

DOI: 10.24835/1607-0763-2017-4-33-40

## “Сверхбыстрая” МСКТ-аортография: реальность и перспектива

Ховрин В.В. \*, Галян Т.Н., Малахова М.В., Хачатрян З.Р., Чарчян Э.Р.

ФГБНУ “Российский научный центр хирургии им. акад. Б.В. Петровского”, Москва, Россия

## “Ultrafast” Multispiral Computer Tomographic Angiography of Aorta: Current Reality and Perspectives

Khovrin V.V. \*, Galyan T.N., Malakhova M.V., Khachatryan Z.R., Charchian E.R.

B.V. Petrovsky Russian National Center of Surgery, Moscow, Russia

**Цель исследования:** сравнение данных мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ) аорты у пациентов, проходивших обследование по стандартному протоколу МСКТ-аортографии и протоколу “быстрого” FLASH-сканирования.

**Материал и методы.** Проанализированы исследования аорты у 101 пациента (69 (68%) мужчин и 32 (32%) женщины; средний возраст  $\pm$  стандартное отклонение –  $56,34 \pm 11,5$  года), которые выполнены на МСК-томографе с двумя источниками рентгеновского излучения; 48 пациентам исследование проведено по протоколу “быстрого” FLASH-сканирования. Выполнено сравнение времени сканирования, протяженности зоны исследования и лучевой нагрузки, рассчитанных для групп со стандартным и “быстрым” протоколом МСКТ-аортографии.

**Результаты.** Значения CDTIvol и DLP были статистически достоверно ( $p < 0,001$ ) ниже в группе исследований, проведенных у пациентов с использованием “быстрого” протокола сканирования “FLASH”. Средняя эффективная доза в этой же группе пациентов была значительно ниже, чем у обследуемых по стандартному протоколу МСКТ аорты ( $4,36 \pm 1,69$  мЗв и  $15,12 \pm 4,62$  мЗв,  $p < 0,001$ ). При отсутствии достоверной разницы по протяженности зоны исследования в группах ( $42,91 \pm 3,23$  см и  $43,68 \pm 2,66$  см,  $p = 0,55$ ) время проведения исследования МСКТ торакоабдоминальной аорты было значительно ниже в группе с “быстрым” протоколом МСКТ- аортографии ( $9,29 \pm 0,85$  с и  $1,93 \pm 0,12$  с,  $p < 0,001$ ).

**Заключение.** Метод “сверхбыстрой” МСКТ аорты позволяет при большом покрытии исследуемой области снизить лучевую нагрузку и объем вводимого контрастного вещества. При этом качественный и количественный анализ МСКТ аорты остается на высоком уровне.

**Ключевые слова:** мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ), ангиография, аорта, лучевая нагрузка.

**Ссылка для цитирования:** Ховрин В.В., Галян Т.Н., Малахова М.В., Хачатрян З.Р., Чарчян Э.Р. “Сверхбыстрая” МСКТ-аортография: реальность и перспектива. *Медицинская визуализация*. 2017; 21 (4): 33–40. DOI: 10.24835/1607-0763-2017-4-33-40.

\*\*\*

**Objective:** to carried out the comparison of the data of MDCT of the patients, undergoing screening using the standard protocol MDCT aortography and FLASH “fast” protocol of scanning. It is discussed the possibility of the reduction of the injected amount of the contrast agent for “fast” aortography.

**Materials and methods.** The aorta examinations of 101 patients (69 men (68%) and 32 women (32%); the average age  $\pm$  the standard deviation –  $56.34 \pm 11.5$  years) were analyzed. The examinations have been carried out on MDCT with two sources of X-ray (DSCT); 48 patients have been undergone the examination using “fast” FLASH scanning. It has been compared the scanning time, the length of the examination zone and ED (Effective Dose) load calculated for the groups for the standard and “fast” MDCT aortography.

**Results.** CDTIvol and DLP values were statistically proved lower ( $p < 0.001$ ) at the examination of the patients that had been undergone “fast” protocol of scanning FLASH. The average ED was considerably lower in this group of the patients in comparison with the patients that had been examined using standard protocol ( $4.36 \pm 1.69$  mSv and  $15.12 \pm 4.62$  mSv,  $p < 0.001$ ). Without the reliable difference in the length of the examination zone in groups ( $42.91 \pm 3.23$  cm and  $43.68 \pm 2.66$  cm,  $p = 0.55$ ), the duration of the



examination of MDCT aorta was considerably lower in the second group ( $9.29 \pm 0.85$  s and  $1.93 \pm 0.12$  s,  $p < 0.001$ ).

**Conclusion.** The method of the superfast aorta MDCT make it possible to reduce ED and the amount of the injected contrast agent at the examination of the vast zone. At the same time, qualitative and quantitative analysis of the MDCT remains high.

**Key words:** MDCT angiography, aorta, high-pitch CT angiography, radiation dose.

**Recommended citation:** Khovrin V.V., Galyan T.N., Malakhova M.V., Khachatryan Z.R., Charchian E.R. "Ultrafast" Multispiral Computer Tomographic Angiography of Aorta: Current Reality and Perspectives. *Medical visualization*. 2017; 21 (4): 33–40.

DOI: 10.24835/1607-0763-2017-4-33-40.

\*\*\*

## Введение

За последние годы развития компьютерной томографии (КТ) аппаратное расширение возможностей КТ-ангиографии достигло своего максимального уровня. Современный компьютерный томограф может быть оснащен двумя источниками рентгеновского излучения, достигая высокого временного разрешения менее 0,25 с. [1, 2]. Это позволяет проводить большие по протяженности КТ-исследования с изотропным вокселем 0,5 мм за несколько секунд. Объем применяемых контрастных веществ значительно сокращается при сохранении высокого разрешения реконструкции сосудистых структур [3, 4].

Минимальное время подготовки больного к исследованию, большая скорость исследования и широкий спектр показаний к МСКТ-ангиографии предоставляют методу большие диагностические возможности [5, 6].

Особенно востребованы МСКТ-исследования, проводимые при заболеваниях аорты, так как острый аортальный синдром требует немедленной диагностики и быстрого принятия решения

тактики лечения [7]. Это объясняет современный взгляд на аортографию как диагностическую процедуру, выполняемую в первую очередь с помощью МСКТ [8, 9].

Повторные МСКТ-исследования у больных с заболеваниями аорты (рис. 1) являются необходимыми при динамическом наблюдении хирургического лечения, а также при контроле за состоянием эндографта после эндоваскулярных и гибридных операций [10–12].

Все это способствует значительному увеличению количества МСКТ-аортографии из-за высокой точности этого метода диагностики [13, 14].

В основе использования современных компьютерных томографов, оснащенных режимом сканирования с одномоментным включением двух источников рентгеновского излучения, лежит сочетание высокой временной разрешающей способности и большого значения pitch. В результате становится возможным большое покрытие зоны исследования (вся аорта на протяжении от дуги аорты до бифуркации общих подвздошных артерий) за очень короткое время сканирования с небольшой лучевой нагрузкой и меньшим количеством введенного контрастного вещества.

## Цель исследования

Сравнение МСКТ-данных аорты у пациентов, проходивших обследование по стандартному протоколу МСКТ-аортографии и протоколу "быстрого" FLASH-сканирования.

## Материал и методы

В ретроспективном анализе были использованы данные МСКТ торакоабдоминальной аорты у 101 пациента (69 (68%) мужчин и 32 (32%) женщины; средний возраст  $\pm$  стандартное отклонение –  $56,34 \pm 11,5$  года), которым выполнены

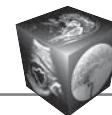
---

**Для корреспонденции\***: Ховрин Валерий Владиславович – 119991 Москва, Абрикосовский пер., д. 2, Российский научный центр хирургии им. акад. Б.В. Петровского. Тел.: 8-916-646-90-23. E-mail: mdct2001@yandex.ru

**Ховрин Валерий Владиславович** – доктор мед. наук, заведующий отделением рентгенодиагностики и компьютерной томографии ФГБНУ "РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского", Москва; **Галян Татьяна Николаевна** – канд. мед. наук, старший научный сотрудник отделения рентгенодиагностики и компьютерной томографии ФГБНУ "РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского", Москва; **Малахова Мария Владимировна** – врач-рентгенолог отделения рентгенодиагностики и компьютерной томографии ФГБНУ "РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского", Москва; **Хачатрян Зара Рубеновна** – аспирант, сердечно-сосудистый хирург отделения хирургии аорты и ее ветвей ФГБНУ "РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского", Москва; **Чарчян Эдуард Рафаэлович** – член-корр. РАН, профессор, заведующий отделением хирургии аорты и ее ветвей ФГБНУ "РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского", Москва.

**Contact\***: Valery V. Khovrin – Abrikosovskiy 2, Moscow, Russia, 119991, B.V. Petrovsky Russian National Center of Surgery. Phone: 8-916-646-90-23. E-mail: mdct2001@yandex.ru

**Valery V. Khovrin** – doct. of med. sci., head of XRay and CT diagnostic department of Petrovsky National Research Center of Surgery, Moscow; **Tatiana N. Galyan** – cand. of med. sci., the senior research of XRay and CT diagnostic department of Petrovsky National Research Center of Surgery, Moscow; **Mariya V. Malakhova** – doctor of of XRay and CT diagnostic department of Petrovsky National Research Center of Surgery, Moscow; **Zara R. Khachatryan** – graduate student, cardiovascular surgeon of surgery of an aorta and its branches department of Petrovsky Russian Research Center of Surgery, Moscow; **Eduard R. Charchyan** – Corresponding-member of RAS, professor, chief of aortic surgery department of Petrovsky Russian Research Center of Surgery, Moscow.



исследования в ФГБНУ “РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского” с июля 2012 г. по август 2016 г. В течение периода наблюдения 53 больным 1-й группы (32 мужчины и 21 женщина, возраст  $55,64 \pm 12,3$  года (47–66 лет)) МСКТ-аортографию проводили по стандартному протоколу исследования, остальным 48 пациентам 2-й группы (37 мужчин и 11 женщин, возраст  $57,1 \pm 10,77$  года (51–65,5 года)) была выполнена МСКТ-ангиография торакоабдоминальной аорты по протоколу “быстрого” сканирования “FLASH”. Подозрение на острый аортальный синдром ( $n = 43$ ), аневризма восходящей аорты ( $n = 5$ ), торакоабдоминальная аневризма аорты ( $n = 9$ ) были показаниями к проведению исследования торакоабдоминальной аорты. В исследование вошли данные МСКТ аорты, выполненные пациентам после хирургического лечения торакоабдоминальной аневризмы ( $n = 6$ ), а также после эндоваскулярного и гибридного лечения расслоения и аневризмы грудной аорты ( $n = 32$ ). Индекс массы тела (ИМТ) был зарегистрирован только в группе пациентов с “быстрым” протоколом МСКТ аорты ( $n = 40$ ) и составил  $25,4 \pm 3,06$  кг/м<sup>2</sup> (18,6–34 кг/м<sup>2</sup>). Для исключения риска нефропатии у обследуемых больных на использование йодсодержащих контрастных средств использовались общие критерии исключения по предельной концентрации креатинина сыворотки крови не более 150 мкмоль/л, а также наличие в анамнезе аллергических реакций на контрастные вещества.

Все исследования были выполнены на компьютерном томографе с двумя источниками рентгеновского излучения (Somatom Definition Flash, Siemens Healthcare). В обеих группах пациентов сканирование выполнялось на инспираторной задержке дыхания в краниокаудальном направлении с покрытием всей торакоабдоминальной аорты и общих подвздошных артерий (выше яремной вырезки грудины до лонного сочленения). Контрастное вещество Йодиксанол (Iodixanol, GE Healthcare) с концентрацией 320 мг/мл введено автоматически внутривенно со скоростью 4 мл/с в обеих группах пациентов. Объем Йодиксанола в 1-й группе определяли из расчета не более 1,5 мл/кг и составил 90–100 мл, во 2-й группе пациентов введено только 60 мл Йодиксанола. Болюс физиологического раствора – 60 мл в обеих группах. Для начала сканирования применяли протокол Care-Bolus (Siemens Healthcare) с триггером сканирования на грудной нисходящей аорте по значению 100 ед.Н и задержкой 6 с.

Автоматический контроль модуляции напряжения на рентгеновской трубке проводился с помощью протокола Care-Dose 4D (Siemens Healthcare)

в обеих группах обследованных больных. Параметры сканирования в 1-й группе исследований: коллимация среза  $128 \times 0,6$  мм, время вращения 500 мс, напряжение на рентгеновской трубке 100 кВ, питч 0,6. Во 2-й группе исследования проводились по протоколу “FLASH” с питч 1,7 при коллимации среза  $2 \times 128 \times 0,6$  мм, временем вращения 280 мс, напряжением на рентгеновской трубке 100 кВ. ЭКГ-синхронизацию не применяли ни в одной группе обследованных больных.

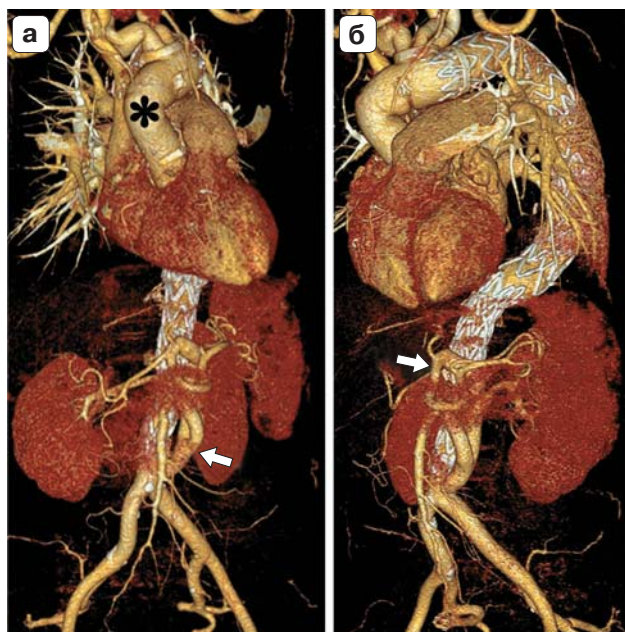
Показатели значений CTDIvol (Volume CT dose index) и DLP (Dose Length Product) были зарегистрированы из индивидуальных протоколов доз пациентов в пакете Syngo (Siemens Healthcare). Индивидуальная доза пациентов (E) была рассчитана исходя из значений DLP с учетом коэффициента перерасчета E (DLP) для исследований торакоабдоминальной области исследования, равного 0,017 мЗв/мГр · см, в соответствии с “Европейским руководством по критериям качества для компьютерной томографии” [15–17].

Параметры сканирования, денситометрической плотности и дозы облучения были сравнены в обеих группах обследуемых пациентов. Статистическое различие значений переменных было оценено с помощью критерия t Стьюдента для парных выборок. Влияние площади поверхности тела на уровень лучевой нагрузки пациентов во 2-й группе было оценено анализом линейной регрессии. Все значения при  $p < 0,05$  считали достоверными. Статистические расчеты выполнялись с помощью коммерчески доступного программного обеспечения (Statistica v. 10).

## Результаты

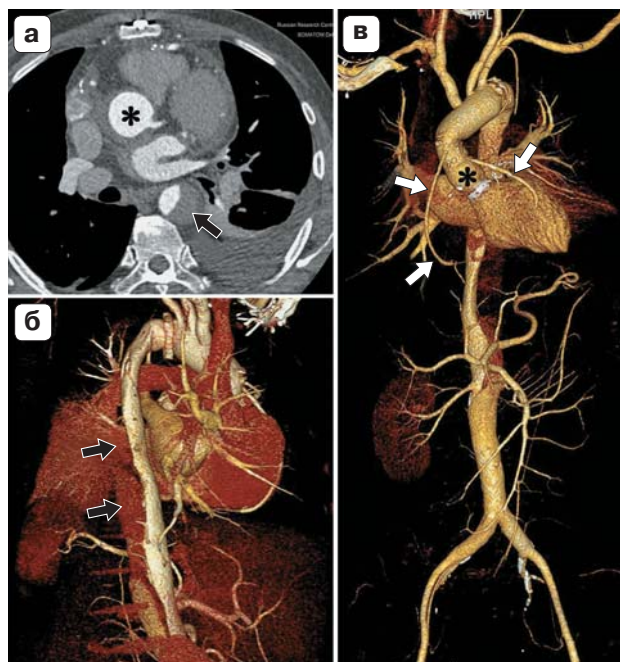
Большинство обследуемых (69; 68%) пациентов были мужчины. Средний возраст в группах исследований ( $55,64 \pm 12,3$  года (47–66 лет) и  $57,1 \pm 10,77$  года (51–65,5 года)) достоверно не отличался ( $p > 0,05$ ). Оптимальность контрастирования аорты (выше 200 ед.Н) на всем протяжении была достигнута в 100% ( $n = 101$ ) случаев. Значения показаний денситометрической плотности в просветах нисходящей грудной и брюшной аорте, регистрируемые на одинаковых уровнях (таблица) в 1-й группе (медиана [межквартильный размах] – 316 ед.Н [254–375]; 338,5 ед.Н [263–371]) и 2-й группе (302,3 ед.Н [218–370]; 300 ед.Н [238–365]) исследований статистически не отличались ( $p = 0,8$  и  $p = 0,6$ ), при этом качество реконструкций сосудистых структур висцеральных ветвей (рис. 1) и коронарных анастомозов (рис. 2) оставалось высоким во 2-й группе исследований, а йодная нагрузка была сокращена на 37%.





**Рис. 1.** МСКТ-аортограммы в режиме “FLASH” после “гибридной” операции с дебранчингом висцеральных ветвей аорты, 3D-реконструкция в прямой (а) и косой (б) проекциях. Протез восходящей и дуги аорты (звездочка); белыми стрелками выделен многобланшевый сосудистый конduit с анастомозами висцеральных ветвей аорты.

Анализ полученных данных показал, что при отсутствии достоверной разницы по протяженности зоны исследования в группах ( $42,91 \pm 3,23$  (35,9–50,7) см и  $43,68 \pm 2,66$  (38,36–48,37) см,  $p = 0,55$ ) время проведения исследования МСКТ торакоабдоминальной аорты было значительно ниже во 2-й группе ( $9,29 \pm 0,85$  (6,5–11) с и  $1,93 \pm 0,12$  (1,67–2,24) с,  $p < 0,001$ ) (см. таблицу). Значения CDTIvol, DLP и эффективной дозы (E) были статистически достоверно ( $p < 0,001$ ) ниже в группе исследований, проведенных у пациентов с использованием “быстрого” протокола сканирования “FLASH”. Так, значение эффективной дозы (E) в группе стандартного протокола МСКТ



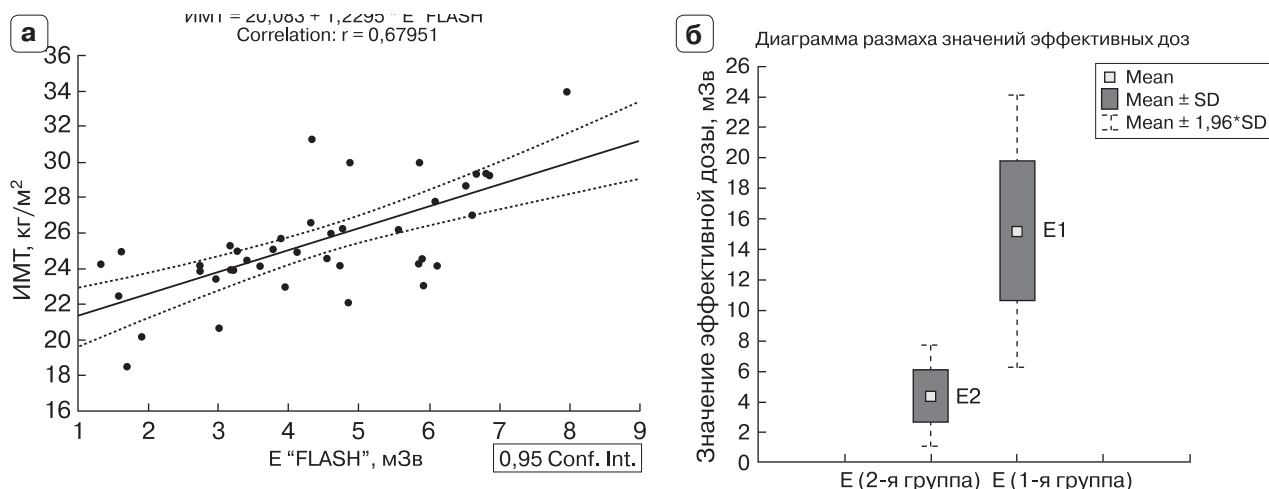
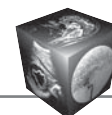
**Рис. 2.** МСКТ-аортограмма в режиме “FLASH” без ЭКГ-синхронизации у пациента 48 лет с расслоением аорты типа А. Состояние после операции Бенталла Де Бона с протезированием дуги аорты и протезокоронарным шунтированием. а – аксиальный срез на уровне устья левой коронарной артерии. Просвет кондукта (звездочка) без деформации, в грудной нисходящей аорте признаки тромбоза “ложного канала” (черная стрелка); б – 3D-реконструкция, задняя проекция. Остаточное контрастирование “ложного канала” аорты (черные стрелки); в – конduit восходящей и дуги аорты (звездочка) на 3D-реконструкции с анастомозами протезокоронарных шунтов (белые стрелки).

аорты составляло  $15,12 \pm 4,62$  (8,13–23,8) мЗв и отличалось на 72% от эффективной дозы в группе исследований  $4,36 \pm 1,69$  (1,31–7,95) мЗв, где применялся “FLASH”-протокол МСКТ-аортографии.

При анализе данных МСКТ-аортографии протоколом “FLASH”-сканирования построена модель линейной регрессии значений ИМТ и эффектив-

Параметры данных 101 пациента, обследованного по стандартному протоколу МСКТ-аортографии и протоколу “FLASH”

Параметры	1-я группа (n = 53)	2-я группа (n = 48)	p
Время, с	$9,29 \pm 0,85$ (6,5–11)	$1,93 \pm 0,12$ (1,67–2,24)	<0,001
Протяженность, см	$42,91 \pm 3,23$ (35,9–50,7)	$43,68 \pm 2,66$ (38,36–48,37)	0,55
CDTIvol, мГр	$20,91 \pm 6,49$ (11,3–30,3)	$5,82 \pm 2,14$ (1,89–10,1)	<0,001
DLP, мГр · см	$915,86 \pm 291,26$ (478,5–1402)	$259,5 \pm 103,1$ (77,5–437)	<0,001
E, мЗв	$15,12 \pm 4,62$ (8,13–23,8)	$4,36 \pm 1,69$ (1,31–7,95)	<0,001
Плотность в нисходящей грудной аорте, ед.Н	316 [254–375]	302,3 [218–370]	0,8
Плотность в инфраренальной аорте, ед.Н	338,5 [263–371]	300 [238–365]	0,6



**Рис. 3.** Корреляционный анализ ( $n = 40$ ,  $r = 0,67$ ,  $p < 0,05$ ) ИМТ и значений эффективной дозы (E) во 2-й группе исследований (а). “Коробчатая диаграмма” (б) демонстрирует достоверное отличие ( $p < 0,001$ ) значений эффективной дозы (E1 и E2) в 1-й и 2-й группах.

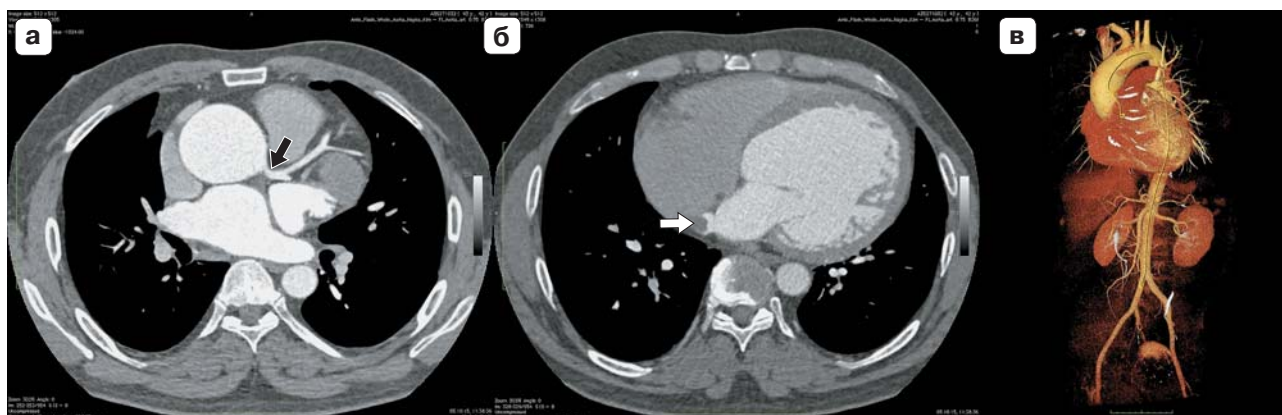
ной дозы в соответствующей группе исследований, где согласно таблице Чеддока выявленный коэффициент корреляции Пирсона  $r = 0,67$ ,  $p < 0,05$  определяет заметную зависимость переменных этих значений (рис. 3).

### Обсуждение

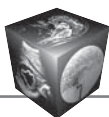
Согласно мнению ряда авторов, использование методики “сверхбыстрой” КТ с еще большим значением питч (до 3,4) оправдывает себя значимым снижением лучевой нагрузки на пациента при сохранении высокой скорости исследования и оптимального качества изображения [18, 19]. Подчеркивается возможность использования методики “FLASH”-сканирования без применения ЭКГ-синхронизации у большинства обследуемых пациентов с заболеваниями аорты, даже если па-

тологический процесс затрагивает анатомическую область корня аорты. Высокая скорость сканирования без ЭКГ-синхронизации и применение постпроцессорной интерактивной реконструкции изображений позволяют получать достаточно объективное представление о состоянии коронарных артерий, что является одним из важных моментов в составлении полного заключения о наличии сопутствующей патологии у больных с заболеваниями аорты [20, 21].

Мы согласны с мнением ряда исследователей [22–24], что отсутствие синхронизации с ЭКГ при “быстром” протоколе исследования аорты не может быть препятствием к получению изображений без артефактов от сокращений сердца и стенки аорты. Примером может быть исследование пациенту X., 43 лет (рис. 4), которому была выполнена



**Рис. 4.** МСКТ-аортография в режиме сканирования “FLASH” без ЭКГ-синхронизации: питч – 1,7, область исследования – 664 мм, время – 3,2 с, E – 3,8 мЗв, объем контрастного вещества – 60 мл. а – аневризма восходящего отдела аорты с визуализацией устья левой коронарной артерии (черная стрелка); б – дивертикул левого предсердия с частичным тромбозом (белая стрелка); в – 3D-реконструкция торакоабдоминальной аорты.



МСКТ-аортография по протоколу “FLASH”. У больного выявлена аневризма восходящего отдела аорты (52 мм) с сопутствующей дилатацией левого желудочка (КСР ЛЖ – 95 мм) и дивертикулом левого предсердия. Поражения коронарных артерий выявлено не было.

Ограничением к применению метода “сверхбыстрой” МСКТ-аортографии могут быть случаи обследования пациентов с большой массой тела (более 130 кг). Установлено, что при одновременном сочетании модуляции напряжения на рентгеновских трубках и режима “сверхбыстрого” сканирования может изменяться соотношение сигнал-шум с последующим затруднением анализа этих МСКТ-изображений [25, 26].

С введением технологий следующего поколения томографов с двумя рентгеновскими трубками прогресс в отношении безопасности МСКТ-исследований сводится не только к турбобыстрым исследованиям на минимальных параметрах напряжения до 70–90 кВ, но и к предельно малым объемам (30–40 мл) вводимого контрастного вещества за исследование [27].

## Заключение

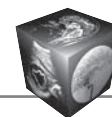
Основной клинической задачей МСКТ-аортографии является точная и детализированная диагностика степени и протяженности поражения аорты. Возможности метода позволяют проведение не только качественного анализа на дооперационном этапе, но и поиска необходимых количественных результатов для эндоваскулярного и гибридного лечения заболеваний аорты.

Таким образом, внедрение методики “сверхбыстрого” исследования аорты позволит увеличить число необходимых МСКТ-исследований на до- и послеоперационном этапе без критического увеличения лучевой нагрузки и объемов вводимых контрастных веществ.

## Список литературы

1. Petersilka M., Bruder H., Krauss B., Stierstorfer K., Flohr T.G. Technical principles of dual source CT. *Eur. J. Radiol.* 2008; 68: 362–368. DOI: 10.1016/j.ejrad.2008.08.013.
2. Rubin G.D., Leipsic J., Schoepf J., Fleischmann D., Napel S. CT Angiography after 20 Years: A Transformation in Cardiovascular Disease Characterization Continues to Advance. *Radiology.* 2014; 271: 633–652. DOI: 10.1148/radiol.14132232.
3. Кармазановский Г.Г. Современные подходы к оптимизации введения рентгеноконтрастных средств. *Медицинская визуализация.* 2006; 5: 136–141.
4. Fleischmann D. Contrast medium administration in computed tomographic angiography. In: Rubin G.D., Rofsky N.M. CT and MR angiography: comprehensive vascular assessment. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 2009: 129–154.
5. Prokop M. Multislice CT angiography. *Eur. J. Radiol.* 2000; 36: 86–96. PMID: 11116172.
6. Minqiang Xin, Lanhua Mu, Jie Luan, Dali Mu, Jinguo Lu. The value of multidetector-row CT angiography for preoperative planning of breast reconstruction with deep inferior epigastric arterial perforator flaps. *Br. J. Radiol.* 2010; 83: 40–43. DOI: 10.1259/bjr/29140440.
7. Smith A., Schoenhagen P. CT imaging for acute aortic syndrome. *Cleveland Clin. J. Med.* 2008; 75 (1): 7–24. PMID: 18236724.
8. Williams D.M., Cronin P., Dasika N., Kelly A.M., Upchurch G.R. Jr., Patel H.J., Deeb M.G., Nan B., Zheng J. Aortic branch artery pseudoaneurysms accompanying aortic dissection. Part II. Distinction from penetrating atherosclerotic ulcers. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 2006; 17 (5): 773–781. DOI: 10.1097/01.RVI.0000209345.00529.DF.
9. Тален М., Эрбел Р., Крейтер К.-Ф., Баркхаузен Й. Лучевые методы диагностики болезней сердца: Пер. с нем. (под общей ред. проф. В.Е. Сеницына). М.: МЕДпресс-информ, 2011. 408 с.
10. Ховрин В.В., Галян Т.Н., Диковицкая Н.А. Эндоваскулярное протезирование аневризм брюшной аорты. Основные принципы оптимального выбора. *Медицинская визуализация.* 2008; 6: 99–106.
11. Moon M.C., Greenberg R.K., Morales J.P., Martin Z., Lu Q., Dowdall J.F., Hernandez A.V. Computed tomography-based anatomic characterization of proximal aortic dissection with consideration for endovascular candidacy. *J. Vasc. Surg.* 2011; 53: 942–949. DOI: 10.1016/j.jvs.2010.10.067.
12. Чарчян Э.Р., Аbugов С.А., Скворцов А.А., Ховрин В.В., Федулова С.В. Гибридная технология при повторной операции у больного с аневризмой дуги аорты и хроническим расслоением типа А. *Ангиология и сосудистая хирургия.* 2014; 20 (4): 168–173.
13. Tacelli N., Remy-Jardin M., Flohr T., Faivre J.B., Delannoy V., Duhamel A., Remy J. Dual-source chest CT angiography with high temporal resolution and high pitch modes: evaluation of image quality in 140 patients. *Eur. Radiol.* 2010; 20: 1188–1196. DOI: 10.1007/s00330-009-1638-5.
14. Halliburton S.S., Abbara S., Chen M.Y., Gentry R., Mahesh M., Raff G.L., Shaw L.J., Hausleiter J.; Society of Cardiovascular Computed Tomography. SCCT guidelines on radiation dose and dose-optimization strategies in cardiovascular CT. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* 2011; 5: 198–224. DOI: 10.1016/j.jcct.2011.06.001.
15. Menzel H.G., O’Sullivan D., Beck P., Bartlett D. European measurements of aircraft crew exposure to cosmic radiation. *Health. Phys.* 2000; 79: 563–567.
16. Macari M., Chandarana H., Schmidt B., Lee J., lamparello P., Babb J. Abdominal aortic aneurysm: can the arterial phase at CT evaluation after endovascular repair be eliminated to reduce radiation dose? *Radiology.* 2006; 241: 908–914. DOI: 10.1148/radiol.2413051571.
17. Goetti R., Baumuller S., Feuchtner G., Stolzmann P., Karlo C., Alkadhi H., Leschka S. High-pitch dual-source CT angiography of the thoracic and abdominal aorta: is simultaneous coronary artery assessment possible? *Am. J. Roentgenol.* 2010; 194: 938–944. DOI: 10.1007/s00330-010-1838-z.





18. Halliburton S.S., Sola S., Kuzmiak S.A., Obuchowski N.A., Desai M., Flamm S.D., Schoenhagen P. Effect of dual-source cardiac computed tomography on patient radiation dose in a clinical setting: comparison to single-source imaging. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* 2008; 2: 392–400.
19. Apfaltrer P., Hanna E.L., Schoepf U.J., Spears J.R., Schoenberg S.O., Fink C., Vliegenthart R. Radiation Dose and Image Quality at High-Pitch CT Angiography of the Aorta: intraindividual and interindividual comparisons with conventional CT Angiography. *Am. J. Roentgenol.* 2012; 199 (6): 1402–1409. DOI: 10.2214/AJR.12.8652.
20. Cornfeld D., Israel G., Detroy E., Bokhari J., Mojibian H. Impact of adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR) on radiation dose and image quality in aortic dissection studies: a qualitative and quantitative analysis. *Am. J. Roentgenol.* 2011; 196: 713; W336–340. DOI: 10.2214/AJR.10.4573.
21. Schoenhagen P., Bolen M.A., Halliburton S.S. Iterative CT reconstruction of aortic intramural hematoma. *Circulation J.* 2011; 75 (7): 1774–1776. DOI: 10.1253/circj.CJ-10-1250.
22. Karlo C., Leschka S., Goetti R.P., Feuchtner G., Desbiolles L., Stolzmann P., Plass A., Falk V., Marincek B., Alkadhi H., Baumuller S. High-pitch dual-source CT angiography of the aortic valve–aortic root complex without ECG-synchronization. *Eur. Radiol.* 2011; 21: 205–212. DOI: 10.1007/s00330-010-1907-3.
23. Beeres M., Schell B., Mastragelopoulos A., Hermann E., Kerl J.M., Gruber-Rouh T., Lee C., Siebenhandle P., Bodelle B., Zangos S., Vogl T.J., Jacobi V., Bauer R.W. High-pitch dual-source CT angiography of the whole aorta without ECG synchronization: initial experience. *Eur. Radiol.* 2012; 22: 129–137. <https://doi.org/10.1007/s00330-011-2257-5>.
24. Bolen M.A., Popovic Z.B., Tandon N., Flamm S.D., Schoenhagen P., Halliburton S.S. Image quality, contrast enhancement, and radiation dose of ECG-triggered high-pitch CT versus non ECG-triggered standard-pitch CT of the thoracoabdominal aorta. *Am. J. Roentgenol.* 2012; 198: 931–938. DOI: 10.2214/AJR.11.6921.
25. Sahani D., Saini S., D'Souza R.V., O'Neill M.J., Prasad S.R., Karla M.K., Halpern E.F., Mueller P. Comparison between low (3:1) and high (6:1) pitch for routine abdominal/pelvic imaging with multislice computed tomography. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2003; 27: 105–109. <https://doi.org/10.1097/00004728-200303000-00001>.
26. Mileto A., Ramirez-Giraldo J.K., Lynne M., Hurwitz L., Choudhury R., Danielle M., Seaman D., Daniele Marin D. High-Pitch Dual-Source MDCT for Imaging of the Thoracoabdominal Aorta: Relationships Among Radiation Dose, Noise, Pitch, and Body Size in a Phantom Experiment and Clinical Study. *Am. J. Roentgenol.* 2015; 205: 834–839. <https://doi.org/10.2214/AJR.15.14334>.
27. Pulerwitz T., Khalique O.K., Nazif T.N., Rozenshtein A., Pearson G.D., Hahn R. T., Vahl T.P., Kodali S.K., George I., Leon M.B., D'Souza B., Po M.J., Einstein A.J. Very Low Intravenous Contrast Volume Protocol for Computed Tomography Angiography Providing Comprehensive Cardiac and Vascular Assessment Prior to Transcatheter Aortic Valve Replacement in Patients with Chronic Kidney Disease. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* 2016; 10(4): 316–321. DOI:10.1016/j.jcct.2016.03.005.

## References

1. Petersilka M., Bruder H., Krauss B., Stierstorfer K., Flohr T.G. Technical principles of dual source CT. *Eur. J. Radiol.* 2008; 68: 362–368. DOI: 10.1016/j.ejrad.2008.08.013.
2. Rubin G.D., Leipsic J., Schoepf J., Fleischmann D., Napel S. CT Angiography after 20 Years: A Transformation in Cardiovascular Disease Characterization Continues to Advance. *Radiology.* 2014; 271: 633–652. DOI: 10.1148/radiol.14132232.
3. Karmazanovsky G.G. Current approaches to optimize the administration of contrast media. *Medical Visualization.* 2006; 5: 136–141. (In Russian)
4. Fleischmann D. Contrast medium administration in computed tomographic angiography. In: Rubin G.D., Rofsky N.M. CT and MR angiography: comprehensive vascular assessment. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 2009: 129–154.
5. Prokop M. Multislice CT angiography. *Eur. J. Radiol.* 2000; 36: 86–96. PMID: 11116172.
6. Mingqiang Xin, Lanhua Mu, Jie Luan, Dali Mu, Jinguo Lu. The value of multidetector-row CT angiography for pre-operative planning of breast reconstruction with deep inferior epigastric arterial perforator flaps. *Br. J. Radiol.* 2010; 83: 40–43. DOI: 10.1259/bjr/29140440.
7. Smith A., Schoenhagen P. CT imaging for acute aortic syndrome. *Cleveland Clin. J. Med.* 2008; 75 (1): 7–24. PMID: 18236724.
8. Williams D.M., Cronin P., Dasika N., Kelly A.M., Upchurch G.R. Jr., Patel H.J., Deeb M.G., Nan B., Zheng J. Aortic branch artery pseudoaneurysms accompanying aortic dissection. Part II. Distinction from penetrating atherosclerotic ulcers. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 2006; 17 (5): 773–781. DOI: 10.1097/01.RVI.0000209345.00529.DF.
9. Talen M., Erbel R., Krejter K.-F., Barkhauzen J. Methods of diagnosing heart disease. Trans. germ. (Ed. prof. V.E. Sinitsin). M.: MEDpress-inform, 2011. 408 c. (In Russian)
10. Khovrin V.V., Galyan T.N., Dikovitskaya N.A. Endovascular treatment of aneurysms of the abdominal aorta. Basic principles of optimal choice. *Medical Visualization.* 2008; 6: 99–106. (In Russian)
11. Moon M.C., Greenberg R.K., Morales J.P., Martin Z., Lu Q., Dowdall J.F., Hernandez A.V. Computed tomography-based anatomic characterization of proximal aortic dissection with consideration for endovascular candidacy. *J. Vasc. Surg.* 2011; 53: 942–949. DOI: 10.1016/j.jvs.2010.10.067.
12. Charchyan E.R., Abugov S.A., Skvorcov A.A., Khovrin V.V., Fedulova S.V. Hybrid technology in the reoperation of a patient with an aortic arch aneurysm and type A chronic dissection. *Angiologiya i sosudistaya hirurgiya.* 2014; 20 (4): 168–173. (In Russian)
13. Tacelli N., Remy-Jardin M., Flohr T., Faivre J.B., Delannoy V., Duhamel A., Remy J. Dual-source chest CT angiography with high temporal resolution and high pitch modes: evaluation of image quality in 140 patients. *Eur. Radiol.* 2010; 20: 1188–1196. DOI: 10.1007/s00330-009-1638-5.
14. Halliburton S.S., Abbara S., Chen M.Y., Gentry R., Mahesh M., Raff G.L., Shaw L.J., Hausleiter J.; Society of Cardiovascular Computed Tomography. SCCT guidelines on radiation dose and dose-optimization strategies in



- cardiovascular CT. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* 2011; 5: 198–224. DOI: 10.1016/j.jcct.2011.06.001.
15. Menzel H.G., O'Sullivan D., Beck P., Bartlett D. European measurements of aircraft crew exposure to cosmic radiation. *Health. Phys.* 2000; 79: 563–567.
  16. Macari M., Chandarana H., Schmidt B., Lee J., lamparello P., Babb J. Abdominal aortic aneurysm: can the arterial phase at CT evaluation after endovascular repair be eliminated to reduce radiation dose? *Radiology.* 2006; 241: 908–914. DOI: 10.1148/radiol.2413051571.
  17. Goetti R., Baumuller S., Feuchtner G., Stolzmann P., Karlo C., Alkadhi H., Leschka S. High-pitch dual-source CT angiography of the thoracic and abdominal aorta: is simultaneous coronary artery assessment possible? *Am. J. Roentgenol.* 2010; 194: 938–944. DOI: 10.1007/s00330-010-1838-z.
  18. Halliburton S.S., Sola S., Kuzmiak S.A., Obuchowski N.A., Desai M., Flamm S.D., Schoenhagen P. Effect of dual-source cardiac computed tomography on patient radiation dose in a clinical setting: comparison to single-source imaging. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* 2008; 2: 392–400.
  19. Apfaltrer P., Hanna E.L., Schoepf U.J., Spears J.R., Schoenberg S.O., Fink C., Vliegthart R. Radiation Dose and Image Quality at High-Pitch CT Angiography of the Aorta: intraindividual and interindividual comparisons with conventional CT Angiography. *Am. J. Roentgenol.* 2012; 199 (6): 1402–1409. DOI: 10.2214/AJR.12.8652.
  20. Cornfeld D., Israel G., Detroy E., Bokhari J., Mojibian H. Impact of adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR) on radiation dose and image quality in aortic dissection studies: a qualitative and quantitative analysis. *Am. J. Roentgenol.* 2011; 196: 713; W336–340. DOI: 10.2214/AJR.10.4573.
  21. Schoenhagen P., Bolen M.A., Halliburton S.S. Iterative CT reconstruction of aortic intramural hematoma. *Circulation J.* 2011; 75 (7): 1774–1776. DOI: 10.1253/circj.CJ-10-1250.
  22. Karlo C., Leschka S., Goetti R.P., Feuchtner G., Desbiolles L., Stolzmann P., Plass A., Falk V., Marincek B., Alkadhi H., Baumuller S. High-pitch dual-source CT angiography of the aortic valve–aortic root complex without ECG-synchronization. *Eur. Radiol.* 2011; 21: 205–212. DOI: 10.1007/s00330-010-1907-3.
  23. Beeres M., Schell B., Mastragelopoulos A., Hermann E., Kerl J.M., Gruber-Rouh T., Lee C., Siebenhandle P., Bodelle B., Zangos S., Vogl T.J., Jacobi V., Bauer R.W. High-pitch dual-source CT angiography of the whole aorta without ECG synchronisation: initial experience. *Eur. Radiol.* 2012; 22: 129–137. <https://doi.org/10.1007/s00330-011-2257-5>.
  24. Bolen M.A., Popovic Z.B., Tandon N., Flamm S.D., Schoenhagen P., Halliburton S.S. Image quality, contrast enhancement, and radiation dose of ECG-triggered high-pitch CT versus non ECG-triggered standard-pitch CT of the thoracoabdominal aorta. *Am. J. Roentgenol.* 2012; 198: 931–938. DOI: 10.2214/AJR.11.6921.
  25. Sahani D., Saini S., D'Souza R.V., O'Neill M.J., Prasad S.R., Karla M.K., Halpern E.F., Mueller P. Comparison between low (3:1) and high (6:1) pitch for routine abdominal/pelvic imaging with multislice computed tomography. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2003; 27: 105–109. <https://doi.org/10.1097/00004728-200303000-00001>.
  26. Mileto A., Ramirez-Giraldo J.K., Lynne M., Hurwitz L., Choudhury R., Danielle M., Seaman D., Daniele Marin D. High-Pitch Dual-Source MDCT for Imaging of the Thoracoabdominal Aorta: Relationships Among Radiation Dose, Noise, Pitch, and Body Size in a Phantom Experiment and Clinical Study. *Am. J. Roentgenol.* 2015; 205: 834–839. <https://doi.org/10.2214/AJR.15.14334>.
  27. Pulerwitz T., Khaliq O.K., Nazif T.N., Rozenshtein A., Pearson G.D., Hahn R. T., Vahl T.P., Kodali S.K., George I., Leon M.B., D'Souza B., Po M.J., Einstein A.J. Very Low Intravenous Contrast Volume Protocol for Computed Tomography Angiography Providing Comprehensive Cardiac and Vascular Assessment Prior to Transcatheter Aortic Valve Replacement in Patients with Chronic Kidney Disease. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* 2016; 10 (4): 316–321. DOI:10.1016/j.jcct.2016.03.005.

Поступила в редакцию 3.06.2017.  
Принята к печати 15.06.2017.

Received on 13.06.2017.  
Accepted for publication on 15.06.2017.