–Смирнова. Для выявления существенных различий между средними значениями различных совокупностей сопоставляемых групп больных применялся критерий Манна–Уитни как непараметрический статистический критерий. Различия считались статистически значимыми при $p < 0,05$.

Результаты

Возраст, ЧСС, ИМТ, КИ пациентов двух групп статистически значимо не отличались (см. таблицу 1). Параметры протокола сканирования (сила тока на трубке, объем введенного кон-

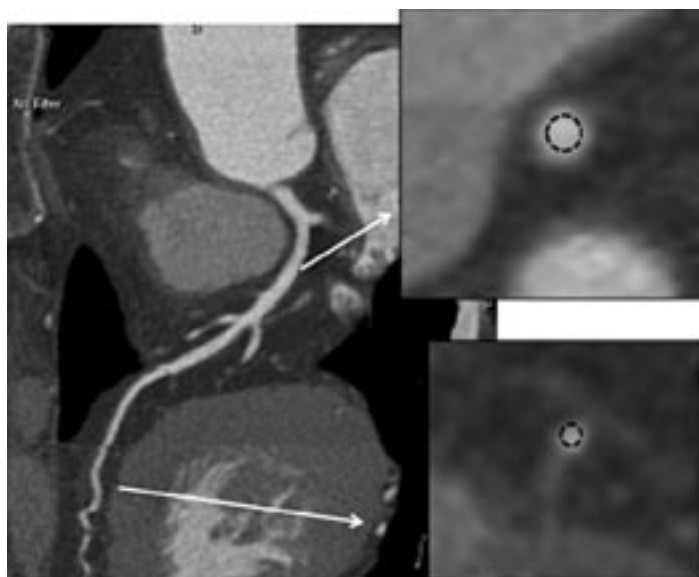


Рис. 2. МСКТ-коронарография, МПР КА. Измерение плотности в проксимальном и дистальном сегментах правой коронарной артерии (ПКА).

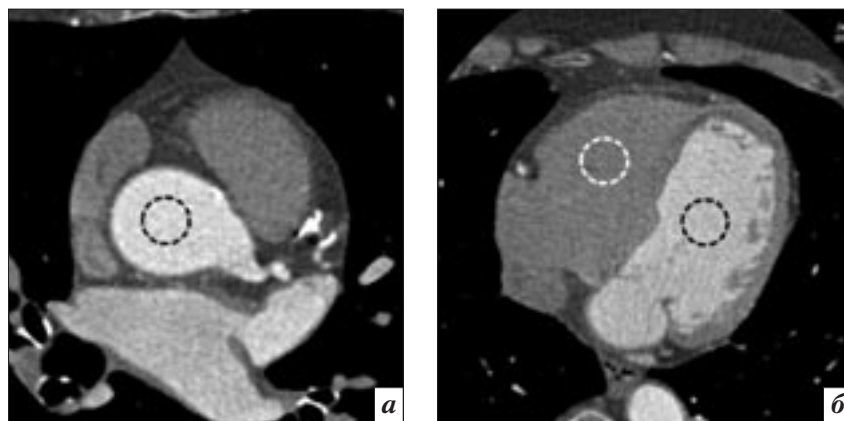


Рис. 3. МСКТ-коронарография, аксиальные изображения. Оценка уровня сигнала, шума и соотношения сигнал/шум в корне восходящей аорты (а), в полостях левого и правого желудочка (б). Зона интереса (ROI) составила 100 мм².

трастного вещества и скорость его введения) также статистически значимо не различались.

По результатам анализа полученных изображений в двух группах достоверных отличий их качества не выявлено. Средние значения показателей качества составили: в 1-й группе $1,28 \pm 0,28$, во 2-й группе $1,34 \pm 0,29$ ($p = 0,4$).

Значения показателей плотности в просветах КА на уровне проксимальных и дистальных сегментов представлены в таблице 2. Как в 1-й, так и во 2-й группе было достигнуто хорошее контрастирование КА. Ни у одного пациента не было получено значения плотности в просвете КА

ниже 200 HU. По результатам анализа плотность в проксимальных сегментах ПМЖА и ПКА была выше в 1-й группе пациентов. Показатели плотности в дистальных сегментах ПМЖА и ПКА в 1-й и 2-й группах статистически значимо не различались.

Показатели сигнала и шума на уровне ВА, полости ЛЖ, полости ПЖ были достоверно выше в 1-й группе пациентов ($p < 0,05$). Рассчитанные соотношения сигнал/шум на уровне ВА, полости ЛЖ и в миокарде ЛЖ были достоверно ниже в 1-й группе пациентов (рис. 4).

Показатели лучевой и йодной нагрузки были ниже в 1-й группе

Результаты анализа качества полученных изображений

Параметр	1-я группа	2-я группа	<i>p</i>
Субъективная оценка, баллы*	1,28 ± 0,28	1,34 ± 0,29	0,4
Плотность в проксимальном сегменте ПМЖА, НУ**	440 [354–530]	342,6 [310–380]	0,0003
Плотность в дистальном сегменте ПМЖА, НУ**	265 [206–302]	224,3 [204–255]	0,058
Плотность в проксимальном сегменте ПКА, НУ**	385,3 [310–512]	322,4 [271–367]	0,006
Плотность в дистальном сегменте ПКА, НУ**	296 [230–404]	278,5 [215,8–306]	0,066

* Среднее значение ± стандартное отклонение.

** Медиана [межквартильный размах].

пациентов (табл. 3). В ходе исследования отмечено значимое снижение эффективной дозы облучения (на 66,6%; $p < 0,0001$) в 1-й группе пациентов за счет снижения напряжения тока на трубке. Медиана *E* в 1-й группе составила 1,7 мЗв, во 2-й группе – 5,1 мЗв (рис. 5).

Йодная нагрузка в 1-й группе при применении контрастного вещества с концентрацией йода 270 мг/мл составила 23,7 г, что было на 18% ниже ($p < 0,0001$), чем при использовании контрастного вещества с концентрацией йода 320 мг/мл (йодная нагрузка во 2-й группе составила 28,8 г).

Обсуждение

Как показали полученные нами результаты, благодаря появлению современных КТ-сканеров, обладающих новыми алгоритмами реконструкции изображений, можно проводить исследования с низкой лучевой и низкой йодной нагрузкой и при этом сохранить качество изображений. Разработанный в данном исследовании новый протокол эффективен у пациентов с нормальным или несколько избыточным весом (менее 100 кг), с низкой ЧСС и регулярным синусовым ритмом.

Согласно субъективному анализу, показатели качества изображения, оцененные в 1 балл (рис. 6), так же как и изображения с плохим качеством (показатель 3 балла), встречались в обеих группах пациентов.

Необходимо отметить, что на интраартериальную плотность влияет не только концентрация йода, но и ряд других параметров, среди которых объем вводи-

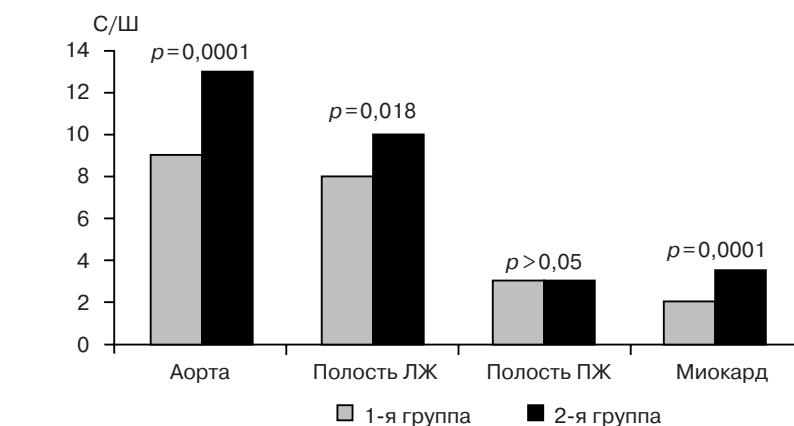


Рис. 4. Показатели С/Ш, рассчитанные на разных уровнях, в двух группах пациентов.

Таблица 3

Показатели лучевой и йодной нагрузки на пациентов

Показатель*	1-я группа	2-я группа	<i>p</i>
CTDI, мГр	7,7 [7–7,7]	22 [19–22,97]	<0,0001
DLP, мГр×см	121,8 [108,2–135,4]	367,7 [308,3–401,9]	<0,0001
<i>E</i> , мЗв	1,7 [1,5–1,9]	5,1 [4,3–5,6]	<0,0001
Йодная нагрузка, г	23,7 [21,6–24,3]	28,8 [25,6–30,4]	<0,0001

* Медиана [межквартильный размах].

мого КВ, объем и скорость введения физиологического раствора, а также параметры сканирования (напряжение тока на трубке). Кроме того, на показатели плотности влияет ряд антропометрических и гемодинамических характеристик пациента: вес, рост, ИМТ, сердечный выброс [16]. В нашей работе антропометрические и гемодинамические характеристики пациентов, а также объем и скорость введения КВ в двух группах значимо не различались. Полученные различия показателей плотности просвета проксимальных сегментов ПМЖА и ПКА, уровня сигнала, шума и С/Ш, измеренных на разных уровнях, были связаны со снижением напряжения тока на трубке до 80 кВ

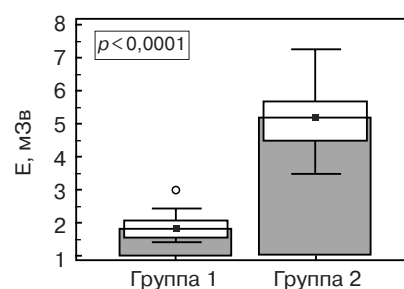


Рис. 5. Достоверное снижение эффективной дозы облучения в 1-й группе за счет снижения напряжения тока на трубке.

с целью максимального снижения лучевой нагрузки на пациента в 1-й группе. Необходимо отметить, что, несмотря на данные различия, субъективный анализ не показал достоверного снижения качества изображений КА

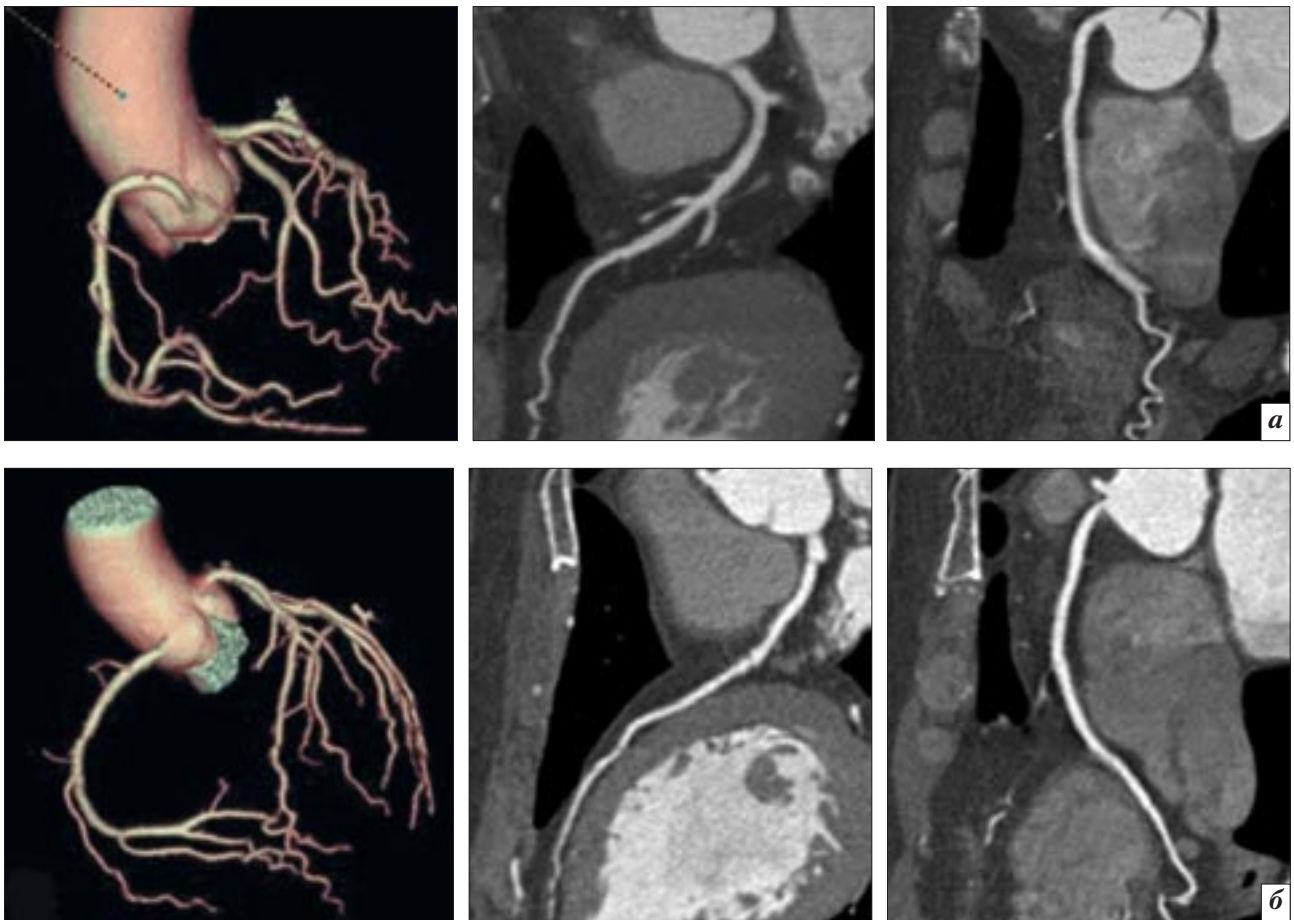


Рис. 6. МСКТ-коронарография с проспективной ЭКГ-синхронизацией и ASIR 40% (МПП и объемный рендеринг КА): *а* – отличное качество изображений КА при напряжении тока на трубке 80 кВ и использовании контрастного препарата с низкой концентрацией йода; *б* – отличное качество изображений КА при напряжении тока на трубке 120 кВ и использовании контрастного препарата с высокой концентрацией йода. Снижение лучевой и йодной нагрузки на пациента с сохранением качества изображений КА делает выполнение МСКТ-коронарографии безопасным для пациента.

и не привел к потере диагностической информации.

По результатам ранее проведенных исследований плотность внутри просвета КА в пределах от 200 до 350 НУ является оптимальной для диагностики патологических изменений [17–20]. В ряде работ было показано, что повышение интраартериальной плотности в просвете КА может увеличить точность диагностики стенозов. В то время как очень высокая плотность может повлиять на интерпретацию степени стеноза, особенно в случае наличия кальцинированных бляшек. Как известно, повышение плотности просвета КА может быть достигнуто при введении КВ в большем объеме или использовании КВ с большей концентрацией йода, что, в свою очередь, связано с повышенным риском контраст-

индуцированной нефропатии и, следовательно, с более высокими показателями заболеваемости и смертности [21, 22]. В связи с этим снижение объема КВ и концентрации йода во вводимом КВ является основным фактором, позволяющим снизить частоту развития контраст-индуцированной нефропатии [23–25]. Кроме того, внезапное воздействие высоких объемов КВ может вызвать гипер- или гипотиреоз, даже у пациентов, не имевших ранее дисфункции щитовидной железы [26].

В нашей работе было продемонстрировано, что использование контрастного препарата с более низкой концентрацией йода позволяет снизить йодную нагрузку на пациента и тем самым уменьшить риск развития возможных осложнений, при адекватном контрастировании КА.

Нами было отмечено, что градиент плотности в просвете КА снижается в дистальных сегментах. Данные результаты согласуются с полученными в более ранних исследованиях [27–29]. Однако причина этого феномена не изучена до конца. Одни авторы связывают разницу в градиенте плотности с потоком [29], другие считают, что она может быть вызвана влиянием протокола введения КВ [27].

Благодаря снижению напряжения тока на трубке и использованию проспективной ЭКГ-синхронизации нами было достигнуто также значительное снижение лучевой нагрузки на пациента (на 66,6%). Полученные результаты согласуются с данными предыдущих исследований, которые показали, что использование ASIR-алгоритма приводит к снижению

лучевой нагрузки на пациента на 32–65%, без снижения качества изображений [13, 30–33].

Заключение

Благодаря появлению современных компьютерных томографов проведение МСКТ-коронарографии по протоколу низкой лучевой и низкой йодной нагрузки позволяет сделать данное исследование безопасным для пациента и не приводит к потере диагностической информации и снижению качества изображений.

Литература

1. Van Werkhoven J.M., Schuijf J.D., Jukema J.W. et al. Anatomic correlates of a normal perfusion scan using 64-slice computed tomographic coronary angiography. *Am. J. Cardiol.* 2008; 101: 404–5.
2. Schuijf J.D., Pundziute G., Jukema J.W. et al. Diagnostic accuracy of 64-slice multislice computed tomography in the noninvasive evaluation of significant coronary artery disease. *Am. J. Cardiol.* 2006; 98: 145–8.
3. Groen J.M., Greuter M.J., Vliegenhart R. et al. Calcium scoring using 64-slice MDCT, dual source CT and EBT: a comparative phantom study. *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* 2008; 24: 547–56.
4. Henneman M.M., Schuijf J.D., Pundziute G. et al. Noninvasive evaluation with multislice computed tomography in suspected acute coronary syndrome: plaque morphology on multislice computed tomography versus coronary calcium score. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2008; 52: 216–22.
5. Budoff M.J., Shaw L.J., Liu S.T. et al. Long-term prognosis associated with coronary calcification: observations from a registry of 25,253 patients. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2007; 49: 1860–70.
6. Van de Wal R.M., van Werkum J.W., le Cocq d'Armandville M.C. et al. Giant aneurysm of an aortocoronary venous bypass graft compressing the right ventricle. *Neth. Heart J.* 2007; 15: 252–4.
7. De Leeuw J.G., Wardeh A., Sramek A., van der Wall E.E. Pseudo-aortic dissection after primary PCI. *Neth. Heart J.* 2007; 15: 265–6.
8. Braun S., van der Wall E.E., Emanuelsson S., Kobrin I. Effects of a new calcium antagonist, mibefradil (Ro 40–5967), on silent ischemia in patients with stable chronic angina pectoris: a multicenter placebo-controlled study. The mibefradil international study group. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1996; 27: 317–22.
9. Ten Kate G.J., Wuestink A.C., de Feyter P.J. Coronary artery anomalies detected by MSCT-angiography in the adult. *Neth. Heart J.* 2008; 16: 369–75.
10. Schoenhagen P., Reiber H. Focus on radiation exposure from cardiovascular imaging with computed tomography. *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* 2009; 25: 417–9.
11. Christensen J.D., Meyer L.T., Hurwitz L.M., Boll D.T. Effects of iopamidol-370 versus iodixanol-320 on coronary contrast, branch depiction, and heart rate variability in dual-source coronary MDCT angiography. *AJR.* 2011; 197 (3): 445–51.
12. Hausleiter J., Meyer T., Hermann F. et al. Estimated radiation dose associated with cardiac CT angiography. *JAMA.* 2009; 301: 500–7.
13. Tumor O., Soon K., Brown F., Mykytowycz M. New scanning technique using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR) significantly reduced the radiation dose of cardiac CT. *J. Med. Imag. Radiation Oncol.* 2013; 57 (3): 292–6.
14. Gao Y., Lu B., Hou Z., Yu F. et al. Low dose dual-source CT angiography in infants with complex congenital heart disease: a randomized study. *Eur. J. Radiol.* 2012; 81 (7): 789–95.
15. Nyman U., Elmståhl B., Geijer H. et al. Iodine contrast iso-attenuating with diagnostic gadolinium doses in CTA and angiography results in ultra-low iodine doses. A way to avoid both CIN and NSF in azotemic patients? *Eur. Radiol.* 2011; 21(2): 326–36.
16. Lembcke A., Schwenke C., Hein P.A. et al. High-pitch dual-source CT coronary angiography with low volumes of contrast medium. *Eur. Radiol.* 2013; 24 (1): 24–45.
17. Becker C.R., Hong C., Knez A. et al. Optimal contrast application for cardiac 4-detector-row computed tomography. *Invest. Radiol.* 2003; 38: 690–4.
18. Yamamuro M., Tadamura E., Kanao S. et al. Coronary angiography by 64-detector row computed tomography using low dose of contrast material with saline chaser: influence of total injection volume on vessel attenuation. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2007; 31: 272–80.
19. Bae K.T., Seeck B.A., Hildeboldt C.F. et al. Contrast enhancement in cardiovascular MDCT: effect of body weight, height, body surface area, body mass index, and obesity. *Am. J. Roentgenol.* 2008; 190: 777–84.
20. Cademartiri F., Mollet N.R., van der Lugt A. et al. Intravenous contrast material administration at helical 16-detector row CT coronary angiography: effect of iodine concentration on vascular attenuation. *Radiology.* 2005; 236: 661–5.
21. From A.M., Bartholmai B.J., Williams A.W. et al. Mortality associated with nephropathy after radiographic contrast exposure. *Mayo Clin. Proc.* 2008; 83: 1095–100.
22. Toprak O. Conflicting and new risk factors for contrast induced nephropathy. *J. Urol.* 2007; 178: 2277–83.
23. Thomsen H.S. Current evidence on prevention and management of contrast-induced nephropathy. *Eur. Radiol.* 2008; 17 (6): 33–7.
24. Thomsen H.S., Morcos S.K., Barrett B.J. Contrast-induced nephropathy: the wheel has turned 360 degrees. *Acta Radiol.* 2008; 49: 646–57.
25. McCullough P.A. Contrast-induced acute kidney injury. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2008; 51: 1419–28.
26. Rhee C.M., Bhan I., Alexander E.K., Brunelli S.M. Association between iodinated contrast media exposure and incident hyperthyroidism and hypothyroidism. *Arch. Intern. Med.* 2012; 172: 153–9.
27. Seifarth H., Puesken M., Kalafut J.F. et al. Introduction of an individually optimized protocol for the injection of contrast medium for coronary CT angiography. *Eur. Radiol.* 2009; 19: 2373–82.
28. Hein P.A., May J., Rogalla P., Butler C., Hamm B., Lembcke A. Feasibility of contrast material volume reduction in coronary artery imaging using 320-slice volume CT. *Eur. Radiol.* 2010; 20: 1337–43.
29. Steigner M.L., Mitsouras D., Whitmore A.G. et al. Iodinated contrast opacification gradients in normal coronary arteries imaged with prospectively ECG-gated single heart beat 320-detector row computed tomography. *Circ. Cardiovasc. Imaging.* 2010; 3: 179–86.
30. Leipsic J., Labounty T.M., Heilbron B. et al. Estimated radiation dose reduction using adaptive statistical iterative reconstruction in coronary CT angiography: the ERASIR study. *AJR.* 2010; 195: 655–60.
31. Hara A.K., Paden R.G., Silva A.C., Kujak J.L., Lawder H.J., Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *AJR.* 2009; 193: 764–71.
32. Leipsic J., LaBounty T.M., Heilbron B. et al. Adaptive statistical iterative reconstruction: assessment of image noise and image quality in coronary CT angiography. *AJR.* 2010; 195: 649–54.

33. Синицын В.Е., Глазкова М.А., Мершина Е.А., Архипова И.М. Возможности снижения лучевой нагрузки при проведении МСКТ-коронарографии: использование адаптивной статистической итеративной реконструкции. *Ангиология и сосудистая хирургия*. 2012; 18 (3): 44–9.

References

1. Van Werkhoven J.M., Schuijf J.D., Jukema J.W. et al. Anatomic correlates of a normal perfusion scan using 64-slice computed tomographic coronary angiography. *Am. J. Cardiol.* 2008; 101: 404–5.
2. Schuijf J.D., Pundziute G., Jukema J.W. et al. Diagnostic accuracy of 64-slice multislice computed tomography in the noninvasive evaluation of significant coronary artery disease. *Am. J. Cardiol.* 2006; 98: 145–8.
3. Groen J.M., Greuter M.J., Vliegenhart R. et al. Calcium scoring using 64-slice MDCT, dual source CT and EBT: a comparative phantom study. *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* 2008; 24: 547–56.
4. Henneman M.M., Schuijf J.D., Pundziute G. et al. Noninvasive evaluation with multislice computed tomography in suspected acute coronary syndrome: plaque morphology on multislice computed tomography versus coronary calcium score. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2008; 52: 216–22.
5. Budoff M.J., Shaw L.J., Liu S.T. et al. Long-term prognosis associated with coronary calcification: observations from a registry of 25,253 patients. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2007; 49: 1860–70.
6. Van de Wal R.M., van Werkum J.W., le Cocq d'Armandville M.C. et al. Giant aneurysm of an aortocoronary venous bypass graft compressing the right ventricle. *Neth. Heart J.* 2007; 15: 252–4.
7. De Leeuw J.G., Wardeh A., Sramek A., van der Wall E.E. Pseudo-aortic dissection after primary PCI. *Neth. Heart J.* 2007; 15: 265–6.
8. Braun S., van der Wall E.E., Emanuelsson S., Kobrin I. Effects of a new calcium antagonist, mibefradil (Ro 40–5967), on silent ischemia in patients with stable chronic angina pectoris: a multicenter placebo-controlled study. The mibefradil international study group. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1996; 27: 317–22.
9. Ten Kate G.J., Wuestink A.C., de Feyter P.J. Coronary artery anomalies detected by MSCT-angiography in the adult. *Neth. Heart J.* 2008; 16: 369–75.

10. Schoenhagen P., Reiber H. Focus on radiation exposure from cardiovascular imaging with computed tomography. *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* 2009; 25: 417–9.
11. Christensen J.D., Meyer L.T., Hurwitz L.M., Boll D.T. Effects of iopamidol-370 versus iodixanol-320 on coronary contrast, branch depiction, and heart rate variability in dual-source coronary MDCT angiography. *AJR.* 2011; 197 (3): 445–51.
12. Hausleiter J., Meyer T., Hermann F. et al. Estimated radiation dose associated with cardiac CT angiography. *JAMA.* 2009; 301: 500–7.
13. Tumor O., Soon K., Brown F., Mykytowycz M. New scanning technique using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR) significantly reduced the radiation dose of cardiac CT. *J. Med. Imag. Radiation Oncol.* 2013; 57 (3): 292–6.
14. Gao Y., Lu B., Hou Z., Yu F. et al. Low dose dual-source CT angiography in infants with complex congenital heart disease: a randomized study. *Eur. J. Radiol.* 2012; 81 (7): 789–95.
15. Nyman U., Elmstahl B., Geijer H. et al. Iodine contrast iso-attenuating with diagnostic gadolinium doses in CTA and angiography results in ultra-low iodine doses. A way to avoid both CIN and NSF in azotemic patients? *Eur. Radiol.* 2011; 21(2): 326–36.
16. Lembcke A., Schwenke C., Hein P.A. et al. High-pitch dual-source CT coronary angiography with low volumes of contrast medium. *Eur. Radiol.* 2013; 24 (1): 24–45.
17. Becker C.R., Hong C., Knez A. et al. Optimal contrast application for cardiac 4-detector-row computed tomography. *Invest. Radiol.* 2003; 38: 690–4.
18. Yamamuro M., Tadamura E., Kanao S. et al. Coronary angiography by 64-detector row computed tomography using low dose of contrast material with saline chaser: influence of total injection volume on vessel attenuation. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2007; 31: 272–80.
19. Bae K.T., Seeck B.A., Hildeboldt C.F. et al. Contrast enhancement in cardiovascular MDCT: effect of body weight, height, body surface area, body mass index, and obesity. *Am. J. Roentgenol.* 2008; 190: 777–84.
20. Cademartiri F., Mollet N.R., van der Lugt A. et al. Intravenous contrast material administration at helical 16-detector row CT coronary angiography: effect of iodine concentration on vascular attenuation. *Radiology.* 2005; 236: 661–5.
21. From A.M., Bartholmai B.J., Williams A.W. et al. Mortality associated with nephropathy after radiographic contrast exposure. *Mayo Clin. Proc.* 2008; 83: 1095–100.
22. Toprak O. Conflicting and new risk factors for contrast induced nephropathy. *J. Urol.* 2007; 178: 2277–83.
23. Thomsen H.S. Current evidence on prevention and management of contrast-induced nephropathy. *Eur. Radiol.* 2008; 17 (6): 33–7.
24. Thomsen H.S., Morcos S.K., Barrett B.J. Contrast-induced nephropathy: the wheel has turned 360 degrees. *Acta Radiol.* 2008; 49: 646–57.
25. McCullough P.A. Contrast-induced acute kidney injury. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2008; 51: 1419–28.
26. Rhee C.M., Bhan I., Alexander E.K., Brunelli S.M. Association between iodinated contrast media exposure and incident hyperthyroidism and hypothyroidism. *Arch. Intern. Med.* 2012; 172: 153–9.
27. Seifarth H., Puesken M., Kalafut J.F. et al. Introduction of an individually optimized protocol for the injection of contrast medium for coronary CT angiography. *Eur. Radiol.* 2009; 19: 2373–82.
28. Hein P.A., May J., Rogalla P., Butler C., Hamm B., Lembcke A. Feasibility of contrast material volume reduction in coronary artery imaging using 320-slice volume CT. *Eur. Radiol.* 2010; 20: 1337–43.
29. Steigner M.L., Mitsouras D., Whitmore A.G. et al. Iodinated contrast opacification gradients in normal coronary arteries imaged with prospectively ECG-gated single heart beat 320-detector row computed tomography. *Circ. Cardiovasc. Imaging.* 2010; 3: 179–86.
30. Leipsic J., Labounty T.M., Heilbron B. et al. Estimated radiation dose reduction using adaptive statistical iterative reconstruction in coronary CT angiography: the ERASIR study. *AJR.* 2010; 195: 655–60.
31. Hara A.K., Paden R.G., Silva A.C., Kujak J.L., Lawder H.J., Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *AJR.* 2009; 193: 764–71.
32. Leipsic J., LaBounty T.M., Heilbron B. et al. Adaptive statistical iterative reconstruction: assessment of image noise and image quality in coronary CT angiography. *AJR.* 2010; 195: 649–54.
33. Sinitsyn V.E., Glazkova M.A., Meršina E.A., Arkhipova I.M. Possibilities of decreasing radiation load during MRCT coronarography: using adaptive statistic iterative reconstruction. *Ангиология и сосудистая хирургия*. 2012; 18 (3): 44–9.

Поступила 15.04.2014