ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ НАУЧНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ «РОССИЙСКИЙ НАУЧНЫЙ ЦЕНТР ХИРУРГИИ ИМЕНИ АКАДЕМИКА Б. В. ПЕТРОВСКОГО»

На правах рукописи

МАЛАХОВА Мария Владимировна

ОПТИМИЗАЦИЯ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ АОРТЫ С НИЗКОЙ ЛУЧЕВОЙ И ЙОДНОЙ НАГРУЗКОЙ ДО И ПОСЛЕ ЛЕЧЕНИЯ

14.01.13 – лучевая диагностика, лучевая терапия

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
Ховрин Валерий Владиславович,
доктор медицинских наук

Москва – 2022

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ **3**

Глава 1. ОПТИМИЗАЦИЯ КТ-АНГИОГРАФИИ АОРТЫ В УСЛОВИЯХ СНИЖЕНИЯ ЛУЧЕВОЙ И ЙОДНОЙ НАГРУЗКИ. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ **8**

1.1. Лучевая нагрузка: современное состояние проблемы 8

1.2. Лучевая нагрузка: принципы расчета и стратегии ее снижения 9

1.3. Йодная нагрузка: варианты снижения 15

1.4. Адаптивная статистическая итеративная реконструкция (ASIR) 18

Глава 2. ЭТАПЫ ПРОВЕДЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ, МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ **21**

2.1. Характеристика и этапы проведения исследования 21

2.2. Характеристика пациентов 23

2.3. Методы исследования 24

2.3.1. Компьютерная томография аорты 24

2.4. Методика оценки полученных изображений 33

2.5 Статистическая обработка полученных данных 39

Глава 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ **41**

3.1. КТ-аортография без адаптации параметров (по стандартному протоколу сканирования) 41

3.2. КТ-аортография без кардиосинхронизации 42

3.3. «Сверхбыстрая» КТ-аортография без ЭКГ-синхронизации 54

3.4. КТ-аортография с ЭКГ-синхронизацией 65

3.5. Критерии ИМТ, ЧСС и анализ межоператорской воспроизводимости при выборе модификаций протоколов КТ-ангиографии без ЭКГ-синхронизации и в модификации АКВА и АКВА 2.0 81

ЗАКЛЮЧЕНИЕ **85**

ВЫВОДЫ……..90

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ……..91

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ **92**

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ **93**

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность проблемы

Заболевания сердечно-сосудистой системы являются основной причиной смертности среди взрослого населения в России и в мире (Всемирная организация здравоохранения).

Аневризма восходящей аорты (АВА) может протекать бессимптомно и часто является случайной находкой. Так, по разным данным встречаемость аневризмы грудной аорты составляет 60–100 случаев на млн населения, при этом заметен рост заболеваемости (Cormack S. M. et al., 2012; Kuzmik G. A. et al., 2012; Cloft P. F. et al., 2020). Наиболее распространенными являются аневризмы корня и восходящей аорты и составляют около 60%. Популяционная встречаемость расслоения аорты (РА) от 2,1 до 16,3 случаев на 100000 населения (Clouse W. D. et al., 2004; Melvinsdottir I. H. et al., 2016; Reutersberg B. et al., 2019).

Показатель летальности от аневризм и РА при сравнении данных с 1990 г. по 2010 г. увеличился с 2,49 на 100000 до 2,78 на 100000 человек (Sampson U. K. A. et al., 2014).

За последние несколько десятилетий заболеваемость аневризмами брюшной аорты (АБА) возросла и составляет 1,3–8,9% у мужчин и 1,0–2,2% у женщин (Lederle F. A. et al., 2000; Lindholt J. S. et al., 2005; Gianfagna F. et al, 2018). Это связано со старением населения, ростом числа курильщиков, с внедрением программ раннего скрининга, а также совершенствованием диагностических инструментов. Наиболее опасным осложнением АБА является ее разрыв. Смертность от разрыва аорты высока и составляет около 70% на дооперационном этапе (D'Souza et al., 2022).

Компьютерная томография (КТ) с внутривенным контрастированием является «золотым» стандартом в выявлении различной патологии аорты (Синицын В. Е., Терновой С. К., 2007; Терновой С. К. и др., 2013; Sathiadoss P. et al., 2020). Методика имеет ряд неоспоримых преимуществ, таких как быстрота выполнения, точность оценки состояния аорты и ее ветвей за счет высокого пространственного разрешения, неинвазивность и возможность проведения в амбулаторных условиях (Sentz A., 2015; Di Cesare E. et al., 2016, Sparks Amy R. et al., 2022).

Компьютерная томографическая ангиография обладает высокой диагностической точностью, чувствительность и специфичность метода близка к 100% (Hartnell G. G., 2001; Knobelsdorff-Brenkenhoff F. et al., 2014; Sentz A., 2015; Di Cesare E. et al., 2016). КТ-аортография позволяет проводить мультипланарный анализ состояния аорты и ее ветвей, являясь методом выбора в качестве предоперационного планирования (Gabriel O. Perea et al., 2020). Однако, по мнению разных авторов, сохраняются споры относительно безопасности исследования. Основные проблемы безопасности КТ-аортографии включают использование ионизирующего излучения и необходимость внутривенного введения высоких доз йодсодержащего контраста, особенно у пациентов с почечной недостаточностью (Bittner D. O. et al., 2016; Di Cesare E. et al., 2016; Kok M. et al., 2016).

При проведении КТ-аортографии по протоколу сканирования без модификации параметров отмечена высокая лучевая нагрузка и большой объем вводимого КВ, при этом необходимо учитывать кратность выполнения исследования. По данным разных авторов, лучевая нагрузка при проведении КТ-аортографии может варьировать от 2,75 м3в до 35,9 м3в (Seyd Shnayien et al., 2020; Vishal K. Patel et al., 2020). Объем вводимого контрастного вещества (КВ) может достигать 100–120 мл на одно исследование. Для снижения йодной нагрузки и как следствие нивелирования вероятности развития постконтрастного острого повреждения почек (ПК-ОПП) необходимо уменьшать объем КВ (Rogerio Vasconcelos et al., 2017; Hamersvelt R. W. et al., 2018).

Вышеизложенное свидетельствует об актуальности оптимизации протоколов КТ-ангиографии аорты со снижением лучевой и йодной нагрузки у пациентов с патологией аорты при обязательном сохранении высокого качества получаемых изображений.

Цель исследования

Оптимизировать протоколы КТ-ангиографии аорты в условиях низкой лучевой и йодной нагрузки для диагностики и динамического наблюдения пациентов с заболеваниями аорты до и после лечения.

Задачи исследования

1. Разработать протоколы КТ-ангиографии аорты с низкой лучевой и йодной нагрузкой и определить их значения в алгоритме обследования.

2. Обосновать необходимость низкодозовой КТ-ангиографии при динамическом наблюдении за результатами лечения заболеваний аорты.

3. Оценить преимущества и эффективность «сверхбыстрой» КТ-ангиографии у пациентов с заболеваниями аорты.

Научная новизна

В работе разработаны, оптимизированы и апробированы протоколы КТ-аортографии, позволяющие снизить лучевую нагрузку и риск проведения контрастного исследования при выявлении всех патологических изменений аорты на до- и послеоперационном этапах обследования пациентов. При этом не происходит изменения качества получаемых данных и снижения уровня диагностической эффективности компьютерной томографии.

Впервые в России разработан алгоритм персонифицированного выбора протокола КТ-аортографии в условиях минимальной лучевой нагрузки и сниженного объема КВ. Продемонстрирована необходимость обязательного применения адаптивной итеративной реконструкции в сочетании с «низкодозовыми» протоколами КТ-аортографии.

Проанализированы возможности «сверхбыстрой» КТ-аортографии с низкой степенью риска при проведении многократных динамических контрольных КТ-исследований аорты и проведено сравнение «сверхбыстрой» и модифицированных комбинированных протоколов КТ-ангиографии аорты типа АКВА (Аортальный Клапан и Вся Аорта) и АКВА 2.0.

Практическая значимость работы

Оптимизированные протоколы КТ-аортографии могут быть рекомендованы при первичном обследовании, на послеоперационном этапе и при динамическом наблюдении в условиях стационара и амбулаторно. При этом разработанные протоколы КТ-аортографии позволяют существенно снизить лучевую и йодную нагрузку на пациента.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Применение в клинической практике оптимизированных протоколов КТ-аортографии обеспечивает более высокий уровень безопасности исследования при требуемом качестве получаемых данных, выявляет все патологические изменения аорты в условиях низкой лучевой и йодной нагрузки.

2. Модификация протоколов расширяет границы применения КТ-аортографии на всех этапах подготовки и послеоперационного обследования пациентов, при этом увеличения лучевой нагрузки не происходит и нет значимого увеличения объема вводимых контрастных веществ.

3. «Сверхбыстрая» КТ-аортография обладает высокой чувствительностью, специфичностью и точностью в диагностике патологии аорты, позволяя оценить структуры корня аорты без применения ЭКГ-синхронизации.

Внедрение результатов исследования в практику

Результаты исследования внедрены в работу отделения рентгенодиагностики и КТ в составе отдела клинической физиологии, инструментальной и лучевой диагностики, а также отделений кардиохирургии ФГБНУ «РНЦХ им. акад. Б. В. Петровского» и широко применяются для первичной диагностики и при динамическом послеоперационном контроле пациентов с патологией аорты.

Апробация диссертации

Материалы и основные положения работы доложены и обсуждены на следующих конференциях:

– Ежегодная Всероссийская научно-практическая конференция «Кардиология НА МАРШЕ!» и 60-я сессия, посвященные 75-летию ФГБУ «НМИЦ Кардиологии» Минздрава России (Москва, сентябрь 2020 г.);

– XV Юбилейный Всероссийский национальный конгресс лучевых диагностов и терапевтов «РАДИОЛОГИЯ» (Москва, май 2021 г.);

– Ежегодная Всероссийская научно-практическая конференция «Кардиология НА МАРШЕ!» и 61-я сессия ФГБУ «НМИЦ Кардиологии» Минздрава России (Москва, сентябрь 2021 г.);

– Всероссийский конкурс ЛИДЕР КАЧЕСТВА в здравоохранении (ФГБУ «Национальный институт качества» Росздравнадзора) с проектом «Принципы безопасности аортографии в условиях снижения лучевой и йодной нагрузки на пациента», 3-е место (Москва, 2021 г.);

– V межрегиональная научно-практическая конференция с международным участием «Лучевая диагностика – Смоленск 2021: конкурс молодых ученых» (Смоленск, 2021 г.);

– сессия победителей конкурса научных работ Итоговой конференции МРО 2021 (Москва, октябрь 2021 г.);

– V форум Онлайн-диагностика 3.0 (Москва, декабрь 2021 г.);

– IX Международный конгресс и школа для врачей «Кардиоторакальная радиология» (Москва, 25–26 марта 2022 г.);

– XXV Ежегодная сессия ФГБУ «НМИЦ ССХ им. А. Н. Бакулева» Минздрава России с Всероссийской конференцией молодых ученых (Москва, 15–17 мая 2022 г.).

Публикации

По теме диссертации опубликовано 8 научных работ, из них 3 статьи в журналах, рекомендованных Высшей аттестационной комиссией при Министерстве науки и высшего образования Российской Федерации для публикаций основных результатов диссертаций на соискание ученой степени кандидата медицинских наук.

Объем и структура диссертации

Диссертация состоит из введения, 3 глав, заключения, выводов, практических рекомендаций и библиографического указателя. Работа изложена на 108 страницах печатного текста и иллюстрирована 51 рисунком и 37 таблицами. Библиографический указатель содержит ссылки на работы 20 отечественных и 123 зарубежных авторов.

Глава 1. ОПТИМИЗАЦИЯ КТ-АНГИОГРАФИИ АОРТЫ В УСЛОВИЯХ СНИЖЕНИЯ ЛУЧЕВОЙ И ЙОДНОЙ НАГРУЗКИ. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Лучевая нагрузка: современное состояние проблемы

С момента своего появления в 1973 году рентгеновская компьютерная томография (РКТ) зарекомендовала себя как один из основных методов диагностической визуализации (Hounsfield G. N., 1973). После внедрения метода спирального сканирования в конце 1980-х годов (Kalender W. A., 1990) и появления технологии многодетекторных рядов в конце 1990-х годов (McCollough C. H., Zink F. E., 1999) КТ значительно расширила свои диагностические возможности. Широкая доступность, высокая разрешающая способность, быстрота выполнения, большой спектр диагностических возможностей привели к заметному ежегодному увеличению количества проводимых КТ-исследований. Так, в 2020 году в России было выполнено около 11 млн КТ (Рисунок 1).

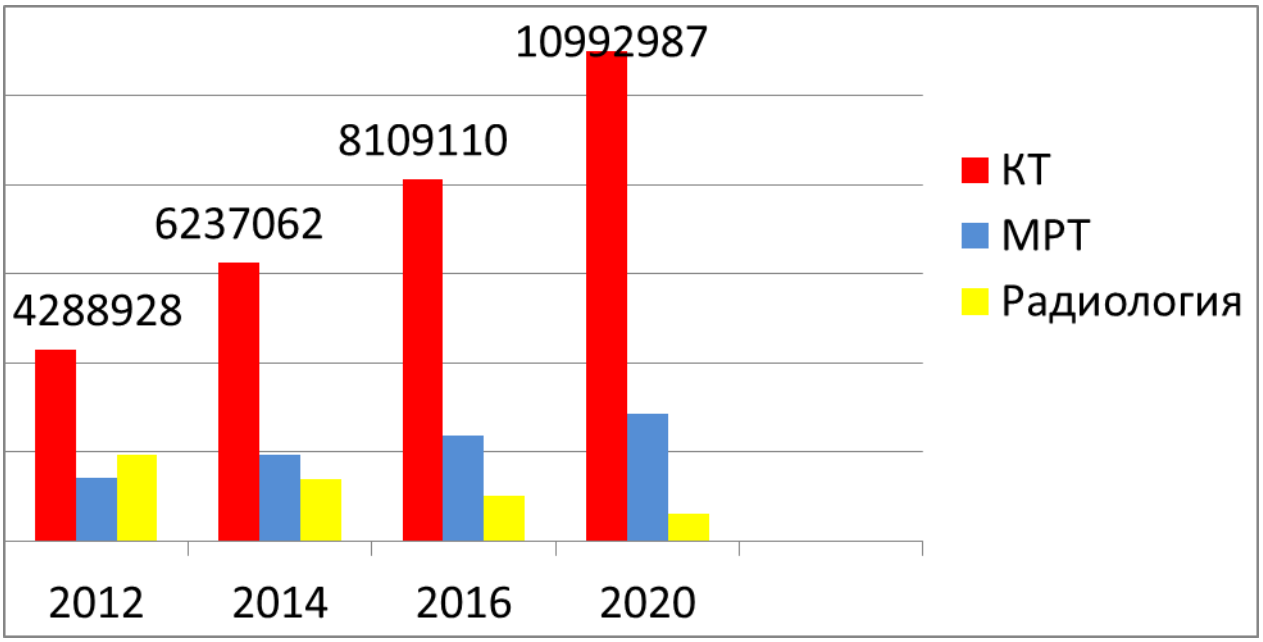


Рисунок 1 – Структура лучевых исследований в России по данным главного внештатного специалиста Минздрава России по лучевой и инструментальной диагностике Тюрина И. Е.

Учитывая увеличение количества проводимых КТ-исследований, стоит принимать во внимание коллективное радиационное воздействие на население в целом и высокие уровни кумулятивного облучения пациентов, требующих динамического КТ-наблюдения (Brenner D. J., Hall E. J., 2007; Sodickson A. et al., 2009).

Несмотря на то, что КТ предоставляет незаменимую информацию о состоянии исследуемой области пациента, существует риск развития радиационно-индуцированного злокачественного новообразования (Brenner D. J., 2007). В США было проведено множество исследований, где использовалась общая доза облучения, полученная всем населением от КТ-исследований, для оценки потенциально связанной заболеваемости раком или смертности населения (Einstein A. J., Henzlova M. J. et al., 2007; Einstein A. J., Moser K. W. et al., 2007). Одно из исследований показало, что до 1,5–2% случаев развития новообразований могут быть вызваны лучевой нагрузкой, полученной при проведении КТ (Brenner D. J., 2007). Однако результаты, полученные в данных работах, остаются весьма спорными, поскольку модель расчета риска развития рака не предполагала выполнение КТ со снижением эффективной дозы (McCollough C. H. et al, 2009).

Одним из направлений по снижению лучевой нагрузки является принцип ALARA («As Low As Reasonably Achievable» – «настолько низко, насколько разумно достижимо»). Но, даже при его соблюдении и использовании стандартных протоколов сканирования, лучевая нагрузка по-прежнему остается высокой. Так, например, при выполнении КТ аорты лучевая нагрузка составляет от 2,75 м3в до 35,9 м3в на одно исследование (Seyd Shnayien et al., 2020; Vishal K. Patel et al., 2020).

Таким образом, наиболее приоритетным требованием к проведению КТ-исследований является безопасность (Boone J. M. et al., 2012). Необходимо следовать нескольким принципам: назначение КТ-исследований должно быть оправдано и обосновано для каждого пациента (International Commission on Radiological Protection: 2007); технические параметры сканирования должны быть оптимизированы с целью получения изображения высокого качества при максимально низкой лучевой нагрузке (Lifeng Yu. et al., 2009).

1.2. Лучевая нагрузка: принципы расчета и стратегии ее снижения

К дозиметрическим параметрам при КТ относятся: CTDI (Computed Tomography Dose Index, компьютерно-томографический индекс дозы), DLP (Dose Lenght Product, произведение дозы на длину) и E (эффективная доза) (Хоружик С. А., 2009).

CTDI (мГр) представляет собой интеграл профиля дозы за один оборот рентгеновской трубки, нормализованный к ширине рентгеновского луча. На многосрезовых компьютерных томографах ширина рентгеновского луча равна коллимации среза, умноженной на количество рядов детекторов. CTDI служит мерой поглощенной дозы излучения, определяется техническими характеристиками сканера и параметрами выбранного протокола исследования.

DLP (мГрхсм) – поглощенная доза за все КТ-исследование с учетом протяженности области сканирования и количества повторных сканирований (например, артериальная и венозная фаза контрастирования), является производным CTDI.

Показатель CTDI и DLP являются индивидуальными для каждого пациента и отражены в индивидуальном протоколе пациента (Dose Report).

Е (мЗв) – сумма взвешенных поглощенных доз во всех органах и тканях человека. Рассчитывается с учетом взвешивающих коэффициентов для видов излучений, характеризующих их проникающую способность (для рентгеновских лучей этот коэффициент равен 1), и взвешивающих коэффициентов, характеризующих радиочувствительность конкретных тканей и органов. Е рассчитывается из DLP с использованием коэффициента перерасчета (е) (Таблица 1).

Таблица 1 – Значение дозового коэффициента (е) в зависимости от области исследования для взрослых пациентов (Методические указания МУ 2.6.1.2944-11)

Область исследования	*Значение е (мЗв/мГр × см)*
Голова	0,0023
Шея	0,0054
Грудная клетка	0,017
Брюшная полость	0,015
Малый таз	0,019

В стратегии снижения лучевой нагрузки можно выделить несколько направлений.

1. Планирование исследования и позиционирование пациента

1.1) максимальное уменьшение протяженности сканирования до интересующей области – торакоабдоминальной аорты (Lifeng Yu et al., 2009; Kumar V. et al,

2021). По данным разных авторов, регрессионный анализ показывает, что протяженность сканирования значительно коррелирует со значением E ($p < 0,05$) (Kumar V. et al, 2021). Однако известно, что аневризмы грудной аорты обнаруживаются у 5–13% с АБА, с другой стороны, у 10–29% пациентов с АБА встречаются АВА (Scali S. T. et al., 2012). Поэтому для выбора оптимальной тактики хирургической коррекции оправдано выполнение КТ торакоабдоминальной аорты в полном объеме;

1.2) выбор протокола КТ-аортографии с учетом поставленных диагностических задач. Согласно рекомендациям КТ-аортография с целью достоверной оценки корня и ВА, а также на этапе подготовки к TAVI должна быть выполнена с ЭКГ-синхронизацией (Рекомендации по диагностике и лечению заболеваний аорты, 2017; Blanke P. et al., 2019). В случае послеоперационного контроля результатов лечения КТ-аортография с ЭКГ-синхронизацией показана для детального анализа возникающих осложнений, затрагивающих корень аорты (Малахова М. В. и др., 2021). Для оценки состояния дуги аорты и нисходящего отдела аорты на предмет аневризм, расслоения, вариантов анатомического строения аорты и ее ветвей рекомендуется проведение КТ-аортографии без кардиосинхронизации (Murillo H. et al., 2012; Baliyan V. et al., 2019). Пациентам после эндоваскулярных вмешательств на аорте показано проведение контрольного КТ-исследования через 1, 6 и 12 месяцев после операции, далее ежегодно (Рекомендации по диагностике и лечению заболеваний аорты, 2017). Динамическая КТ-аортография выполняется для оценки размера аневризмы, положения и проходимости стента, состояния дистального анастомоза, на предмет эндоликов и включает сканирование в артериальную и венозную фазы контрастирования (Kaufman J. A. et al., 2000; Duddalwar V. A., 2004; Hellinger J. C., 2005; Bean M. J. et al., 2008; Абугов С. А. и др., 2018; Чарчян Э. Р. и др., 2020);

1.3) правильное позиционирование пациента по изоцентру гентри. Неправильная укладка пациента ведет к увеличению E и шума изображения. При смещении пациента на 2 см, 4 см и 6 см ниже изоцентра происходит увеличение E на 13,5%, 33,3% и 51,1% соответственно (Habibzadeh M. A. et al., 2012).

2. Модификация технических параметров

2.1) модуляция силы тока рентгеновской трубки с учетом анатомических и

антропометрических характеристик пациента (Frush D. P., 2002; Huda W. et al. 2004; McCollough C. H. et al., 2005; 2006; 2008; Schindera S. T. et al., 2009; Soderberg M. et al., 2010; MacDougall R. D. et al., 2016). Перспективным направлением в оптимизации Е является Automatic Exposure Control (автоматический контроль экспозиции (АКЭ) (McCollough C. H., 2005; Lifeng Yu. et al., 2009; MacDougall R. D. et al., 2016). Оно предусматривает регулировку уровня выходного рентгеновского излучения трубки с целью достижения желаемого соотношения качества/шума изображения за счет оценки уровня поглощающей способности тканями обследуемого рентгеновских лучей и последующей модуляцией силы тока (McCollough C. H. et al., 2008; Martin C. J. et al., 2016). Предварительный расчет силы тока осуществляется по топограмме и может изменяться в процессе сканирования (Papadakis A. E., 2014). Важным моментом является одинаковое значение напряжения рентгеновской трубки при выполнении топограммы и последующего фазового сканирования (Soderberg M., 2010). Целью АКЭ является использование оптимального уровня дозы для конкретного пациента с сохранением диагностической ценности изображения. АКЭ доступен на современных компьютерных томографах различных производителей, однако есть отличия в его реализации (Таблица 2);

Таблица 2 – Краткое изложение наиболее распространенных стратегий АКЭ на современных компьютерных томографах различных производителей

Производитель	*Опция АКЭ*	*Референс качества изображения*	*Стратегия реализации*
Siemens	CareDose 4D	Ref. mAs, mAs	Поддержание одинакового качества изображения по отношению к целевому эффективному уровню Ref.mAs для пациента стандартного размера
General Electric	Avto mA Smart mA	Индекс шума (noise index), min-max mA	Поддержание постоянного уровня шума (определенного в индексе шума), используя токи трубки в пределах заданных минимальных и максимальных значений
Toshiba	DoseExposure	Стандартное отклонение: – высокое качество, – стандарт, – низкая доза.	Поддержание постоянного уровня шума (определенного в значениях стандартного отклонения для каждого протокола), используя токи трубки в пределах заданных минимальных и максимальных значений
Philips	DoseRight	DoseRight Index (DRI)	Значение DRI, соответствует референсному значению экспозиции для сохранения одинакового качества изображения

2.2) выбор значения напряжения на рентгеновской трубке. Проведено большое количество клинических исследований, доказывающих снижение лучевой нагрузки

при уменьшении напряжения рентгеновской трубки (Funama Y. et al., 2005; Waaijer A., Prokop M., 2007). Так, по данным Johannes Boos и Zhang H. при проведении КТ-аорты с напряжением 80kV и использованием ИР удалось снизить лучевую нагрузку на 50–70% в сравнении со 100kV у пациентов с ИМТ < 32 кг/м² при сохранении удовлетворительного качества изображения. Согласно H. McDaniel при проведении кардиологических исследований рекомендовано выбирать kV в зависимости от ИМТ (кг/м²): ИМТ = 20–25, 80 kV; ИМТ = 25–30, 100 kV; ИМТ = 30–35, 120 kV; ИМТ = 35–40, 140 kV. При снижении напряжения рентгеновской трубки происходит снижение энергии фотонов рентгеновского излучения, при этом уменьшается их проникающая способность и, как следствие, повышается их фиксация атомами йода (Nakayama Y., 2005; Meyer M., 2014; Fleischmann U. et al., 2018). Это условие позволяет корректировать объем вводимого КВ при проведении КТ-ангиографии. Уменьшая значение напряжения рентгеновской трубки, важно учитывать уровень шума, что в целом влияет на качество исследования. Так, при уменьшении напряжения со 120 kV до 100 kV при проведении кардиологических исследований, можно снизить лучевую нагрузку до 46% при сохранении высокого качества изображения (J. Hausleiter et al., 2010). Однако это касается пациентов с ИМТ < 30 кг/м². Согласно исследованию G.L. Raff (2009), K. Ghafourian (2012) было предложено прогнозировать уровень шума путем измерения standart deviation (SD, стандартное отклонение плотностей) по топограмме с помощью region of interest (ROI, область интереса) шириной 3 см на нескольких уровнях. Получена статически значимая корреляция между субъективной оценкой качества и объективной оценкой SD ($r = 0,52$ при $p < 0,001$) при модификации kV с учетом ИМТ;

2.3) проведение КТ-аортографии с высоким значением pitch (Apfalter P.et al., 2012; Shen Y. et al., 2015; Manna C. et al., 2017). При повышении значения pitch[1] увеличивается временная разрешающая способность, за счет этого происходит снижение лучевой нагрузки. Однако одновременно может ухудшаться качество изображения. Поэтому для компенсации диагностической ценности исследования автоматически увеличивается mAs и напряжение рентгеновской трубки. Это важно

[1] Pitch – отношение смещения стола за один оборот рентгеновской трубки к толщине среза.

учитывать при модификации параметров сканирования.

3. Двухэнергетическая КТ. Двухэнергетическая КТ может быть реализована несколькими способами (Рисунок 2):

– компьютерный томограф оснащен двумя рентгеновскими трубками, напротив которых расположены два ряда детекторов (2×128). Сбор данных происходит посредством одновременного включения двух трубок с разным значением напряжения – 80 kV, 100 kV и 140 kV (Petersilka M. et al., 2008). В результате увеличивается скорость вращения до 280 мс и поле обзора детектора, есть возможность сканирования с высоким pitch (до 3,4). Эта технология реализована на современных компьютерных томографах;

– компьютерный томограф с одной рентгеновской трубкой, но возможностью постоянного быстрого переключения напряжения (80–140 kV), при этом сканирование происходит при одном угле обзора (Kalender W. A. et al., 2004).

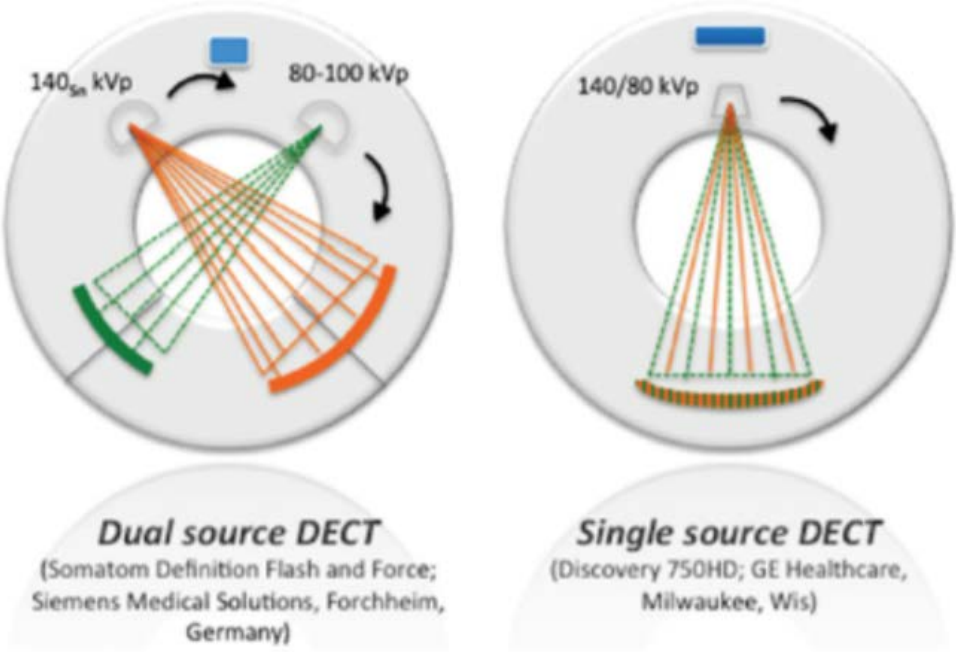


Рисунок 2. Принцип технической реализации двух энергий (Patino M.et al., RadioGraphics, 2016)

В сравнении со стандартной КТ-аортографией двухэнергетическая КТ с высоким значением pitch позволяет снизить лучевую нагрузку минимум на 40–50% за счет значительного уменьшения времени сканирования (до 2 сек) при использовании протокола Flash Scan (Paul Apfalter et al., 2012; Shen Y. et al., 2015).

Goetti R. и соавт. (2010), Carlo K. и соавт. (2011), Liu Y. и соавт. (2013), Ховрин В.В. и соавт. (2016) в своих исследованиях доказали возможность получения изображений коронарных артерий, корня и восходящей аорты высокого качества при использовании «сверхбыстрого» сканирования при минимальной лучевой нагрузке без ЭКГ-синхронизации. Это объясняется тем, что сбор данных происходит за один сердечный цикл.

1.3. Йодная нагрузка: варианты снижения

Ежегодно растет количество пациентов, получающих высокотехнологичную медицинскую помощь, увеличивается расход рентгеноконтрастных средств, и соответственно возрастает частота встречаемости контраст-индуцированного острого почечного повреждения (Синицын В. Е., 2003; Hamersvelt R. W. et al., 2018; Pistolesi V. et al., 2018; Kumar D. et al., 2020; Синицын В. Е. и др., 2022).

Постконтрастное острое повреждение почек (ПК-ОПП) представляет собой острое снижение функции почек и определяется, как повышение креатинина сыворотки крови ≥ в 1,5 раза от исходной величины в течении 48–72 часов после внутрисосудистого введения йодсодержащего КВ. Снижение объема вводимого КВ приведет к минимизации риска развития ПК-ОПП и уменьшению экономических затрат (Stacul Fю, 2011). Поэтому проблема снижения лучевой и йодной нагрузки при проведении КТ-аортографии остается актуальной.

Для достижения оптимального контрастирования необходимо учитывать технические параметры компьютерного томографа – силу тока и напряжение, а также время вращения рентгеновской трубки, pitch, время задержки и сканирования (Hunsaker A. R. et al., 2010; Bae K. T., 2010; Kumamaru K. K. et al., 2011; Puipp G. D. et al., 2012). Также необходимо учитывать антропометрические параметры пациента, сердечный выброс (Yanaga Y. et al., 2009; Zhu X. et al., 2012).

Bae K. T. и соавт. (2010) называет основными характеристиками КВ концентрацию, объем, вязкость, температуру, продолжительность и скорость введения (Таблица 3). По мнению S. Keil и соавт. (2008) и M. Kishimoto и соавт. (2010), скорость введения КВ является основным предиктором оптимального контрастирования.

Таблица 3 – Примеры дозировки КВ при проведении КТ-исследования (из инструкции к КВ)

Возраст	**Доза**	**Объем**	
Взрослые	140 мг йода /мл	100-400 мл	Общее количество йода обычно составляет 60 г.
	200 мг йода/мл	100-300 мл	
	240 мг йода/мл	100-250 мл	
	300 мг йода/мл	100-150 мл	
	350 мг йода/мл	100-150 мл	
	370 мг йода/мл	100-150 мл	
	400 мг йода/мл	50-100 мл	
Дети	240мг йода/мл	2-3 мл/кг массы тела (до 40 мл)	В отдельных случаях возможно введение до 100 мл.

Согласно рекомендациям по особенностям применения КВ при проведении ангиографических исследования (ДЗМ г. Москвы, 2019) расчёт вводимого КВ осуществляется по формуле:

$$V = FR \times t, \quad (1)$$

где V – объём вводимого КВ;
FR – скорость введения КВ;
t – продолжительность введения КВ.

Dominic Raymakers и соавт. (2019) предложили рассчитывать объем КВ с учетом площади поверхности тела (ППТ) и частоты сердечных сокращений (ЧСС), условно эквивалентной сердечному выбросу. Yanaga Y. и соавт. (2010) было доказано, что 42,5 мл/м² достаточно для оптимального контрастирования торакоабдоминальной аорты. Далее корректировали объем КВ с учетом ЧСС (Рисунок 3).

Одним из направлений уменьшения объема вводимого КВ является одновременное снижение значения напряжения рентгеновской трубки, так называемый «double-low» – эффект (Wei L. et al., 2016; Talei Franzesi C. R.. et al., 2018). Считается, что этот метод снижает лучевую и йодную нагрузку на 40–45% и 56–74% соответственно (Iyama Y. et al., 2016; Kok M. et al., 2016; Wei L. et al, 2016; Hamersvelt R. W. et al., 2018) при сохранении высокого качества изображения.

Heart rate (beats per minute)	Volume correction (ml)
<55	−10
56–65	+0
66–75	+10
76–90	+20
91–105	+25
>105	+30

Рисунок 3 – Расчет объема КВ с учетом ЧСС (Dominic Raymakers et al., 2019)

Дифференцировка сред в КТ основывается на поглощении рентгеновских лучей, измеряемая в Хаунсфилдах (HU). Любая среда имеет свою спектральную кривую, одной из характеристик которой является степень наклона – k-edge. Для йода k-edge составляет 33,2 keV (Bazalova M. et al., 2008; McCollough C. H. et al., 2009). Максимальное поглощение излучения йодом происходит при напряжении, равном 90 kV. Это объясняется тем, что средний уровень энергии рентгеновского пучка при напряжении 80 kV равен 53 keV, что ближе к значению 33,2 keV, в отличии от напряжения в 140 kV (71 keV) (Johnson T. R. C. et al., 2007).

Delesalle M.-A. и соавт. (2013), Raju R. и соавт. (2014), Carrascosa P. и соавт. (2015), Lv P. и соавт. (2016), Shuman W. P. и соавт. (2017) отметили, что при проведении КТ-аортографии на двухэнергетическом КТ можно снизить йодную нагрузку на 70%. Это достигается за счет дифференциации рентгеновских фотонов на низких и высоких энергетических уровнях с последующей реконструкцией виртуальной монохроматической визуализации на дискретных энергетических уровнях до 40 keV.

Рядом исследователей было проведено сравнение уровня снижения йодной нагрузки при проведении КТ-аортографии с низким напряжением рентгеновской трубки (70 kV) и с использованием двухэнергетической КТ. Delesalle M.-A. и соавт. (2013), Thor D. и соавт. (2015), Kok M. и соавт. (2016) пришли к выводу, что 70 kV и применение двухэнергетической КТ позволяют снизить йодную нагрузку на 44–

56% при сохранении высокого качества изображения. Однако снижение kV имеет свои ограничения при исследовании пациентов с высоким ИМТ.

W. H. Nijhof и соавт. (2013) отметили, что при использовании многофазного протокола введения КВ при прочих равных условиях объем вводимого КВ сокращается на 11%.

1.4. Адаптивная статистическая итеративная реконструкция (ASIR)

Одновременно с модификацией технических параметров протокола сканирования может меняться качество исследования в целом. Так, при снижении силы тока и напряжения рентгеновской трубки можно наблюдать пропорциональное увеличение шума изображения.

Внедрение в клиническую практику алгоритмов итеративной реконструкции изображений – важный шаг на пути к оптимизации эффективной дозы при сохранении высокой диагностической эффективности (Silva A. C. et al., 2010; Кондратьев Е. В., Кармазановский Г. Г., 2013, Vaishnav J. Y. et al., 2014; Padole A. et al., 2015).

Первоначально полученные КТ-изображения были реконструированы с помощью алгебраической техники реконструкции (Fleischmann D. et al., 2011). Из-за недостатка вычислительной мощности этот метод был заменен алгоритмом фильтрованного обратного проецирования (FBP). Основными преимуществами FBP являются надежность и скорость обработки данных. Однако ряд факторов влияет на качество получаемых изображений. Например, снижение напряжения рентгеновской трубки и высокий ИМТ пациента могут сопровождаться высоким уровнем шума, а наличие выраженной кальцификации сосуда, стентов или металлических имплантов может привести к артефактам «свечения».

Адаптивная статистическая итеративная реконструкция (ASIR) – один из перспективных механизмов реконструкции, позволяющий снижать уровень шума и улучшать качество изображения, но он не может значительно снизить лучевую нагрузку без модификации параметров сканирования (Chen J. H. et al., 2014; Zhu Z. et al., 2015).

Модель ASIR интегрирует матричную алгебру для преобразования измеренного значения каждого пикселя, используя информацию, полученную из алгоритма

FBP для каждой отдельной реконструкции изображения (Hara A. K. et al, 2009; Barca P. et al., 2021). Далее это значение пикселя оценивается и сравнивается с идеальным значением, предсказанным с помощью моделирования шума. Процесс повторяется в последовательных итеративных шагах до тех пор, пока конечные оценочные и идеальные значения пикселей не станут равнозначными. ASIR смешивается с традиционным FBP с шагом 10% в соответствии с предпочтениями пользователя. Однако более высокий процент ASIR при реконструкции может привести к ухудшению качества изображения с почти «пластичной» текстурой изображений (McCollough C. H. et al., 2015; Andersen H. K et al., 2018; Willemink M. J. et al., 2019). Winklehner et al. (2011) сообщалось, что при сканировании торакоабдоминальной аорты с применением ИР, удалось снизить лучевую нагрузку более чем на 50% при сохранении высокого качества изображений.

Согласно данным Willemink M. J. (2013) с использованием ASiR-V, значительно снижая уровень шума в сравнении с FBP, можно уменьшить эффективную дозу на 23–76%.

Одновременно с модификацией технических параметров протокола сканирования может меняться качество исследования в целом. Так, при снижении силы тока и напряжения рентгеновской трубки можно наблюдать пропорциональное увеличение шума изображения.

Hansen N. J. и соавт. (2014) в своем исследовании продемонстрировали, что низкодозная КТ-аортография с применением ИР у пациентов после эндоваскулярного лечения аневризм аорты, позволяет снизить Е до 73% по сравнению со стандартным протоколом сканирования (Е: 4,4 мЗв против 16,2 мЗв).

В исследовании M. Kok и соавт. (2016) при проведении КТ-аортографии с применением ASIR отмечено снижение лучевой нагрузки на 23–57% при одновременном уменьшении объема вводимого КВ на 55–63%.

Применение алгоритма ИР оправдано у пациентов с высоким ИМТ. Очевидно, что уровень шума изображения в этой группе обследованных выше, что связано со снижением проникающей способности и рассеиванием фотонов. Однако

при выборе более высокого напряжения рентгеновской трубки (100 kV) и использовании ИР удается снизить лучевую нагрузку до 50% (Desai G. S. et al, 2012; Gebhard C. et al, 2013).

Перспективным направлением в оптимизации протоколов сканирования аорты является комплексный подход с применением комбинации нескольких методик снижения лучевой и йодной нагрузки. Так, КТ-аортография с высоким pitch, низким kV и небольшим объемом вводимого КВ, с применением ИР дает большие диагностические возможности при сохранении хорошего качества изображения (Achenbach S. et al., 2009; Liu Y. et al., 2013; Buffa V. et al., 2014).

Таким образом, в литературе встречаются единичные работы о комплексном подходе к решению проблемы лучевой и йодной нагрузки при проведении КТ-аортографии. В связи с этим возникает необходимость систематизации применения методик адаптации и разработки алгоритма выбора модифицированных протоколов сканирования с учетом антропометрии на до- и послеоперационном этапе обследования пациентов.

Глава 2. ЭТАПЫ ПРОВЕДЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ, МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

2.1. Характеристика и этапы проведения исследования

Работа выполнена в отделении рентгенодиагностики и компьютерной томографии отдела клинической физиологии, инструментальной и лучевой диагностики ФГБНУ «Российский научный центр хирургии имени академика Б. В. Петровского».

В период с 2017 г. по 2021 г. было обследовано 375 пациентов (274 (73%) мужчин и 101 (27%) женщина, средний возраст составил 57,24±14,72 лет) с различной патологией аорты для первичной диагностики, динамического и/или послеоперационного контроля в амбулаторном порядке или находящихся на лечении в кардиохирургических отделениях РНЦХ им. акад. Б. В. Петровского.

Отбор пациентов в исследование осуществлялся согласно нижеперечисленным критериям включения.

Критерии включения в исследование:

– пациенты мужского и женского пола от 18 лет и старше;

– пациенты с патологией аорты (аневризмы различной локализации, расслоение аорты, дисфункция аортального клапана (стеноз/недостаточность) до хирургического лечения);

– пациенты после хирургической коррекции патологии аорты (открытые операции, эндоваскулярные и гибридные вмешательства);

– диагностически ценные данные КТ-ангиографии аорты, полностью отвечающие требованиям качества изображений и объема области сканирования;

– соблюдение требований по применению рентгенконтрастных препаратов согласно Методическим рекомендациям № 42 «Особенности применения контрастных препаратов в лучевой диагностике».

К критериям не включения в исследование относились:

– пациенты мужского и женского пола младше 18 лет;

– исследования, выполненные не в полном объеме, без соблюдения достаточного охвата области сканирования, с недостаточным контрастированием аорты;

– наличие противопоказаний к внутривенному введению контрастных препаратов;

– высокая частота сердечных сокращений (ЧСС) и нарушения ритма сердца, затрудняющие достоверную интерпретацию состояния корня аорты.

Исследование включало в себя несколько этапов (Рисунок 4).

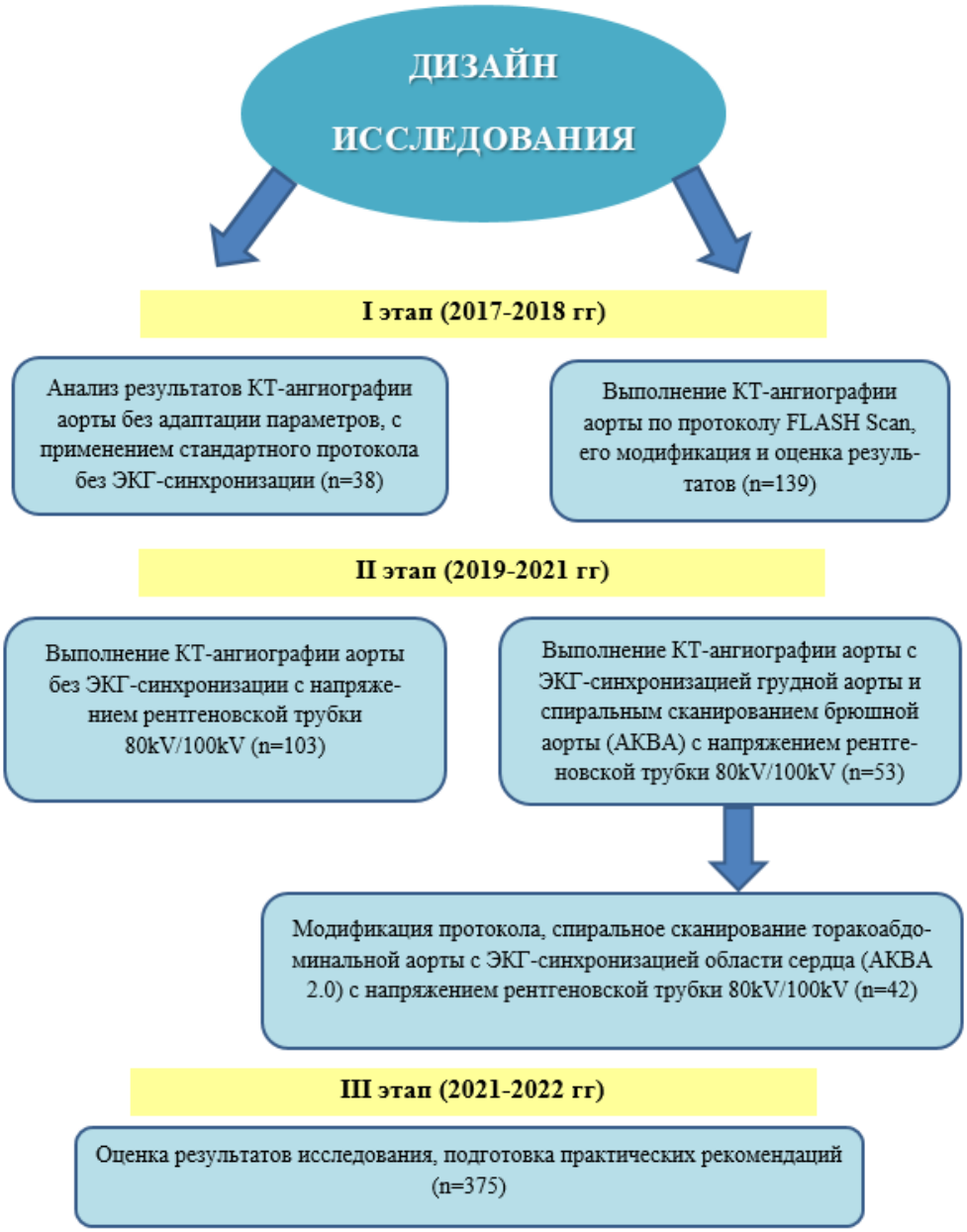


Рисунок 4 – Дизайн исследования

2.2. Характеристика пациентов

Большая часть обследованных больных относится к средней и старшей возрастной группам (n = 311), что подчеркивает встречаемость патологии аорты у трудоспособного населения (Таблица 4). ИМТ > 25 кг/м² был отмечен у 210 пациентов (Рисунок 5).

Таблица 4 – Распределение исследуемых пациентов с патологией аорты по полу и возрасту

Возраст (лет)	*Пол*		*Всего*	
	мужчины	женщины	абсолютное число	%
18–39	37	10	47	12,5
40–59	116	38	154	40
60–79	112	45	157	42,9
Старше 80	9	8	17	4,6
Итого:	274	101	375	100

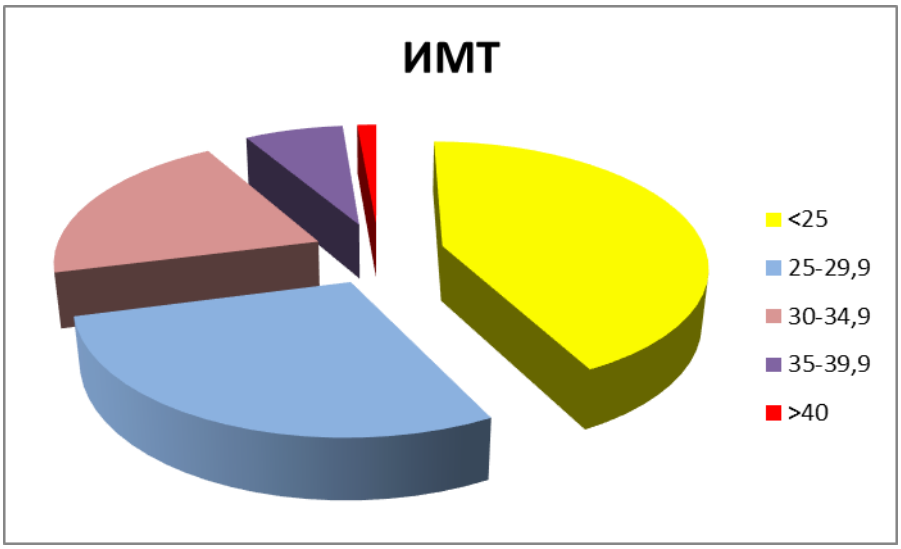


Рисунок 5 – Распределение обследуемых пациентов по ИМТ

Согласно рекомендациям по диагностике и лечению заболеваний аорты (2017) план обследования пациентов включает комплекс диагностических мероприятий: общеклинические, лабораторные и инструментальные методы диагностики (рентгенография грудной клетки, трансторакальная и чреспищеводная эхокардиография (ТТ Эхо-КГ, ЧП Эхо-КГ), УЗИ брюшной полости, КТ с внутривенным контрастированием, магнитно-резонансная томография аорты).

С целью первичной диагностики заболеваний аорты было обследовано 218 пациентов, из них 136 (62,4%) мужчин и 82 (37,6%) женщины. Аневризма корня и восходящей аорты диагностирована у 108 (49,5%) пациентов, среди них 85 (78,7%) мужчин и 23 (21,3%) женщины, причем у 13 (12%) пациентов она сочеталась с картиной расслоения аорты I типа по DeBakey. Посттравматические аневризмы перешейка аорты были выявлены у 5 (2,3%) пациентов. У 25 (11,5%) обследованных встречалась аневризма торакоабдоминальной аорты, аневризма брюшной аорты – у 42 (19,3%) пациентов.

По классификации DeBakey расслоение I типа было выявлено у 13 пациентов (среди них 4 женщины и 9 мужчин); II тип и III тип расслоения – у 4 и 8 пациентов соответственно.

Группа пациентов, n = 33 (15,1%) с дисфункцией аортального клапана (стеноз АК, недостаточность АК, сочетанный порок, двустворчатый АК) была обследована при планировании хирургической коррекции и TAVI.

У одной (0,46%) пациентки была выявлена интрамуральная гематома, у одной пациентки (0,46%) диагностирована фибромышечная дисплазия почечных артерий с атеросклеротическими изменениями стенки аорты, трое (1,38%) пациентов без патологических изменений аорты.

С целью послеоперационного контроля наблюдались в динамике 157 пациентов, среди них 138 (87,9%) мужчин и 19 (12,1%) женщин. В том числе после протезирования корня и восходящей аорты с пластикой/протезированием АК 46 пациентов (29,3%), после протезирования торакоабдоминальной аорты – 9 (5,7%), 20 (12,7%) больных после аорто-бифуркационного-бедренного протезирования. 48 (30,6%) пациентов обследовались после эндоваскулярных и 34 (21,7%) – после гибридных вмешательств.

2.3. Методы исследования

2.3.1. Компьютерная томография аорты

В ходе нашей работы КТ-аортография была выполнена на компьютерных томографах Somatom Definition Flash (Siemens, Германия) и Revolution EVO (GE

Healthcare, США). Для внутривенного болюсного введения неионного рентгеноконтрастного препарата Омнипак (Йогексол) с концентрацией йода в растворе 350 мг/мл использовали автоматические инжекторы Ulrich и MedRad. Обработка полученных изображений с оценкой количественных параметров, а также построение мультипланарных и 3D-реконструкций выполнялось на рабочей станции SyngoVia (Siemens) и AW VolumeShare 7 (GE).

После сбора краткого анамнеза пациенты заполняли информированное согласие на проведение исследования и на внутривенное введение контрастного препарата.

По формуле ИМТ (кг/м²) = масса (кг) / рост (м²) индекс массы тела рассчитан у каждого пациента.

Для исследований была выбрана укладка в положении пациента «лёжа на спине», головой по направлению к гентри с заведенными за голову руками.

Объем вводимого КВ рассчитывался по формуле: время сканирования (сек) + время задержки сканирования (сек) × скорость введения КВ (мл/сек) и варьировал от 50 мл до 100 мл, скорость введения составляла 4,5 мл/сек. Болюс физиологического раствора 50 мл вводился со скоростью 4,5 мл/сек через внутривенный катетер 18 G в кубитальной вене.

Все исследования выполнялись на инспираторной задержке дыхания, в краниокаудальном направлении сканирования. Решение вопроса о необходимости кардиосинхронизации принимался с учётом входящих данных и задач исследования. При необходимости кардиосинхронизации на переднюю грудную стенку фиксировали электроды для регистрации основных отведений (Рисунок 6).

Первоначально выполнялась топограмма в прямой и боковой проекции, по которой производили разметку границ исследования. При этом в область сканирования входила в обязательном порядке вся торакоабдоминальная аорта.

В связи с применением нескольких методик КТ-аортографии пациенты были разделены на четыре группы:

1) пациенты, обследованные по стандартной методике без применения ЭКГ-синхронизации и инструментов оптимизации (ретроспективный анализ) (n = 38);

2) пациенты, обследованные без ЭКГ-синхронизации с выбором значения напряжения рентгеновской трубки (n = 103);

3) пациенты, обследованные без ЭКГ-синхронизации с использованием протокола «сверхбыстрого» сканирования (Flash Scan) и модификацией значения pitch (n = 139);

4) пациенты, обследованные по протоколу с ЭКГ-синхронизацией с выбором значения напряжения рентгеновской трубки и модификацией протяженности области кардиосинхронизации (n = 95).

Рисунок 6 – Схема фиксации электродов

Ориентиром для верхней границы области КТ-аортографии без кардиосинхронизации была середина головок плечевых костей, нижняя граница – середина головок бедренных костей.

В группе больных (n = 38) со стандартной методикой КТ-аортография была выполнена без использования инструментов оптимизации. Ретроспективно в этой группе проанализированы данные КТ без применения кардиосинхронизации, выполненные на компьютерном томографе Somatom Definition Flash (Siemens) со следующими параметрами сканирования: коллимация среза 128×0,6 мм, время вращения трубки 500 мс, напряжение на рентгеновской трубке 100–120 kV, pitch 0,6, значение mAs модулировалось автоматически. Объем вводимого контрастного препарата составлял 100 мл из расчета не более 1,5 мл/кг.

КТ-аортография без использования кардиосинхронизации была выполнена на компьютерном томографе Revolution Evo (GE) с 64 рядами детекторов у 103 больных, из них 17 женщин (16,5%) и 86 мужчин (83,5%) (Рисунки 7, 8).

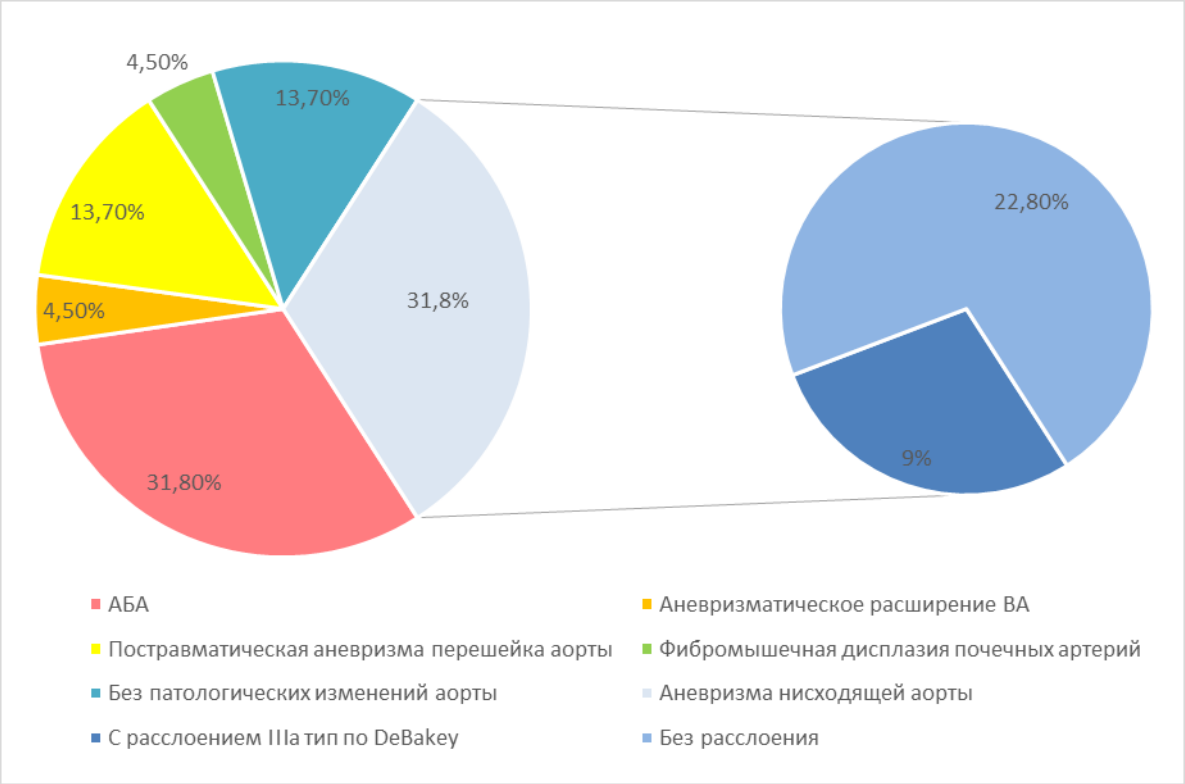


Рисунок 7 – Характеристика пациентов с учетом выявленных патологических изменений при использовании КТ-аортографии без кардиосинхронизации при первичном обращении (n = 22)

Рисунок 8. Характеристика пациентов с учетом выполненных оперативных вмешательств при использовании МСКТ-аортографии без кардиосинхронизации (n = 81)

Кроме того, отдельно была выделена группа обследованных, состоящая из 30 пациентов после различных оперативных вмешательств, которым в течение 12 месяцев МСКТ-аортография была проведена двукратно.

Значение напряжения рентгеновской трубки (80 kV или 100 kV) определялось в зависимости от веса пациента и ИМТ. При весе < 100 кг и ИМТ = 25±5 кг/м² напряжение составляло 80 kV, при весе > 100 кг и ИМТ > 30 кг/м² – 100 kV (Таблица 5).

Таблица 5 – Параметры выполнения КТ-аортографии без кардиосинхронизации

Параметры сканирования	КТ-аортография без кардиосинхронизации
Область исследования	Торакоабдоминальная аорта (от середины головок плечевых костей до середины головок бедренных костей)
Направление сканирования	краниокаудальное
Применение кардиосинхронизации	нет
Pitch	1,531
Время вращения рентгеновской трубки	350 мс
Напряжение рентгеновской трубки	80 kV/100 kV
Сила тока (mAs)	автоматическая модуляция
Объем и скорость введения КВ	50–60 мл, 4,5 мл/сек
Постпроцессинговая обработка изображений	ASiR-V (60%)

«Сверхбыстрая» КТ-аортография без ЭКГ-синхронизации в 139 наблюдениях (Рисунки 9, 10) выполнена с использованием протокола сканирования «Flash Scan» на компьютерном томографе Somatom Definition Flash (Siemens) с pitch 1,7 или 3,2 при коллимации среза 2×128×0,6 мм, время вращения рентгеновской трубки 280 мс, напряжение на рентгеновской трубке 100 kV/120 kV, сила тока (mAs) рассчитывалась автоматически с применением АКЭ (Care Dose4D). ЭКГ-синхронизация не применялась. Объем контрастного препарата в этой группе пациентов составлял 50–60 мл (Таблица 6).

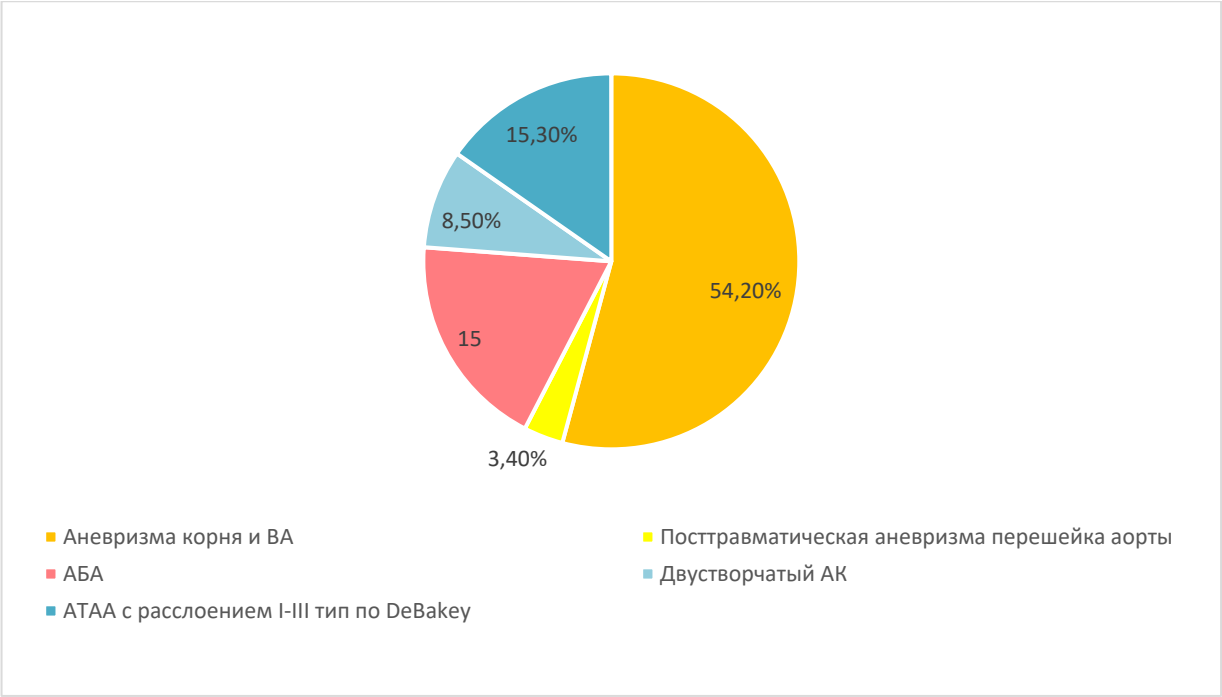


Рисунок 9 – Характеристика пациентов с учетом выявленных патологических изменений при использовании «сверхбыстрой» КТ-аортографии без ЭКГ-синхронизации (n = 63)

Рисунок 10 – Характеристика пациентов с учетом выполненных оперативных вмешательств при использовании «сверхбыстрой» КТ-аортографии без ЭКГ-синхронизации (n = 76)

Таблица 6 – Параметры выполнения МСКТ-аортографии с использованием протокола «FLASH Scan» со значениями pitch 1.7 и 3.2

Параметры сканирования	FLASH Scan 1.7	FLASH Scan 3.2
Область исследования	торакоабдоминальная аорта (от середины головок плечевых костей до середины головок бедренных костей)	
Направление сканирования	краниокаудальное	
Применение кардиосинхронизации	нет	нет
Pitch	1,7	3,2
Коллимация среза	2×128×0,6 мм	2×128×0,6 мм
Время вращения рентгеновской трубки	280 мс	280 мс
Напряжение рентгеновской трубки	100 kV	100 kV/120 kV
Сила тока (mAs)	рассчитывалась автоматически с применением Care Dose4D	
Объем и скорость введения КВ	50–60 мл, 4,5 мл/сек	50–60 мл, 4,5 мл/сек
Постпроцессинговая обработка изображений	FBP	FBP

КТ-аортография с ЭКГ-синхронизацией проведена 95 пациентам на компьютерном томографе Revolution Evo (GE) с 64 рядами детекторов (Рисунок 11).

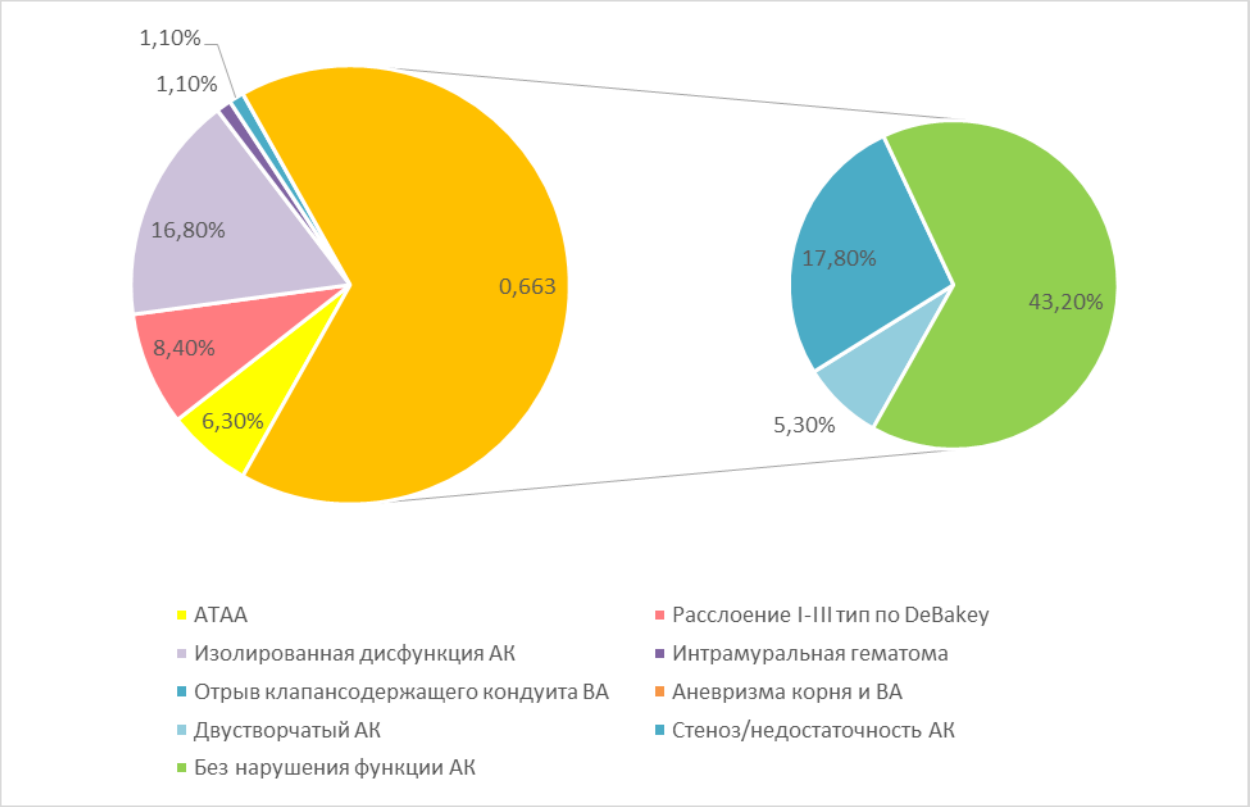


Рисунок 11 – Характеристика пациентов с учетом выявленных патологических изменений при использовании КТ-аортографии с кардиосинхронизацией (n = 95)

Согласно рекомендациям (Leon M. B. et al., 2010; Smith C. R. et al., 2011; Blanke P. C. et al., 2019) для планирования TAVI с оценкой состояния АК и корня аорты верхняя граница обозначена от угла верхней челюсти, а нижняя граница – середина верхней трети бедра.

Двухзонный протокол КТ-аортографии («АКВА» – «Аортальный Клапан, Вся Аорта») включал область кардиосинхронизации от шеи до диафрагмы, спиральное сканирование брюшной аорты следовало без синхронизации с ЭКГ с захватом подвздошно-бедренного сегмента. Сокращение протяженности области кардиосинхронизации до границ сердца привело к созданию трехзонного протокола («АКВА» 2.0). При этом чередовались области без синхронизации – шея, верхний отдел грудной клетки, брюшная аорта и подвздошно-бедренный сегмент; область сердца – с ЭКГ-синхронизацией (Рисунок 12).

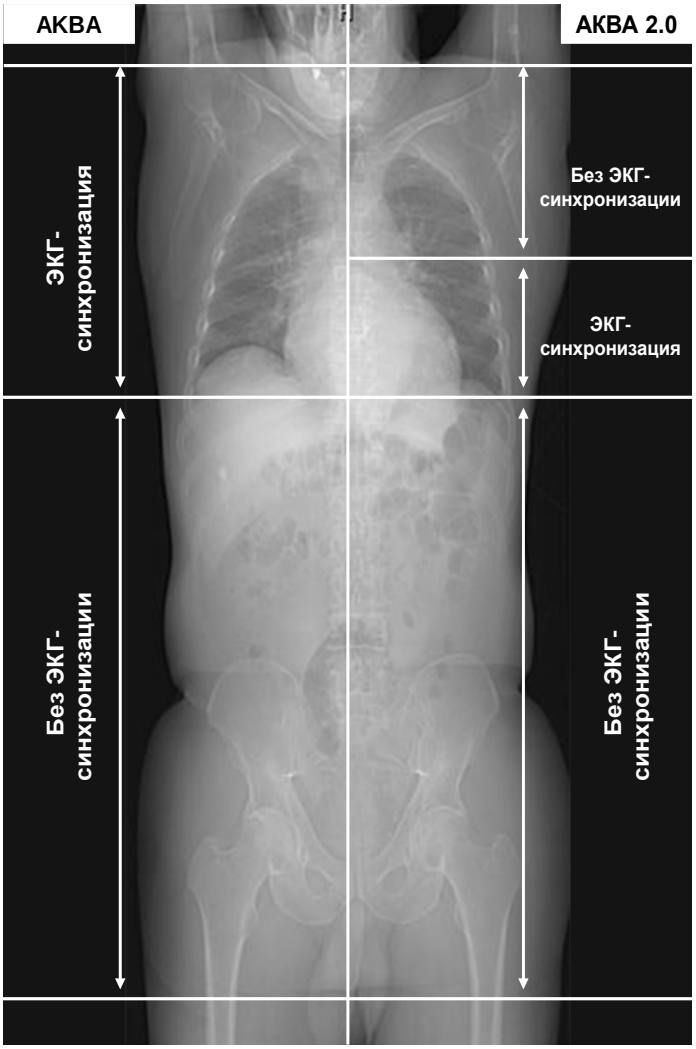


Рисунок 12 – Схема последовательности выбора зон сканирования при использовании протоколов «АКВА» и «АКВА 2.0»

Значение напряжения рентгеновской трубки (80 kV или 100 kV) было выбрано с учетом веса пациента и ИМТ, pitch – 0,516/0,984/1,531; время вращения рентгеновской трубки – 0,35 мс при автоматической модуляции силы тока (мАs). Объем вводимого контрастного препарата составлял 80–100 мл, объем физиологического раствора – 50 мл, скорость введения 4,5 мл/сек (Таблица 7).

На этапе постобработки изображений реконструкция осуществлялась с помощью ASiR-V (60%) и в режиме FBP.

Таблица 7 – Параметры выполнения КТ-аортографии с использованием протокола «АКВА» и «АКВА» 2.0

Параметры сканирования	*АКВА (двухзонный протокол)*	*АКВА 2.0 (трехзонный протокол)*
Область исследования	Торакоабдоминальная аорта: шея и грудная клетка с кардиосинхронизацией, спиральное сканирование брюшной аорты и подвздошно-бедренного сегмента	Торакоабдоминальная аорта: шея и верхний отдел грудной клетки без синхронизации, область сердца с кардиосинхронизацией, спиральное сканирование брюшной аорты и подвздошно-бедренного сегмента
Направление сканирования	краниокаудальное	
Применение кардиосинхронизации	да	
Pitch	0,516 – ЭКГ-синхронизированная область; 0,984 – брюшная аорта с подвздошно-бедренным сегментом	0,516 – область сердца; 0,984 – на остальном протяжении
Время вращения рентгеновской трубки	350 мс	
Напряжение рентгеновской трубки	80 kV/100 kV	
Сила тока (mAs)	автоматическая модуляция	
Объем и скорость введения КВ	100 мл, 4,5 мл/сек	80 мл, 4,5 мл/сек
Постпроцессинговая обработка изображений	ASiR-V (60%)	

КТ-исследование аорты в большей части случаев было монофазным и включало только артериальную фазу контрастирования. После выполнения эндоваскулярных и гибридных вмешательств КТ динамическое наблюдение пациентов дополнено второй фазой сканирования для исключения затеков КВ и оценки состояния ложного канала.

Для всех исследований запуск начала сканирования производился автоматически с использованием Bolus Tracking, триггер с пороговым значением +100–+150HU и временной задержкой 6 секунд выставлялся на нисходящую грудную аорту (на уровне бифуркации трахеи).

Эффективная доза (E) рассчитана по формуле:

$$E = DLP \times e, \quad (2)$$

где DLP – произведение поглощенной дозы на длину за одно сканирование, мГрхсм;

e – дозовый коэффициент для одной анатомической области, м3в/мГр × см (Методические указания МУ 2.6.1.2944-11). Для торакоабдоминальной области значение коэффициента e составляет 0,017 м3в/мГр × см.

2.4. Методика оценки полученных изображений

Постобработка полученных данных выполнена на рабочей станции SyngoVia (Siemens) и AW VolumeShare 7 (GE), в соответствующих приложениях – CT Vascular, Aorta Analysis и TAVI произведена автоматическая сегментация аорты и ее ветвей. Анализ изображений осуществлялся в аксиальной проекции с применением MPR (мультипланарная реконструкция) и построением 3D реформаций.

Для оценки межоператорской воспроизводимости случайным образом было отобрано и проанализировано 50 МСКТ-аортографий. Оценка качества и диагностической ценности полученных изображений была проведена тремя врачами-рентгенологами со стажем работы 20 лет, 8 лет и 2 года соответственно, и независимо друг от друга с помощью разработанной бальной шкалы критериев (Таблица 8, Рисунок 13).

Таблица 8 – Шкала визуальной оценки качества и диагностической ценности изображений

Баллы	*Краткая характеристика*
3 (отличное качество)	Исследование торакоабдоминальной аорты в полном объеме; достаточное равномерное контрастирование торакоабдоминальной аорты на всем протяжении; отсутствие двигательных артефактов от дыхательных или самопроизвольных движений; отсутствие «step»-артефактов на области корня аорты (при ЭКГ-синхронизированном исследовании)

Продолжение таблицы 8

Баллы	*Краткая характеристика*
2 (удовлетворительное качество)	Недостаточное контрастирование дистального русла в артериальную фазу; наличие умеренных двигательных артефактов, существенно не затрудняющих интерпретацию исследования; наличие умеренных «step»-артефактов на области корня аорты, корректируемых при построении дополнительных реконструкций (при ЭКГ-синхронизированном исследовании)
1 (неудовлетворительное качество)	Отсутствие контрастирования инфраренального отдела аорты и дистального русла в артериальную фазу; наличие выраженных двигательных артефактов; наличие выраженных «step»-артефактов на области корня аорты, не корректируемых при построении дополнительных реконструкций (при ЭКГ-синхронизированном исследовании); достоверно интерпретировать исследование не представляется возможным

Рисунок 13 – КТ-аортография. Пример недостаточного контрастирования брюшной аорты. По шкале визуальной оценки качества – 2 балла

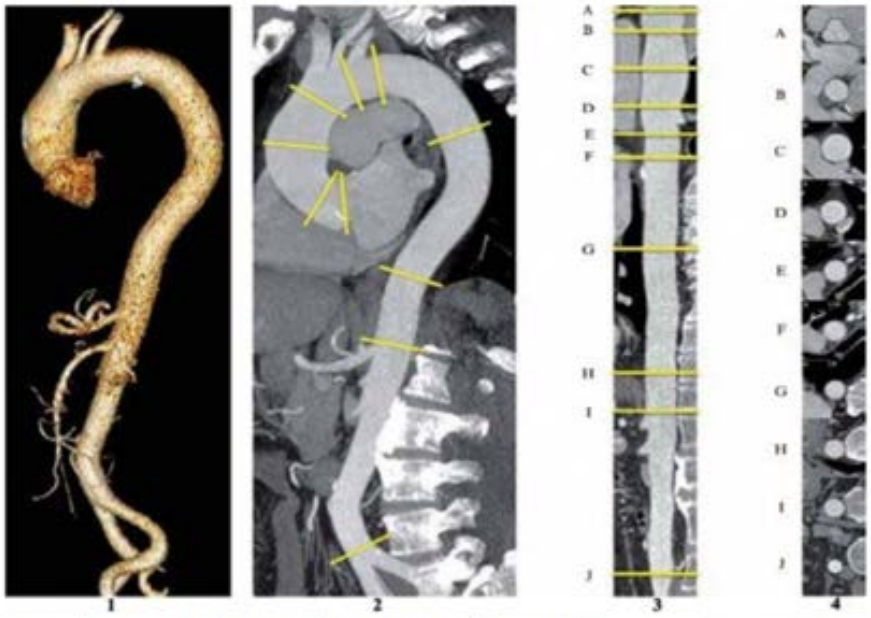
Анализ степени оптимального контрастирования выполнен на уровне корня аорты, перешейка и в области бифуркации аорты. ROI составлял 10 мм², оценена средняя внутриаортальная плотность (ВАП, HU) и SD (HU). Оптимальным считалось контрастирование при ВАП > 200 HU, SD < 30 HU (Ghekiere O. et al., 2017; Solbac M. S. et al., 2020).

Количественные измерения аорты производили строго в проекции перпендикулярной оси сечения аорты.

Протокол оценки состояния аорты составлен согласно принятым рекомендациям (Рекомендации по диагностике и лечению заболеваний аорты, 2017; Ховрин В. В., 2016):

– оценка стенки аорты на предмет атеросклеротических изменений, кальциноза и ее целостности;

– измерение диаметра аорты на следующих уровнях (Рисунок 14):



Грудная и брюшная аорта в трехмерной реконструкции (1), парасагиттальная многоплоскостная реконструкция (multiplanar reconstruction — MPR) вдоль осевой линии (2), выпрямленная MPR вдоль осевой линии с заданными ориентирами (a—l) (3), поперечные сечения, ориентированные ортогонально к осевой линии с ориентирами (A—J) (4).
Примечание: точки A—J следует использовать при оценке диаметров аорты: (A) синусы Вальсальвы, (B) синотубулярное соединение, (C) середина восходящей аорты, (D), проксимальный отдел дуги аорты (аорта в области отхождения брахиоцефального ствола), (E) середина дуги аорты (между левой общей сонной артерией и подключичной артерией), (F) проксимальный отдел нисходящей грудной аорты (примерно на 2 см дистальнее левой подключичной артерии), (G) середина нисходящей аорты (уровень легочной артерии), (H) уровень диафрагмы, (I), уровень отхождения чревного ствола, (J) над бифуркацией аорты. (Предоставлено F Nensa, институт диагностической и интервенционной радиологии, Эссен).

Рисунок 14. Схематичное изображение уровней измерения диаметров аорты (Рекомендации по диагностике и лечению заболеваний аорты, 2017)

1) корень аорты – диаметр фиброзного кольца аортального клапана, диаметр аорты на уровне синусов Вальсальвы, диаметр аорты на уровне синотубулярных гребней (при выполнении МСКТ-аортографии с ЭКГ-синхронизацией);

2) восходящий отдел – диаметр аорты на уровне бифуркации трахеи (при наличии аневризмы учитывался максимальный размер восходящей аорты независимо от уровня);

3) дуга аорты – проксимальный размер на уровне устья брахиоцефального ствола, диаметр на уровне устья левой общей сонной артерии и диаметр аорты на уровне левой подключичной артерии;

4) диаметр аорты на уровне перешейка;

5) нисходящий отдел – диаметр нисходящей грудной аорты на уровне бифуркации трахеи, ушка левого предсердия и ножек диафрагмы, диаметр брюшной аорты на уровне отхождения чревного ствола, верхней брыжеечной артерии, почечных артерии, диаметр инфраренального отдела аорты и диаметр аорты на уровне бифуркации.

Измерение диаметра аорты производилось в аксиальной проекции, от адвентиции до адвентиции, с предварительным выравниванием просвета аорты по оси с использованием коронарной и сагиттальной проекций.

- отдельное внимание обращали на состояние АК (наличие кальциноза створок, их количество);

– при наличии аневризмы уточняли уровень, размеры, протяженность и отношение к близ отходящим ветвям аорты, наличие и толщину пристеночных тромботических наложений, целостность стенки аорты. При описании аневризмы аорты фиксировали наличие и протяженность проксимальной шейки.

За аневризму принято увеличение диаметра аорты ≥ 1,5 раза от возрастной нормы (Таблица 9).

Таблица 9 – Критерии диагноза аневризмы аорты (Вишнякова М. В., 2013 г.)

Отдел аорты	*Максимальный диаметр нормальной аорты (см)*	*Критерии аневризмы аорты (см)*
Восходящая аорта	4	5
Нисходящий отдел грудной аорты	3	4
Брюшная аорта	2	3

– при расслоении стенки аорты указывали его локализацию и протяженность, уровень проксимальной и дистальной фенестрации, вовлечение ветвей аорты – коронарных, брахиоцефальных, висцеральных артерий и проксимального сегмента артерий нижних конечностей; обращали внимание на анатомию отхождения ветвей аорты, а также на состояние истинного и ложного каналов.

Для оценки расслоения использовали классификацию по DeBakey (1965 г.), дополненную Ю. В. Беловым (2000 г.) (Рисунок 15).

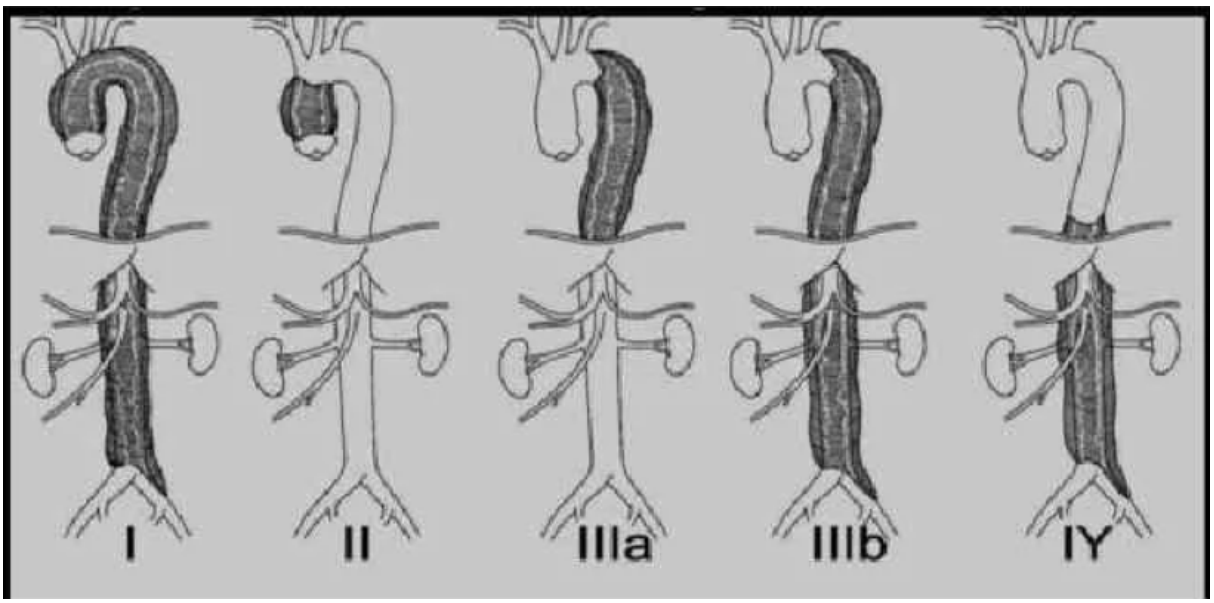


Рисунок 15. Классификация расслоения аорты M. DeBakey с дополнением Ю.В. Белова.

Классификация по M. DeBakey (DeBakey M. E., 1966) в дополнении Ю. В. Белова (Белов Ю. В., 2000):

I тип – расслоение аорты на всем ее протяжении;

II тип – в процесс вовлечена только восходящая аорта;

III тип – в процесс вовлечена только нисходящая аорта;

IIIa – поражение только нисходящей грудной аорты;

IIIb – поражение и нисходящего грудного, и брюшного отделов аорты;

IV тип (дополнение Ю. В. Белова) – поражение только брюшной аорты.

При оценке состояния аорты у пациентов, находящихся на динамическом наблюдении, размеры аорты и объем патологических изменений сравнивали с данными предыдущих исследований (Рисунок 16).

При наблюдении пациентов в послеоперационном периоде оценивали состояние протеза аорты, состояние сосудистых анастомозов и парапротезного пространства, у пациентов после гибридных и эндоваскулярных вмешательств – наличие/отсутствие эндолика, его тип, состояние ложного канала (Рисунок 17).

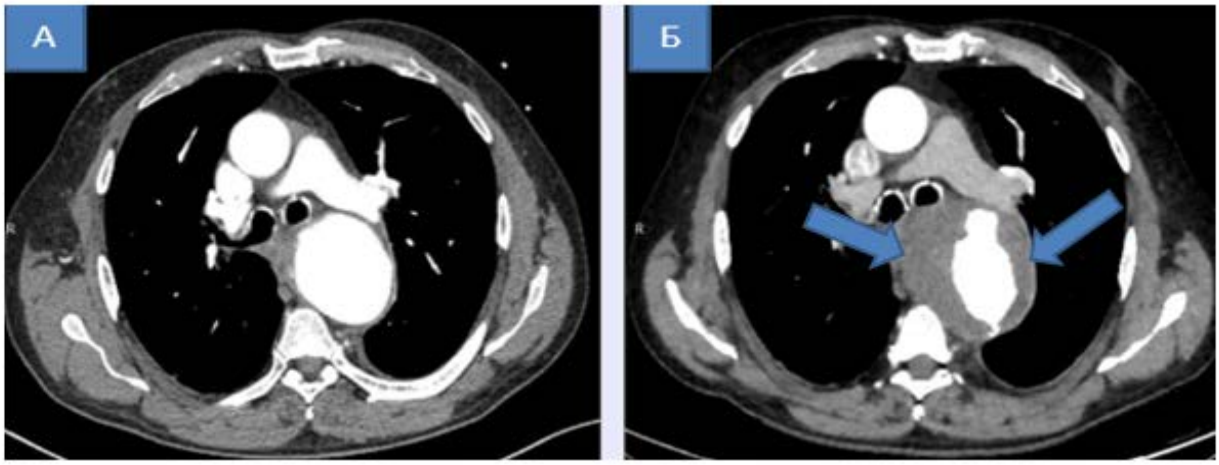
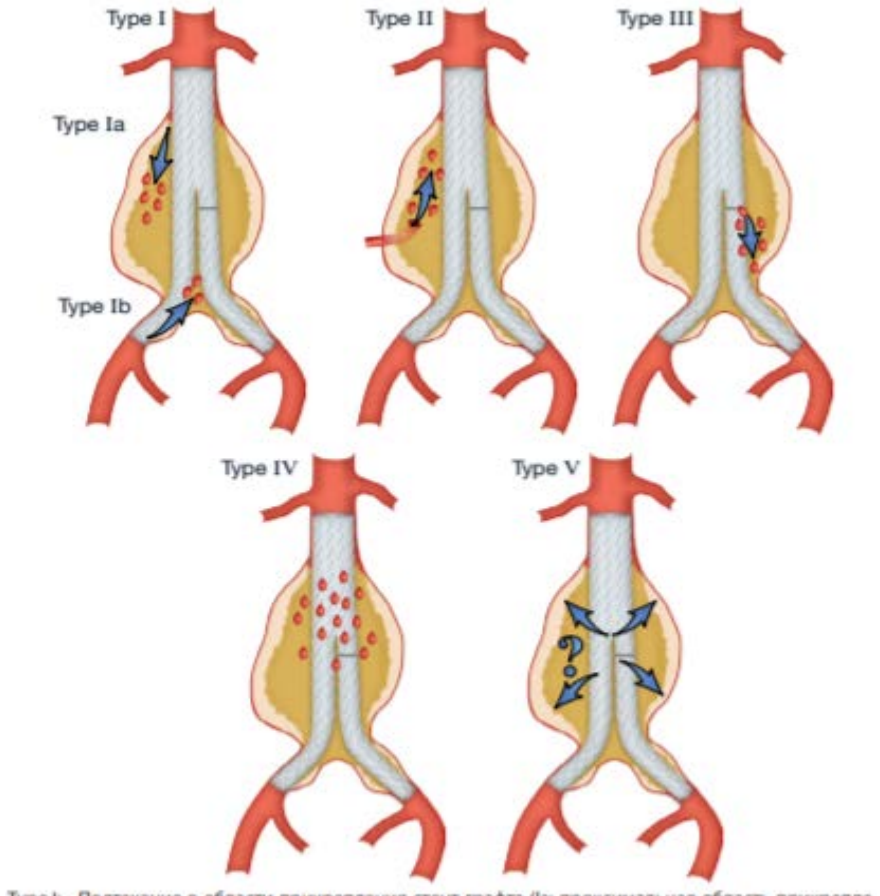


Рисунок 16 – МСКТ-аортография, аксиальный срез. А – 2020 г., Б – 2021 г. Увеличение диаметра нисходящей грудной аорты в динамике, появление пристеночных тромботических наложений (указаны стрелками). ИМТ = 24,21 кг/м², напряжение рентгеновской трубки – 80 kV, протяженность исследования – 592,5 мм, время сканирования – 3,8 сек, DLP = 167,83 мГрхсм, E = 2,85 м3в



Type I: Подтекание в области прикрепления стент-графта (Ia: проксимальная область прикрепления; Ib: дистальная область прикрепления).
Type II: Ретроградное заполнение аневризматического мешка через один (IIa) или несколько отходящих ветвей сосудов (IIb).
Type III: Подтекание через механический дефект в трансплантате, неисправность конструкции стент-графта: расхождение компонентов модуля в области прикрепления (IIIa), либо перелом или отверстия в эндографте (IIIb).
Type IV: Подтекание по причине дефектов структуры стент-графта (избыточная пористость)
Type V: Расширение аневризматического мешка без видимых причин подтекания (спорный вопрос, вероятно за счет внутреннего давления).

Рисунок 17 – Классификация эндоликов после эндоваскулярной реконструкции аорты (Рекомендации по диагностике и лечению заболеваний аорты 2017)

Анализ степени ремоделирования аорты применен для оценки эффективности эндоваскулярного лечения (Fillinger M. F., 2010; Хачатрян З. Р., 2018). Положительным ремоделированием считается увеличение объема истинного канала (> 10%) при неизмененном объеме ложного канала; уменьшение объема аорты (> 10%) на фоне стабильного объема истинного канала; уменьшение объема истинного канала и общего объема аорты на фоне увеличения отношения размера истинного канала к общему размеру аорты. Изменения < 10% считаются стабильным ремоделированием, все остальные изменения – отрицательное ремоделирование.

Дополнительными данными, отображаемыми в протоколе описания, были:

– состояние коронарных, брахиоцефальных, висцеральных артерий;

– состояние проксимального сегмента артерий нижних конечностей и варианты их анатомии;

– наличие плеврального, перикардиального выпота;

– наличие отграниченной и свободной жидкости в средостении, брюшной полости, малом тазу;

– характер изменения жировой клетчатки в области операции, наличие «пузырьков газа» в зоне инфильтрации;

– состояние грудины и ребер в проекции оперативного доступа;

– состояние лимфатических узлов.

2.5 Статистическая обработка полученных данных

Статистическую обработку результатов выполняли с помощью программы IBM SPSS Statistics версия 19 (IBM Corp., США) и с использованием среды для статистических вычислений R 4.1.3 (Foundation for Statistical Computing, Вена, Австрия).

Все количественные параметры (результаты измерений и вычислений) были проверены на соответствие нормальности распределения данных с применением критерия Колмогорова – Смирнова (нормальным считалось распределение при $p > 0,05$).

При нормальном распределении признака данные представлены в виде среднее (стандартное) отклонение, при ненормальном распределении признака как медиана (25–75 процентили).

Для сравнения групп по исследуемым признакам использовали критерии Стьюдента (для нормального распределения) и Манна–Уитни (как непараметрический статистический критерий).

Оценка диагностических характеристик «сверхбыстрой» МСКТ-аортографии проводилась с использованием точности, чувствительности и специфичности (с соответствующими 95%-ми точными доверительными интервалами). Оценка согласованности измерений «сверхбыстрой» МСКТ-аортографии и ЧП-ЭхоКГ проводилась с использованием коэффициента внутриклассовой корреляции 3 типа, а также диаграмм Блэнда – Альтмана.

Для оценки ассоциации количественных параметров с бинарными показателями проводился ROC-анализ, оценивались AUC (с соответствующими 95%-ми доверительными интервалами), порог оценивался с использованием J-статистики Юдена, проводилась оценка чувствительности и специфичности полученного порога.

Оценка межоператорской воспроизводимости проводилась с использованием коэффициента внутриклассовой корреляции 2-го типа.

Для выявления линейных корреляций для анализируемых переменных применялся ранговый корреляционный анализ Пирсона с вычислением величины коэффициента корреляции (r). Силу связей анализируемых величин оценивали по значению r с использованием шкалы Чеддока, где: r от 0,9 до 1 (весьма высокая); r от 0,7 до 0,9 (высокая); r от 0,5 до 0,7 (заметная); r от 0,3 до 0,5 (умеренная).

Глава 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

3.1. КТ-аортография без адаптации параметров (по стандартному протоколу сканирования)

На первом этапе исследования проанализированы данные КТ-аортографии 38 пациентов, среди которых 22 (57,9%) мужчины и 16 (42,1%) женщин в возрасте 54,97±13,7 (27–76 лет). Все пациенты были обследованы при первичном обращении. У всех пациентов (100%) были выявлены аневризмы аорты различной локализации, причем у 6 пациентов (15,8%) с расслоением стенки (Таблица 10).

Таблица 10 – Параметры данных пациентов, обследованных с использованием стандартного протокола КТ-аортографии

Параметры	*КТ-аортография с использованием стандартного протокола сканирования (n = 38)*
Время сканирования, сек	9,47±0,99 (6,5–12,6) *
Протяженность, мм	598,58±39,9 (502–753)
ВАП на уровне корня аорты, HU	316 [254–375]**
ВАП на уровне перешейка аорты, HU	324 [258–373]
ВАП на уровне бифуркации, HU	338,5 [263–371]
Объем КВ	100 мл
Примечание – * – среднее значение ± стандартное отклонение (минимальное и максимальное значение); ** – медиана [межквартильный размах]	

Оптимальное контрастирование было достигнуто в 100% случаев (> 200HU). Значения CTDIvol, DLP и E представлены в Таблице 11.

Таблица 11 – Показатели лучевой нагрузки пациентов, обследованных с использованием стандартного протокола КТ-аортографии

Дозиметрические параметры	*КТ-аортография с использованием стандартного протокола сканирования (n = 38)*
CDTIvol, мГр	20,91±6,49 (11,3–30,3)
DLP, мГр х см	929,17±309,35 (478,5–1402)
E, мЗв	15,8±5,26 (8,13–23,8)

Средние значения Е в этой группе составляли 15,8±5,26мЗв, при этом объем вводимого КВ не менее 100мл. При необходимости КТ динамического контроля требовалась оптимизация протоколов КТ-аортографии со снижением лучевой и йодной нагрузки на пациента, что и было выполнено на следующих этапах исследования.

3.2. КТ-аортография без кардиосинхронизации

Данный вид КТ-аортографии оправдано выполнять для оценки состояния аорты, диагностики расширения и расслоения стенки, а также в рамках послеоперационного обследования и динамического контроля. При анализе полученных данных согласно шкале визуальной оценки качества изображений в 100% исследований (n = 103) была отмечен наивысший балл. Данные пациентов, обследованных с использованием протокола КТ-аортографии без кардиосинхронизации, представлены в Таблице 12.

Таблица 12 – Характеристика пациентов, обследованных по протоколу без кардиосинхронизации

Показатель	*Группа*		
	Без кардиосинхронизации		Уровень значимости, p
	80 kV (n = 46)	100 kV (n = 57)	
Пол, м/ж	35/11	51/6	0,07
Возраст, лет	55,17±17,35 (19–84)	56,71±12,76 (18–77)	0,88
ИМТ, кг/м²	25,05±3,35 (17,52–32,37)	31,91±4,27 (24,86–40,08)	< 0,001
Уровень креатинина, мкмоль/л	78,84±20,09 (62–130)	84,47±16,35 (64–121)	0,07
СКФ, мл/мин/1,73 м²	90,11±23,09 (45–123)	83±19,56 (46–122)	0,06
ЧСС	65,9±5,4 (56–86)	65,3±6,2 (58–90)	0,8
Время сканирования, сек	3,9±0,43 (3,41–5,14)	4,01±0,41(3,43–5,42)	1,000
Протяженность, мм	631,85±64,9 (504,5–760,625)	676,02±88,68 (554,125–868,75)	< 0,001

При сравнении двух групп не было существенной разницы пациентов по возрасту и полу (p = 0,88 и p = 0,07 соответственно). Достоверно значимая разница ИМТ (p < 0,001) между группами объясняется условиями выбора протокола исследования. Время сканирования в обеих группах значимо не отличалось. Однако

было отмечено достоверное различие в протяженности исследования ($p < 0,001$), что, в свою очередь, объяснимо разницей в росте пациентов между группами ($p < 0,001$). Показатель эффективной дозы (Е) существенно ниже в первой группе ($p < 0,001$) исследований, где напряжение на рентгеновской трубке было 80kV. Показатели качества полученных изображений представлены в Таблице 13.

Таблица 13 – Показатели качества полученных изображений при использовании протоколов без кардиосинхронизации (80 kV и 100 kV)

Показатель	*Группа*		
	Без кардиосинхронизации		Уровень значимости, p
	80 kV (n = 46)	100 kV (n = 57)	
ВАП на уровне корня аорты, HU / SD, HU	521,5 [455,4–598] / 25,3	391 [336,6–455] / 24,8	0,2 / 0,8
ВАП на уровне перешейка аорты, HU / SD, HU	504,1 [473,1–570] / 27,8	377,6 [331–446,5] / 23,7	0,5 / 0,7
ВАП на уровне бифуркации аорты, HU / SD, HU	497,5 [478–591] / 28,2	352,4 [296,2–430] / 26,8	0,37 / 0,78

Достаточное контрастирование аорты было достигнуто во всех исследованиях. Обращают на себя внимание высокие значения ВАП в первой группе пациентов (при 80kV). Это объясняет максимальное поглощение фотонов йодом при низком напряжении рентгеновской трубки. Достоверных различий в качестве полученных изображений между группами не было ($p > 0,2$).

При анализе показателей CDTIvol, DLP и эффективной дозы (Е) (Таблица 14) в группах обследуемых пациентов с напряжением 80 kV и 100 kV выявлена значимая разница ($p < 0,001$), при которой выраженное (до 55%) снижение эффективной дозы за исследование отмечается в первой группе. Показатели DLP соответствуют значениями ИМТ обследованных пациентов (Рисунок 18).

Таблица 14 – Дозиметрические показатели пациентов, обследованных с использованием протоколов без кардиосинхронизации

Дозиметрические параметры	*Без кардиосинхронизации 80 kV*	*Без кардиосинхронизации 100 kV*	*Уровень значимости, p*
CDTIvol, мГр	2,48±0,06 (2,3–2,52)	5,4±0,4 (4,57–5,93)	< 0,001
DLP, мГрхсм	172,94±44,86 (100,08–296,1)	371,56±51,18 (204,06–468,41)	< 0,001
Е, м3в	2,94±0,76 (1,7–5)	6,32±0,87 (3,47–7,96)	< 0,001

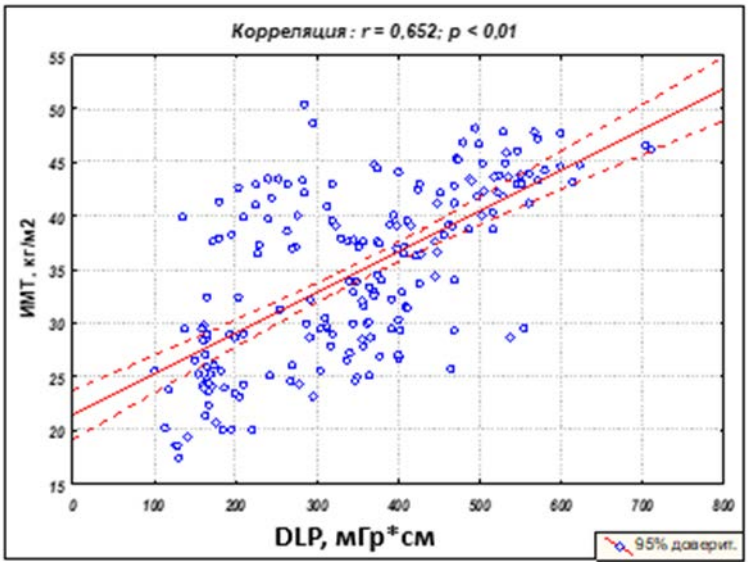


Рисунок 18. Анализ значений ИМТ и Е в группе исследований без кардиосинхронизации (r = 0,652, p < 0,01).

Модель кривых линейной регрессии при сравнении значений времени сканирования и показателя DLP (Рисунок 19), демонстрирует сильную (r = 0,867, p < 0,01) зависимость выбранных значений.

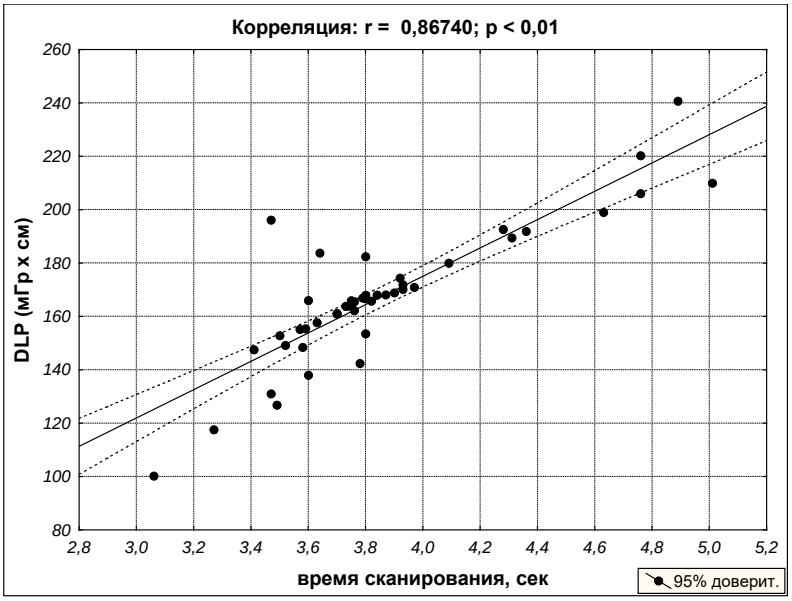


Рисунок 19 – Корреляционный анализ значений времени сканирования и Е в группе исследований без кардиосинхронизации (r = 0,867, p < 0,01). Согласно шкале Чеддока отмечена высокая связь между переменными

Данные, полученные при КТ-аортографии в группах 80 kV и 100 kV без ЭКГ-синхронизации, были сопоставлены с результатами КТ-аортографии, выполненной без адаптации по стандартному протоколу (Таблицы 15, 16).

Таблица 15 – Сравнение данных пациентов, обследованных по протоколу без кардиосинхронизации при напряжении рентгеновской трубки 80 kV и с использованием стандартного протокола КТ-аортографии

Показатель	*Группа*		
	Без кардиосинхронизации при 80 kV (n = 46)	Стандартный протокол (n = 38)	Уровень значимости, p
Пол (м/ж)	35/11	22/16	0,076
Возраст, лет	55,17±17,35 (19–84)	54,97±13,7 (27–76)	0,706
Время сканирования, сек	3,9±0,43 (3,41–5,14)	9,47±0,99 (6,5–12,6)	< 0,001
Протяженность, мм	631,85±64,9 (504,5–760,625)	598,58±39,9 (502–753)	0,41
CDTIvol, мГр	2,48±0,06 (2,3–2,52)	20,91±6,49 (11,3–30,3)	< 0,001
DLP, мГрхсм	172,94±44,86 (100,08–296,1)	929,17±309,35 (478,5–1402)	< 0,001
E, мЗв	2,94±0,76 (1,7–5)	15,8±5,26 (8,13–23,8)	< 0,001
ВАП на уровне корня аорты, HU	521,5 [455,4–598]	316 [254–375]	0,13
ВАП на уровне перешейка аорты, HU	504,1 [473,1–570]	324 [258–373]	0,14
ВАП на уровне бифуркации аорты, HU	497,5 [478–591]	338,5 [263–371]	0,14
Объем КВ	60	100	< 0,05

Таблица 16 – Сравнение данных пациентов, обследованных по протоколу без кардиосинхронизации при напряжении рентгеновской трубки 100 kV и с использованием стандартного протокола КТ-аортографии

Показатель	*Группа*		
	Без кардиосинхронизации при 100 kV (n = 57	Стандартный протокол (n = 38)	Уровень значимости, p
Пол (м/ж)	51/6	22/16	< 0,001
Возраст, лет	56,71±12,76	54,97±13,7 (27–76)	0,607
Время сканирования, сек	4,01±0,41 (3,43–5,42)	9,47±0,99 (6,5–12,6)	< 0,001
Протяженность, мм	676,02±88,68 (554,125–868,75)	598,58±39,9 (502–753)	0,06
CDTIvol, мГр	5,4±0,4 (4,57–5,93)	20,91±6,49 (11,3–30,3)	< 0,001
DLP, мГрхсм	371,56±51,18 (204,06–468,41)	929,17±309,35 (478,5–1402)	< 0,001
E, мЗв	6,32±0,87 (3,47–7,96)	15,8±5,26 (8,13–23,8)	< 0,001
ВАП на уровне корня аорты, HU	391 [336,6–455]	316 [254–375]	0,36
ВАП на уровне перешейка аорты, HU	377,6 [331–446,5]	324 [258–373]	0,41
ВАП на уровне бифуркации аорты, HU	352,4 [296,2–430]	338,5 [263–371]	0,54
Объем КВ	60	100	< 0,05

Выявлено, что при отсутствии достоверной разницы в протяженности сканирования (p = 0,41) в группе пациентов, обследованных без кардиосинхронизации с напряжением рентгеновской трубки 80 kV, E за исследование на 81,2% ниже в сравнении с группой, где был использован стандартный протокол сканирования. При этом качество изображений оценено в 3 балла в обеих группах.

При сравнении параметров исследований без кардиосинхронизации при 100 kV на рентгеновской трубке со стандартным протоколом КТ-аортографии снижение лучевой нагрузки на 60% было отмечено в группе пациентов, обследуемых по модифицированному протоколу при 100k V (Рисунок 20).

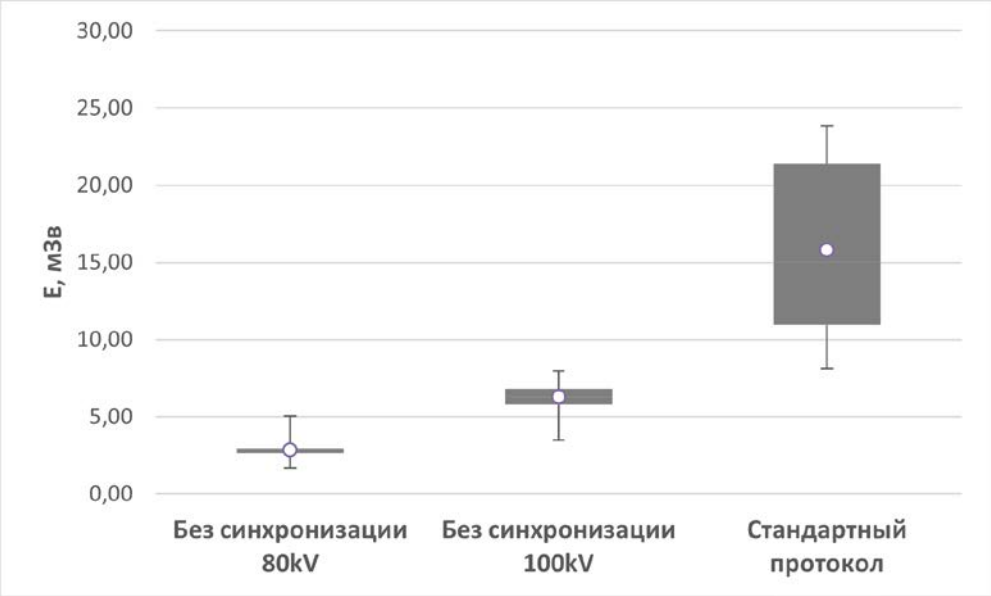


Рисунок 20 – Значение эффективной дозы (E) при использовании протоколов без кардиосинхронизации (80 kV и 100 kV) и стандартного протокола КТ-аортографии, p < 0,001, n = 141

Это доказывает прямую зависимость значения напряжения и E. Достоверной разницы в протяженности сканирования также не наблюдалось (p = 0,63). Как уже было отмечено выше, снижение значения kV при планировании сканирования **не приводит** к ухудшению контрастности изображений и повышению отношений сигнал/шум.

Увеличение скорости сканирования в группах модифицированных протоколов за счет изменения параметра pitch и при использовании протоколов без кардиосинхронизации позволило значительно снизить объем вводимого КВ на 40% в сравнении со стандартным протоколом.

Прямым показанием для повторного КТ-исследования аорты являются состояния после открытых операций, эндоваскулярных или гибридных вмешательств. Это продиктовано необходимостью изучения послеоперационного состояния сосудистых анастомозов, состояния стента и его просвета, динамики размеров аорты, а также выявления послеоперационных осложнений и др. В данном случае в группе пациентов после стентирования сегментов аорты протокол КТ-аортографии становится бифазным, т.е. включает в себя не только артериальную фазу контрастирования, но и требует выполнение второй фазы контрастирования. При этом суммационно Е будет увеличиваться.

В рамках анализа параметров лучевой нагрузки (Таблица 17) после исследований КТ-аортографии у оперированных больных нами были проанализированы результаты 50 наблюдений с бифазными протоколами КТ-аортографии.

Таблица 17 – Показатели лучевой нагрузки пациентов, обследованных с использованием протоколов без кардиосинхронизации, после хирургических вмешательств

Дозиметрические параметры	*После протезирования (n = 31)*		*После стентирования (n = 32)*		*После гибридных операций (n = 18)*	
	80 kV	100 kV	80 kV	100 kV	80 kV	100 kV
DLP, мГрхсм	166,9±10,2 (130,9–234,9)	434,5±55,5 (355–647,7)	341,9±50,5 (200,2–401,7)	736,9±62,6 (605,8–908)	337,4±29,5 (275,7–440,3)	683,3±65,1 (583,6–813,3)
Е, мЗв	2,84±0,17 (2,23–3,99)	7,7±1,4 (6–11)	5,8±0,86 (3,4–6,8)	12,5±1,1 (10,3–15,4)	5,74±0,5 (4,67–7,49)	11,6±1,1 (9,9–13,8)

В модифицированных протоколах КТ-аортографии без применения ЭКГ-синхронизации в группах обследуемых пациентов средние значения Е 7,7±1,4 мЗв, 12,5±1,1 мЗв и 11,6±1,1 мЗв были отмечены у оперированных пациентов с высоким ИМТ, а значит с напряжением 100 kV.

Следует отметить, что уровень исследования включал все сегменты аорты (оперированные и не оперированные), а максимальное значение Е немногим превышало 15 мЗв. Поэтому, даже при бифазном модифицированном протоколе

КТ-аортографии без ЭКГ-синхронизации не происходит существенного увеличения Е.

Согласно рекомендациям, контрольные наблюдения при заболеваниях аорты требуют выполнения КТ-исследований в интервале 1 месяц, 6 месяцев, 12 месяцев после хирургического лечения, а далее ежегодно.

Динамические послеоперационные исследования были проанализированы в 30 случаях, при которых послеоперационная КТ-аортография была проведена двукратно за 12 месяцев.

В результате суммарная годовая эффективная доза в группе пациентов после протезирования аорты варьировала от 5,46 м3в до 7,6 м3в при 80kV, от 9,68 м3в до 13,25 м3в при 100kV. У пациентов после эндоваскулярного или гибридного вмешательства годовая Е составила 10,77 м3в – 16,2 м3в при 80kV и 22,8 м3в – 27 м3в при 100kV.

В качестве примеров применения низкодозных протоколов послеоперационных обследований демонстрируется несколько клинических наблюдений.

Пациенту К., 56 лет с гигантской аневризмой восходящей аорты и расслоением II типа по DeBakey выполнена операция: протезирование дуги аорты по методике Hemiarch, репротезирование аортального клапана, протезирование корня и восходящего отдела аорты по классической методике Bentall-DeBono клапансодержащим кондуитом «МедИнж 25 mm, аутовенозное протезокоронарное шунтирование передней межжелудочковой артерии.

В рамках послеоперационного контроля выполнена МСКТ-аортография (Рисунок 21).

Рисунок 21 – КТ-аортография. Состояние после репротезирования АК, протезирования корня, восходящей аорты и дуги аорты. ИМТ = 29,74 кг/м², напряжение рентгеновской трубки – 80 kV, протяженность исследования – 584 мм, время сканирования – 2,52 сек, DLP = 161 мГрхсм, E = 2,73 м3в. Объем КВ 60 мл

У пациента М., 48 лет после гибридной операции (стентирование нисходящего отдела грудной аорты гибридным протезом, протезирование восходящего отдела, дуги аорты, правой подключичной, левой общей сонной и левой подключичной артерий многобраншевым протезом Gelweave, протезирование правой общей сонной артерии с реимплантацией в протез правой подключичной артерии, пластика корня аорты по методике «Bahnson» с формированием неомедии из тефлоновой прокладки в области некоронарного синуса) в качестве послеоперационного осложнения были выявлены тромботические массы в области проксимального и дистального конца стента и флотирующий тромб в супраренальном отделе аорты, субокклюзия чревного ствола и верхней брыжеечной артерии (Рисунок 22).

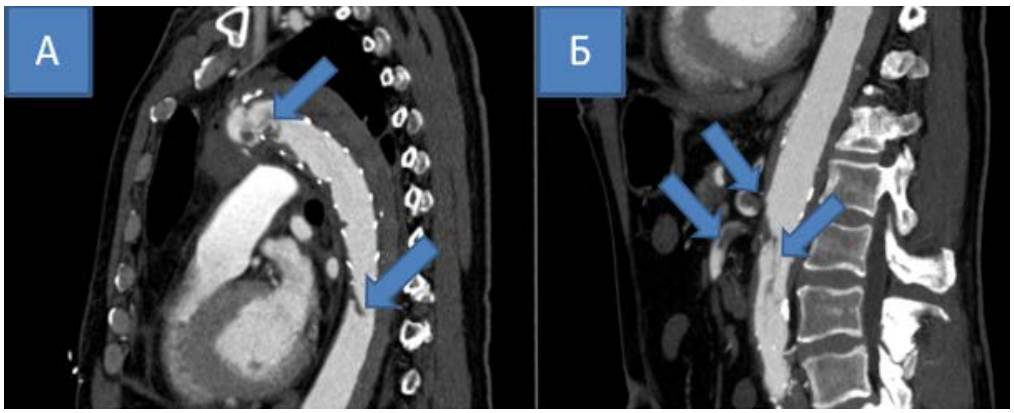


Рисунок 22 – КТ-аортография, артериальная фаза, сагиттальный срез. Состояние после гибридной операции: **А** – тромботические массы в области проксимального и дистального конца стента (указаны стрелками); **Б** – субокклюзия чревного ствола и верхней брыжеечной артерии, флотирующий тромб в просвете супраренального отдела аорты (указаны стрелками). ИМТ = 25,77 кг/м², напряжение рентгеновской трубки – 80 kV, протяженность исследования – 592,5 мм, время сканирования – 3,8 сек, DLP = 393,07 мГрхсм, Е = 6,68 м3в. Объем КВ 60 мл

Пациенту Б, 64 лет выполнено аорто-бифуркационно-бедренное протезирование. При контрольной КТ-аортографии, спустя 6 месяцев после операции выявлен окклюзирующий тромбоз правой бранши протеза (Рисунок 23).

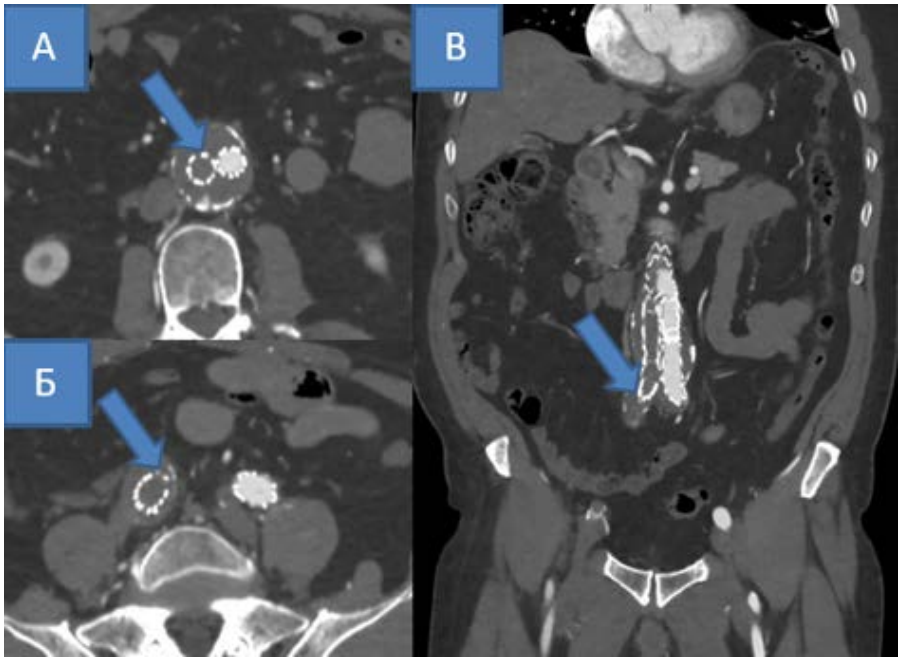


Рисунок 23 – КТ-аортография, артериальная фаза. **А, Б** – аксиальный срез, **В** – коронарный срез. Состояние после аорто-бифуркационно-бедренного протезирования. Окклюзирующий тромбоз правой бранши (указан стрелками). ИМТ = 32,18 кг/м², напряжение рентгеновской трубки – 100 kV, протяженность исследования – 638,25 мм, время сканирования – 3,59 сек, DLP = 583,6 мГрхсм, Е = 9,9 м3в. Объем КВ 60 мл

Пациенту К, 58 лет с расслоением аорты I типа по DeBakey, аневризмой корня и восходящего отдела аорты выполнено протезирование нисходящей грудной аорты гибридным протезом, протезирование восходящей аорты и АК с реплантацией устьев коронарных артерий в протез, аорто-коронарное шунтирование двух сосудов. При контрольной КТ-аортографии через год после операции отмечается контрастирование ложного канала на уровне фиксации дистального конца стента в нисходящей грудной аорте (вероятнее всего, на фоне образования пролежня) с наличием фенестрации между истинным и ложным каналами и увеличением общего диаметра аорты (+5 мм), что может свидетельствовать об отрицательном ремоделировании (Рисунок 24).

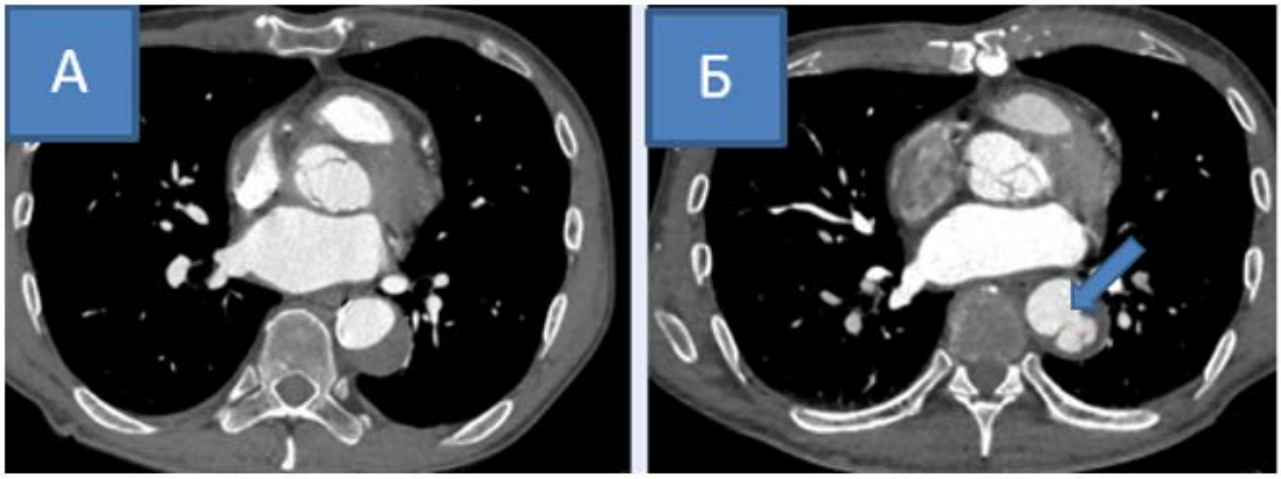


Рисунок 24 – КТ-аортография, артериальная фаза, аксиальный срез. Состояние после гибридной операции: **А** – исследование на 7-е сутки после операции (ИМТ = 26,4 кг/м², протяженность исследования – 768 мм, время сканирования – 4,3 сек, DLP = 340,4 мГрхсм, Е = 5,79 м3в), **Б** – исследование через год после операции, контрастирование ложного канала на уровне фиксации дистального конца стента в нисходящей грудной аорте с наличием фенестрации между истинным и ложным каналами (указана стрелкой) и увеличением общего диаметра аорты (ИМТ = 26,4 кг/м², протяженность исследования – 755 мм, время сканирования – 4,21 сек, DLP = 335,1 мГрхсм, Е = 5,7 м3в). Объем КВ 60 мл

Кроме того, у этого же пациента отмечается увеличение диаметра брюшной аорты в динамике (+5мм), сохраняется частичный тромбоз ложного канала с признаками мальперфузии левой почки (Рисунок 25).

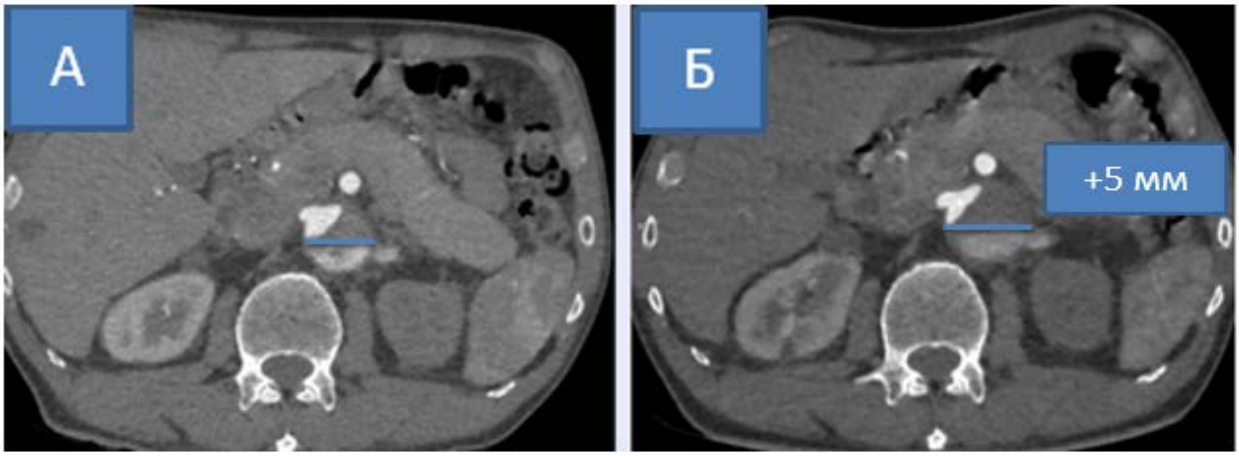


Рисунок 25 – МСКТ-аортография, артериальная фаза, аксиальный срез. Состояние после гибридной операции: увеличение диаметра брюшной аорты в динамике, частичный тромбоз ложного канала, признаки мальперфузии левой почки. Объем КВ 60 мл

Пациенту Л, 62 лет с целью динамического контроля после эндопротезирования брюшной аорты ежегодно проводится КТ-ангиография аорты, при очередном обследовании в 2020 году выявлен эндолик II типа (Рисунок 26).

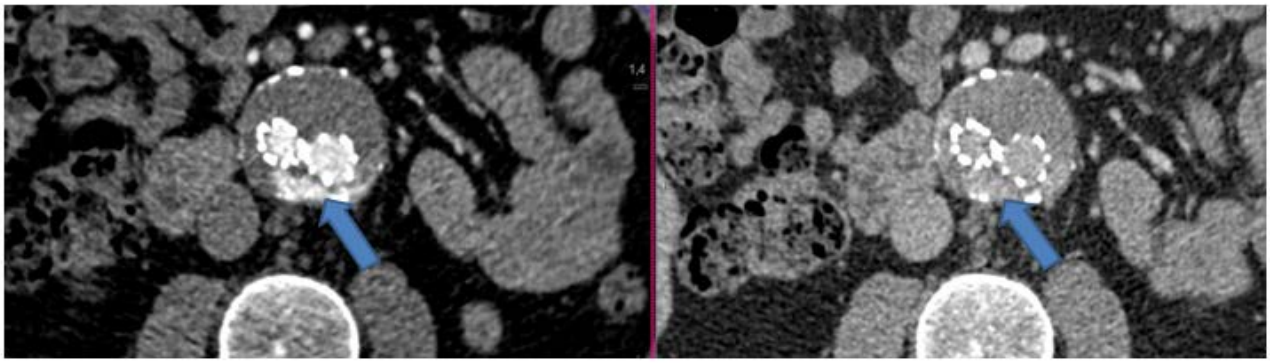


Рисунок 26 – КТ-аортография, артериальная и венозная фаза, аксиальный срез. Состояние после эндопротезирования брюшной аорты: эндолик II тип (указан стрелкой), без динамики увеличения размеров аневризмы. ИМТ = 25,06 кг/м², напряжение рентгеновской трубки – 80 kV, протяженность исследования – 674,5 мм, время сканирования – 3,78 сек, DLP = 340,4 мГрхсм, Е = 5,79 м3в. Объем КВ 60 мл

Через год, в 2021 году очередное КТ исследование аорты подтвердило увеличение размеров аневризмы брюшной аорты (+2 см), эндолик II типа сохранялся (Рисунок 27).

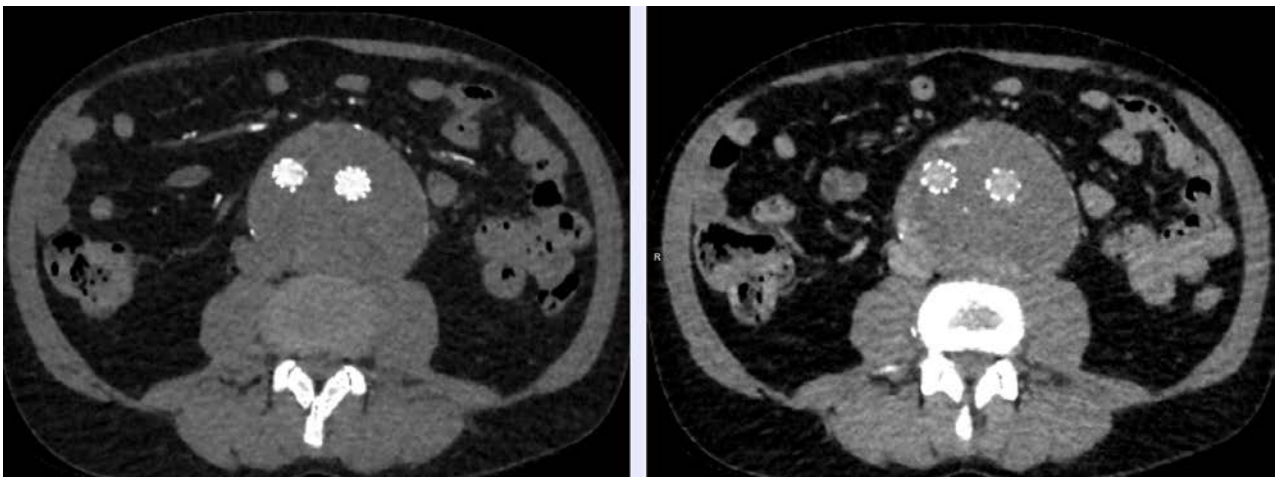


Рисунок 27 – КТ-аортография, артериальная и венозная фаза, аксиальный срез. Состояние после эндопротезирования брюшной аорты: эндолик II тип, увеличение размеров аневризмы (+2см). ИМТ = 25,06 кг/м², напряжение рентгеновской трубки – 80 kV, протяженность исследования – 658 мм, время сканирования – 3,61 сек, DLP = 328,74 мГрхсм, E = 5,59 м3в. Объем КВ 60 мл

Контрольная КТ-аортография в 2022 году не выявила существенной динамики расширения (Рисунок 28).

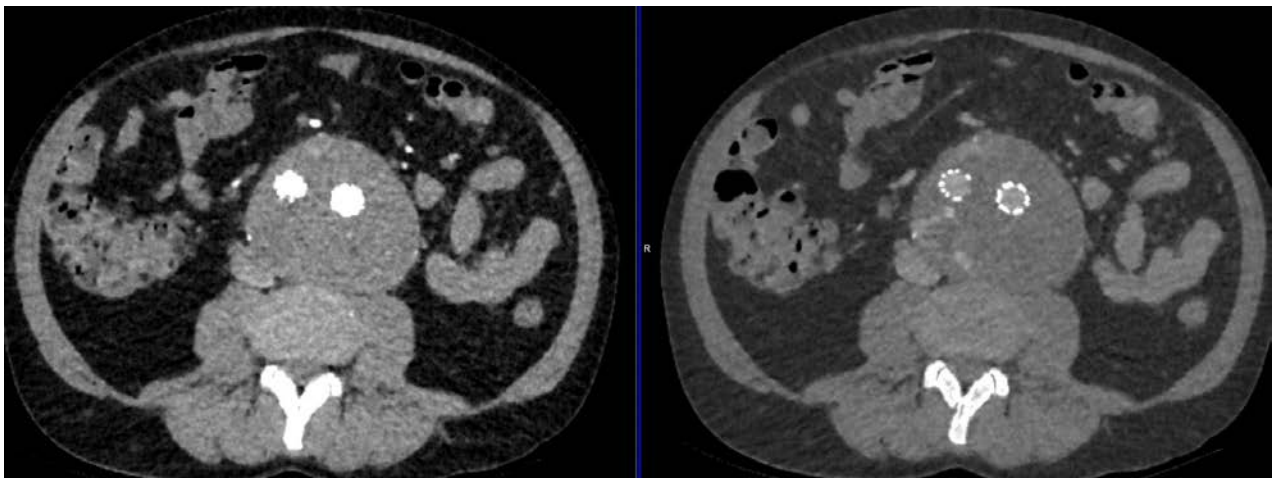


Рисунок 28 – КТ-аортография, артериальная и венозная фаза, аксиальный срез. Состояние после эндопротезирования брюшной аорты: эндолик II типа, без существенной динамики. ИМТ = 25,06 кг/м², напряжение рентгеновской трубки – 80kV, протяженность исследования – 695 мм, время сканирования – 3,96 сек, DLP = 370,87 мГрхсм, E = 6,3 м3в. Объем КВ 60 мл

Пациент Л, 51 года с расслоением аорты I тип по DeBakey, после супракоронарного протезирования восходящего отдела аорты и дуги синтетическим протезом по методике H.Borst с имплантацией брахиоцефального ствола и левой общей сонной артерии в протез и перевязкой левой подключичной артерии (Рисунок 29). Обследован при высоком значении ИМТ – 39,6 кг/м². Однако, при использовании

модифицированного МСКТ протокола МСКТ-аортографии значение эффективной дозы (Е) – 6,97 м3в.

Рисунок 29 - Томограмма (**А**), фото пациента с избыточной массой тела (**Б, В**) (ИМТ = 39,6 кг/м²,), 3D реконструкция торакоабдоминальной аорты, проксимального отдела брахиоцефальных артерий и артерий нижних конечностей (Г). Напряжение рентгеновской трубки – 100 kV, протяженность исследования – 615,625 мм, время сканирования – 3,93 сек, DLP = 410,23 мГрхсм, Е = 6,97 м3в. Объем КВ 60 мл

Основным алгоритмом выбора бифазного протокола КТ-аортографии после хирургических и эндоваскулярных вмешательств является захват всех сегментов аорты для одномоментной оценки контрастирования просветов аорты без превышения значений эффективной дозы в сумме.

3.3. «Сверхбыстрая» КТ-аортография без ЭКГ-синхронизации

Введение понятия «сверхбыстрая» КТ-аортография обусловлено значительным ускорением проводимого исследования за счет использования протокола Flash Scan. Данный протокол применим на компьютерном томографе с одновременно работающими двумя источниками рентгеновского излучения. Сам протокол подразумевает использование высоких значений pitch (более 1,6). Из числа обследованных данной методикой КТ-аортографии 139 пациентов, 109 (78,4%) мужчин и 30 (21,6%) женщин (Таблица 18).

Таблица 18 – Общая характеристика пациентов, обследованных по протоколу Flash Scan

Показатель	*Группа*	
	Flash 1,7 (n = 46)	Flash 3,2 (n = 93)
Пол, м/ж	35/11	74/19
Возраст, лет	56,7±10,7 (32–75)	55,47±14,8 (25–86)
ИМТ, кг/м²	25,81±4,13 (18,3–31,3)	27,92±4,8 (19,1–33,4)
Уровень креатинина, мкмоль/л	74,36±21,8 (58–101)	91,07±35,2 (44–137)
СКФ, мл/мин/1,73 м²	77,5±23,1 (59–135)	74,77±20,57 (47–124)
ЧСС	65,3±8.7 (52–93)	64,17±7,5 (50–90)

Группа обследованных пациентов была разделена две подгруппы «сверх-быстрой» КТ-аортографии с pitch 1,7 и pitch 3,2.

Принципиальное отличие между подгруппами заключалось в разном значении pitch. Анализ полученных данных согласно шкале визуальной оценки качества изображения 133 (95,7%) исследования получили наивысший балл 3.

Оставшиеся шесть (4,3%) «сверхбыстрых» КТ-аортографии были оценены 2 баллами, только из-за двигательных артефактов в корне аорты, обусловленных нарушением сердечного ритма.

Оптимальное контрастирование было достигнуто в 100% случаев, при значениях ВАП > 200 HU, SD < 30 HU (Рисунок 30, Таблица 19).

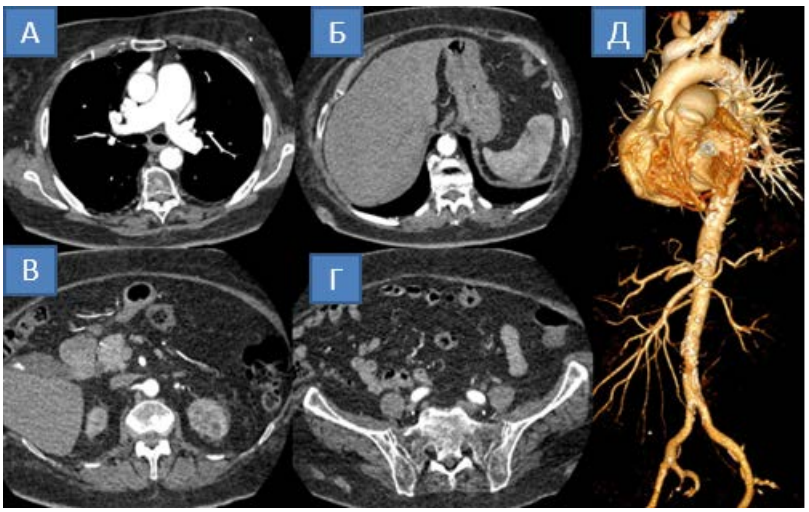


Рисунок 30. КТ-аортография, артериальная фаза, аксиальные срезы (**А–Г**), 3D реконструкции (**Д**). Представлено оптимальное контрастирование аорты на всем протяжении

Таблица 19. Показатели качества полученных изображений при использовании протокола Flash Scan с pitch 1,7 и 3,2

Показатель	*Группа*	
	Flash Scan с pitch 1,7 (n = 46)	Flash Scan с pitch 3,2 (n = 93)
ВАП на уровне корня аорты, HU / SD, HU	308 [221-383] / 20,3	289 [234–356] / 22,3
ВАП на уровне перешейка аорты, HU / SD, HU	302,3 [218–370] / 21,1	305 [223,4–364] / 21,7
ВАП на уровне бифуркации аорты, HU / SD, HU	300 [238–365] / 23,8	299 [206,4–379,5] / 25,3

Как видно из Таблицы 19, главным преимуществом использования «сверх-быстрых» протоколов КТ-аортографии является высокая скорость сканирования, что позволяет без ЭКГ-синхронизации, получать объективные данные о состоянии корня аорты и коронарных артерий (Рисунки 31, 32).

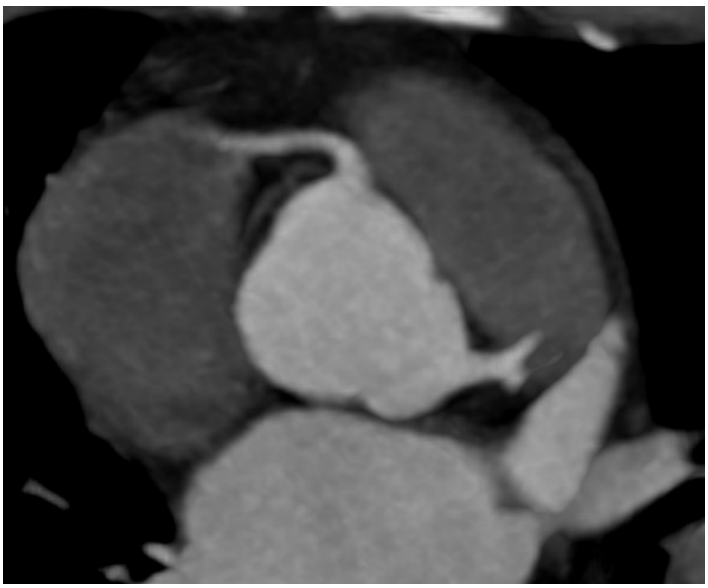


Рисунок 31 – Визуализация корня аорты и устьев коронарных артерий при «сверхбыстрой» КТ-аортографии

При сравнении в подгруппах обследованных пациентов не было различий по полу пациентов и ИМТ. Не получено статистически значимой разницы скорости сканирования в протоколах КТ-аортографии с использованием более высокого значения pitch (1,94±0,15 сек против 1,93±0,16 сек при p = 0,82) (Таблица 20).

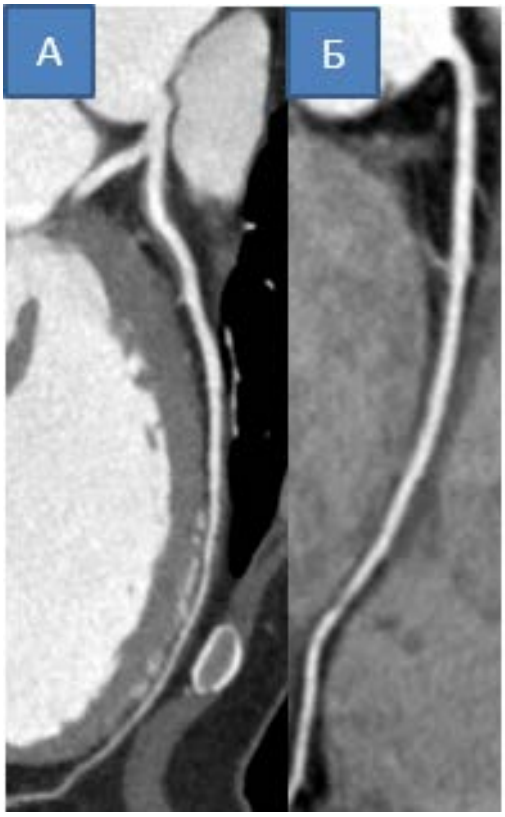


Рисунок 32 – Визуализация коронарных артерий при «сверхбыстрой» КТ-аортографии. **А** – ствол левой коронарной артерии, передняя межжелудочковая артерия; **Б** – правая коронарная артерия

Таблица 20 – Данные пациентов, обследованных по протоколу Flash Scan

Показатель	*Группа*		
	Flash 1,7 (n = 46)	Flash 3,2(n = 93)	p
Пол (м/ж)	35/11	74/19	0,64
Возраст, лет	56,7±10,7 (32–75)	55,47±14,8 (25–86)	0,62
ИМТ, кг/м²	25,81±4,13 (18,3–31,3)	27,92±4,8 (19,1–33,4)	0,03
Протяженность сканирования, мм	611,84±57,1 (507,6–790)	603,3±49,7(538,4–736)	0,65
Время сканирования, сек	1,94±0,15 (1,64–2,14)	1,93±0,16 (1,6–2,2)	0,82
Объем КВ, мл	60	60	1

При этом обращает на себя внимание отсутствие статистически значимого различия величины эффективной дозы E в подгруппах (4,8±1,98 мЗв против 5,07±2,19 мЗв, p = 0,54). Однако, в процессе ретроспективного анализа выяснено то, что нами не была учтена следующая зависимость – автоматическое увеличении pitch может увеличивать напряжение рентгеновской трубки (до 120 kV) с целью

сохранения высокого качества изображения (Таблица 21). Что и объясняет отсутствие должного снижения лучевой нагрузки при сканировании с высоким pitch.

Таблица 21 – Показатели лучевой нагрузки с использованием протоколов Flash Scan

Дозиметрические параметры	*Flash 1,7 (n = 46)*	*Flash 3,2 (n = 93)*	*p*
CDTIvol, мГр	5,6±1,98 (1,7–11,3)	5,82±2,14 (1,89–10,1)	0,52
DLP, мГрхсм	282,28±116,35 (142,5–536)	298,24±128,47 (134–572)	0,54
E, м3в	4,8±1,98 (2,42–9,1)	5,07±2,19 (2,28–9,7)	0,54

Для оценки результатов хирургического лечения с использованием протокола «сверхбыстрой» КТ-аортографии без кардиосинхронизации нами было обследовано 76 пациентов, среди них 13 (17,1%) женщин и 63 (82,9%) мужчины. После протезирования аорты КТ-аортографию не выполняли повторное сканирование. Бифазный протокол КТ-аортографии (артериальная фаза +1 фаза) применяли у пациентов после эндоваскулярных операций. Показатели дозиметрических параметров пациентов представлены в Таблице 22.

Таблица 22 – Показатели лучевой нагрузки пациентов, обследованных с использованием протоколов Flash Scan, после хирургических вмешательств

Дозиметрические параметры	*После протезирования (n = 35)*	*После стентирования (n = 16)*	*После гибридных операций (n = 16)*
DLP, мГрхсм	278,4±109,7 (126-503)	629,9±57,5 (457–824,7)	621,4±68,8 (478,9–835,2)
E, м3в	4,73±1,86 (2,14–8,5)	10,7±0,98 (7,76–14)	10,56±1,17 (8,1–14,2)

Нами были сопоставлены полученные данные пациентов «сверхбыстрой» КТ-аортографии с показателями, полученными с помощью ЧП-ЭхоКГ, у пациентов с аневризмой корня и восходящей аорты (Таблица 23, Рисунок 33). Выявлено, что отсутствие ЭКГ-синхронизации не является значимым фактором в правильной оценке размеров ФК АК (96,3 и 88,9 – чувствительность и специфичность), синусов Вальсальвы (92,6 и 83,3 – чувствительность и специфичность) и восходящей аорты (96,3 и 100 – чувствительность и специфичность).

Таблица 23 – Оценка точности, чувствительности, специфичности и согласованности (коэффициент внутриклассовой корреляции 3-го типа) между измерениями с соответствующими 95%-ми доверительными интервалами

Показатель	*Точность*	*Чувствительность*	*Специфичность*	*ICC3*
ФК АК	96,3 [81,0; 99,9]	88,9 [51,8; 99,7]	100,0 [81,5; 100,0]	0,989 [0,979; 0,994]
Синусы Вальсальвы	92,6 [75,7; 99,1]	83,3 [35,9; 99,6]	95,2 [76,2; 99,9]	0,988 [0,977; 0,994]
Восходящая аорта	96,3 [81,0; 99,9]	100,0 [76,8; 100,0]	92,3 [64,0; 99,8]	0,995 [0,990; 0,997]

Анализ размеров корня аорты, полученных посредством МСКТ-аортографии и ЧП-ЭхоКГ показал отсутствие значимой разницы между двумя методами.

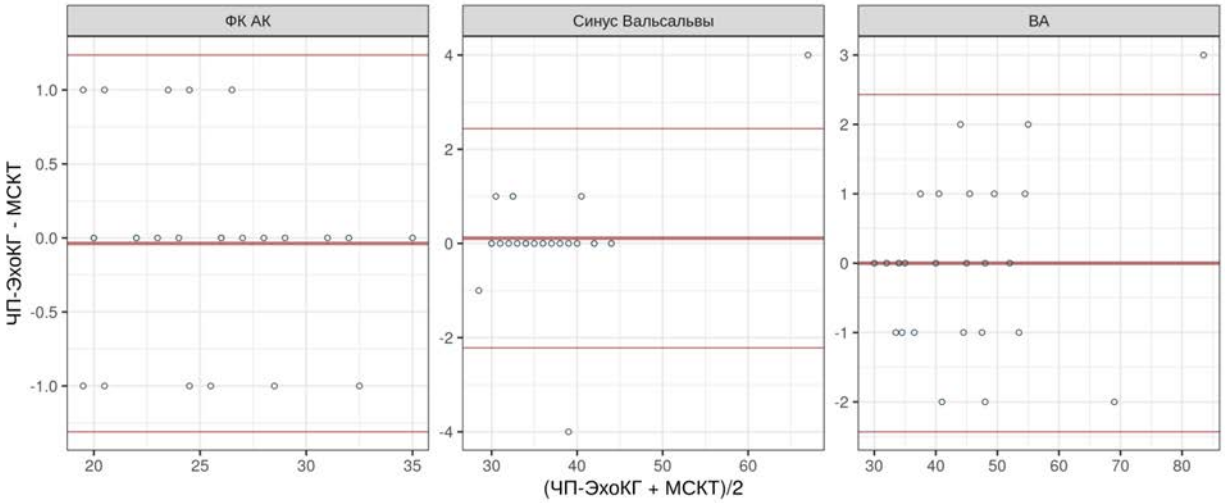


Рисунок 33 – Диаграммы Блэнда – Алтмана. Горизонтальные линии соответствуют средней разнице измерений ЧП-ЭхоКГ и КТ и средней разнице ± 1,96 × стандартное отклонение

«Сверхбыстрая» КТ-аортография является информативным методом диагностики патологии аорты, необходимым для выбора тактики и объема хирургического вмешательства, а также для послеоперационного контроля. «Сверхбыстрая» КТ-аортография без ЭКГ-синхронизации обладает высокой диагностической эффективностью, а полученные показатели чувствительности и специфичности метода сопоставимы с данными литературы (Hartnell G. G., 2001; Knobelsdorff-Brenkenhoff F. et al., 2014; Sentz A., 2015; Di Cesare E. et al., 2016).

С целью изучения эффективности КТ-аортографии при клиническом применении нами было проведено сравнение КТ-аортографии с использованием протокола Flash Scan с разными значениями pitch в сравнении со стандартным протоколом КТ-аортографии без адаптации параметров (Таблица 24).

Таблица 24 – Сравнение данных пациентов, обследованных по протоколу Flash, со стандартным протоколом сканированием

Показатель	*Группа*			*p*	*p*
	1. Flash 1,7 (n = 46)	2. Flash 3,2 (n = 93)	3. Стандартный протокол (n = 38)	1 и 3	2 и 3
Пол (м/ж)	35/11	74/19	22/16	0,077	0,011
Возраст, лет	56,7±10,7 (32–75)	55,47±14,8 (25–86)	54,97±13,7 (27–76)	0,52	0,86
CDTIvol, мГр	5,6±1,98 (1,7–11,3)	5,82±2,14 (1,89–10,1)	20,91±6,49 (11,3–30,3)	< 0,001	< 0,001
DLP, мГрхсм	282,28±116,35 (142,5–536)	298,24±128,47 (134–572)	929,17±309,35 (478,5–1402)	< 0,001	< 0,001
E, мЗв	4,8±1,98 (2,42–9,1)	5,07±2,19 (2,28–9,7)	15,8±5,26 (8,13–23,8)	< 0,001	< 0,001
Протяженность сканирования, мм	611,84±57,1 (507,6–790)	603,3±49,7 (538,4–736)	598,58±39,9 (502–753)	0,58	0,71
Время сканирования, сек	1,94±0,15 (1,64–2,14)	1,93±0,16 (1,6–2,2)	9,47±0,99 (6,5–12,6)	< 0,001	< 0,001
ВАП на уровне корня аорты, HU	308 [221–383]	289 [234–356]	316 [254–375]	0,68	0,57
ВАП на уровне перешейка аорты, HU	302,3 [218–370]	305 [223,4–364]	324 [258–373]	0,56	0,62
ВАП на уровне бифуркации аорты, HU	300 [238–365]	299 [206,4–379,5]	338,5 [263–371]	0,51	0,53
Объем КВ	60	60	100	< 0,05	< 0,05

Анализ полученных данных показал, что при отсутствии достоверной разницы в протяженности сканирования (p = 0,58 и p = 0,71) время сканирования в группах Flash Scan практически в 5 раз ниже (p < 0,001) и незначительно превышает 2 сек. Значение эффективной дозы (E) при «сверхбыстром» сканировании отмечает снижение на 68% в сравнении со стандартным протоколом и составляет 4,8±1,98 мЗв для pitch 1,7 (p < 0,001) и 5,07±2,19 мЗв для pitch 3,2 (p < 0,001) (Рисунок 34).

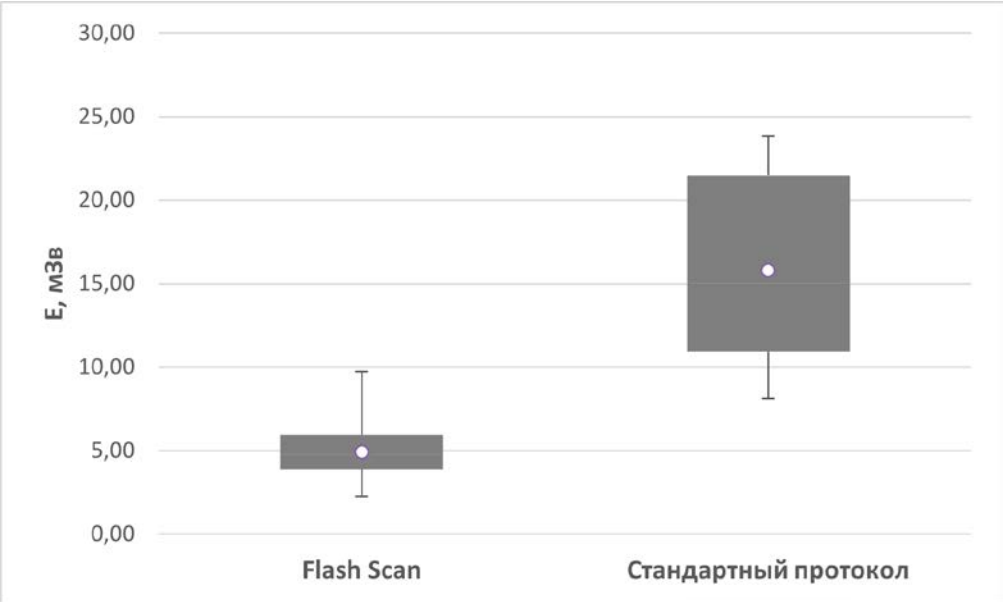


Рисунок 34 – Значение эффективной дозы (E) при использовании протокола Flash Scan и протокола КТ-аортографии без адаптации параметров (n = 177), p < 0,001

Ускорение процесса исследования позволило снизить объем вводимого КВ на 40%, при этом уровень оптимального контрастирования был сохранен в обеих группах.

С целью демонстрации выбора в алгоритме применения и диагностической значимости «сверхбыстрой» КТ-аортографии представлены несколько клинических наблюдений.

Пациентке М, 48 лет с расслоением аорты I тип по DeBakey, аневризмой корня и восходящей аорты было выполнено протезирование аортального клапана, восходящей аорты и дуги и аорто-коронарное шунтирование (Рисунки 35, 36).

Обращает на себя внимание отсутствие видимых двигательных артефактов при визуализации аортокоронарных шунтов (без применения ЭКГ-синхронизации) (Рисунок 36).

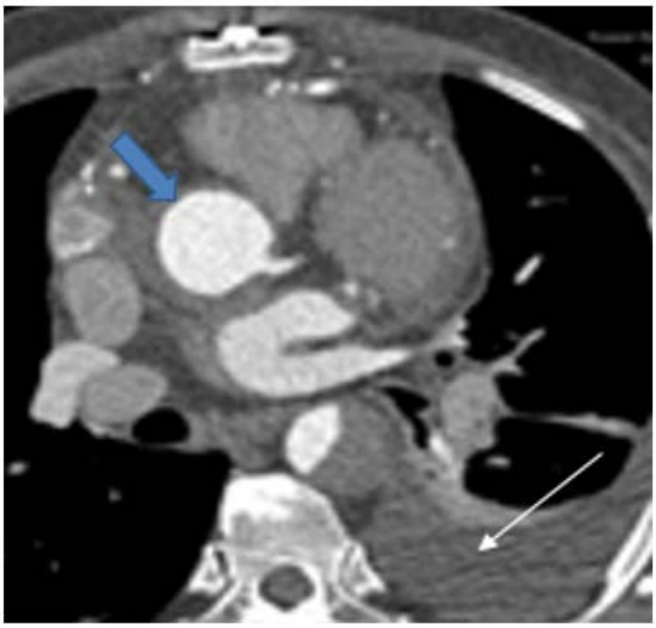


Рисунок 35. КТ-аортография, артериальная фаза, аксиальный срез. Состояние после протезирования аортального клапана, восходящего отдела и дуги аорты. Синей стрелкой обозначен протез восходящей аорты, белой стрелкой – левосторонний гидроторакс. ИМТ = 24,37 кг/м², напряжение рентгеновской трубки – 100 kV, протяженность исследования – 612мм, время сканирования – 1,82 сек, DLP = 179 мГрхсм, Е = 3 м3в. Объем КВ 60 мл

Рисунок 36. КТ-аортография, артериальная фаза, 3D-реконструкция (**А, Б**). Состояние после протезирования аортального клапана, восходящего отдела и дуги аорты. Белой стрелкой обозначен протез восходящей аорты и дуги, синей стрелкой – расслоение не оперированной нисходящей аорты

Пациенту К., 58 лет. с аневризмой дуги и нисходящей грудной аорты, мультифокальным атеросклерозом и значимым стенозом ствола левой коронарной артерии была выполнена гибридная операция: протезирования восходящей аорты, дуги аорты и стентирование нисходящей грудной аорты многобраншевым гибридным протезом по методике «Frozen Elephant Trunk» с протезированием брахиоцефальных артерий; маммарокоронарное шунтирование передней нисходящей артерии и аутовенозное протезокоронарное шунтирование ветви тупого края огибающей артерии (Рисунки 37, 38).

В связи с выявленным осложнением пациенту в срочном порядке была выполнена селективная ангиография с последующим стентированием шунта и эмболизацией ветви тупого края.

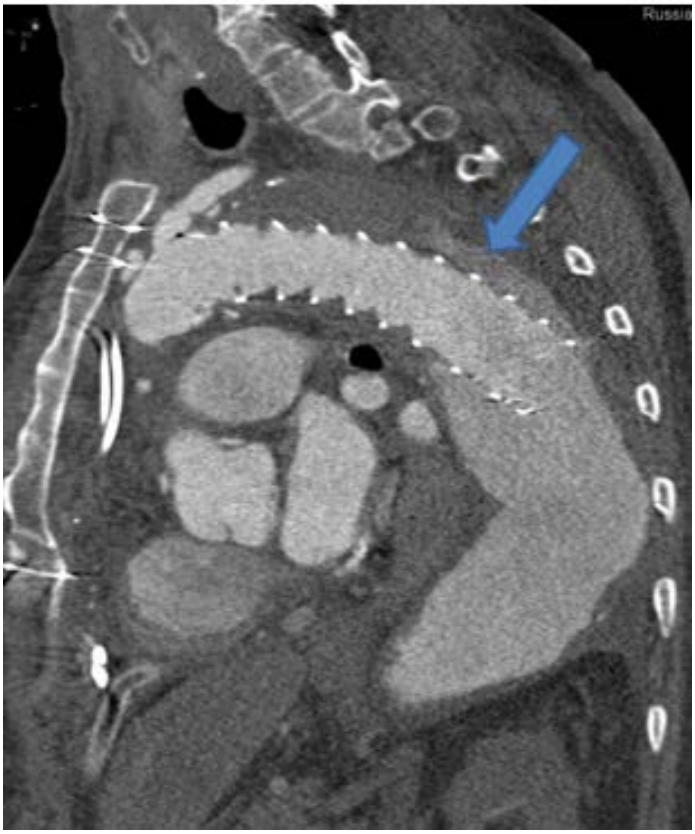


Рисунок 37 – КТ-аортография, сагиттальный срез. Состояние после гибридной операции, маммарокоронарного шунтирования передней нисходящей артерии и аутовенозного протезокоронарного шунтирования ветви тупого края огибающей артерии. Стрелкой обозначено остаточное контрастирование полости аневризмы. ИМТ = 25,16 кг/м², напряжение рентгеновской трубки – 100kV, протяженность исследования – 702 мм, время сканирования – 1,97 сек, DLP = 809 мГрхсм, E = 13,75 м3в. Объем КВ 60 мл

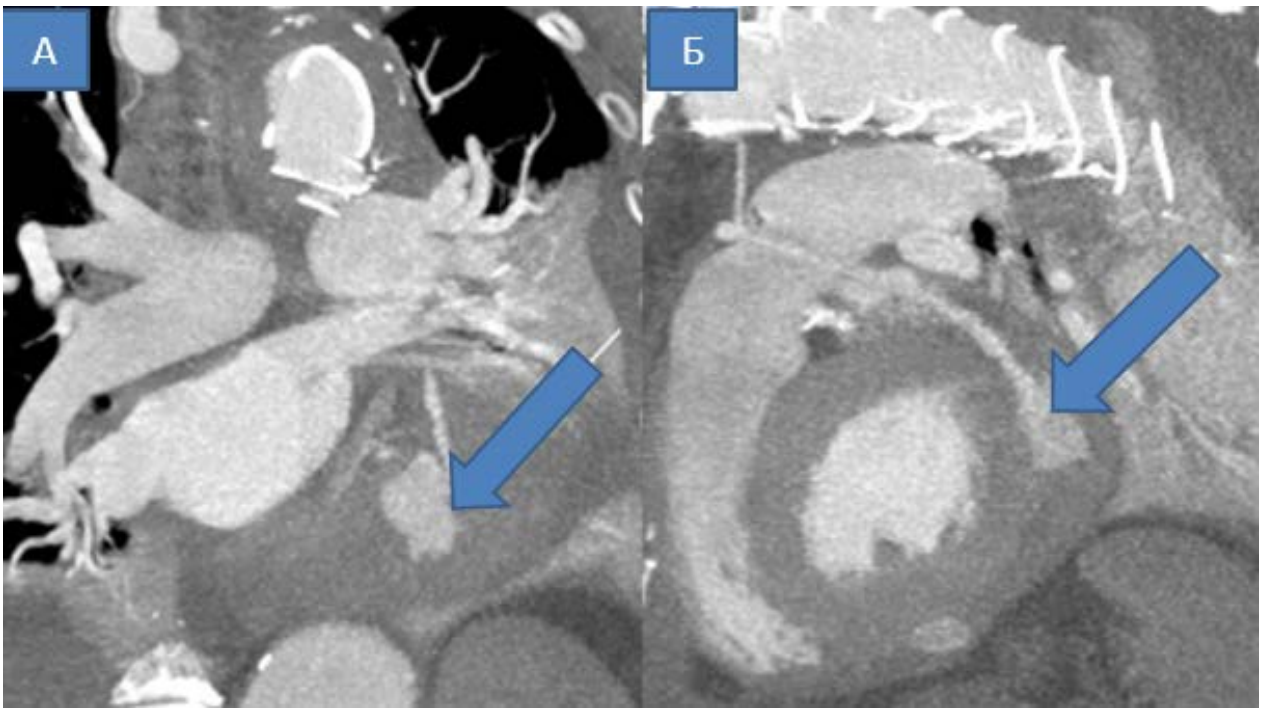


Рисунок 38 – КТ-аортография. Состояние после гибридной операции, маммарокоронарного шунтирования передней нисходящей артерии и аутовенозного протезокоронарного шунтирования ветви тупого края огибающей артерии. Стрелкой указана несостоятельность дистального анастомоза аутовенозного протезокоронарного шунта с ветвью тупого края, с формированием гематомы

При контрольном МСКТ исследовании через 2 месяца отмечен частичный тромбоз ложного канала нисходящей грудной аорты на уровне стента (Рисунок 39). Скорость сканирования – 1,9 сек, эффективная доза – 13,5 мЗв

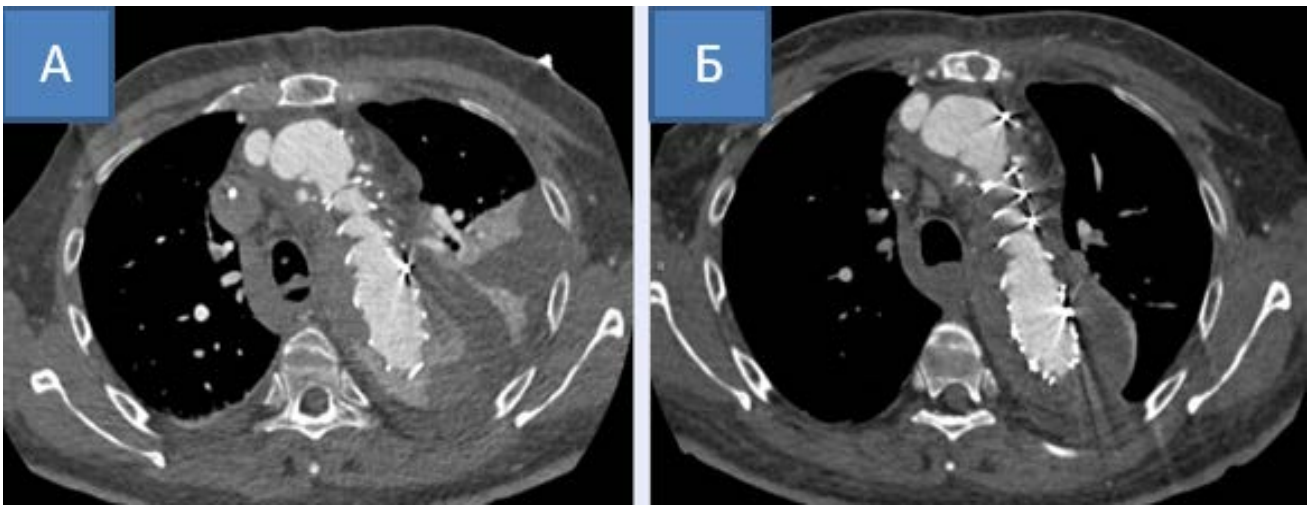


Рисунок 39 – КТ-аортография. **А** – спустя 7 дней после операции, **Б** – через 2 месяца после операции. Динамика состояния дуги и нисходящей грудной аорты после операций. Частичный тромбоз ложного канал. ИМТ = 25,16 кг/м², напряжение рентгеновской трубки – 100 kV, протяженность исследования – 695 мм, время сканирования – 1,95 сек, DLP = 792 мГрхсм, Е = 13,5 мЗв. Объем КВ 60 мл

3.4. КТ-аортография с ЭКГ-синхронизацией

Отсутствие двигательных артефактов на изображениях с ЭКГ-синхронизацией от структур корня аорты, а также четким сопоставлением фазы реконструкции и требуемой фазы сердечного цикла объясняет необходимость использования именно этой методики КТ-аортографии перед выполнением хирургической коррекции (в т. ч. перед TAVI).

Область ЭКГ-синхронизации встроена в протокол КТ-аортографии. В работе были использованы двухзонный (AKBA) и трехзонный (AKBA 2.0) протоколы сканирования с разной протяженностью области ЭКГ-синхронизации. Индивидуальные значения ИМТ являлись критерием выбора напряжения на рентгеновской трубке в подгруппах.

Обследовано 95 пациентов, из которых 57 мужчин (60%) и 38 женщин (40%), средний возраст 61,48±15,68 лет (Таблица 25).

Таблица 25 – Характеристика пациентов, которым выполнена КТ-аортография по протоколу AKBA и AKBA 2.0

Показатель	*Группа*			
	AKBA 80kV	AKBA 100kV	AKBA 2.0 80kV	AKBA 2.0 100kV
Количество пациентов	23	30	28	14
Пол, м/ж	12/11	19/11	14/14	12/2
Возраст, лет	54,5±18,98 (19-80)	63,7±10,7 (42–82)	64,57±14,78 (25–83)	62,07±11,0 (44–77)
ИМТ, кг/м²	25,1±2,5 (20,08–31,74)	31,6±4,1 (22,58–43,58)	24,08±4 (17,99–35,63)	31,92±4,2 (25,89–37,55)
Уровень креатинина, мкмоль/л	79,26±23,98 (56–105)	89,58±19,4 (54–138)	81,56±21,45 (61–112)	85,67±20,86 (59–118)
СКФ, мл/мин/1,73 м²	87,35±25,81 (55–133)	72,12±18,78 (45–113)	82,34±20,78 (49–115)	84,31±21,74 (51–120)
ЧСС	70,39±8,7 (52–85)	71,03±6,17 (60–80)	70,56±7,5 (54–80)	70,87±7,61 (56–81)

Исключены из анализа данные 4 (4,2%) исследований ввиду отсутствия возможности достоверной интерпретации. В двух (2,1%) случаях были отмечены выраженные, дополнительно не корректируемые двигательные артефакты на корне аорты из-за значимых нарушений ритма и в двух (2,1%) наблюдениях у пациентов

с избыточной массой тела (ИМТ более 29 кг/м²) было отмечено недостаточное контрастирование брюшной аорты и высокий уровень шума (Рисунок 40).

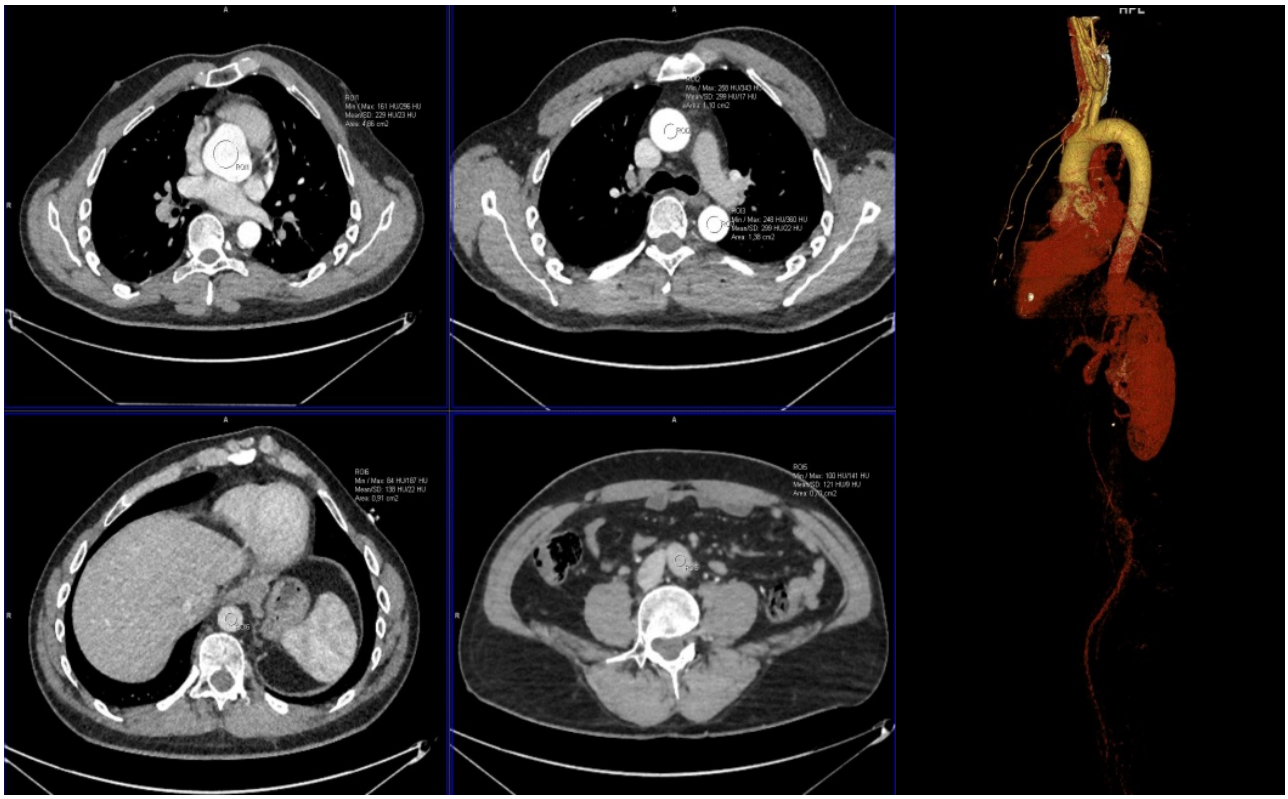


Рисунок 40 – Пример «недостаточного» контрастирования ТАА

Оценкой «2 балла» по категории качества изображений было отмечено 9 (9,5%) исследований ввиду наличия артефактов от «совмещения/склеивания», которые в результате коррекции были нивелированы (Рисунок 41). Показатели качества полученных изображений представлены в Таблицах 26, 27.

Таблица 26 – Показатели контрастности при использовании двухзонного протокола с ЭКГ-синхронизацией (AKBA) с напряжением рентгеновской трубки 80 kV и 100 kV

Показатель	*Группа*		*Уровень значимости, p*
	AKBA 80 kV (n = 23)	AKBA 100 kV (n = 93)	
ВАП на уровне корня аорты, HU / SD, HU	474,3 [430–532] / 25,2	369 [351,4–473] / 23,8	0,45/0,71
ВАП на уровне перешейка аорты, HU / SD, HU	428,4 [380–473] / 26,4	321[287,3–367] / 24,1	0,4/0,7
ВАП на уровне бифуркации аорты, HU / SD, HU	471,7 [411–524] / 25,7	338 [275–390,7] / 26,8	0,33/0,69

Таблица 27 – Показатели контрастности при использовании трехзонного протокола с ЭКГ-синхронизацией (АКВА 2.0) с напряжением рентгеновской трубки 80 kV и 100 kV

Показатель	*Группа*		*Уровень значимости, p*
	АКВА 2.0 80 kV (n = 28)	АКВА 2.0 100 kV (n = 14)	
ВАП на уровне корня аорты, HU / SD, HU	494,9 [434,5–536,7] / 22,5	377 [321,4–453] / 23,8	0,32/0,78
ВАП на уровне перешейка аорты, HU / SD, HU	429,5 [381,8–490] / 19,6	334 [289–372] / 22,3	0,41/0,46
ВАП на уровне бифуркации аорты, HU / SD, HU	484,4 [391,8–568,8] / 24,7	367 [291–410,8] / 25,6	0,3/0,7

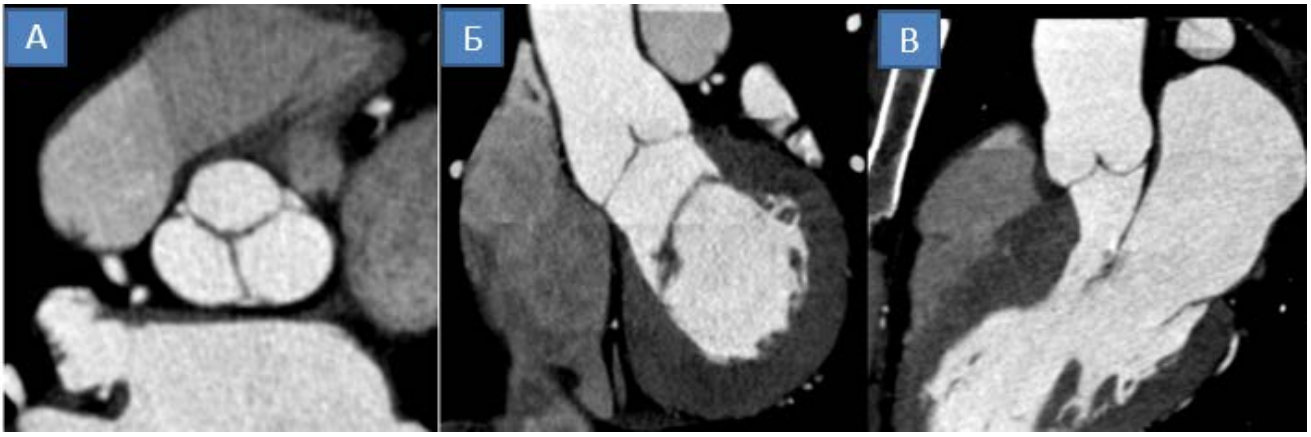


Рисунок 41 – КТ–аортография – аксиальный (А), коронарный (Б), сагиттальный (В) срез (MPR реконструкция). Пример изображения корня аорты хорошего качества с использованием двухфазного протокола сканирования

При сравнении входящих данных при использовании протоколов АКВА 80 kV и АКВА 100 kV не отмечено значимых отличий по полу (p = 0,414), возрасту (p = 0,029) и времени сканирования (p = 0,605). Контрастность изображений в обеих группах была сопоставима и достаточна – ВАП > 321; SD < 27 (p > 0,33; p > 0,69 соответственно). При анализе дозиметрических параметров отмечена достоверно значимая разница DLP и E (p < 0,001) с 3-кратным уменьшением у пациентов группы АКВА 80 kV. Существенная разница ИМТ (p < 0,001) в подгруппах объясняет уменьшение эффективной дозы в группе АКВА 80 kV (Таблица 28). Объем вводимого контрастного препарата в обеих группах составлял 100 мл.

В 42 наблюдениях был использован альтернативный трехзонный протокол МСКТ – аортографии АКВА 2.0, при этом критерием выбора напряжения на рентгеновской трубке также был ИМТ.

Таблица 28 – Показатели дозиметрических параметров двухзонного протокола КТ-аортографии с кардиосинхронизацией (АКВА)

Дозиметрические параметры	*АКВА 80 kV (n = 23)*	*АКВА 100 kV (n = 30)*	*p*
CDTIvol, мГр	8,56±0,04 (8,46–8,67)* 3,74**	20,31±0,25 (19,5–21,2)* 9,16**	< 0,001
DLP, мГрхсм	403,7±57,95 (381,1–441,9)	1081,4±142 (866,84–1326,08)	< 0,001
E, м3в	6,86±0,99 (6,48–7,51)	18,38±2,41 (14,73–22,54)	< 0,001
Примечание – * – область, синхронизированная с ЭКГ, ** – область спирального сканирования			

Сравнение дозиметрии подтвердило значимую разницу значений DLP и E ($p < 0,001$), что обусловлено антропометрическими данными пациентов ($p < 0,001$) (Таблица 29).

Таблица 29 – Показатели дозиметрических параметров протокола АКВА 2.0

Дозиметрические параметры	*АКВА 2.0 80 kV (n = 28)*	*АКВА 2.0 100 kV (n = 14)*	*p*
CDTIvol, мГр	11,55±1,23 (9,38–14,59)* 3,72**	19,7±1,3 (18,5–24,8)* 9,13**	< 0,001
DLP, мГрхсм	380,6±27,5 (328,04–424,2)	649,9±122,3(539,94–946,06)	< 0,001
E, м3в	6,47±0,47 (5,58–7,21)	11,04±2,08 (9,18–16,08)	< 0,001
Примечание – * – область, синхронизированная с ЭКГ, ** – область спирального сканирования			

Из-за значимого сокращения времени исследования до 9,4±0,5 сек и 10,24±0,9 сек ($p = 0,307$) в обеих подгруппах АКВА 2.0 80 kV и АКВА 2.0 100 kV удалось снизить объем вводимого КВ до 80 мл, при этом контрастность изображений оставалась сопоставимой и достаточной (Рисунок 42).

Нами проведено сравнение входящих данных и параметров вариантов протоколов АКВА и АКВА 2.0 при равных условиях выбора напряжения на рентгеновской трубке 80 kV или 100 kV (Таблицы 30 и 31).

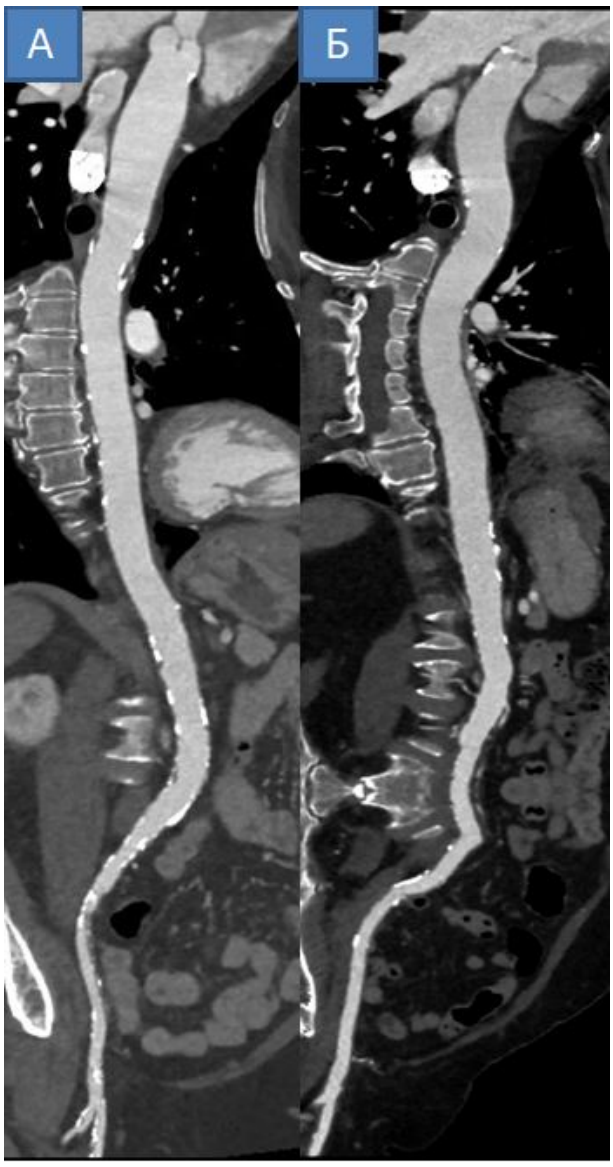


Рисунок 42 – КТ-аортография. Сравнение MPR реконструкций торакоабдоминальной аорты и проксимального подвздошно-бедренного сегмента, полученных с использованием протокола AKBA 2.0: **А** – напряжение на рентгеновской трубке 80 kV, ИМТ = 25,2 кг/м²; **Б** – напряжение на рентгеновской трубке 100 kV, ИМТ = 32,9 кг/м².

Таблица 30 – Сводная таблица входящих данных и параметров при выборе протоколов AKBA и AKBA 2.0 с напряжением рентгеновской трубки 80 kV

Показатель	*Группа*		*p*
	AKBA 80 kV (n = 23)	AKBA 2.0 80 kV (n = 28)	
Пол (м/ж)	12/11	14/14	0,88
Возраст, лет	54,5±18,98 (19–80)	64,57±14,78 (25–83)	0,028
ИМТ, кг/м²	25,1±2,5 (20,08–31,74)	24,08±4 (17,99–35,63)	0,652
CDTIvol, мГр	8,56±0,04 (8,46–8,67)* 3,74**	11,55±1,23 (9,38–14,59)* 3,72**	0,007
DLP, мГрхсм	403,7±57,95 (381,1–441,9)	380,6±27,5 (328,04–424,2)	0,008

Продолжение таблицы 30

Показатель	*Группа*		*p*
	АКВА 80 kV (n = 23)	АКВА 2.0 80 kV (n = 28)	
Е, мЗв	6,86±0,99 (6,48–7,51)	6,47±0,47 (5,58–7,21)	0,008
ВАП на уровне корня аорты, HU/SD, HU	474,3 [430–532]/25,2	494,9 [434,5–536,7]/22,5	0,6/0,55
ВАП на уровне перешейка аорты, HU/ SD, HU	428,4 [380–473]/26,4	429,5 [381,8–490]/19,6	0,8/0,38
ВАП на уровне бифуркации аорты, HU/SD, HU	471,7 [411–524]/25,7	484,4 [391,8–568,8]/24,7	0,61/0,78
Протяженность сканирования, мм	688,4±60,8 (557,25–832,375)	678,36±43,01 (621–750,625)	0,55
Время сканирования, сек	18,4±1,67 (15,47–21,08)	9,4±0,5 (8,7–10,32)	< 0,001
Объем КВ	100	80	0,05
Примечание – * – область, синхронизированная с ЭКГ, ** – область спирального сканирования			

Таблица 31– Сводная таблица входящих данных и параметров при выборе протоколов АКВА и АКВА 2.0 с напряжением рентгеновской трубки 100 kV

Показатель	*Группа*		*p*
	АКВА 100 kV (n = 30)	АКВА 2.0 100 kV (n = 14)	
Пол (м/ж)	19/11	12/2	0,12
Возраст, лет	63,7±10,7 (42–82)	62,07±11,0 (44–77)	0,66
ИМТ, кг/м²	31,6±4,1 (22,58–43,58)	31,92±4,2 (25,89–37,55)	0,84
CDTIvol, мГр	20,31±0,25 (19,5–21,2)* 9,16**	19,7±1,3 (18,5–24,8)* 9,13**	0,61
DLP, мГрхсм	1081,4±142 (866,84–1326,08)	649,9±122,3 (539,94–946,06)	< 0,001
Е, мЗв	18,38±2,41 (14,73–22,54)	11,04±2,08 (9,18–16,08)	< 0,001
ВАП на уровне корня аорты, HU/SD, HU	369 [351,4–473]/23,8	377 [321,4–453]/23,8	0,78/1
ВАП на уровне перешейка аорты, HU/ SD, HU	321 [287,3–367]/24,1	334 [289–372]/22,3	0,58/0,6
ВАП на уровне бифуркации аорты, HU/SD, HU	338 [275–390,7]/26,8	367 [291–410,8]/25,6	0,3/0,72
Протяженность сканирования, мм	758,9±82,5 (600,625–931,25)	750,98±65,4 (666,875–946,06)	0,76
Время сканирования, сек	18,7±1,42 (16,37–21,69)	10,24±0,9 (9,3–11,4)	< 0,001
Объем КВ	100	80	0,05
Примечание – * – область, синхронизированная с ЭКГ, ** – область спирального сканирования			

Отсутствие различия дозиметрических параметров в подгруппах АКВА 80 kV и АКВА 2.0 80 kV (403,7±57,95 мГрхсм, 6,86±0,99 м3в и 380,6±27,5 мГрхсм, 6,47±0,47 м3в соответственно при p = 0,008) демонстрирует правильно акцентированный подход к выбору протокола КТ-аортографии. Известно, что применение ретроспективной ЭКГ-синхронизации значительно увеличивает значение Е при КТ. В наших исследованиях удалось добиться модификации протоколов КТ-аортографии, при которых у пациентов с массой тела до 100 кг (ИМТ до 25,1±2,5 кг/м²) сохраняется соответствие необходимой протяженности исследования (688,4±60,8 мм) и уровня Е. При этом сравнение в подгруппах АКВА 80 kV и АКВА 2.0 80 kV продемонстрировало значимое укорочение времени исследования (9,4±0,5 сек, p < 0,001) при выборе трехзонного протокола АКВА 2 80 kV, что снизило объем вводимого КВ на 20%. Ключевыми факторами в данном случае выступают протяженность области ЭКГ-синхронизации и значения pitch.

При сравнении параметров в группах АКВА 100 kV и АКВА 2.0 100 kV обращает на себя внимание высокий ИМТ в сравниваемых подгруппах (31,6±4,1 кг/м² и 31,92±4,2 кг/м² соответственно, p = 0,84), это объясняет выбор повышенного значения напряжения на рентгеновской трубке – 100 kV. При этом при отсутствии значимой разницы по протяженности сканирования (p = 0,76), заметно различаются значения дозиметрических параметров (DLP = 1081,4±142 мГрхсм, E = 18,38±2,41 м3в при использовании АКВА 100 kV и DLP = 649,9±122,3 мГрхсм, E = 11,04±2,08 м3в – АКВА 2.0 100 kV, p < 0,001) и время сканирования (18,7±1,42 сек и 10,24±0,9 сек соответственно, p < 0,001). Таким образом, при одинаковом выборе повышенного напряжения на рентгеновской трубке 100 kV у пациентов с высоким значением ИМТ, в случаях с использованием модифицированного трехзонного протокола удается снизить значение эффективной дозы при исследованиях МСКТ-аортографии на 40%, а объем вводимого контрастного вещества на 20%.

В графическом представлении полученных моделей линейной регрессии при сравнении значений времени сканирования и дозиметрических параметров (DLP) соответствующих подгрупп АКВА 80 kV и АКВА 2.0 80 kV; АКВА 100 kV и

АКВА 2.0 100 kV (Рисунок 43) выявлена высокая зависимость r = 0,728 при p < 0,0001 и r = 0,972 при p < 0,001 соответственно.

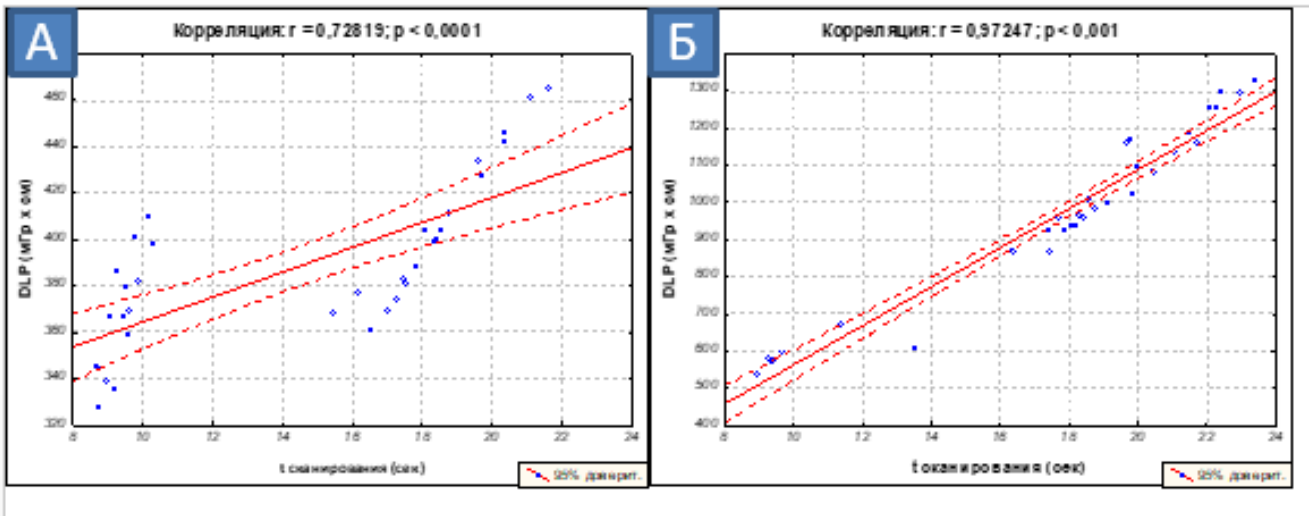


Рисунок 43 – Корреляционный анализ времени сканирования (сек) и значений DLP (мГр х см): **А** – при использовании протокола АКВА 80 и АКВА 2.0 80, r = 0,728, p < 0,0001; **Б** – при использовании протокола АКВА 100 и АКВА 2.0 100, r = 0,972, p < 0,001

В процессе выполнения очередного этапа работы нами были сопоставлены входящие значения и результаты параметров модификации протоколов «стандартной» КТ-аортографии и групп протоколов с ЭКГ-синхронизацией АКВА 2.0 при устанавливаемых значениях напряжения на рентгеновской трубке (Таблицы 32 и 33). В результате было отмечено, что при достаточном значении контрастности изображений (ВАП < 316 HU и ВАП < 429,5 HU, p > 0,07) и разной протяженностью исследования (598,58±39,9 мм и 678,36±43,01 мм, p < 0,001) в протоколах «стандартной» и АКВА 2.0 при 80 kV значения эффективной дозы в группе АКВА 2.0 80 kV снижается на 60%. При этом скорость КТ-аортографии сопоставима и не имеет достоверной разницы (9,47±0,99 сек и 9,4±0,5 сек, p = 0,592).

Унификация данных типов модифицированных КТ-протоколов заключается в расширении объема исследований аорты с ЭКГ-синхронизацией и использованием критериев ИМТ при алгоритме выбора напряжения рентгеновской трубки компьютерного томографа.

Таблица 32 – Сравнение входящих данных в протоколах AKBA 2.0 80 kV и стандартного протокола МСКТ-аортографии

Показатели	*Группа*		*Уровень значимости, p*
	AKBA 2.0 80 kV (n = 28)	Стандартный протокол (n = 38)	
Пол (м/ж)	14/14	22/16	0,52
Возраст, лет	64,57±14,78 (25–83)	54,97±13,7 (27–76)	0,01
Время сканирования, сек	9,4±0,5 (8,7–10,32)	9,47±0,99 (6,5–12,6)	0,592
Протяженность сканирования, мм	678,36±43,01 (621–750,625)	598,58±39,9 (502–753)	< 0,001
DLP, мГр*см	380,6±27,5 (328,04–424,2)	929,17±309,35 (478,5–1402)	< 0,001
E, мЗв	6,47±0,47 (5,58–7,21)	15,8±5,26 (8,13–23,8)	< 0,001
ВАП на уровне корня аорты, HU	494,9 [434,5–536,7]	316 [254–375]	0,07
ВАП на уровне перешейка аорты, HU	429,5 [381,8–490]	324 [258–373]	0,12
ВАП на уровне бифуркации аорты, HU	484,4 [391,8–568,8]	338,5 [263–371]	0,09
Объем КВ	80	100	0,05

Таблица 33 – Сравнение входящих данных в протоколах AKBA 2.0 100 kV и стандартного протокола КТ-аортографии

Показатели	*Группа*		*Уровень значимости, p*
	AKBA 2.0 100 kV (n = 14)	Стандартный протокол (n = 38)	
Пол (м/ж)	12/2	22/16	0,058
Возраст, лет	62,07±11,0 (44–77)	54,97±13,7 (27–76)	0,088
Время сканирования, сек	10,24±0,9 (9,3–11,4)	9,47±0,99 (6,5–12,6)	0,563
Протяженность сканирования, мм	750,98±65,4 (666,875–946,06)	598,58±39,9 (502–753)	< 0,001
DLP, мГр*см	649,9±122,3 (539,94–946,06)	929,17±309,35 (478,5–1402)	0,005
E, мЗв	11,04±2,08 (9,18–16,08)	15,8±5,26 (8,13–23,8)	0,005
ВАП на уровне корня аорты, HU	377 [321,4–453]	316 [254–375]	0,48
ВАП на уровне перешейка аорты, HU	334 [289–372]	324 [258–373]	0,6
ВАП на уровне бифуркации аорты, HU	367 [291–410,8]	338,5 [263–371]	0,54
Объем КВ	80	100	0,05

При сравнении представленных групп отсутствует достоверная разница во времени сканирования (p = 0,592), однако в группе пациентов, обследованных по

протоколу АКВА 2.0 80 kV, показатели эффективной дозы (Е) на 81,2% ниже, чем в группе пациентов со стандартным протоколом МСКТ-аортографии, и составляют DLP = 380,6±27,5 мГр×см, Е = 6,47±0,47 мЗв и 929,17±309,35 мГр×см, Е = 15,8±5,26 мЗв соответственно (p < 0,001). Кроме того, имеет место значимая разница в протяженности сканирования в группе АКВА 2.0 80 kV при сохранении сопоставимой и достаточной контрастности изображений в обеих группах. При этом объем вводимого КВ в подгруппе АКВА 2.0 80 kV снижен на 20%.

При анализе полученных данных значение Е на 30% ниже в группе исследований с применением модифицированного протокола «АКВА 2.0 100 kV» (Рисунок 44).

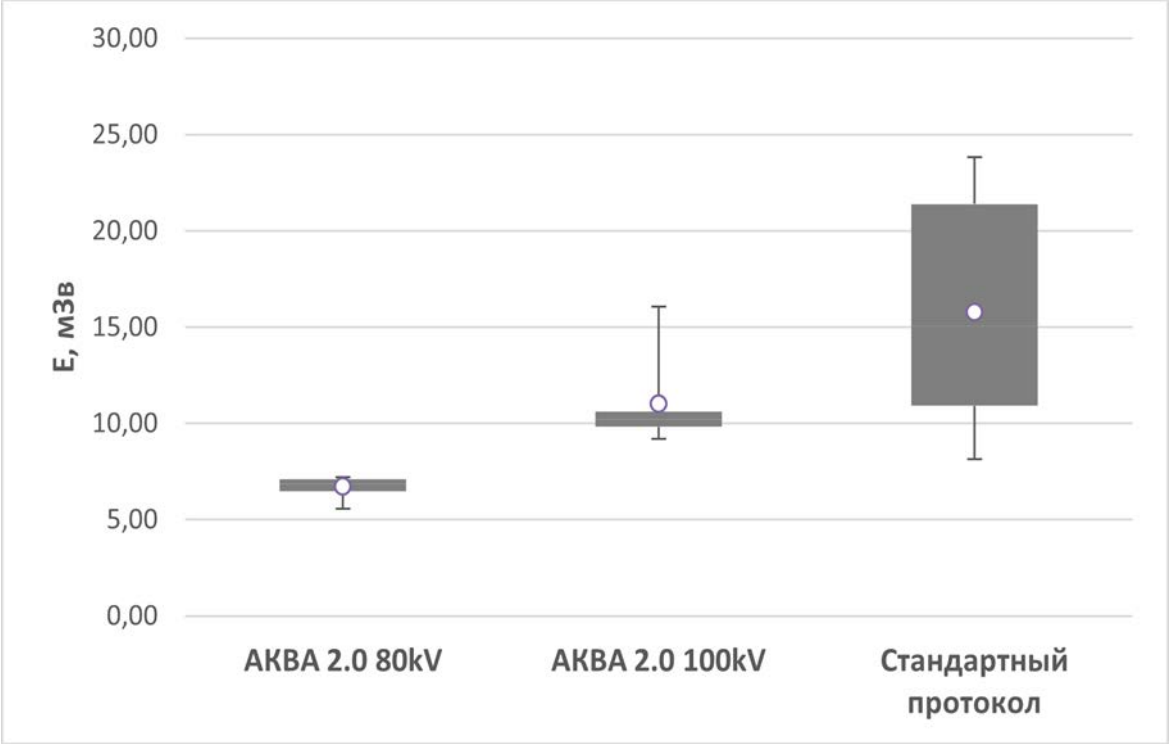


Рисунок 44 – Значение эффективной дозы (Е) при использовании протоколов АКВА 2.0 (80 kV и 100 kV) и стандартного протокола КТ-аортографии (n = 80), p = 0,005

При этом не было отмечено достоверной разницы во времени сканирования (p = 0,563) и в качестве полученных изображений (p = 0,48) при сравнении КТ-аортографии в группе без адаптации параметров сканирования. Однако протяженность всех сегментов исследования, а значит объем одновременно получаемой информации о состоянии аорты, была больше в группе АКВА 2.0 100 kV (750,98±65,4 мм против 598,58±39,9 мм, p < 0,001). Преимуществом применения кардиосинхро-

низированного протокола в отличии от стандартного является отсутствие двигательных артефактов на корне аорты и возможность ретроспективной реконструкции любой фазы сердечного цикла.

Таблица 34 – Сравнение данных пациентов, обследованных по протоколу AKBA 2.0 (80 kV и 100 kV) и «свехбыстрой» Flash Scan

Показатель	*Группа*			*p*	*p*
	1. Flash 1,7 (n = 46)	2. Flash 3,2 (n = 93)	3. Стандартный протокол (n = 38)	1 и 3	2 и 3
Пол (м/ж)	35/11	14/14	12/2	0,14	< 0,001
Возраст, лет	56,7±10,7 (32–75)	64,57±14,78 (25–83)	62,07±11,0 (44–77)	0,02	0,54
ИМТ, кг/м²	25,81±4,13 (18,3–31,3)	24,08±4 (17,99–35,63)	31,92±4,2 (25,89–37,55)	0,63	< 0,001
DLP, мГрхсм	282,28±116,35 (142,5–536)	380,6±27,5 328,04–424,2)	649,9±122,3 (539,94–946,06)	< 0,001	< 0,001
Е, м3в	4,8±1,98 (2,42–9,1)	6,47±0,47 (5,58–7,21)	11,04±2,08 (9,18–16,08)	< 0,001	< 0,001
Протяженность сканирования, мм	611,84±57,1 (507,6–790)	678,36±43,01 (621–750,625)	750,98±65,4 (666,875–946,06)	< 0,001	< 0,001
Время сканирования, сек	1,94±0,15 (1,64–2,14)	9,4±0,5 (8,7–10,32)	10,24±0,9 (9,3–11,4)	< 0,001	< 0,001
ВАП на уровне корня аорты, HU	308 [221–383]	494,9 [434,5–536,7]	377 [321,4–453]	0,68	0,57
ВАП на уровне перешейка аорты, HU	302,3 [218–370]	429,5 [381,8–490]	334 [289–372]	0,56	0,62
ВАП на уровне бифуркации аорты, HU	300 [238–365]	484,4 [391,8–568,8]	367 [291–410,8]	0,51	0,53
Объем КВ	60	80	80	0,05	0,05

При сравнении «сверхбыстрой» КТ-аортографии с протоколами в модификации AKBA 2.0 (80kV и 100kV) (Таблица 34) отмечалось существенно низкая лучевая нагрузка в группе с использованием протокола «сверхбыстрой» КТ-аортографии (4,8±1,98 м3в, 6,47±0,47 м3в и 11,04±2,08 м3в, $p < 0,001$) (Рисунок 45). Значимое отличие в протяженности сканирования между группами (611,84±57,1 мм, 678,36±43,01 мм и 750,98±65,4 мм соответственно при $p < 0,001$) трактуются унифицированными требованиями обследования пациентов с патологией корня аорты, в том числе перед TAVI. Из-за технологии получения данных при Flash Scan время сканирования «сверхбыстрого» протокола КТ-аортографии почти в 5 раз ниже

(1,94±0,15сек, 9,4±0,5 сек и 10,24±0,9 сек, p < 0,001). Поэтому применение протоколов «сверхбыстрой» КТ-аортографии позволяет снизить объем вводимого КВ на 20%. При анализе сопоставления критерия ИМТ отмечается следующее, что использование «сверхбыстрой» КТ-аортографии снижает значение эффективной дозы (Е) на 25% у пациентов со средним ИМТ 25±5 кг/м² и на 56% – с ИМТ > 30 кг/м², при этом изображения корня аорты остаются без артефактов даже в отсутствии ЭКГ-синхронизации.

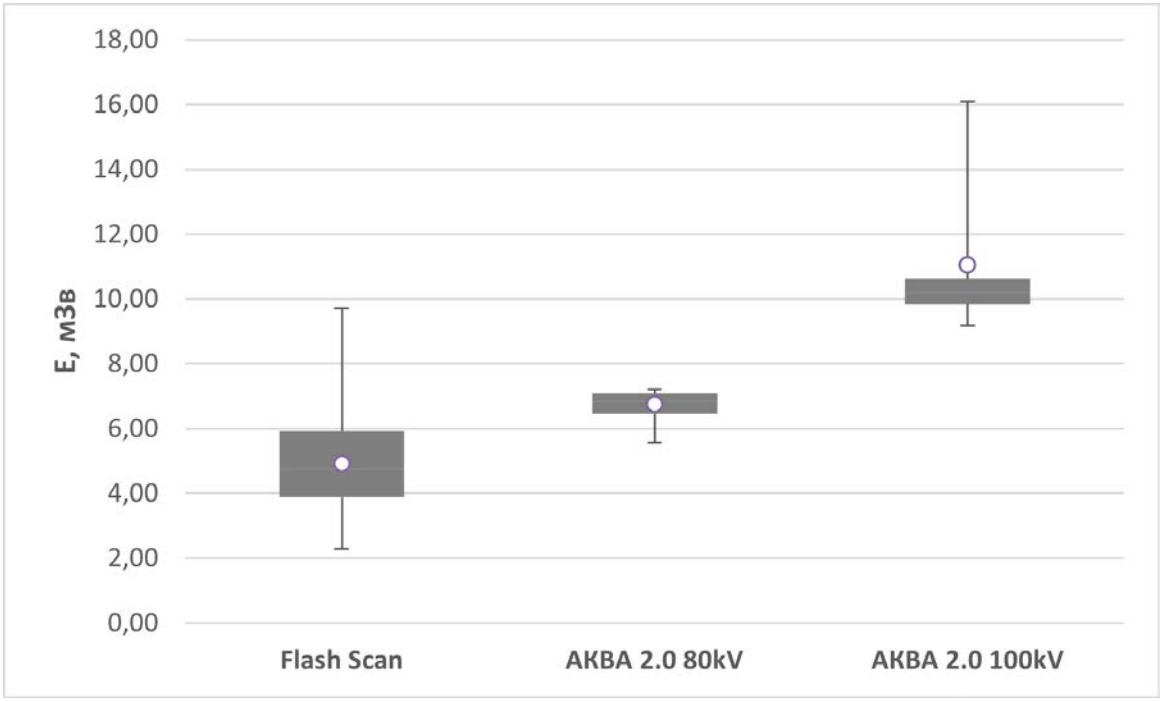


Рисунок 45 – Значение эффективной дозы (Е) при использовании протоколов с кардиосинхронизацией AKBA 2.0 (80 kV и 100 kV) и «сверхбыстрой» МСКТ-аортографии (n = 88) при p < 0,001

Представим несколько клинических примеров необходимости применения протоколов МСКТ-ангиографии аорты с кардиосинхронизацией.

Пациентка П., 64 лет проходила динамическое наблюдение в связи с выявленной интрамуральной гематомой тип А и В двукратно в течение 3 месяцев (Рисунок 46). В динамике отмечено уменьшение размеров гематомы.

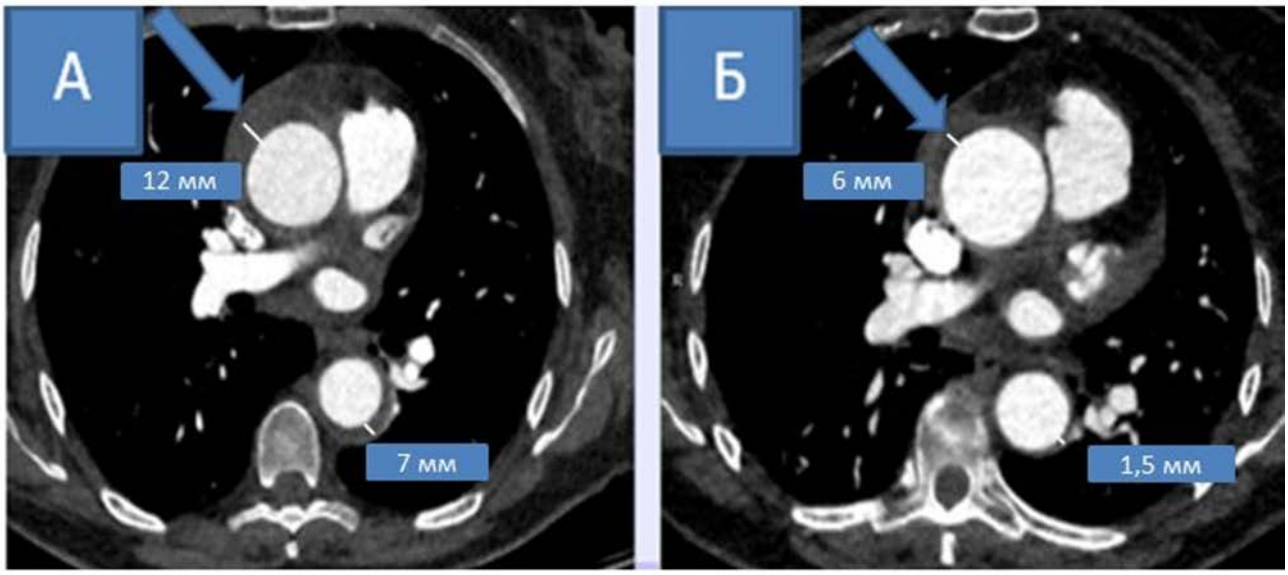


Рисунок 46 – КТ-аортография с ЭКГ-синхронизацией (AKBA 2.0 100kV). Отмечается уменьшение размеров интрамуральной гематомы в динамике (указано стрелкой). **А** – август 2021г, **Б** – октябрь 2021г. ИМТ = 25,71 кг/м², протяженность исследования – 684,5 мм, время сканирования – 16,54 сек, DLP = 668,12 мГрхсм, Е = 11,35 м3в. Объем КВ 100 мл

В большинстве случаев КТ-аортография с ЭКГ-синхронизацией выполняется на дооперационном этапе, однако в некоторых случаях ее выполнение необходимо для оценки осложнений после хирургической коррекции.

Пациент Ш., 49 лет поступил в РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского в экстренном порядке с жалобами на выраженную одышку при минимальных физических нагрузках, сухой кашель, отеки нижних конечностей, понижение артериального давления до 100/50 мм рт.ст. Из анамнеза, в 2000г. выполнено протезирование АК механическим протезом Carbonyx по поводу аортального стеноза. В 2018г. в плановом порядке выполнена КТ-аортография, по данным которой выявлена АВА. В этом же году пациент был прооперирован в объеме протезирования АК и восходящей аорты клапансодержащим протезом по методике Bentall-DeBono в модификации Kouchoukos. Через 3 года при госпитализации по данным ТТ Эхо-КГ в позиции восходящей аорты визуализируется клапансодержащий кондуит и наличие парапротезной фистулы в проекции аорто-митрально контакта. Сообщение между полостью левого желудочка и парапротезным пространством восходящей аорты размером 17 мм × 11 мм. Дистальный анастомоз четко не дифференцируется. С диагнозом: Парапротезная фистула. Аортальная и митральная недостаточность 2-3-й

ст. Выраженная дилатация левого желудочка и левого предсердия. Трикуспидальная недостаточность 1-2-й ст. Двусторонний гидроторакс. Пациенту выполнена МСКТ-аортография по протоколу АКВА 100 kV (Рисунок 47).

Рисунок 47 –КТ-аортография с ЭКГ-синхронизацией (АКВА 100 kV). Отрыв с дислокацией клапансодержащего протеза восходящей аорты, с формированием парапротезной фистулы и полости ложной аневризмы. Белой стрелкой обозначено расширенное парапротезное пространство, красной стрелкой – дислокация протеза. ИМТ = 24,98 кг/м², протяженность исследования – 761,375 мм, время сканирования – 20,14 сек, DLP = 1081,95 мГрхсм, E = 18,39 м3в.

В результате КТ-аортографии отмечена дислокация протеза аортального клапана на 20 мм выше уровня ФК АК, контрастирование циркулярно расширенного парапротезного пространства, общий диаметр аорты 68 мм × 44 мм, по задней стенке сформирована полость ложной аневризмы 23 мм × 44 мм. Коронарные артерии проливаются от протеза. От уровня дистального анастомоза протеза отмечено расслоение торакоабдоминальной аорты с распространением на устье брахиоцефального ствола, дистальная фенестрация в инфраренальной аорте. ЗАКЛЮЧЕНИЕ: КТ-картина отрыва клапансодержащего кондуита восходящей аорты, с формированием парапротезной фистулы и полости ложной аневризмы на фоне бактериального эндокардита. Расслоение дуги аорты и нисходящей аорты. Двусторонняя нижнедолевая пневмония, двусторонний гидроторакс. Интраоперационно ЧП-ЭхоКГ подтверждает отсутствие фиксации протеза восходящей аорты и его локализация в парапротезном пространстве.

В условиях РНЦХ им. акад. Б. В. Петровского пациент прооперирован. Объем операции: протезирование митрального клапана механическим клапаном SJM Master 31 мм. Пластика трикуспидального клапана по Batista. Удаление клапан-содержащего кондуита из восходящей аорты.

Протезирование корня, восходящей аорты и дуги аорты гомографтом по методике Bentall-DeBono в модификации Kouchoukos.

Протезирование нисходящей грудной аорты синтетическим протезом Polythese IC 26 мм по методике Borst. Наложение фистулы Cabrol.

Послеоперационный период протекал гладко. При контрольной КТ-аортографии гомографт в правильной позиции, контрастируется гомогенно, без данных за дисфункцию сосудистых анастомозов.

Дистальное расслоение нисходящей аорты от уровня дистального анастомоза протеза с фенестрацией в инфраренальном отделе брюшной аорты. Торакоабдоминальная аорта не расширена (Рисунок 48).

Рисунок 48 – КТ-аортография с ЭКГ-синхронизацией (AKBA 2.0 100 kV). Состояние после повторной операции. Аортальный гомографт в правильной позиции, контрастируется без дефектов. ИМТ = 24,98 кг/м², протяженность исследования – 751,875 мм, время сканирования – 9,68 сек, DLP = 668,12 мГрхсм, E = 11,4 м3в. Объем КВ 80 мл

Динамический контроль был выполнен с использованием протокола AKBA 2.0 100 kV, демонстрируя возможность прогрессивного снижения лучевой и йодной нагрузки при применении трехзонного протокола сканирования (AKBA 2.0) соответственно на 38% и 20%.

Применение оптимизированных протоколов КТ-аортографии в качестве динамического и послеоперационного наблюдения позволяет выявить не только детали патологических изменений аорты, необходимых для принятия решения на дооперационном этапе, но оценить характер изменений в динамике, а также выявить осложнения заболевания или течения послеоперационного периода в условии низкого риска исследования.

С учетом анализа полученных данных использованных в работе протоколов МСКТ исследования аорты и согласно сформулированным результатам работы, нами предложен следующий алгоритм выбора протокола КТ-аортографии (Рисунок 49).

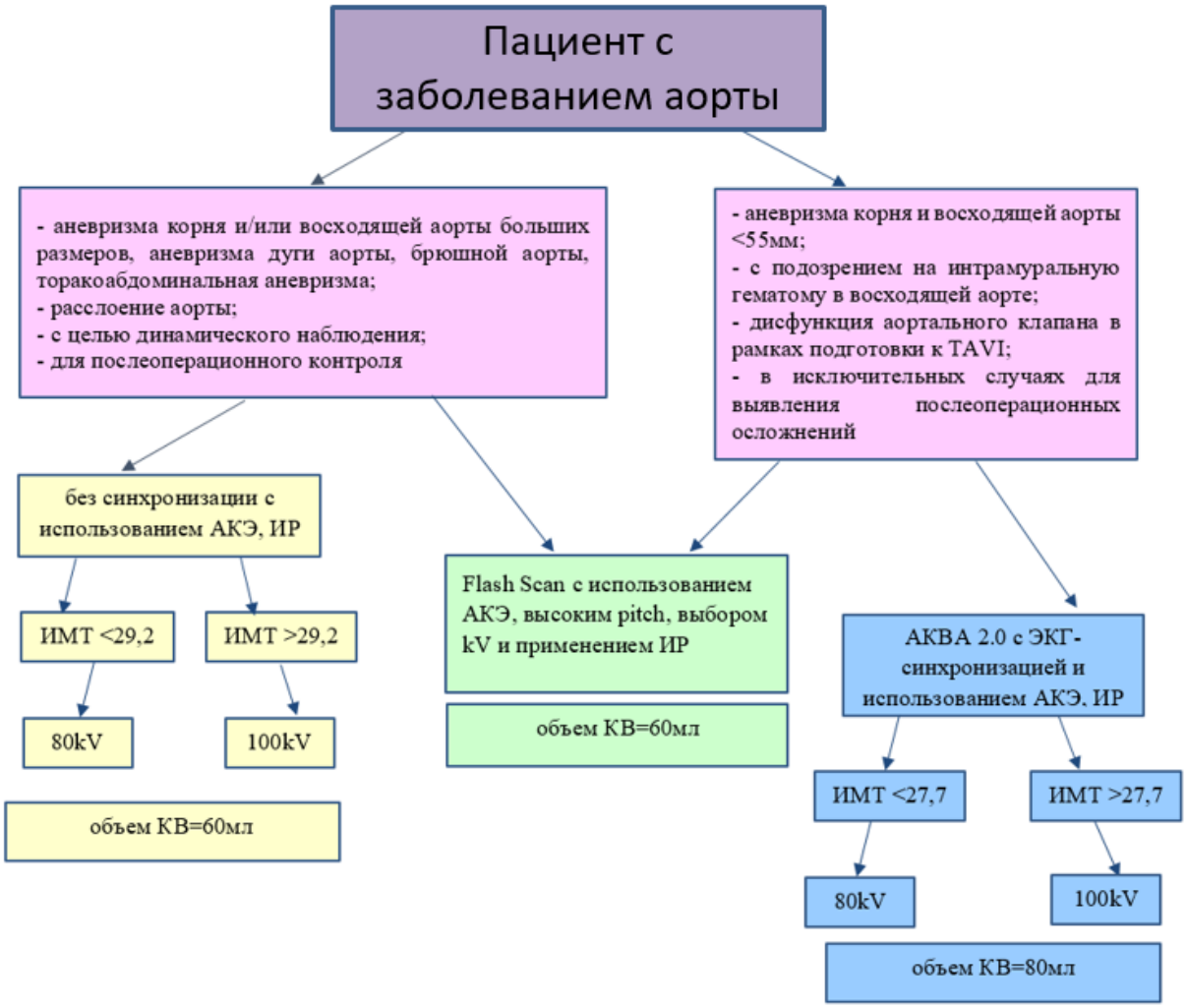


Рисунок 49 – Алгоритм выбора протокола КТ-аортографии и ее параметров с учетом диагностических задач и ИМТ пациента

3.5. Критерии ИМТ, ЧСС и анализ межоператорской воспроизводимости при выборе модификаций протоколов КТ-ангиографии без ЭКГ-синхронизации и в модификации АКВА и АКВА 2.0

Значения ИМТ, превышающие > 25 кг/м² отмечено у 210 (56%) пациентов во всех группах выполненных исследований аорты. Проведенный ROC-анализ (Рисунок 50) продемонстрировал наибольшую площадь под кривой, соответствующую пороговым значениям выбора напряжения на рентгеновской трубке 80 kV и 100 kV для протоколов без ЭКГ синхронизации и АКВА 2.0 при значениях чувствительности (71% и 88%) и специфичности (89% и 95%) соответственно.

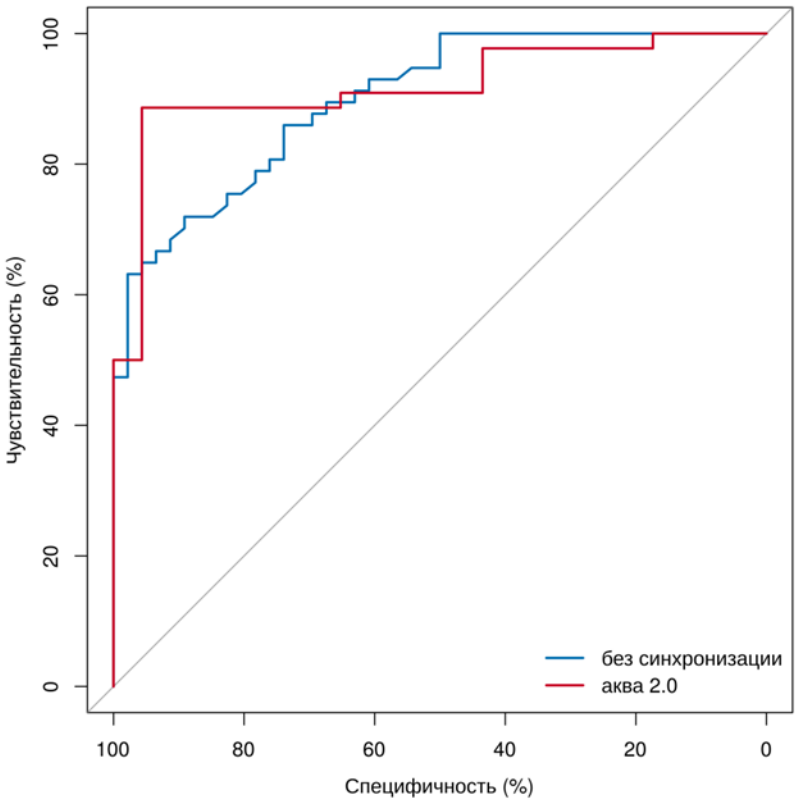


Рисунок 50 – Roc-кривая, демонстрирующая влияние ИМТ на выбор значения напряжения рентгеновской трубки, при использовании протоколов без ЭКГ-синхронизации и АКВА 2.0

При использовании протокола без ЭКГ-синхронизации пороговое значение ИМТ, при котором показатели чувствительности и специфичности равны 71,9% и 89,1% соответственно, составляет 29,2 кг/м². Таким образом, при ИМТ < 29,2 кг/м² для соблюдения необходимого соответствия контрастности изображений рекомендуемое напряжение рентгеновской трубки будет 80 kV; при ИМТ > 29,2 кг/м² – 100 kV.

При проведении КТ-аортографии по протоколу АКВА 2.0 пороговое значение ИМТ равно 27,7 кг/м². При ИМТ < 27,7 кг/м² стоит выбирать напряжение рентгеновской трубки 80 kV; при ИМТ > 27,7 кг/м² – 100 kV (Таблица 35).

Таблица 35 – Результаты ROC-анализа (AUC) и анализа точности, чувствительности и специфичности влияние ИМТ на выбор значения напряжения рентгеновской трубки, p < 0,0001

Группа	*AUC*	*Порог*	*Точность*	*Чувствительность*	*Специфичность*
Без синхронизации	0,90 [0,84; 0,96]	29,2	79,6 [70,5; 86,9]	71,9 [58,5; 83,0]	89,1 [76,4; 96,4]
АКВА 2,0	0,92 [0,85; 0,99]	27,7	91,0 [81,5; 96,6]	88,6 [75,4; 96,2]	95,7 [78,1; 99,9]

При ИМТ = 29,2 кг/м² и использовании протоколов без ЭКГ-синхронизации достигалась чувствительность равная 71,9% и специфичность 89,1% (площадь под кривой 0,9 свидетельствовала о высокой значимости теста, p < 0,0001).

У протокола (AKBA 2.0) при ИМТ = 27,7 кг/м² чувствительность и специфичность составляли 88,6% и 95,7% (площадь под кривой 0,92, p < 0,0001). Это значит, что порог ИМТ при исследованиях без ЭКГ-синхронизации оказывается выше.

Кроме того, в ходе исследования было определено оптимальное пороговое значение ЧСС, при котором диагностическая ценность КТ-аортографии с ЭКГ-синхронизацией, является максимальной (Рисунок 51).

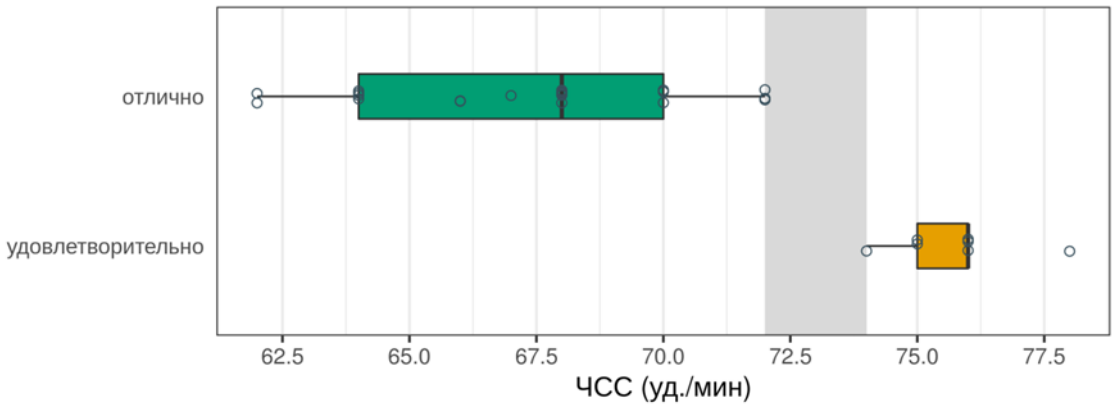


Рисунок 51 – Обозначено пороговое значение ЧСС (73 уд. в мин.), при котором сохраняется диагностическая ценность КТ-аортографии. Серым цветом выделена область разделения ЧСС

При пороговом значении ЧСС < 73 ударов в минуту и использовании протоколов AKBA 2.0 ухудшения качества изображений не наблюдалось, при этом чувствительность и специфичность составляли 50% и 100% соответственно (Таблица 36).

Таблица 36 – Результаты анализа точности, чувствительности и специфичности влияния ЧСС на качество получаемых изображений, p < 0,0001

AUC	*Порог*	*Точность*	*Чувствительность*	*Специфичность*
1,00 [1,00; 1,00]	73,0	66,7 [9,4; 99,2]	50,0 [1,3; 98,7]	100,0 [2,5; 100,0]

Оценка качества и диагностической ценности изображений при определении количественных параметров аорты была проведена тремя врачами-рентгенологами с разным стажем работы. На заданных уровнях согласно протоколу описания при постобработке полученных данных собраны все результаты измерений и выполнен

анализ межоператорской воспроизводимости (Таблица 37).

Таблица 37 – Коэффициенты внутриклассовой корреляции 2-го типа с соответствующими 95%-ми доверительными интервалами при проведении анализа межоператорской воспроизводимости, $p < 0,0001$

Показатель	*Результаты*
ФК АК	0,804 [0,441; 0,940]
Синусы Вальсальвы	0,957 [0,625; 0,989]
Восходящая аорта	0,980 [0,940; 0,993]
Дуга аорты	0,956 [0,872; 0,986]
Перешеек аорты	0,956 [0,872; 0,986]
Нисходящая аорта на уровне бифуркации трахеи	0,937 [0,820; 0,979]
Аорта на уровне чревного ствола	0,990 [0,923; 0,997]
Бифуркация аорты	0,966 [0,847; 0,990]

При анализе результатов получены высокие показатели межоператорской воспроизводимости, в среднем 0,934 ($p < 0,0001$). В общей интерпретации данных наибольшая разница наблюдалась в измерении ФК АК (0,804, $p < 0,0001$). Вероятнее всего, это определяется анатомической формой (овальной) фиброзного кольца, поэтому для получения более точных результатов, следует производить измерение площади или периметра ФК.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Благодаря широкой доступности, высокой разрешающей способности, быстроте выполнения и большому спектру диагностических преимуществ КТ-ангиография аорты занимает центральное место в выявлении всех патологических изменений аорты. Ежегодно количество проводимых исследований растет. Однако высокие показатели эффективной дозы при проведении КТ-аортографии и необходимость внутривенного введения больших доз йодсодержащего контрастного препарата до сих пор являются актуальной проблемой.

Стратегия снижения лучевой нагрузки на пациента включает несколько основных направлений. Важное значение имеет правильное позиционирование пациента и выбор оптимального протокола исследования согласно поставленным диагностическим задачам. При этом технические параметры сканирования должны быть оптимизированы с целью получения изображения высокого качества при максимально низкой лучевой нагрузке. Так, модуляция силы тока с использованием автоматического контроля экспозиции и напряжение рентгеновской трубки должны модифицироваться индивидуально с учетом антропометрических параметров пациента. Сканирование с высоким значением pitch и оптимальной силой тока рентгеновской трубки улучшает временное разрешение, тем самым одновременно снижая лучевую и йодную нагрузку на пациента с сохранением хорошего качества получаемых изображений. Итеративная реконструкция является дополнительным инструментом, позволяющим использовать низкодозовые протоколы без снижения качества визуализации.

Уменьшение объема вводимого КВ ведет к снижению йодной нагрузки, тем самым уменьшая риск развития ПК-ОПП. Однако важен комплексный подход к решению проблемы с учетом особенностей пациента, технических параметров сканирования и поставленных диагностических задач.

В литературе встречается мало работ, посвященных одновременному снижению лучевой и йодной нагрузки при выполнении КТ аорты.

Целью данной работы явилась оптимизация протоколов КТ-ангиографии аорты в условиях низкой лучевой и йодной нагрузки для диагностики и динамического наблюдения пациентов с заболеваниями аорты до и после лечения.

Описаны результаты КТ-аортографии 375 пациентов, проходивших обследование и лечение в ФГБНУ «РНЦХ им. акад. акад. Б. В. Петровского» в период с 2017 г. по 2021 г.

На первом этапе был произведен ретроспективный анализ данных КТ-аортографии, выполненной по стандартной методике. При анализе данных получены высокие показатели лучевой и йодной нагрузки, значение эффективной дозы составляло 15,8±5,26 м3в, объем вводимого КВ – 100 мл. В связи с чем возникла необходимость модифицировать протоколы сканирования.

Согласно данным литературы многие исследователи включают в протокол КТ-аортографии нативную фазу для оценки топографии и размеров аорты, состояния стенки аорты и парааортального пространства. Нами принято решение отказаться от выполнения нативной фазы ввиду малой информативности и неоправданного повышения за счет нее лучевой нагрузки. Сбор данных производился в артериальную фазу контрастирования, дополнительная фаза сканирования добавлена в группе пациентов после эндоваскулярных вмешательств для исключения эндоликов, оценки состояния дистального анастомоза и ложного канала.

Для диагностики аневризм и расслоения аорты, в рамках динамического наблюдения рекомендовано выполнение КТ-аортографии без кардиосинхронизации. Выбор значения показателя напряжения рентгеновской трубки (80 kV/100 kV) с учетом антропометрических параметров пациентов позволяет значительно снизить лучевую нагрузку. Обоснованная показателем DLP корреляционная связь установлена со значениями ИМТ обследованных ($r = 0,652$ при $p < 0,01$). При проведении ROC-анализа определено пороговое значение ИМТ (29,2 кг/м²), с учетом которого рекомендован выбор напряжения рентгеновской трубки. Кроме того, имеет место сильная взаимосвязь между показателями скоростью сканирования и лучевой нагрузкой ($r = 0,87$ при $p < 0,01$). В связи с этим при сравнении данных

модифицированного протокола без кардиосинхронизации со стандартным протоколом получено снижение Е в группе 80 kV на 81,2%, в группе 100 kV на 60%, снижение объема КВ на 40% при использовании инструментов оптимизации.

Необходимо использование модифицированных протоколов КТ-аортографии с целью выявления ранних и поздних послеоперационных осложнений, для оценки и динамического контроля результатов оперативного лечения. При этом не наблюдается значительного увеличения лучевой нагрузки, объем КВ остается прежним. Так, у пациентов с высоким ИМТ (100 kV) и захватом всех сегментов торакоабдоминальной аорты самое высокое значение Е несколько превышало 15 мЗв. При применении бифазных модифицированных протоколов без ЭКГ-синхронизации не происходит существенного увеличения суммарной Е, что было подтверждено рядом наблюдений.

При динамических КТ-исследованиях у пациентов двукратно в течение 12 месяцев суммарная годовая лучевая нагрузка после эндоваскулярного или гибридного вмешательства составляла 10,77 мЗв – 16,2 мЗв при 80kV и 22,8 мЗв – 27 мЗв при 100 kV.

Опыт применения «сверхбыстрой» КТ-аортографии на компьютерном томографе с двумя источниками рентгеновского излучения показал ряд преимуществ этой методики. Высокая временная разрешающая способность (1,93±0,16 сек) позволяет без использования ЭКГ-синхронизации получать объективные данные о состоянии корня аорты и коронарных артерий. Значение pitch в этой группе пациентов составляло 1.7 и 3.2. При ретроспективном анализе нами не было учтено, что при увеличении pitch с целью снижения лучевой нагрузки, автоматически увеличивается напряжение рентгеновской трубки (до 120 kV) для сохранения высокого качества изображения. В связи с этим мы не получили должного снижения лучевой нагрузки при сканировании с высоким pitch. Тем не менее, значения Е составляли 4,8±1,98 мЗв и 5,07±2,19 мЗв соответственно. Объем вводимого КВ удалось снизить до 60 мл. В сравнении со стандартным протоколом сканирования лучевая нагрузка в группе «сверхбыстрой» КТ-аортографии снижена на 68%, а объем КВ

на 40% при отсутствии достоверной разницы во времени и протяженности сканирования при сохранении высокого качества изображений.

«Сверхбыстрая» КТ-аортография без использования ЭКГ-синхронизации в сравнении с ЧП-ЭхоКГ обладает высокими показатели чувствительности и специфичности метода, при оценке размеров восходящей аорты 100% и 92,3% соответственно. Полученные результаты сопоставимы с данными зарубежных коллег (Hartnell GG, 2001; Knobelsdorff-Brenkenhoff F. et al., 2014; A. Sentz, 2015; E. Di Cesare et al., 2016).

Отсутствие двигательных артефактов на изображениях с ЭКГ-синхронизацией от структур корня аорты объясняет необходимость использования именно этой методики КТ-аортографии для количественной оценки корня и восходящей аорты перед выполнением хирургической коррекции (в т.ч. перед TAVI). Нами предложено использование трехзонного протокола сканирования (АКВА 2.0) с сокращением кардиосинхронизированной области до границ сердца и модификацией значения напряжения рентгеновской трубки. Рекомендуемое пороговое значение ИМТ составляет 27,7 кг/м². На качество получаемых данных влияет ЧСС. Так, при ЧСС < 73 ударов в минуту и использовании протоколов АКВА 2.0 ухудшения качества изображений не наблюдалось, при этом чувствительность и специфичность составляли 50% и 100% соответственно.

В подгруппах АКВА 2.0 отмечено значимое уменьшение времени исследования (9,4±0,5 сек и 10,24±0,9 сек), что позволило снизить объем вводимого КВ на 20%. Ключевыми факторами в данном случае выступают протяженность области ЭКГ-синхронизации и значения pitch. В группе же АКВА 2.0 100 kV с учетом высокого ИМТ удалось снизить значение эффективной дозы при исследованиях МСКТ-аортографии на 40%.

При сравнении протокола АКВА 2.0 (80 kV и 100 kV) со «сверхбыстрой» МСКТ-аортографией получены данные о снижении лучевой нагрузки на 25% и 56% соответственно в пользу последней, объем КВ снижен на 20%.

В нашем исследовании более 90% исследований были отмечены наивысшей оценкой по шкале визуального анализа качества и диагностической ценности изображений, что было подтверждено высокими уровнями ВАП и SD < 30HU.

Таким образом, оптимизированные протоколы со сниженной лучевой и йодной нагрузкой позволяют выявлять все патологические изменения при сохранении высокой диагностической ценности изображений и сопровождаются меньшими рисками в сравнении со стандартными методиками.

ВЫВОДЫ

1. Оптимизация протоколов мультиспиральной компьютерной томографии аорты, в результате которой все сегменты аорты включены в протяженность исследований, адаптивная итеративная реконструкция исключает потерю качества изображения, а выбор напряжения на рентгеновской трубке определяется пороговым значением индекса массы тела 27,7 кг/м² и 29,2 кг/м², позволяет расширить область использования низкодозных исследований для диагностики и динамического наблюдения при заболеваниях аорты до и после лечения.

2. Разработанные протоколы мультиспиральной компьютерной томографии АКВА и АКВА 2.0 в сравнении с протоколами без адаптации параметров позволяют снизить эффективную дозу на 60% и 81,2%, а объем вводимого контрастного вещества максимально на 20% и 40% соответственно при применении или без ЭКГ-синхронизации.

3. Разработанные низкодозные протоколы мультиспиральной компьютерной томографии аорты позволяют с меньшим риском осуществлять регулярное динамическое наблюдение пациентов после хирургического лечения заболеваний аорты со значительным (до 81%) снижением лучевой и йодной (до 40%) нагрузки и высокой межоператорской воспроизводимостью 0,943 ($p < 0,0001$) результатов исследования.

4. Чувствительность, специфичность и точность «сверхбыстрой» мультиспиральной компьютерной томографии аорты в определении патологических изменений аорты составляет 90,7%, 95,8% и 95% соответственно. Низкие значения эффективной дозы (до 4,8мЗв) за исследование демонстрируют не только высокую диагностическую эффективность, но и позволяют комплексно получать исчерпывающий объем информации о состоянии аорты для планирования объема и послеоперационного контроля за результатами лечения.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При решении всего спектра клинических задач, как первичной диагностики, так и динамического контроля за результатами лечения заболеваний аорты рекомендовано применять алгоритм персонифицированного выбора протоколов КТ-аортографии.

2. Выбор протокола проведения КТ-аортографии должен осуществляться с учетом антропометрических данных пациента (ИМТ), поставленных диагностических задач и индивидуальном подборе технических параметров сканирования согласно предложенному алгоритму. Пороговое значение ИМТ для выбора напряжения рентгеновской трубки при КТ-аортографии без синхронизации с ЭКГ составляет 29,2 кг/м², при кардиосинхронизированном исследовании – 27,7 кг/м².

3. При обследовании пациентов с заболеваниями аорты достаточно использовать только модифицированные протоколы КТ-аортографии без ЭКГ-синхронизации и комбинированные протоколы типа АКВА 2.0, а также «сверхбыструю» мультиспиральную компьютерную томографию аорты с высокими значениями pitch.

4. При динамическом наблюдении для оценки результатов лечения рекомендовано проведение мультиспиральной компьютерной томографии аорты без ЭКГ-синхронизации или «сверхбыстрой» мультиспиральной компьютерной томографии. При выявлении патологических изменений с вовлечением структур корня и восходящей аорты требуется использование модифицированных протоколов с ЭКГ-синхронизацией типа АКВА 2.0.

5. Проведение КТ-аортографии с использованием протокола типа АКВА 2.0 рекомендовано с пороговым значением ЧСС до 73 ударов в минуту для сохранения высокой диагностической ценности изображений.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

АБА	аневризма брюшной аорты
АВА	аневризма восходящей аорты
АКВА	аортальный клапан, вся аорта
АКЭ	автоматический контроль экспозиции
АТАА	аневризма торакоабдоминальной аорты
ВАП	внутриаортальная плотность
ИМТ	индекс массы тела
ИР	итерактивная реконструкция
КВ	контрастное вещество
ПК-ОПП	постконтрастное острое повреждение почек
КТ	компьютерная томография
ППТ	площадь поверхности тела
РА	расслоение аорты
РКТ	рентгеновская компьютерная томография
ТТ Эхо-КГ	трансторакальная эхокардиография
УЗИ	ультразвуковое исследование
ФК АК	фиброзное кольцо аортального клапана
ЧП Эхо-КГ	чреспищеводная эхокардиография
ЧСС	частота сердечных сокращений
ASiR	адаптивная статистическая итеративная реконструкция
CTDI	компьютерно-томографический индекс дозы
DLP	произведение дозы на длину
E	эффективная доза
FBP	фильтрованная обратная проекция
Flash Scan	протокол «сверхбыстрого» сканирования
MPR	мультипланарная реконструкция
ROI	область интереса
SD	стандартное отклонение плотности
TAVI	транскатетерная имплантация аортального клапана

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абугов, С. А. Эндопротезирование при гибридных и этапных операциях на аорте / С. А. Абугов, Р. С. Поляков, Э. Р. Чарчян [и др.] // Кардиология и сердечно-сосудистая хирургия. – 2018. – № 11 (6). – С. 38–44.

2. Вишнякова, М. В. Мультиспиральная компьютерная томография в диагностике осложненного течения аневризм аорты : дис. ... канд. мед. наук : 14.01.2013 / Вишнякова Марина Валентиновна. – М., 2013. – 164 с.

3. Вишнякова, М. В. Мультиспиральная компьютерная томография в оценке аневризм аорты. Учебное пособие / М. В. Вишнякова, М. В. Вишнякова, Р. Н. Ларьков [и др.]. – М., 2021.

4. Кондратьев, Е. В. Низкодозовая КТ-ангиография аорты и периферических артерий: эффекты алгоритма итеративной реконструкции на качество получаемых изображений / Е. В. Кондратьев, Г. Г. Кармазановский, В. С. Широков [и др.] // Медицинская визуализация. – 2013. – № 5. – С. 11–22.

5. Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований. Методические указания МУ 2.6.1.2944–11. – С. 74–100.

6. Малахова, М. В. Диагностика отрыва клапаносодержащего кондуита восходящего отдела аорты и его успешное хирургическое лечение / М. В. Малахова, Е. А., Прохорова А. С. Куличкин [и др.]. – DOI 10.20862/0042-4676-2021-102-6-383-389 // Вестник рентгенологии и радиологии. – 2021. – № 102 (6). – С. 383–389.

7. Методические рекомендации № 42 «Особенности применения контрастных препаратов в лучевой диагностике» / ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗМ г. Москвы». – М., 2019.

8. Покровский, А. В. Заболевания аорты и ее ветвей / А. В. Покровский. – М., 1979.

9. Рекомендации по диагностике и лечению заболеваний аорты. – М., 2017.

10. Синицын, В. Е. Нефротоксичность рентгеноконтрастных средств (Комментарии редакции к статье Ю. А. Поляева и соавт.) / В. Е. Синицын // Медицинская визуализация. – 2003. – № 4. – С. 135–137.

11. Синицын, В. Е. Роль КТ-ангиографии коронарных артерий с практической точки зрения: где мы находимся сегодня? / В. Е. Синицын, С. К. Терновой // Креативная кардиология. – 2007. – № 1–2. – С. 25–31.

12. Синицын, В. Е. Контраст-индуцированное острое почечное повреждение: современное состояние вопроса / В. Е. Синицын, Д. А. Филатова, Е. А. Мершина. – DOI 10.24835/10.24835/ 1607-0763-1088 // Медицинская визуализация. – 2022. – № 26 (1). – С. 27–39.

13. Спиридонов, А. А. О классификации аневризм аорты и периферических артерий / А. А. Спиридонов, В. С. Аракелян, Е. Г. Тутов [и др.] // Грудная и сердечно-сосуд. хир. – 2000. – № 1. – Р. 28–35.

14. Спиридонов, А. А. Хирургическое лечение аневризм брюшной аорты / А. А. Спиридонов, В. Е. Тутов, В. С. Аракелян. –М. : Изд. НЦССХ им. А.Н. Бакулева, 2000. – 206 с.

15. Терновой, С. К. Мультиспиральная компьютерная томография в планировании транскатетерного протезирования аортального клапана / С. К. Терновой, М. Э. Никонова, Т. Н. Веселова [и др.] // REJR. – 2013. – Т. 3, № 1. – С. 43–49.

16. Хачатрян, З. Р. Выбор оптимального объема реконструкции дуги аорты у больных с расслоением аорты I типа по DeBakey : дис. … канд. мед. наук : 14.01.26 / Хачатрян Зара Рубеновна. – Москва, 2018. – 181 с.

17. Ховрин, В. В. Рентгеновская и магнитно-резонансная томография в диагностике, планировании и оценке результатов хирургического лечения : дис. ... канд. мед. наук : 14.01.13 / Ховрин Валерий Владиславович. – М. 2016. – С. 81–82.

18. Ховрин, В. В. Передовые возможности МСКТ и сосудистой хирургии в решении проблем заболеваний аорты / В. В. Ховрин, С. А. Абугов, Э. Р. Чарчян [и др.] // Russian Electronic Journal of Radiology. – 2016. – Т. 6, №2, приложение. – ISSN 2222-741.

19. Хоружик, С. А. Инструкция по КТ-дозиметрии / С. А. Хоружик. – 2009.

20. Чарчян, Э. Р. Гибридные операции у пациентов с расслоением аорты III типа и поражением ее проксимального отдела / Э. Р. Чарчян, Д. Г. Брешенков, Ю. В. Белов // Хирургия. Журнал им. Н. И. Пирогова. – 2020. – № 9. – Р. 28–37.

21. Achenbach, S. High-pitch spiral acquisition: a new scan mode for coronary CT angiography / S. Achenbach, M. Marwan, T. Schepis [et al.] // J. Cardiovasc. Comput. Tomogr. – 2009. – № 3. – P. 117–121.

22. Andersen, H. K. Image Quality with Iterative Reconstruction Techniques in CT of the Lungs – A Phantom Study / H. K. Andersen, D. Völgyes, A. C. T. Martinsen // Eur. J. Radiol. Open. – 2018. – № 5. – P. 35–40.

23. Bae, K. T. Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: considerations and approaches / K. T. Bae // Radiology. – 2010. – № 256 (1). – P. 32–61.

24. Baliyan, V. Vascular computed tomography angiography technique and indications / V. Baliyan; K. Shaqdan; S. Hedgire; B. Ghoshhajra // Cardiovasc. Diagn. Ther. – 2019. – № 9. – P. S14–S27.

25. Barca, P. A Voxel-Based Assessment of Noise Properties in Computed Tomography Imaging with the ASiR-V and ASiR Iterative Reconstruction Algorithms / P. Barca, D. Marfisi, C. Marzi, S. Cozza [et al.]. – DOI 10.3390/app11146561// Appl. Sci. – 2021. – № 11. – P. 6561.

26. Bazalova, M. Dual-energy CT-based material extraction for tissue segmentation in Monte Carlo dose calculations / M. Bazalova, J. F. Carrier, L. Beaulieu, F. Verhaegen // Phys. Med. Biol. – 2008. – № 5. – P. 2439–2456.

27. Bean, M. J. Thoracic aortic stent-grafts: utility of multidetector CT for pre- and postprocedure evaluation / M. J. Bean, P. T. Johnson, G. S. Roseborough [et al.] // RadioGraphics. – 2008. – № 28. – P. 1835–1851.

28. Bittner, D. O. Contrast volume reduction using third generation dual source computed tomography for the evaluation of patients prior to transcatheter aortic valve implantation / D. O. Bittner, M. Arnold, L. Klinghammer [et al.]. – DOI 10.1007/s00330-016-4320-8 // Eur. Radiol. – 2016. – № 26. – P. 4497–504.

29. Blanke, P. Computed Tomography Imaging in the Context of Transcatheter Aortic Valve Implantation (TAVI)/Transcatheter Aortic Valve Replacement (TAVR): An Expert Con- sensus Document of the Society of Cardiovascular Computed Tomography / P. Blanke, J. R. Weir-McCall, S. Achenbach [et al.]. – DOI 10.1016/j.jcmg.2018.12.003 // JACC Cardiovasc Imaging. – 2019. – № 12. – P. 1–24.

30. Boone, J. M. Radiation exposure from CT scans: how to close our knowledge gaps, monitor and safeguard exposure--proceedings and recommendations of the Radiation Dose Summit, sponsored by NIBIB, February 24–25, 2011 / J. M. Boone, W. R. Hendee, M. F. McNitt-Gray, S. E. Seltzer // Radiology. – 2012 Nov. – № 265 (2). – P. 544–554.

31. Brenner, D. J. Computed tomography: an increasing source of radiation exposure / D. J. Brenner, E. J. Hall // N. Engl. J. Med. – 2007. – № 357. – P. 2277–2284.

32. Buffa, V. Dual-source dual-energy CT: dose reduction after endovascular abdominal aortic aneurysm repair / V. Buffa, A. Solazzo, V. D'Auria [et al.]. – pmid: 25520297. // Radiol. Med. – 2014 Jul 2.

33. Manna, C. High-pitch dual-source CT angiography without ECG-gating for imaging the whole aorta: intraindividual comparison with standard pitch single-source technique without ECG-gating / C. Manna, M. Silva, R. Cobelli. – DOI 10.5152/dir.2017.16617 // Diagn. Interv. Radiol. – 2017. – № 23. – P. 293–299.

34. Carrascosa, P. Monochromatic image reconstruction by dual energy imaging allows half iodine load computed tomography coronary angiography / P. Carrascosa, J. A. Leipsic, C. Capunay [et al.]. – DOI 10.1016/j.ejrad.2015.06.019 // Eur. J. Radiol. – 2015. – № 84. – P. 1915–1920.

35. Chen, J. H. Combining Automatic Tube Current Modulation with Adaptive Statistical Iterative Reconstruction for Low-Dose Chest CT Screening / J. H. Chen; E. H. Jin; W. He, L. Q. Zhao // PLoS ONE. – 2014. – № 9. – P. e92414.

36. Cloft, P. F. A review of thoracic aortic aneurysm disease / P. F. Cloft, E. Cervi // Echo Res Pract. – 2020. – Vol. 7, №1. – P. R1-r10.

37. Clouse, W. D. Acute aortic dissection: population-based incidence compared with degenerative aortic aneurysm rupture / W. D. Clouse [et al.] // Mayo Clin. Proc. – 2004. – № 79. – P. 176–180.

38. Delesalle, M.-A. Spectral optimization of chest CT angiography with reduced iodine load: experience in 80 patients evaluated with dual-source, dual-energy CT / M.-A. Delesalle, F. Pontana, A. Duhamel [et al.]. – DOI 10.1148/radiol.12120195 // Radiology. – 2013. – № 267. – P. 256–266.

39. Desai, G. S. Impact of iterative reconstruction on image quality and radiation dose in multidetector CT of large body size adults / G. S. Desai, R. N. Uppot, E. W. Yu [et al.] // Eur. Radiol. – 2012. – № 22 (8). – P. 1631–1640.

40. Robinson, D. Aortic aneurysms Screening, surveillance and referral / D. Robinson, B. Mees, H. Verhagen, J. Chuen // Australian Family Physician. – 2013 June. – Vol. 42, iss. 6. – P. 364–369.

41. Raymakers, D. Contrast Volume for Preoperative CT Angiography of the Aorta Based on Patient Heart Rate and Body Surface Area: A Pilot Study / D. Raymakers, A. Dubbeldam, W. Coudyzer [et al.]. – DOI 10.5334/jbsr.1714 // J. Belg. Soc. Radiol. – 2019. – № 103 (1). – P. 57.

42. Duddalwar, V. A. Multislice CT angiography: a practical guide to CT angiography in vascular imaging and intervention / V. A. Duddalwar // Br. J. Radiol. – 2004. – № 77 (spec no. 1). – P. S27–S38.

43. D'Souza, D. Abdominal aortic aneurysm. Reference article / D. D'Souza, D. Bell. – DOI 10.53347/rID-826 // Radiopaedia.org. – 2022.

44. Einstein, A. J. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography / A. J. Einstein, M. J. Henzlova, S. Rajagopalan // JAMA. – 2007. – № 298. – P. 317–323.

45. Einstein, A. J. Radiation dose to patients from cardiac diagnostic imaging / A. J. Einstein, K. W. Moser, R. C. Thompson [et al.] // Circulation. – 2007. – № 116. – P. 1290–1305.

46. Di Cesare, E. CT and MR imaging of the thoracic aorta / E. Di Cesare, A. Splendiani, A. Barile [et al.]. – DOI 10.1515/med-2016-0028// Open Med. (Wars.). – 2016. – № 11 (1). – P. 143–151.

47. Fillinger, M. F. Society for Vascular Surgery Ad Hoc Committee on TEVAR Reporting Standards. Reporting standards for thoracic endovascular aortic repair (TEVAR) / M. F. Fillinger, R. K. Greenberg, J. F. McKinsey, E. L. Chaikof // J. Vasc. Surg. – 2010. – № 52. – P. 1022–1033.

48. Fleischmann, D. Computed tomography--old ideas and new technology / D. Fleischmann, F. E. Boas // Eur. Radiol. – 2011. – P. 21. – P. 510–517.

49. Fleischmann, U. Impact of contrast media concentration on low-kilovolt computed tomography angiography: a systematic preclinical approach / U. Fleischmann, H. Pietsch, J. G. Korporaal [et al.]. – DOI 10.1097/RLI.0000000000000437 // Invest. Radiol. – 2018. – № 53. – P. 264–270.

50. Frush, D. P. Strategies of dose reduction / D. P. Frush // Pediatr. Radiol. – 2002. – № 32. – P. 293–297.

51. Funama, Y. Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube voltage technique: phantom study / Y. Funama, K. Awai, Y. Nakayama [et al.] // Radiology. – 2005. – № 237. – P. 905–910.

52. Perea, G. O. Non-invasive techniques in diagnosis and treatment of patients with abdominal aortic aneurysm / O. Perea, M. Corneli // ESC. – 2020 Aug26. – Vol. 18, N°32.

53. Gebhard, C. Image quality of low-dose CCTA in obese patients: impact of high-definition computed tomography and adaptive statistical iterative reconstruction / C. Gebhard, T. A. Fuchs, M. Fiechter [et al.] // Int. J. Cardiovasc. Imaging. – 2013. – № 29 (7). – P. 1565–1574.

54. Goetti, R. High-pitch dual-source CT angiography of the thoracic and abdominal aorta: is simultaneous coronary artery assessment possible? / R. Goetti, S. Baumüller, G. Feuchtner [et al.]. – pmid: 20308495 // AJR Am. J. Roentgenol. – 2010. – № 194. – P. 938–944.

55. Habibzadeh, M. A. Impact of miscentering on patient dose and image noise in x-ray CT imaging: phantom and clinical studies / M. A. Habibzadeh, M. R. Ay, A. R. Asl [et al.] // Physica Medica: European Journal of Medical Physics. – 2012. – Vol. 28, № 3. – P. 191–199.

56. Hamersvelt, R. W. Contrast agent concentration optimization in CTA using low tube voltage and dual-energy CT in multiple vendors: a phantom study / R. W. Hamersvelt, N. G. Eijsvoogel, C. Mihl [et al.]. – DOI 10.1007/s10554-018-1329-x // Int. J. Cardiovasc. Imaging. –2018. – № 34. – P. 1265–1275.

57. Hansen, N. J. Evaluation of low-dose CT angiography with model-based iterative reconstruction after endovascular aneurysm repair of a thoracic or abdominal aortic

aneurysm / N. J. Hansen, R. K. Kaza, K. E Maturen [et al.]. – pmid: 24555604 // AJR Am. J. Roentgenol. – 2014. – № 202. – P. 648–655.

58. Hara, A. K. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study / A. K. Hara, R. G. Paden, A. C. Silva [et al.] // AJR Am. J. Roentgenol. – 2009. – № 193 (3). – P. 764–771.

59. Hartnell, G. G. Imaging of aortic aneurysms and dissection: CT and MRI / G. G. Hartnell // J. Thorac. Imaging. – 2001. – № 16. – P. 35–46.

60. Hausleiter, J. Image quality and radiation exposure with a low tube voltage protocol for coronary CT angiography results of the PROTECTION II Trial / J. Hausleiter, S. Martinoff, M. Hadamitzky [et al.] // J. Am. Coll. Cardiol. Img. – 2010. – № 3. – P. 1113–1123.

61. Hellinger, J. C. Endovascular repair of thoracic and abdominal aortic aneurysms: pre- and postprocedural imaging / J. C. Hellinger // Tech. Vasc. Interv. Radiol. – 2005. – № 8. – P. 2–15.

62. Hounsfield, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography): part I. description of system / G. N. Hounsfield // Br. J. Radiol. – 1973. – № 46. – P. 1016–1022.

63. Hsieh, J. Adaptive Statistical Iterative Reconstruction / J. Hsieh // White Papper GE Healthcare. – 2008. – P. 1–4.

64. Huda, W. Patient size and x-ray technique factors in head computed tomography examinations. II Image quality / W. Huda, K. A. Lieberman, J. Chang, M. L. Roskopf // Med. Phys. – 2004. – № 31. – P. 595–601.

65. Hunsaker, A. R. Contrast opacification using a reduced volume of iodinated contrast material and low peak kilovoltage in pulmonary CT angiography: objective and subjective evaluation / A. R. Hunsaker, I. B. Oliva, T. Cai [et al.] // AJR Am. J. Roentgenol. – 2010. – № 195 (2). – P. W118–W124.

66. International Commission on Radiological Protection: 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP Publication 103) // Ann. ICRP. – 2007. – № 37. – P. 1–332.

67. Iyama, Y. Low-contrast and low-radiation dose protocol in cardiac computed tomography: usefulness of low tube voltage and knowledge-based iterative model reconstruction algorithm / Y. Iyama, T. Nakaura, K. Yokoyama [et al.]. – DOI 10.1097/RCT.0000000000000440 // J. Comput. Assist. Tomogr. – 2016. – № 40. – P. 941–947.

68. JACC: Cardiovascular Imaging. – 2012. – Vol. 5, iss. 6. – P. 589–595. – ISSN 1936-878X. – DOI 10.1016/j.jcmg.2011.12.022.

69. Boos, J. CT angiography of the aorta using 80 kVp in combination with sinogram-affirmed iterative reconstruction and automated tube current modulation: Effects on image quality and radiation dose / J. Boos, J. Aissa, R. S. Lanzman [et al.]. – DOI 10.1111/1754-9485.12425 // Medical Imaging. – 2016. – Vol. 6, № 2. – P. 187–193.

70. Johnson, T. R. C. Material differentiation by dual energy CT: Initial experience / T. R. C. Johnson, B. Krauß, M. Sedlmair [et al.] // Eur. Radiol. – 2007. – № 17 (6). – P. 1510–1517.

71. Kalender, W. A. Evaluation of a prototype dualenergy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies / W. A. Kalender, W. H. Perman, J. R. Vetter, E. Klotz // Med. Phys. – 2004. – № 13 (3). – P. 334–339.

72. Kalender, W. A. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation / W. A. Kalender, W. Seissler, E. Klotz, P. Vock // Radiology. – 1990. – № 176. – P. 181–183.

73. Ghafourian, K. Scout View X-Ray Attenuation Versus Weight-Based Selection of Reduced Peak Tube Voltage in Cardiac CT Angiography / K. Ghafourian, D. Younes, L. A. Simprini [et al.] // J. Am. Coll. Cardiol. Img. – 2012 Jun. – № 5 (6). – P. 589–595.

74. Karlo, C. High-pitch dual-source CT angiography of the aortic valve-aortic root complex without ECG-synchronization / C. Karlo, S. Leschka, R. P. Goetti [et al.]. – pmid: 20677006 // Eur. Radiol. – 2011. – № 21. – P. 205–212.

75. Kaufman, J. A. Endovascular repair of abdominal aortic aneurysms: current status and future directions / J. A. Kaufman, S. C. Geller, D. C. Brewster [et al.] // AJR. – 2000. – № 175. – P. 289–302.

76. Keil, S. MDCT angiography of the pulmonary arteries: intravascular contrast enhancement does not depend on iodine concentration when injecting equal amounts of iodine at standardized iodine delivery rates / S. Keil, C. Plumhans, F. F. Behrendt [et al.] // Eur. Radiol. 2008. – № 18 (8). – P. 1690–1695.

77. Kishimoto, M. Influence of osmolarity of contrast medium and saline flush on computed tomography angiography: comparison of monomeric and dimeric iodinated contrast media with different iodine concentrations at an identical iodine delivery rate / M. Kishimoto, S. Doi, J. Shimizu [et al.] // Eur. J. Radiol. – 2010. – № 76 (1). – P. 135–139.

78. von Knobelsdorff-Brenkenhoff, F. Comparison of native high-resolution 3D and contrast- enhanced MR angiography for assessing the thoracic aorta / F. von Knobelsdorff-Brenkenhoff, H. Gruettner, R. F. Trauzeddel // Eur. Heart J. Cardiovasc Imaging. –2014 Jun. – № 15. – P. 651– 658.

79. Kok, M. Optimizing contrast media application in coronary CT angiography at lower tube voltage: evaluation in a circulation phantom and sixty patients / M. Kok, C., Mihl B. M. Hendriks [et al.] – DOI 10.1016/j.ejrad.2016.03.022 // Eur. J. Radiol. – 2016. – № 85. – P. 1068–1074.

80. Kok, M. Low contrast media volume in pre-TAVI CT examinations / M. Kok, J. Turek, C. Mihl [et al.] – DOI 10.1007/s00330-015-4080-x // Eur. Radiol. – 2016. – № 26. – P. 2426–2435.

81. Kumar, V. Assessment of Effective Dose Received in Various Computed Tomography Protocols and Factors Affecting It / V. Kumar, S. Tayal, A. Ali, A. Gandhi. – DOI 10.4103/ijnm // Indian J. Nucl. Med. – 2021 Jan-Mar. – № 36 (1). – P. 32–38.

82. Kumamaru, K. K. Coronary enhancement for prospective ECG-gated single R-R axial 320-MDCT angiography: comparison of 60- and 80-mL iopamidol 370 injection / K. K. Kumamaru, M. L. Steigner, S. Soga [et al.] // AJR Am. J .Roentgenol. – 2011. – № 197 (4). – P. 844–850.

83. Kuzmik, G. A. Natural history of thoracic aortic aneurysms. / G. A. Kuzmik, A. X. Sang, J. A. Elefteriades // J. Vasc. Surg. – 2012. – № 56. – P. 565.

84. Lederle, F. A. The aneurysm detection and management study screening program: validation cohort and final results / F. A. Lederle, G. R. Johnson, S. E. Wilson [et al.] // Arch. Intern. Med. – 2000. – № 160. – P. 1425–1430.

85. Leon, M. B. ranscatheter aortic-valve implantation for aortic stenosis in patients who cannot undergo surgery / M. B. Leon, C. R. Smith, M. Mack [et al.] – DOI 10.1056/NEJMoa1008232 // N. Engl. J. Med. – 2010. – № 363. – P. 1597–1607.

86. Yu, L. Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective / L., Yu X. Liu, S. Leng [et al.]. – DOI 10.2217/iim.09.5 // Imaging Med. – 2009 Oct. – № 1 (1). – P. 65–84.

87. Lindholt, J. S. Screening for abdominal aortic aneurysms: single centre randomised controlled trial / J. S. Lindholt, S. Juul, H. Fasting, E. W. Henneberg // BMJ. – 2005. – № 330. – P. 750.

88. Liu, Y. The ascending aortic image quality and the whole aortic radiation dose of high-pitch dual-source CT angiography / Y. Liu, J. Xu, J Li. [et al.]. – pmid: 24330784. // J. Cardiothorac. Surg. – 2013. – № 8. – P. 228.

89. Lv, P. Automatic spectral imaging protocol selection and iterative reconstruction in abdominal CT with reduced contrast agent dose: initial experience / P. Lv, J. Liu, Y. Chai [et al.]. – DOI 10.1007/s00330-016-4349-8 // Eur. Radiol. – 2017 Jan. – № 27 (1). – P. 374–383.

90. MacDougall, R. D. Size-based protocol optimization using automatic tube current modulation and automatic kV selection in computed tomography / R. D. MacDougall, P. L. Kleinman, M. J. Callahan // J. Appl. Clin. Med. Phys. – 2016. – № 17. – P. 328–341.

91. Martin, C. J. Setting up computed tomography automatic tube current modulation systems / C. J. Martin, S. Sookpeng // J. Radiol. Prot. – 2016. – Vol. 36, No 3. – P. R74–R95.

92. McCollough, C. H. Automatic exposure control in CT: are we done yet? / C. H. McCollough // Radiology. – 2005. – № 237. – P. 755–756.

93. McCollough, C. H. CT dose: how to measure, how to reduce / C. H. McCollough // Health Phys. – 2008. – № 95. – P. 508–517.

94. McCollough, C. H. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options / C. H. McCollough, M. R. Bruesewitz, J. M. Kofler Jr. // Radiographics. – 2006. – № 26. – P. 503–512.

95. McCollough, C. H. In defense of body CT / C. H. McCollough, L. Guimarães, J. G. Fletcher // AJR Am. J. Roentgenol. – 2009. – № 193. – P. 28–39.

96. McCollough, C. H. Strategies for reducing radiation dose in CT / C. H. McCollough, A. N. Primak, N. Braun [et al.] // Radiol. Clin. N. Am. – 2009. – № 47 (1). – P. 27–40.

97. McCollough, C. H. Degradation of CT Low-Contrast Spatial Resolution Due to the Use of Iterative Reconstruction and Reduced Dose Levels / C. H. McCollough, L. Yu, J. M. Kofler [et al.] // Radiology. – 2015. – № 276. – P. 499–506.

98. McCollough, C. H. Performance evaluation of a multi-slice CT system / C. H. McCollough, F. E. Zink // Med. Phys. – 1999. – № 26. – P. 2223–2233.

99. Melvinsdottir, I. H. The incidence and mortality of acute thoracic aortic dissection: results from a whole nation study / Melvinsdottir I. H., Lund S. H., Agnarsson B. A. [et al.] – DOI 10.1093/ejcts/ezw235 // Eur. J. Cardiothorac. Surg. – 2016. – № 67. – P. 1111–1117.

100. Meyer, M. Closing in on the K edge: coronary CT angiography at 100, 80, and 70 kV-initial comparison of a second- versus a third-generation dual-source CT system / M. Meyer, H. Haubenreisser, U. J. Schoepf [et al.]. – DOI 10.1148/radiol.14140244 // Radiology. – 2014. – № 2/3. – P. 373–382.

101. Murillo, H. Imaging of the Aorta: Embryology and Anatomy / H. Murillo, M. J. Lane, R. Punn [et al.] // Semin. Ultrasound, CT, MRI. – 2012. – № 33. – P. 169–190.

102. Nakayama, Y. Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise / Y. Nakayama, K. Awai, Y. Funama [et al.] // Radiology. – 2005. – № 237. – P. 945–951.

103. Nijhof, W. H. Reduced contrast medium in abdominal aorta CTA using a multiphasic injection technique / W. H. Nijhof, C. S. Vos, B. Anninga [et al.] // Eur. J. Radiol. – 2013. – № 82 (2). – P. 252–257.

104. Padole, A. CT Radiation Dose and Iterative Reconstruction Techniques / A. Padole, R. D. Ali Khawaja, M. K. Kalra, Singh S. // Am. J. Roentgenol. – 2015. – № 204. – P. W384–W392.

105. Papadakis, A. E. Automatic exposure control in CT: the effect of patient size, anatomical region and prescribed modulation strength on tube current and image quality / A. E. Papadakis // Eur. Radiol. – 2014. – Vol. 24, No 10. – P. 2520–2531.

106. Apfalter, P. Radiation Dose and Image Quality at High-Pitch CT Angiography of the Aorta Intrainvidual and Interindnvidual Comparisons With Conventional CT Angiography / P. Apfalter, E. L. Hanna, U. J. Schoepf [et al.]. – DOI 10.2214/AJR.12.8652 // American Journal of Roentgenology. – 2012. – № 199. – P. 1402–1409.

107. Petersilka, M. Technical principles of dual source CT / M. Petersilka, H. Bruder, B. Krauss [et al.] // Eur. J. Radiol. – 2008. – № 68 (3). – P. 362–368.

108. Pistolesi, V. Contrast medium induced acute kidney injury: a narrative review / V. Pistolesi, G. Regolisti, S. Morabito [et al.]. – DOI 10.1007/s40620-018-0498-y. – PMID: 29802583 // J. Nephrol. – 2018 Dec. – № 31 (6). – P. 797–812.

109. Puippe, G. D. Thoraco-abdominal high-pitch dual-source CT angiography: experimental evaluation of injection protocols with an anatomical human vascular phantom / G. D. Puippe, A. Winklehner, P. Hasenclever [et al.] // Eur. J. Radiol. – 2012. – № 81 (10). – P. 2592–2596.

110. Raff, G. L. Radiation dose from cardiac computed tomography before and after implementation of radiation dose-reduction techniques / G. L. Raff, K. M. Chinnaiyan, D. A. Share [et al.] // JAMA. – 2009. – № 301. – P. 2340–2348.

111. Raju, R. Reduced iodine load with CT coronary angiography using dual-energy imaging: a prospective randomized trial compared with standard coronary CT angiography / R. Raju, A. G. Thompson, K. Lee [et al.]. – DOI 10.1016/j.jcct.2014.06.003 // J. Cardiovasc. Comput. Tomogr. – 2014. – № 8. – P. 282–288.

112. Reutersberg, B. [et al.] Hospital Incidence and In-Hospital Mortality of Surgically and Interventionally Treated Aortic Dissections: Secondary Data Analysis of the Nationwide German Diagnosis-Related Group Statistics From 2006 to 2014 / B. Reutersberg [et al.] // J. Am. Heart Assoc. – 2019. – № 8. – P. 5–12.

113. Robischek, F. Conservatism in the management of aortic aneurysm / F. Robischek // J. Cardiovasc. Surg. – 1984. – V. 25. – P. 81–85.

114. Vasconcelos, R. Reducing Iodine Contrast Volume in CT Angiography of the Abdominal Aorta Using Integrated Tube Potential Selection and Weight-Based Method Without Compromising Image Quality / R. Vasconcelos, T. J. Vrtiska, T. A. Foley [et al.]. – DOI 10.2214/AJR.16.16613 // AJR 2017. – № 208. – P. 552–563.

115. Sampson, U. K. A. Estimation of global and regional incidence and prevalence of abdominal aortic aneurysms 1990 to 2010 / U. K. A. Sampson, P. E. Norman, G. R [et al.] Fowkes // Global Heart. – 2014. – № 8. – P. 159–170.

116. Sampson, U. K. A. Global and regional burden of aortic dissection and aneurysms / U. K. A. Sampson, P. E. Norman, G. R. Fowkes [et al.] // Global Heart. – 2014. – № 8. – P. 171–180.

117. Sathiadoss, P. Multidetector Computed Tomography in Traumatic and Nontraumatic Aortic Emergencies: Emphasis on Acute Aortic Syndromes / P. Sathiadoss, M. Haroon, S. Wongwaisayawan [et al.] // Can. Assoc. Radiol. J. – 2020. – № 71. – P. 322–334.

118. Scali, S. T. Safety of elective management of synchronous aortic disease with simultaneous thoracic and aortic stent graft placement / S. T. Scali, R. J. Feezor, C. K. Chang [et al.]. – DOI 10.1016/j.jvs.2012.03.272 // J. Vasc. Surg. – 2012. – № 56. – P. 957–964.

119. Schindera, S. T. Effect of automatic tube current modulation on radiation dose and image quality for low tube voltage multidetector row CT angiography: Phantom study / S. T. Schindera, R. C. Nelson, T. Yoshizumi [et al.] // Acad. Radiol. – 2009. – № 16. – P. 997–1002.

120. Sentz, A. The Role of CTA, MRA, and Sonography in Aortic Dissection / A. Sentz. – DOI 10.1177/8756479315586026 // Journal of Diagnostic Medical Sonography. – 2015. – Vol. 31 (4). – P. 235–240.

121. Shnayien, S. Radiation Dose Reduction in Preprocedural CT Imaging for TAVI/TAVR Using a Novel 3-Phase Protocol: A Single Institution’s Experience / S.

Shnayien, K. K. Bressem, N. L. Beetz [et al.]. – DOI 10.1055/a-1150-7646 // Fortschr. Röntgenstr. – 2020. – № 192. – P. 1174–1182.

122. Shen, Y. High-Pitch, Low Voltage and Low-Iodine-Concentration CT Angiography of Aorta: Assessment of Image Quality and Radiation Dose with Iterative Reconstruction / Y. Shen, Z. Sun, L. Xu [et al.]. – DOI 10.1371/journal.pone.0117469 // PLoS ONE. – 2015. – № 10 (2). – P. e0117469.

123. Shuman, W. P. Prospective comparison of dual-energy CT aortography using 70% reduced iodine dose versus single-energy CT aortography using standard iodine dose in the same patient / W. P. Shuman, R. B. O'Malley, J. M. Busey [et al.]. – DOI 10.1007/s00261-016-1041-z // Abdom. Radiol. – 2017. – № 42 (3). – P. 759–765.

124. Silva, A. C. Innovations in CT Dose Reduction Strategy: Application of the Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Algorithm / A. C. Silva, H. J. Lawder, A. Hara [et al.] // Am. J. Roentgenol. – 2010. – № 194. – P. 191–199.

125. Smith, C. R. Transcatheter versus surgical aortic- valve replacement in high-risk patients / C. R. Smith, M. B. Leon, M. J. Mack [et al.]. – DOI 10.1056/NEJMoa1103510/ / N. Engl. J. Med. – 2011. – № 364. – P. 2187– 2198.

126. Soderberg, M. Automatic exposure control in computed tomography–an evaluation of systems from different manufacturers / M. Soderberg, M. Gunnarsson // Acta Radiol. – 2010. – № 51. – P. 625–634.

127. Sodickson, A. Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults / A. Sodickson, P. F. Baeyens, K. P. Andriole [et al.] // Radiology. – 2009. – № 251. – P. 175–184.

128. Sparks, A. R. Imaging of Abdominal Aortic Aneurysms. / A. R. Sparks, P. L. Johnson, M. C. Meyer // Am. Fam. Physician. – 2002 Apr 15. – № 65 (8). – P. 1565–1570.

129. Stacul, F. Contrast induced nephropathy: updated ESUR Contrast Media Safety Committee guidelines / F. Stacul, A. J. van der Molen, P. Reimer [et al.]. – DOI 10.1007/s00330-011-2225-0 // Eur. Radiol. – 2011. – № 21. – P. 2527–2541.

130. Talei Franzesi, C. R. Diagnostic value of iterative reconstruction algorithm in low kV CT angiography (CTA) with low contrast medium volume for transcatheter aortic

valve implantation (TAVI) planning: image quality and radiation dose exposure / C. R. Talei Franzesi, D. Ippolito, L. Riva [et al.]. – DOI 10.1259/bjr.20170802 // Br. J. Radiol. – 2018. – № 91. – P. 1092.

131. Thor, D. Low tube voltage dual source computed tomography to reduce contrast media doses in adult abdomen examinations: a phantom study / D. Thor, T. B. Brismar, M. A. Fischer. – DOI 10.1118/1.4927791 // Med. Phys. – 2015. – № 42. – P. 5100–5109.

132. Vaishnav, J. Y. Objective Assessment of Image Quality and Dose Reduction in CT Iterative Reconstruction: Validating Dose Reduction Claims for CT Iterative Reconstruction / J. Y. Vaishnav, W. C. Jung, L. M. Popescu [et al.] // Med. Phys. – 2014. – № 41. – Article 071904.

133. Patel, V. K. Implementation of an aortic dissection CT protocol with clinical decision support aimed at decreasing radiation exposure by reducing routine abdominopelvic imaging / V. K. Patel, A. Fruauff, D. Esses [et al.]. – DOI 10.1016/j.clinimag.2020.06.005 // Clin. Imaging. – 2020 Nov. – № 67. – P. 108–112.

134. Waaijer, A. Circle of Willis at CT angiography: dose reduction and image quality – reducing tube voltage and increasing tube current settings / A. Waaijer, M. Prokop, B. K. Velthuis [et al.] // Radiology. – 2007. – № 242. – P. 832–839.

135. Wei, L. Use of low tube voltage and low contrast agent concentration yields good image quality for aortic CT angiography / L. Wei, S. Li, Q. Gao [et al.]. – DOI 10.1016/j.crad.2016.07.018 // Clin. Radiol. – 2016. – № 71. – P. 5–10.

136. Willemink, M. J. Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2: initial results in dose reduction and image quality / M. J. Willemink, T. Leiner, P. A. de Jong [et al.] // Eur. Radiol. – 2013. – № 23. – P. 1632–1642.

137. Willemink, M. J. The Evolution of Image Reconstruction for CT – From Filtered Back Projection to Artificial Intelligence / M. J. Willemink, P. B. Noël // Eur. Radiol. – 2019. – № 29. –P. 2185–2195.

138. Winklehner, A. Raw data-based iterative reconstruction in body CTA: evaluation of radiation dose saving potential / A. Winklehner, C. Karlo, G. Puippe [et al.]. – pmid: 21822785 // Eur. Radiol. – 2011. – № 21. – P. 2521–2526.

139. Yanaga, Y. Contrast Material Injection Protocol With the Dose Adjusted to the Body Surface Area for MDCT Aortography / Y. Yanaga, K. Awai, T. Nakaura [et al.]. – DOI 10.2214/AJR.09.3460 // AJR Am. J. Roentgenol. – 2010. – № 194. – P. 903–908.

140. Yanaga, Y. Effect of contrast injection protocols with dose adjusted to the estimated lean patient body weight on aortic enhancement at CT angiography / Y. Yanaga, K. Awai, T. Nakaura [et al.] // AJR Am. J. Roentgenol. – 2009. – № 192 (4). – P. 1071–1078.

141. Zhang, H. Low kV and Low Concentration Contrast Agent with Iterative Reconstruction of Computed Tomography (CT) Coronary Angiography: A Preliminary Study / H. Zhang, Y. Ma, J. Lyu [et al.] // Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research. – 2017. – Vol. 23. – P. 5005.

142. Zhu, X. The influence of body mass index and gender on coronary arterial attenuation with fixed iodine load per body weight at dual-source CT coronary angiography / X. Zhu, Y. Zhu, H. Xu [et al.] // Acta Radiol. – 2012. – № 53 (6). – P. 637–642.

143. Zhu, Z. Feasibility Study of Using Gemstone Spectral Imaging (GSI) and Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR) for Reducing Radiation and Iodine Contrast Dose in Abdominal CT Patients with High BMI Values / Z. Zhu, X. M. Zhao, Y. F. Zhao [et al.] // PLoS One 2015. – № 10. – P. e0129201.