

**ФГБОУ ВПО «МГУ имени М.В. Ломоносова»  
Факультет фундаментальной медицины**

**ФГАУ «Лечебно-реабилитационный центр»  
Министерства здравоохранения Российской Федерации**

*На правах рукописи*

**Комарова Мария Александровна**

**ОПТИМИЗАЦИЯ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ И ЛУЧЕВОЙ  
НАГРУЗКИ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ КОМПЬЮТЕРНОЙ  
ТОМОГРАФИЧЕСКОЙ КОРОНАРОГРАФИИ**

**14.01.13 – Лучевая диагностика, лучевая терапия**

**Диссертация**

**на соискание ученой степени кандидата медицинских наук**

**Научный руководитель:**

**доктор медицинских наук, профессор**

**Синицын Валентин Евгеньевич**

**Москва - 2016**

## ОГЛАВЛЕНИЕ

	Стр.
Список сокращений	4
Введение	6
<b>ГЛАВА 1. ОПТИМИЗАЦИЯ ЛУЧЕВОЙ И ЙОДНОЙ НАГРУЗКИ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ КТ КОРОНАРОГРАФИИ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ).....</b>	<b>11</b>
1.1. Эпидемиология	11
1.2. Лучевая нагрузка при выполнении КТ исследований	13
1.3. Способы снижения лучевой нагрузки при проведении КТ коронарографии	15
1.3.1. Использование проспективной синхронизации с ЭКГ	16
1.3.2. Использование новых алгоритмов реконструкции: итеративная реконструкция	23
1.4. Йодная нагрузка при проведении КТ коронарографии	26
<b>ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ.....</b>	<b>31</b>
2.1. Характеристика групп пациентов, включенных в исследование	31
2.2.1. Пациенты, у которых оценивалась возможность применения проспективной ЭКГ-синхронизации (группа 1)	32
2.2.2. Пациенты, у которых оценивали эффективность использования современных типов компьютерных томографов с опциями ASIR (группа 2) и SSF (группа 3)	36
2.2.3. Пациенты, которым проводили исследование по протоколу низкой лучевой и йодной нагрузки (группа 4)	40
2.2.4. Пациенты, у которых оценивалась информативность низкодозной КТ коронарографии (группа 5)	43
2.2. Оценка лучевой нагрузки на пациента	45
2.3. Статистическая обработка полученных данных	46
<b>ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ОПТИМИЗИРОВАННЫХ ПРОТОКОЛОВ СКАНИРОВАНИЯ .....</b>	<b>48</b>
3.1. Результаты использования проспективной ЭКГ-синхронизации	48

3.2. Результаты оценки эффективности использования современных типов компьютерных томографов	63
3.3. Результаты использования протокола с низкой лучевой и йодной нагрузкой	73
3.4. Новый алгоритм сканирования больных, направленных на проведение КТ коронарографии	78
<b>ГЛАВА 4. ЭФФЕКТИВНОСТЬ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ОПТИМИЗИРОВАННЫХ ПРОТОКОЛОВ СКАНИРОВАНИЯ НА АМБУЛАТОРНО-ПОЛИКЛИНИЧЕСКОМ ЭТАПЕ.....</b>	<b>81</b>
<b>ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....</b>	<b>89</b>
<b>ВЫВОДЫ .....</b>	<b>96</b>
<b>ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....</b>	<b>97</b>
<b>СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....</b>	<b>98</b>

## **СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ**

ASIR	– адаптивная статистическая итеративная реконструкция
CNR	– соотношение контраст/шум
CTDI	– компьютерно-томографический индекс дозы
DLP	– произведение дозы на длину
DSCT	– двухтрубочный компьютерный томограф
FBP	– обратное проецирование фильтрованных проекций
IR	– iterative reconstruction, итеративная реконструкция
MBIR	– итеративная реконструкция на основе моделей
SNR	– соотношение сигнал/шум
SSF	– коррекция артефактов движения
VRT	– техника объемного представления
АС	– атеросклероз
ВА	– восходящая аорта
ГПОД	– грыжа пищеводного отверстия диафрагмы
ГЭРБ	– гастроэзофагеальная рефлюксная болезнь
ДКМП	– дилатационная кардиомиопатия
Е	– эффективная доза облучения
ИБС	– ишемическая болезнь сердца
ИМ	– инфаркт миокарда
ИМТ	– индекс массы тела
КА	– коронарные артерии
КАГ	– инвазивная коронарография
КВ	– контрастное вещество
КИ	– кальциевый индекс
КИН	– контраст-индуцированная нефропатия
КТ	– компьютерная томография

ЛЖ	– левый желудочек
ЛКА	– левая коронарная артерия
МИП	– проекция максимальной интенсивности
МПР	– мультипланарные реконструкции
МРТ	– магнитно-резонансная томография
МСКТ	– мультиспиральная компьютерная томография
ОА	– огибающая артерия
ОНМК	– острое нарушение мозгового кровообращения
ПЖ	– правый желудочек
ПИКС	– постинфарктный кардиосклероз
ПКА	– правая коронарная артерия
ПМЖА	– передняя межжелудочковая артерия
ПЦОР	– прогностическая ценность отрицательного результата
ПЦПР	– прогностическая ценность положительного результата
ПЭТ	– позитронно-эмиссионная томография
ССЗ	– сердечнососудистые заболевания
ССС	– сердечнососудистая система
ФК	– функциональный класс
ХБП	– хроническая болезнь почек
ХСН	– хроническая сердечная недостаточность
ЧСС	– частота сердечных сокращений
ЭКГ	– электрокардиография

## **ВВЕДЕНИЕ**

### **Актуальность темы.**

Последние пятьдесят лет мир переживает пандемию сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ). К началу 20 века ССЗ составляли менее 10% всех летальных исходов. Однако уже в начале 21 века ССЗ составили около половины всех летальных исходов в развитых странах и 25% в развивающихся странах. В России от ССЗ ежегодно умирает 1,3 миллиона человек, из них, около 600 000 человек – от ишемической болезни сердца (ИБС). В 1998 г. в США и странах Европы было зафиксировано более 600 000 смертей, вызванных поражением коронарных артерий (КА). Более чем в половине всех случаев не было предвестников заболевания. Согласно данным Американской ассоциации кардиологов за 2009 год, около 800 000 пациентов перенесли инфаркт миокарда (ИМ), из которых более чем 20 % были клинически нераспознаны. Этот факт подчеркивается наблюдением, согласно которому почти половина всех пациентов, перенесших внезапную сердечную смерть или острый ИМ, не имели предпосылок или клинических симптомов (Lloyd-Jonse D., 2009).

Для нашей страны, имеющей самые высокие показатели смертности от ССЗ среди стран Европы и Северной Америки, проблема их диагностики является крайне актуальной (Терновой С.К., 2005). Золотым стандартом диагностики состояния коронарного русла является инвазивная коронарография (КАГ). Зачастую КАГ выполняется как первый метод диагностики у пациентов с подозрением на наличие ИБС. При этом только у 1/3 пациентов КАГ сочетается с одновременной реваскуляризацией миокарда, в остальных же случаях методика выполняется с диагностической целью (Togni M., 2004).

Следует отметить, что высокая стоимость, летальность (0,1-0,2% случаев) и осложнения (ИМ – 0,1 %) КАГ ограничивают её широкое использование в качестве метода выбора диагностики атеросклероза (АС) КА (Wittlinger T., 2002; Gibbons R.J., 2003). В связи с этим широкое распространение получили неинвазивные методы исследования.

Неинвазивным и наиболее эффективным методом обследования коронарного русла считается мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ). Методика имеет целый ряд преимуществ, среди которых неинвазивность, отсутствие необходимости в госпитализации, возможность оценки типа АС бляшек (мягкие, кальцинированные, смешанные), получение информации о других структурах сердечно-сосудистой системы (ССС) и оценка риска сердечно-сосудистых событий (Vanhoenacker P.K., 2007; Achenbach S., 2009; Gibbons R.J., 2003).

Как было показано, компьютерная томографическая (КТ) коронарография обладает высокой диагностической точностью в определении поражения КА и может заменить проведение обычной КАГ (Терновой С.К., 2003; 2005; 2008; Сеницын В.Е., 2006; 2007; Meijboom W.B., 2008; Miller J.M., 2008; Mettler F.A., 2000; Abdulla J., 2011).

В то же время, несмотря на высокую точность и большие достижения КТ коронарографии, многие исследователи считают, что основные ограничения использования данного метода визуализации вызваны недостаточным количеством сведений о безопасности методики для пациента. Основные проблемы безопасности МСКТ КА связаны с лучевой нагрузкой, которая приводит к повышенному риску развития рака, и йодной нагрузкой на пациента, которая повышает риск развития контраст-индуцированной нефропатии (КИН) (Braun S., 1996; Ten Kate G.J., 2008; Schoenhagen P., 2009; Christensen J.D., 2011).

Лучевая нагрузка при проведении КТ коронарографии может варьировать в широких пределах – от 0,1 до 30 мЗв. Были предложены различные методы, позволяющие снизить лучевую нагрузку на пациента: использование проспективной синхронизации с электрокардиографией (ЭКГ), модулирование силы тока и напряжения на рентгеновской трубке, использование новых КТ с 320 рядами датчиков, а также алгоритма итеративной реконструкции (IR) «сырых» данных. Основными факторами, позволяющими снизить частоту развития КИН, является снижение объема и

концентрации йода вводимого контрастного вещества (КВ) (Юдин А.Л., 2015; Thomsen H.S., 2008; Thomsen H.S., Morcos S.K., 2008; McCullough P.A., 2008).

Необходимо отметить, что большинство доступных нам зарубежных публикаций посвящены либо проблемам снижения лучевой нагрузки, либо проблемам снижения объема и концентрации вводимого КВ. Работы, включающие в себя комплексный анализ возможности оптимизации протокола КТ коронарографии, отсутствуют.

### **Цель исследования.**

Разработать протокол исследования КТ коронарографии с низкой лучевой и низкой йодной нагрузкой пациентов с подозрением на ишемическую болезнь сердца на амбулаторно-поликлиническом этапе.

### **Задачи исследования.**

1. Сравнить показатели лучевой нагрузки на пациента и качества изображений коронарных артерий при проведении КТ коронарографии с ретроспективной и проспективной ЭКГ-синхронизацией.

2. Определить эффективность применения современных типов компьютерных томографов с целью улучшения качества полученных изображений коронарных артерий (итеративной реконструкции, программы коррекции артефактов движения).

3. Оценить качество изображений коронарных артерий при использовании протокола с низкой лучевой и йодной нагрузкой в сравнении с обычным протоколом обследования пациентов.

4. Оценить возможности и эффективность низкодозной КТ коронарографии в диагностике атеросклероза коронарных артерий на амбулаторно-поликлиническом этапе.

### **Научная новизна исследования.**

Были оценены возможности и рассчитана эффективность низкодозной КТ коронарографии в диагностике атеросклероза коронарных артерий на амбулаторно-поликлиническом этапе. Впервые был произведен комплексный анализ возможностей оптимизации протоколов КТ исследования коронарных артерий с целью повышения безопасности методики для пациента. На основании результатов проведенного исследования были разработаны и предложены оптимальные протоколы сканирования в зависимости от частоты сердечных сокращений и индекса массы тела, позволяющие сделать проведение КТ коронарографии более безопасной для пациента.

### **Практическая значимость полученных результатов.**

Предложен алгоритм использования различных протоколов сканирования при КТ коронарографии в зависимости от категории больных, позволяющий максимально снизить лучевую нагрузку на пациента без потери диагностической информации. Доказано, что низкодозная КТ коронарография является методом выбора диагностики пациентов с подозрением на ИБС на амбулаторно-поликлиническом этапе, поскольку обладает высокой диагностической информативностью. Разработан протокол сканирования пациентов с низкой лучевой нагрузкой, что делает проведение исследования более безопасным для пациента.

### **Основные положения, выносимые на защиту:**

1. Использование оптимизированных протоколов сканирования при проведении КТ коронарографии позволяет сделать данное исследование более безопасным для пациента без потери диагностической информации.
2. Методика низкодозной КТ коронарографии с высокой точностью выявляет стеноз коронарных артерий и проводит дифференциальную диагностику с другими угрожающими жизни состояниями, являющимися причиной развития боли в области грудной клетки. У многих пациентов своевременное использование низкодозной КТ коронарографии позволяет отказаться от выполнения КАГ.

### **Внедрение результатов в работу.**

Результаты выполненного научного исследования внедрены в клиническую практику ФГАУ «Лечебно-реабилитационный центр» Минздрава России. Основные положения диссертации используются в учебном процессе на курсе лучевой диагностики ФФМ МГУ.

#### **Апробация работы.**

Основные положения диссертации доложены на Европейском конгрессе радиологов (Вена, 2011, 2013, 2014, 2015), на Лейденской международной медицинской студенческой конференции (Лейден, 2011), на VIII Всероссийском Национальном Конгрессе лучевых диагностов и терапевтов «Радиология-2014» (28-30 мая, 2014).

Апробация работы состоялась 20.11.2015 года на совместном заседании научно-практической конференции кафедры многопрофильной клинической подготовки ФГБОУ ВПО «МГУ имени М.В. Ломоносова», кафедры общей и специализированной хирургии ФГБОУ ВПО «МГУ имени М.В. Ломоносова» и ФГАУ «Лечебно-реабилитационный центр» Минздрава России.

#### **Публикации.**

По теме диссертации опубликовано 18 печатных работ, из них 4 статьи в рецензируемых российских журналах, рекомендуемых ВАК, и 14 тезисных докладов, напечатанных в материалах научных конференций и конгрессов.

#### **Объем и структура работы.**

Диссертация изложена на 123 страницах машинописного текста, состоит из введения, четырех глав, заключения, выводов, практических рекомендаций и списка литературы.

Работа иллюстрирована 20 таблицами и 39 рисунками. Список литературы включает 220 источника, из них 22 отечественных и 198 зарубежных авторов.

## **ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ**

## **1.1. Эпидемиология.**

В период с 1997 по 2007 годы смертность от ССЗ снизилась на 27,8 %. Снижение показателей смертности в первую очередь связано с уменьшением факторов риска, улучшением лечения и инновациями в области неинвазивной диагностики заболеваний сердца и сосудов (Roger V.L., 2011).

Зачастую КАГ выполняется как первый метод диагностики у пациентов с подозрением на наличие ИБС. При этом только у 1/3 пациентов КАГ сочетается с одновременной реваскуляризацией миокарда, в остальных же случаях – КАГ выполняется с диагностической целью (Togni M., 2004).

Однако высокая стоимость, летальность (0,1-0,2% случаев) и осложнения (ИМ – 0,1 %) КАГ ограничивают её широкое использование в качестве метода выбора диагностики АС КА (Wittlinger T., 2002; Gibbons R.J., 2003).

За последнее десятилетие большой интерес представляет собой визуализация и диагностика ИБС с помощью КТ коронарографии (Кармазановский Г.Г., 2005; Сеницын В.Е., 2006; 2007; Марьяшева Ю.А., 2010; Кармазановский Г.Г., 2010; Федоров В.Д., 2010).

С появлением МСКТ последнего поколения (64-срезы и выше), выросла и диагностическая ценность метода, благодаря чему в настоящее время она может быть использована в качестве альтернативы КАГ у определенной категории больных (Герновой С.К., 2003; Кармазановский Г.Г., 2010; Sun Z., 2008, 2012; Mowatt G., 2008, Stein P.D., 2008; Otero H.J., 2009; Hurlock G.S., 2009; Abdulla J., 2011).

В дополнение к высокой диагностической информативности КТ коронарография позволяет оценивать морфологию и характер атеросклеротических бляшек, позволяя тем самым прогнозировать риск возможных неблагоприятных событий (Кармазановский Г.Г., 2010; Кондратьев Е.В., 2011; Тарбаева Н.В., 2012; Федоров В.Д., 2010; Rana J.S., 2012; Gottlieb I., 2010; Carrigan T.P., 2009; Budoff M.J., 2009).

Большое количество проведенных исследований демонстрирует высокую диагностическую эффективность метода по сравнению с инвазивным исследованием в оценке просвета КА и диагностике стеноза (Терновой С.К., 2005; Федоров В.Д., 2010; Vanhoenacker P.K., 2007; Janne d'Othe'e B., 2008; Achenbach S., 2007).

По данным Kuettner A. et al. (2004) и Deetjen A.G. et al. (2007) чувствительность составила 72% и 73% (соответственно), а по данным Gademartiri F. et al. (2004) – 96%.

В работе Garcia M.J. et al. (2006) специфичность составила 65%, а Kitagava T. et al. (2005) получил специфичность 98%. Однако данные значения были получены для 16-спирального КТ.

Значения чувствительности и специфичности для 32-срезовых КТ составили 76% и 94%, соответственно (Cordeiro M.A., 2006).

Анализ данных проведенных исследований показывает, что чувствительность КТ коронарографии в выявлении значимых стенозов КА составляет 85-99 %, специфичность – 64-94 %, прогностическая ценность положительного результата (ПЦПР) – 86-91 %, прогностическая ценность отрицательного результата (ПЦОР) – 83-97 %; точность определения стенозов КА достигает 95 % (Кармазановский Г.Г., 2010; Федоров В.Д., 2010; Ohnesorge B.M., 2006; Meijboom W.B., 2008; Miller J.M., 2008; Janne d'Othe'e B., 2008; Oudkerk M., 2008; Taylor A.J., 2010).

В сегментарном анализе чувствительность метода составляет 62-88 %, специфичность – 79-90 %, ПЦПР – 36-47 % и ПЦОР – 95-99 % (Miller J.M., 2008; Piers L.H., 2008).

Таким образом, современная КТ коронарография обладает высокой отрицательной прогностической значимостью а, следовательно, является достойной альтернативой КАГ в выявлении АС КА и имеет целый ряд преимуществ (АССФ, 2006; Архипова И.М., 2013).

В то же время, несмотря на высокую точность и большие достижения КТ коронарографии, многие исследователи считают, что основные

ограничения использования данного метода визуализации связаны с недостаточным количеством сведений о безопасности методики для пациента. В частности, основные проблемы безопасности КТ КА связаны с лучевой нагрузкой, которая приводит к повышенному риску развития рака, и йодной нагрузкой на пациента, которая повышает риск развития КИН (Поляев Ю.А., 2010; Braun S., 1996; Ten Kate G.J., 2008; Schoenhagen P., 2009; Christensen J.D., 2011).

### **1.2. Лучевая нагрузка при выполнении КТ исследований.**

Высокие дозы лучевой нагрузки на пациентов при проведении КТ являются поводом для беспокойства врачей. Согласно данным Американской академии, в 1999 году доля КТ исследований составляла 11,1% всех диагностических процедур, хотя в 1990 на их долю приходилось только 6,1% (Хомутова Е.Ю., 2009; Блинов А.Б., 2010; Кондратьев Е.В., 2012; Лебедев Н.И., 2014; Mettler F.A., 2000).

Поскольку проведение КТ связано с большой лучевой нагрузкой на пациента, в 1990 году приблизительно 67% всей эффективной дозы облучения на пациента приходилось именно на данное исследование. По этим же данным 11% всех КТ исследований приходилось на долю детского населения (Mettler F.A., 2000).

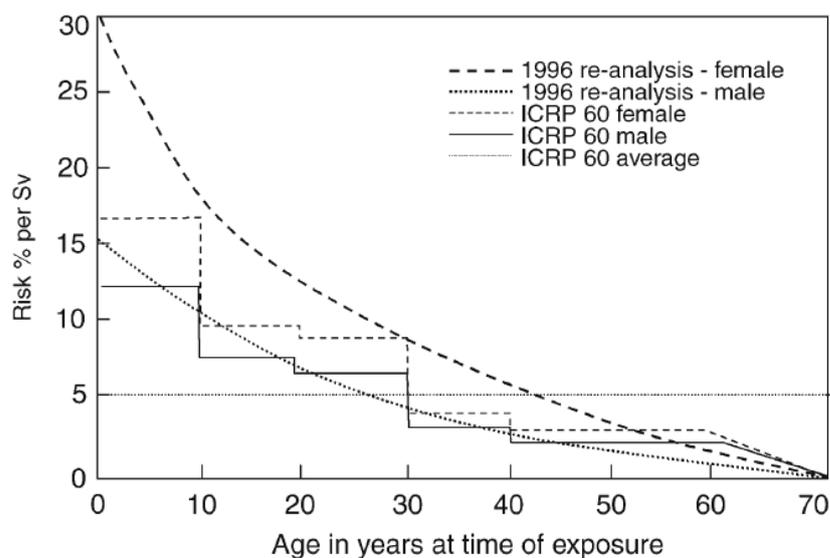
Высокая лучевая нагрузка при проведении КТ была также отмечена для Великобритании в 1989 году, где было зафиксировано, что КТ исследования составили 2% всех диагностических процедур и 20% всей эффективной дозы облучения (Shrimpton P.C., 1998).

Последующее наблюдение 1995 года показало, что на долю КТ исследований приходится 4% среди всех диагностических процедур, что составило 40% от всей эффективной дозы. Увеличение лучевой нагрузки на пациентов при проведении КТ, особенно при обследовании детского населения, вызывает интерес у врачей радиологов, медицинских физиков, членов правительства и средств массовой информации (Sternberg S., 2001).

В связи с чем, радиологи, выполняющие КТ исследования, придерживаются принципа ALARA – максимальное снижение лучевой нагрузки на пациента за счёт реально имеющихся ресурсов. Однако даже при строгом соблюдении этого принципа, доза облучения при КТ коронарографии остается относительно высокой (Einstein A.J., 2007).

Хотя для всех пациентов снижение эффективной дозы облучения одинаково хорошо, Earls J.P. et al (2008) считают, что данное снижение особенно целесообразно у женщин предклимактерического возраста (из-за непосредственной экспозиции грудной клетки), а также у лиц среднего возраста и молодых пациентов (из-за большого промежутка времени, который может привести к развитию рака). Кроме того, в эту группу можно отнести пациентов, которым в будущем может быть повторно назначена КТ коронарография, например, для оценки стентов или проходимости шунтов, сложных врожденных аномалий или уже известных стенозов КА.

Особенно актуально снижение лучевой нагрузки у детей, так как они более склонны к возникновению индуцированного эффективной дозой облучения рака, чем взрослые (рис. 1).



**Рис. 1.** Оценка риска смерти от рака в зависимости от возраста, в котором была лучевая нагрузка (Brenner D.J., 2002).

У детей высокий риск развития онкологических заболеваний связан с большим промежутком времени для развития рака, а также большим количеством активно делящихся клеток (Brenner D.J., 2001; Pierce D., 1996).

Показатели лучевой нагрузки на пациента при проведении КТ коронарографии могут достигать порядка 9,4-31 мЗв. Такие высокие цифры эффективной дозы облучения на пациентов при выполнении исследования до настоящего времени остаются нерешенной проблемой (Hausleiter J., 2006; d'Agostino A.G., 2006; Johnson T.R., 2006; Leschka S., 2008).

В связи с чем, в литературе последних лет появляется огромное количество публикаций, посвященных возможностям снижения лучевой нагрузки при проведении исследования КТ коронарографии.

### **1.3. Способы снижения лучевой нагрузки при проведении КТ коронарографии.**

Усилия по снижению дозы облучения имеют несколько направлений (Блинов А.Б., 2010; Кондратьев Е.В., 2013; Ertl-Wagner В.В., 2004).

К стратегиям снижения эффективной дозы облучения при выполнении КТ коронарографии относятся следующие:

1. основанная на анатомии модуляция тока рентгеновской трубки (Jung В., 2003; Starck G., 2002);
2. модуляция тока рентгеновской трубки под контролем ЭКГ (Wintersperger В., 2005; Abada Н.Т., 2006);
3. уменьшение напряжения на рентгеновской трубке (Geleijns J., 2006; Hohl С., 2006);
4. проведение сканирования с большим питчем (Achenbach S., 2009; 2010);
5. использование проспективной синхронизации с ЭКГ (Paul J.F., 2007; Sun Z., 2012).
6. использование новых КТ с 320 рядами датчиков (Einstein J., 2010).

К дополнительным методам снижения эффективной дозы облучения можно отнести уменьшение зоны сканирования, использование фильтров и IR, применение которых позволяет уменьшить лучевую нагрузку на 16, 40 и 44 % соответственно (Hara A.K., 2009; Budoff M.J., 2009; Leschka S., 2010).

В работе Einstein A.J. et al (2010) было показано, что использование КТ с 320 рядами датчиков позволяет снизить лучевую нагрузку без снижения качества изображений при визуализации сердца на 91% по сравнению с традиционными 64-рядными томографами. Это происходит за счет того, что такой томограф позволяет произвести исследование за время одного сокращения сердца без потери качества изображений, что и приводит к снижению эффективной дозы облучения. Однако в данном исследовании имели место ограничения, которые были связаны с применением искусственной модели, имитирующей мужскую и женскую анатомию с частотой сердечных сокращений (ЧСС) 60 уд/мин. В реальной же практике редко встречается такой ровный ритм. Кроме того, на данный момент 320-рядные томографы малодоступны из-за высокой стоимости (Einstein A.J., 2010).

Другим подходом к снижению лучевой нагрузки является уменьшение напряжения трубки. Уменьшение напряжения до 100 кВ может снизить лучевую нагрузку на 90% по сравнению с вольтажом 120 кВ (Gopal A., 2009). Однако уменьшение напряжения тока трубки со 120 до 80 кВ позволяет не только снизить эффективную дозу облучения, но и приводит к некоторому ухудшению качества изображений КА.

В работе Gagarina N. et al. (2010) было продемонстрировано снижение лучевой нагрузки на пациента за счет уменьшения напряжения на трубке (со 120 до 100 кВ), а также силы тока трубки при проспективной ЭКГ-синхронизации, без потери качества получаемого изображения. Но, следует отметить, что в исследование были включены пациенты только с индексом массы тела (ИМТ) меньше 30 кг/см<sup>2</sup> (т.е. пациенты без ожирения) (Gagarina N., 2010).

Большим количеством исследователей было продемонстрировано, что наиболее эффективным и доступным способом снижения лучевой нагрузки является использование проспективной ЭКГ-синхронизации.

### **1.3.1. Использование проспективной синхронизации с ЭКГ.**

Существует возможность двух способов кардиосинхронизации с ЭКГ: проспективной и ретроспективной. В 1997 г. Woodhouse С.Е. et al. описали методику ретроспективной синхронизации с ЭКГ при использовании однослойной спиральной КТ (Woodhouse С.Е., 1997).

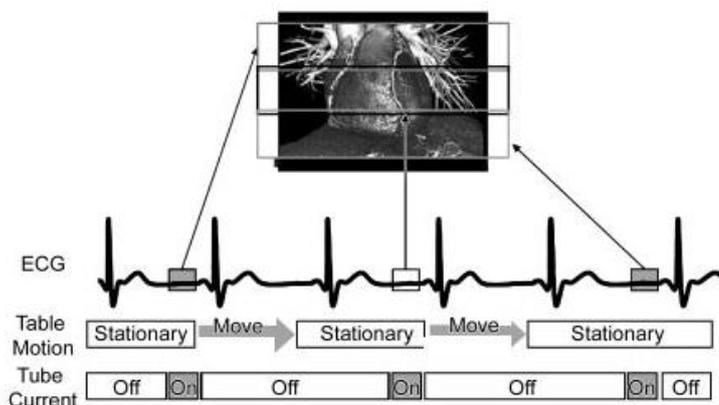
Принцип данной методики заключался в том, что сканирование, охватывающее полный объем сердца, происходит непрерывно, на протяжении всего сердечного цикла одновременно с регистрацией ЭКГ. Данные полученные в результате исследования ретроспективно реконструируются путем выделения из общего массива данных, которые соответствуют определенной фазе сердечного цикла (Kachelriess M., 1999, 2000; Ohnesorge B., 2000).

Все это помогает получить изображения КА в тот момент, когда они меньше всего подвижны, а также выполнить мультипланарные реконструкции (МПР) высокого качества. Сканирование тонкими срезами (1,25 мм при 4 спиральной и <1,00 мм при 16-, 32-, 64-спиральных томографов) с тонкой коллимацией (1,00 мм и меньше) способствует улучшению пространственного разрешения, что также способствует увеличению качества трехмерной реконструкции (Schoepf U.J., 2003). Высокий ток на рентгеновской трубке дает высокое соотношение сигнал/шум (SNR) (Janowitz W.R., 2001). Но недостатком данного вида синхронизации является более высокая лучевая нагрузка на пациента (до 20 мЗв), что объясняется непрерывным процессом сканирования на протяжении всего сердечного цикла (Rumberger J.A., 2001; Steinbigler P., 1999).

При использовании протоколов с проспективной ЭКГ-синхронизацией триггер начала регистрации выбирается вручную и должен соответствовать

диастоле левого желудочка (ЛЖ). Обычно это 40-80% от интервала RR, либо 480 мсек. после очередного зубца R. На рис. 2 продемонстрирована методика проведения проспективной ЭКГ-синхронизации (Earls J.P., 2008).

Проспективная ЭКГ-синхронизация способствует снижению лучевой нагрузки, так как регистрация осуществляется только в нужную фазу сердечного цикла, и применяется, в частности, для диагностики коронарного кальциноза, внутрисердечного тромбоза и опухолей миокарда (Procor M., 2003).



**Рис. 2.** Методика проведения проспективной ЭКГ-синхронизации. Показана синхронизация с ЭКГ, движение стола, сила тока трубки, фаза реконструкции изображения (Earls J.P., 2008).

За последние 10 лет большое число публикаций посвящены возможностям снижения лучевой нагрузки за счет использования проспективной синхронизации с ЭКГ.

В 2006 году Hsieh J. et al. показали, что снижение эффективной дозы облучения при использовании проспективной ЭКГ-синхронизации, по сравнению со стандартной ретроспективной, составляет 50%, без снижения качества изображений КА (Hsieh J., 2006).

В последующих клинических наблюдениях также было отмечено существенное снижение лучевой нагрузки на пациента (на 77-83%) при использовании проспективной синхронизации. Таким образом, было показано, что использование данного метода может привести к сокращению

лучевой нагрузки на пациента на 20-83% в зависимости от ЧСС (Кондратьев Е.В., 2012; Jakobs T.F., 2002; Morin R.L., 2003; Abada H.T., 2006; Feng Q., 2010; Hirai N., 2008; Husmann L., 2009; Suzuki S., 2009; Ko S.M., 2010).

Суммарные результаты недавно проведенных исследований представлены в табл. 1.

Минимальные значения эффективной дозы (порядка 2 мЗв) у группы из 11 пациентов, вес которых не превышал 60 кг, а показатели напряжения на трубке были уменьшены до 80 кВ (сила тока трубки составила 520 мА), были продемонстрированы в работе Abada H.E. et al. (2006).

В исследовании Feng Q. et al. (2010) также значения эффективной дозы составили 2 мЗв и меньше в группе с проспективной ЭКГ-синхронизацией и напряжением на трубке 100 кВ.

Earls J.P et al. (2008) отмечают, что самым низким значением эффективной дозы при проведении КТ коронарографии может быть 1 мЗв и меньше.

Недостатком большинства клинических исследований являлось то, что параметры качества изображений КА были оценены субъективно.

Feng Q. et al. (2010) анализировали качество получаемого изображения не только субъективно, но и по соотношению сигнал/шум и контраст/шум (CNR). В их работе было показано одинаково хорошее качество изображений при субъективной оценке и при анализе SNR в двух группах пациентов, однако были значительные различия в CNR (выше в группе пациентов с проспективной ЭКГ-синхронизацией).

Schindera S.T. et al. (2008) отмечают, что снижение вольтажа трубки повышает CNR. Главный минус низкого напряжения тока на трубке это увеличение шума на изображениях, вызванное уменьшением потока фотонов. Для повышения качества изображений за счет уменьшения шума в последнее время успешно используют повышение силы тока трубки взамен низкого напряжения (Schindera S.T., 2008).

Таблица 1

Результаты исследований по снижению лучевой нагрузки на пациента при использовании проспективной ЭКГ-синхронизации

Авторы	Кол. пац.	Эффективная доза		Качество изображений	Примечания
		Проспективная синхронизация	Ретроспективная синхронизация		
Hirai N. et al (2008)	62	4.1 мЗв ± 1.8	20.0 мЗв ± 3.5	Одинаковое	ЧСС < 75 уд/мин. Средний вес пациентов 62 кг ± 12 (без ожирения)
Earls J.P. et al (2008)	82	2.8 мЗв	18.4 мЗв	Лучшее при проспективной синхронизации	ЧСС < 70 уд/мин. При проспективной синхронизации сила тока трубки выше
Shuman W.P. et al (2008)	72	9.2 ± 2.2 мЗв	31.8 ± 5.1 мЗв	Лучшее при проспективной синхронизации	ЧСС < 75 уд/мин. Выбор силы тока и напряжения трубки в зависимости от ИМТ
Feng Q. et al (2010)	78	2.71 ± 0.67 мЗв	4.9 ± 0.68 мЗв	Одинаковое. CNR выше при проспективной синхронизации	128-срезовый КТ. ЧСС < 75 уд/мин. Напряжение трубки – 100 кВ в 2 группах. Пациенты с низким ИМТ
Ko S.M. et al (2010)	178	3.83 ± 0.84 мЗв	10.7 ± 2.7 мЗв	Одинаковое	Оценка качества субъективная. Пациенты с ЧСС > 65 уд/мин были включены в группу только с проспективной синхронизацией, что привело к снижению показателя качества изображения в данной группе

Dowe D. et al. (2007) сообщают об увеличении SNR прежде всего у пациентов с избыточной массой тела и страдающих ожирением. У таких пациентов использование максимального тока трубки (до 770 мА) и напряжения трубки 120 кВ необходимы для получения качественных диагностических изображений КА.

Ограниченное число исследований посвящено влиянию ЧСС на качество получаемого изображения при проведении проспективной ЭКГ-синхронизации и сравнению данных параметров с ретроспективным сканированием.

ЧСС от 50 до 60 уд/мин предпочтительна для получения более качественных изображений КА при проспективной ЭКГ-синхронизации (Budoff M.J., 2008; Earls J.P., 2008). Если сердечный ритм меньше 60 уд/мин, то лучевая нагрузка может быть уменьшена приблизительно на 50% (Jakobs T.F., 2002).

В работе Ко S.M. et al. (2010) недиагностические изображения были получены значительно реже у пациентов с ЧСС < 57 уд/мин (1,37% у 19% пациентов) по сравнению с пациентами с ЧСС > 57 уд/мин (3,95% у 26% пациентов), как в группе с проспективной, так и в группе с ретроспективной ЭКГ-синхронизацией.

Таким образом, многие ограничения, которые приводили к снижению качества получаемого изображения за счет повышения шума и появления артефактов движения, были отмечены у пациентов с ИМТ больше 30 кг/м<sup>2</sup> (Vogl T.J., 2002) и абсолютной аритмией (Herzog C., 2007). Однако, учет данных параметров в большинстве исследований, посвященных сравнению проспективной и ретроспективной синхронизации с ЭКГ, не был произведен.

Отдельно следует упомянуть о влиянии ЧСС на качество получаемых изображений, как при использовании стандартного протокола сканирования, так и при проведении исследования с низкой лучевой нагрузкой.

Большинство авторов полагают, что при ЧСС выше 65-70 уд/мин не может быть получено хорошее качество изображений КА и выполнена

однозначная диагностика коронарного стеноза (Giesler T., 2001; Herzog C., 2002; 2004; Nieman K., 2002; Schroeder S., 2002).

Например, Nieman K. et al. (2002) отмечают, что у пациентов с ЧСС 73-104 уд/мин, 46% сегментов КА не возможно было оценить, а чувствительность методики составила всего лишь 67%. В группе пациентов с ЧСС 49-62 уд/мин анализ 22% сегментов КА был затруднен, а чувствительность метода возросла до 97%.

При очень высокой ЧСС (выше 75 уд/мин) даже ретроспективная реконструкция изображений иногда была невозможна (Rodenwaldt J., 2003).

Ряд исследователей отмечает, что благодаря появлению алгоритма коррекции артефактов движения (SSF), стало возможным проведение исследования с проспективной ЭКГ-синхронизацией у пациентов с высокой ЧСС (Cho I., 2014; Andreini D., 2015; Machida H., 2015). По их данным использование данного алгоритма позволяет проводить сканирование у пациентов с промежуточной и высокой ЧСС без снижения общего показателя качества изображений и количества сегментов КА диагностического качества.

По данным Li et al. (2014), использование алгоритма SSF у 37 пациентов с ЧСС 65 – 70 уд/мин, позволяет получить 97,9 % сегментов КА диагностического качества. Авторы также отмечают, что использование алгоритма коррекции артефактов движения более эффективно для правой коронарной артерии (ПКА) и менее эффективно для левой коронарной артерии (ЛКА) и огибающей артерии (ОА). Полученные результаты можно объяснить разницей в скорости движения КА в различные фазы сердечного цикла.

Например, в исследованиях, посвященных качеству визуализации КА в разные фазы сердечного цикла, было выявлено, что у большинства пациентов передняя межжелудочковая артерия (ПМЖА) лучше визуализируется в середину диастолы (в промежутке 60-70% RR), ПКА – в раннюю диастолу (40 %), ОА – на 50 % от длительности сердечного цикла (Kopp A.F., 2001).

Kitagawa T. et al. (2005) также в своей работе показали, что наименьшее число двигательных артефактов для ЛКА и ОА наблюдалось на 70 % RR, в конце диастолы.

Таким образом, при использовании проспективной синхронизации с ЭКГ в фазу цикла 70-80 % RR интервала отмечается наибольшая скорость кровотока ПКА и поэтому её изображение бывает искажено артефактами чаще, чем изображения других КА (Achenbach S., 2000).

### **1.3.2. Использование новых алгоритмов реконструкции: итеративная реконструкция.**

Ранее альтернативные методы реконструкции изображений, такие как IR, главным образом использовались в ядерной медицине (Knesaurek K., 1996; Liow J.S., 1997). В настоящее время IR, в частности адаптивная статистическая итеративная реконструкция (ASIR), стала использоваться и при выполнении КТ исследований сердца и сосудов (Cheng L.C.Y., 1996).

Как было сказано выше, снижение дозы облучения за счет снижения тока и напряжения рентгеновской трубки при выполнении КТ исследований приводит к снижению качества изображений за счет увеличения количества шума и артефактов на изображениях (Leschka S., 2008).

Возможным решением данной проблемы может служить внедрение технологии адаптивной статистической итеративной реконструкции «сырых» данных КТ – ASIR. ASIR-алгоритм позволяет, с одной стороны, повысить качество изображений, а с другой, – снизить величину анодного тока и, следовательно, лучевую нагрузку на пациента (Prakash P., 2010; Marin D., 2010).

Суть технологии ASIR заключается в предварительном математическом моделировании изображений, которое дополнительно корректируется с учетом энергии фотонов и характеристики объекта исследования. Особенностью данного алгоритма является выполнение реконструкции из сырых данных и непосредственное воздействие на

причины появления шума, что дает возможность повысить качество изображения и снизить лучевую нагрузку (Cheng L.C.Y., 2006).

Благодаря высоким темпам развития компьютерных технологий и методик, было изучено использование IR при выполнении КТ коронарографии, что привело к тому, что в настоящее время скорость реконструкции позволяет его широко использовать в клинической практике (Thibault J.B., 2007; Leipsic J., 2010).

Было продемонстрировано, что использование IR позволяет снизить уровень шума, улучшить качество полученных изображений и снизить эффективную дозу облучения не только при проведении КТ тела, но и при выполнении КТ коронарографии.

По данным исследования Leipsic J. et al. (2010) использование ASIR позволяет снизить эффективную дозу облучения на 27 %, по сравнению с использованием алгоритма обратного проецирования фильтрованных проекций (FBP). Следует также отметить, что при этом качество изображений и интерпретация сегментов КА были лучше при использовании 40 и 60 % ASIR, по сравнению с FBP.

По данным Kordolaimi S.D. et al. (2014) эффективная доза облучения при проведении ретроспективной ЭКГ-синхронизации может быть снижена на 46 % при использовании IR, по сравнению с FBP, без значимых различий в уровне шума изображений. При проведении проспективного сканирования с IR можно дополнительно снизить лучевую нагрузку (на 26%), без снижения качества изображений. Таким образом, авторы отмечают, что комбинация проспективной ЭКГ-синхронизации с алгоритмом IR позволяет значимо снизить дозу облучения при проведении КТ коронарографии, до 2 мЗв и даже меньше.

Аналогичные данные были получены в работе Hou Y. et al. (2012), которые продемонстрировали, что использование IR при проспективной ЭКГ-синхронизации позволяет уменьшить лучевую нагрузку на 63 % и

получить отличное качество изображений. Но в их работе сканирование проводили на 256-спиральном КТ.

Kordolaimi S.D. et al (2013), проанализировав данные литературы, сообщают, что клиническое применение IR обеспечивает сопоставимое качество изображений КА по сравнению с FBP и позволяет снизить эффективную дозу облучения в диапазоне от 25 до 98,6%. Тем не менее, авторы считают, что необходима дальнейшая клиническая оценка для определения оптимального соотношения качества полученного изображения и лучевой нагрузки.

В работе Willemink M.J. et al (2014), посвященной влиянию снижения эффективной дозы облучения и IR на коронарный кальциевый индекс (КИ) в исследовании *ex vivo*, было отмечено, что снижение дозы облучения при FBP не влияет на численные показатели КИ, но использование IR занижает показатели КИ по Агатсону и его объем.

Следует также упомянуть о методе итеративной реконструкции на основе моделей (model-based iterative reconstruction, MBIR), который дает возможность проводить исследование КТ коронарографии с минимальной лучевой нагрузкой (до 0,22 мЗв) (Son S.S., 2014).

По результатам Son S.S. et al. (2014) проведение КТ исследования сердца с MBIR у новорожденных и детей раннего возраста позволяет уменьшить шум изображения и увеличить CNR, по сравнению с использованием других алгоритмов реконструкции (ASIR и FBP). Но, данный алгоритм реконструкции требует больших временных затрат.

В единичных зарубежных публикациях был произведен анализ диагностической информативности КТ коронарографии, выполненной по протоколу низкой лучевой нагрузки (Eisentopf J., 2013; Yin W.H., 2013; Stehli J., 2014; Layritz C., 2014). Авторы отмечают высокую диагностическую эффективность метода в оценке ИБС, сопоставимую с данными обычного протокола сканирования КТ коронарографии и КАГ, несмотря на

значительное снижение эффективной дозы облучения (Budoff M.J., 2008; Menke J., 2013).

По результатам Stehli J. et al (2014) чувствительность, специфичность, ПЦПР, ПЦОР и точность КТ коронарографии с использованием IR (в частности MBIR) составила 100, 74, 77, 100 и 86% соответственно при оценке на уровне пациентов и 85, 86, 56, 96 и 85 % соответственно при оценке на уровне сосудов. Кроме того, в их исследовании количество неинтерпретируемых сегментов КА было низким, несмотря на ЧСС до 73 уд/мин и диапазон ИМТ до 39 кг/м<sup>2</sup>, что свидетельствовало о возможности широкого клинического применения данного протокола сканирования.

В работе Layritz C. et al. (2014) чувствительность, специфичность, ПЦПР и ПЦОР в диагностике гемодинамически значимых стенозов КА составили 69, 97, 69 и 97% соответственно при использовании FBR-алгоритма и 81, 97, 68 и 98 % соответственно при использовании IR (p=0,6).

Eisentopf J. et al. (2013) отмечают, что использование проспективной ЭКГ-синхронизации с низким напряжением (до 80 кВ) и низким током на трубке в комплексе с IR позволяет с хорошей точностью (чувствительность 96-100%, специфичность 65-84%) оценивать пациентов с имплантированными стентами КА при очень низкой лучевой нагрузке.

Renker M. et al. (2011) сообщают, что алгоритм IR является не только инструментом, позволяющим увеличить разрешение изображений, но и помогает увеличить диагностическую информативность КТ коронарографии у пациентов с выраженным кальцинозом КА.

#### **1.4. Йодная нагрузка при проведении КТ коронарографии.**

Помимо высокой лучевой нагрузки, проблемы безопасности КТ коронарографии связаны также с йодной нагрузкой на пациента, которая повышает риск развития КИН (Синицын В.Е., 2003; Braun S., 1996; Ten Kate G.J., 2008; Schoenhagen P., 2009; Christensen J.D., 2011).

КИН – это острое заболевание почек, вызванное введением КВ, приводящего к развитию внутрибольничной острой почечной недостаточности (Кармазановский Г. Г., 2007; Nash K., 2002; Barrett V.J., 2006).

Наименьшие дозы КВ, достаточные для получения диагностической информации, необходимо использовать в особенности у пациентов с хроническими болезнями почек (ХБП), поскольку развитие КИН тесно связано с ранее существующей почечной недостаточностью (Scanlon P.J., 1999; Gruberg L., 2000).

Поскольку частота ХБП выше у пациентов с ССЗ, у которых может потребоваться повторное исследование КТ коронарографии или выполнение КАГ с целью лечения ИБС, снижение дозы КВ и эффективной дозы облучения особенно важно у данной категории больных (Utsunomiya D., 2011).

К сожалению, в отечественной и в зарубежной литературе в основном встречаются работы, посвященные либо снижению лучевой нагрузки, либо снижению показателей йодной нагрузки на пациента, а комплексный анализ проблемы в целом отсутствует.

Однако за последний год появилось единичное количество публикаций, посвященных данной проблеме (Zheng M., 2015; Sun G., 2015; Oda S., 2015).

В работе Sun G. et al. (2015) было продемонстрировано, что использование «двойного низкого» протокола сканирования (за счет снижения напряжения на трубке с использованием IR и применения КВ с низкой концентрацией йода – Йодиксанол 270) у пациентов с ИМТ 26-30 кг/м<sup>2</sup> позволяет получать изображения диагностического качества при низкой лучевой и йодной нагрузке.

Zheng M. et al. (2015) сообщают, что сочетание проспективной ЭКГ-синхронизации с большим питчем, с низким напряжением на рентгеновской трубке и IR, а также КВ с низкой концентрацией йода (270 мг/мл) позволяет

получить изображения КА хорошего качества (с хорошим контрастным усилением) и при этом снизить эффективную дозу облучения на 54,4%.

Oda S. et al. (2015) также отмечают, что лучевая нагрузка может быть снижена на 38% за счет использования низкого напряжения на трубке (80 кВ) и IR, а йодная нагрузка уменьшена на 25 или на 50 % за счет использования КВ с концентрацией йода 210 или 140 мг/мл соответственно.

В данных исследованиях было продемонстрировано, что использование низкодозного и низкойодного протокола сканирования дает сопоставимые показатели CNR на уровне восходящей аорты (ВА) и КА, а также сопоставимое число сегментов КА диагностического качества при сравнении с обычным протоколом сканирования (95 и 97,8% соответственно).

Следует отметить, что все описанные выше исследования были проведены с использованием томографов с 320 рядами датчиков.

Известно, что снижение напряжения на рентгеновской трубке приводит к увеличению контрастного усиления по сравнению со стандартным протоколом сканирования (с напряжением трубки 120 кВ). Хотя эта особенность позволяет снизить эффективную дозу облучения и дозу КВ, использование методик снижения напряжения тока на трубке во время сканирования не стандартизовано, поскольку КТ системы разных производителей имеют разные спектры рентгеновского излучения и энергию фотонов при одинаковом напряжении (Nakayama Y., 2005; Cheng C., 2012).

Cheng C. et al. (2012) сообщают о разных уровнях повышения контраста при проведении исследования на разных компьютерных томографах.

Например, проведение исследования на 320-рядных томографах с низкой энергией фотонов дает высокий уровень контрастного усиления (Mori S., 2006; Iida H., 2011), что позволяет проводить сканирование с низким напряжением на рентгеновской трубке и низкой концентрацией КВ и получать хорошее качество изображений проксимальных и дистальных сегментов КА (Oda S., 2015).

Снижение напряжения трубки приводит не только к увеличению уровня контрастного усиления и уменьшению показателей лучевой нагрузки, но и к повышению уровня шума изображений (Funama Y., 2005). С целью компенсации повышенного шума, получаемого при низких значениях напряжения тока трубки, эффективно использование IR (Nakaura T., 2013).

Nakaura T. et al. (2013) в своей работе, отмечают, что при проведении КТ коронарографии на 256-спиральном томографе с напряжением 80 кВ и использованием IR, доза КВ может быть уменьшена на 50 % (до 185 мГЙ/кг; средняя доза  $29,4 \pm 6,1$  мЗв) при достаточном уровне контраста в ВА.

Komatsu S. et al. (2013), которые проводили исследование на 64-спиральном КТ с использованием двух протоколов сканирования с напряжением 80 кВ и средними показателями дозы КВ  $10 \pm 4$  или  $15 \pm 7$  мЗв, также сообщили, что качество полученных изображений было приемлемым.

Тем не менее, ни в одной из этих работ не был оценен качественный и количественный показатель качества изображений дистальных отделов КА. Как известно, уровень контрастного усиления данных сегментов может значительно снижаться при использовании протоколов сканирования с меньшим количеством КВ и КВ с меньшей концентрацией йода (Nyman U., 2011).

Разработка нового протокола сканирования при выполнении КТ коронарографии имеет огромное практическое значение, поскольку, благодаря снижению эффективной дозы облучения и дозы КВ, можно снизить риск лучевой нагрузки и риск развития КИН без ущерба диагностической информации в особенности у молодых пациентов и пациентов с заболеваниями почек (Dai Y., 2014; Oda S., 2015).

Таким образом, исходя из данных литературы, ССЗ являются широко распространенными во всем мире. Вместе с тем они характеризуется высокой инвалидизацией и смертностью. Кроме того, в России в последние годы наблюдается рост заболеваемости и смертности от ССЗ. Это обуславливает необходимость своевременной диагностики данных заболеваний.

В настоящее время разработаны новые методы, успешно применяемые в диагностике ССЗ, в частности в оценке состояния КА. К ним в первую очередь относится КТ коронарография.

В клинических исследованиях была отмечена высокая чувствительность и специфичность данного метода в диагностике поражений КА. Однако высокие показатели лучевой и йодной нагрузки на пациента при выполнении КТ коронарографии остаются до сих пор нерешенной проблемой. В связи с чем, в последнее время в зарубежной литературе появилось большое количество публикаций, посвященных возможностям использования новых протоколов сканирования со сниженной лучевой и йодной нагрузкой и с сохранением при этом качества полученного изображения.

Следует отметить, что помимо маленького количества работ, посвященных данной проблеме, в отечественной литературе и в большинстве зарубежных исследований не был произведен учет ряда параметров.

Кроме того, в литературе отсутствует комплексный анализ проблемы, а также возможные рекомендации об условиях использования того или иного метода снижения лучевой нагрузки в зависимости от ЧСС и ИМТ. Итак, практически во все исследования были включены пациенты только с ИМТ меньше 30 кг/см<sup>2</sup> (т.е. пациенты без ожирения). А информация о возможности проведения исследования КТ коронарографии как с низкой лучевой, так и с низкой йодной нагрузкой практически отсутствует.

Поэтому изучение проблемы оптимизации протоколов сканирования при проведении КТ коронарографии и является целью настоящего исследования.

## **ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ.**

### **2.1. Характеристика групп пациентов, включенных в исследование.**

В исследование было включено 435 пациентов обоих полов, направленных в отделение лучевой диагностики для оценки состояния КА. У всех пациентов были жалобы на боль/ дискомфорт/ давление в области грудной клетки.

У 265 пациентов были оценены возможности оптимизации протокола КТ коронарографии с целью снижения как лучевой, так и йодной нагрузки, изучены возможности использования современных компьютерных томографов с опциями IR и алгоритмом SSF, предназначенных для улучшения качества изображений КА.

У данных пациентов использовали различные протоколы сканирования, в зависимости от которых пациенты были разделены на следующие группы:

- Пациенты, у которых оценивали возможность применения проспективной ЭКГ-синхронизации (группа 1).
- Пациенты, у которых оценивали эффективность использования современных типов томографов с опциями ASIR (группа 2) и SSF (группа 3).
- Пациенты, которым проводили исследование по протоколу низкой лучевой и йодной нагрузки (группа 4) с целью оценки его информативности по сравнению с обычным протоколом обследования пациентов.

У остальных 170 больных с подозрением на ИБС (группа 5) была оценена эффективность использования низкодозной КТ коронарографии на амбулаторно-поликлиническом этапе.

#### ***Основные критерии включения больных в исследование:***

1. Показания к КТ коронарографии (наличие или подозрение на ИБС или заболевание сердца).

2. Подписанное информированное согласие.
3. Синусовый ритм.
4. Отсутствие противопоказаний к введению контрастного препарата.
5. Отсутствие противопоказаний к использованию бета-блокаторов.

***Критерии исключения больных из исследования:***

1. Беременные или кормящие женщины.
2. Нарушение сердечного ритма, частые (>5 /мин) экстрасистолы.
3. Наличие противопоказаний к введению КВ.
4. Сердечная недостаточность по NYHA III-IV.
5. Гиперчувствительность к активному компоненту препарата или любому вспомогательному веществу.
6. Тяжелый тиреотоксикоз.

Всем пациентам исследование проводили на 64-спиральном КТ. Пациентам с ЧСС>80 уд/мин за 15-20 мин до исследования внутривенно вводили бета-блокаторы (метопролол, 15-20 мг). Сканирование проводили в краниокаудальном направлении, на уровне от корня аорты (выше отхождения КА) до верхушки сердца, на задержке дыхания. С помощью автоматического инжектора внутривенно со скоростью 4-5 мл/с вводили 80-100 мл неионного контрастного средства.

Анализ полученных изображений выполнялся на аксиальных срезах (2D); в постпроцессинговой обработке использовались программы: МПР и VRT.

Далее представлены характеристики групп пациентов, включенных в исследование.

**2.1.1. Пациенты, у которых оценивали возможность применения проспективной ЭКГ-синхронизации (группа 1).**

В данную группу было включено 107 пациентов (мужчины – 56, женщины – 44). Средний возраст пациентов составил  $59 \pm 11$  лет (от 34 до 90 лет). Характеристика пациентов представлена в табл. 2.

Пациенты были обследованы с использованием двух разных протоколов сканирования.

**1-ю подгруппу** составили 50 пациентов, средний возраст –  $59 \pm 10,5$  лет (от 38 до 81). Пациентам в данной подгруппе КТ коронарография была выполнена с использованием проспективной ЭКГ-синхронизации.

Во **2-ю подгруппу** были также включены 50 пациентов, средний возраст –  $59 \pm 11,9$  лет (от 39 до 90). В данной подгруппе при проведении КТ использовали ретроспективный метод ЭКГ-синхронизации.

Таблица 2

Характеристика пациентов и параметров сканирования

Параметры	Проспективная ЭКГ-синхронизация	Ретроспективная ЭКГ-синхронизация	P
Возраст	$59 \pm 10,5$ (38-81)	$60 \pm 11,9$ (39-90)	0,396
ЧСС (уд/мин)	$58 \pm 7,7$	$62 \pm 8,3$	0,615
ИМТ (кг/м <sup>2</sup> )	29,6(6,9)	28,3(5,9)	0,68
КИ (шкала Агатсона)	$268,97 \pm 669$	$59 \pm 129$	0,06
Напряжение трубки (кВ)	$116,8 \pm 10,2$	$104 \pm 8$	0,33
Сила тока (мА)	$553,5 \pm 51,7$	$584,26 \pm 44,5$	0,001
Протяженность сканирования (мм)	$134,1 \pm 14,06$	$134,8 \pm 21,9$	0,854

У 23 пациентов (в первой подгруппе – у 11, во второй подгруппе – у 12) из 100 включенных в исследование был проведен анализ ИМТ. В исследование были включены пациенты с ИМТ < 25, от 25 до 29,9 и с ИМТ >30 кг/м<sup>2</sup> (рис. 3).

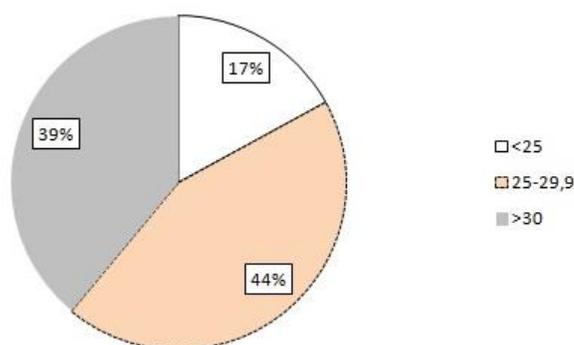
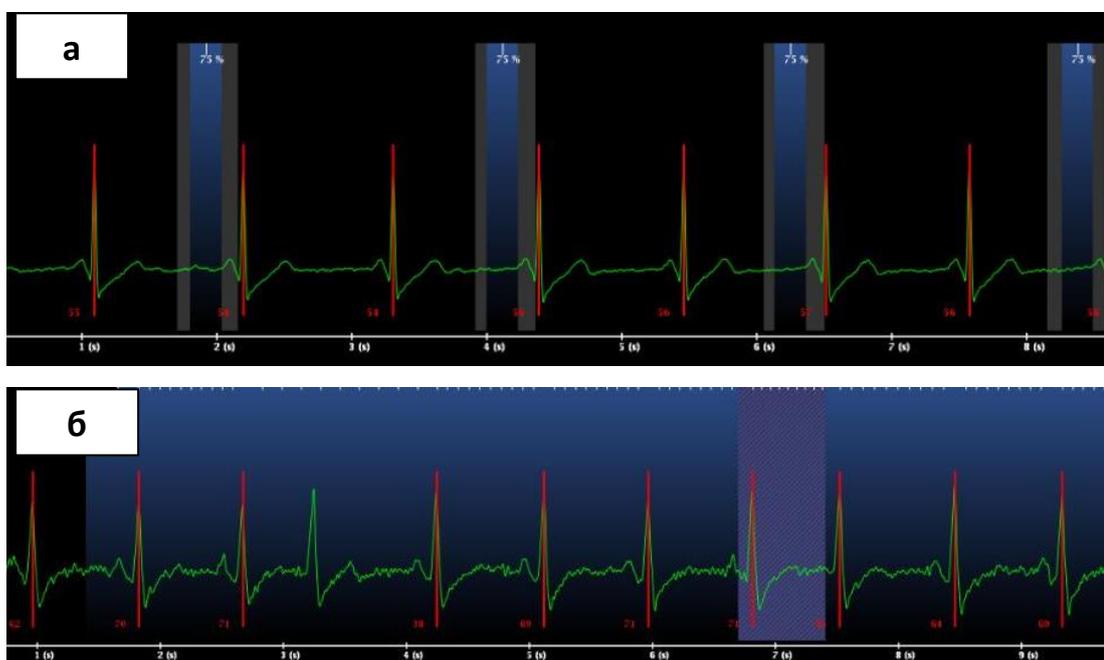


Рис. 3. Распределения больных в зависимости от ИМТ.

После получения топограммы и разметки зоны исследования использовались два разных протокола сканирования:

1. Пошаговый режим томографии: толщина среза - 0,625 мм, сила тока на трубке 300-625 мА, напряжение тока на трубке 80-120 кV, матрица изображения 512x512, поле исследования 104-174 мм. В этом случае использовалась проспективная синхронизация с ЭКГ, когда срезы получали в определенную фазу сердечного цикла (в середине диастолы, 75% R-R) (рис.4а).

2. Спиральный режим томографии: толщина среза – 0,625 мм, матрица изображения – 512x512, сила тока на трубке – 549-603 мА, напряжение тока на трубке – 100-120 кV, поле исследования – 92-159 мм. Использовалась ретроспективная синхронизация с ЭКГ, при которой сканирование выполнялось во время всего сердечного цикла, что позволяло выбрать и реконструировать наиболее качественную серию изображений (рис. 4б).



**Рис.4.** Схема проспективной и ретроспективной синхронизации с ЭКГ:

(а) При проспективной ЭКГ-синхронизации срезы получают в определенную фазу сердечного цикла (в середине диастолы, 75% R-R).

(б) Ретроспективная ЭКГ-синхронизация, выполненная во время всего сердечного цикла, позволяет выбрать и реконструировать наиболее качественную серию изображений.

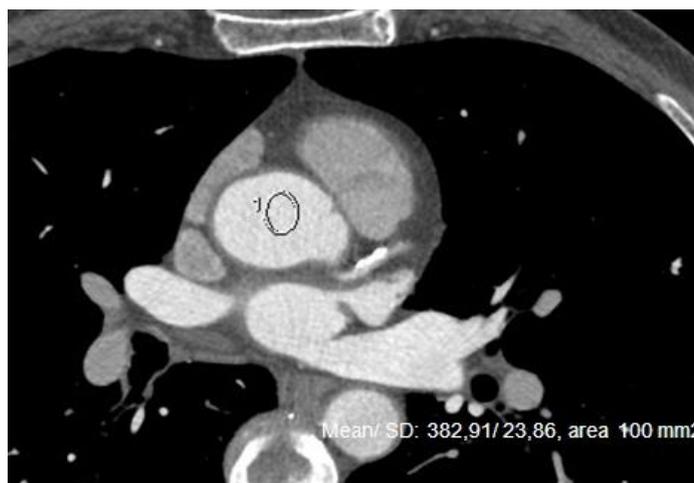
Все полученные изображения КА оценивались по их качеству от 1 до 4 (табл. 3). Качество изображений оценивалось субъективно для каждой КА (ствол ЛКА, ПМЖА, ОА, ПКА) в отдельности. После этого у каждого пациента рассчитывался итоговый показатель качества изображений путем усреднения значений, полученных при оценке всех КА.

Таблица 3

Шкала оценки качества полученного изображения (от 1-4)

1 балл	Отличная визуализация КА
2 балла	Хорошее качество изображений, без ущерба диагностической информации (минимальные артефакты движения, отсутствие степ-артефактов)
3 балла	Удовлетворительное качество изображений (артефакты, связанные с движением либо с высоким шумом, степ-артефакты не менее 25% диаметра сосуда)
4 балла	Недиагностические изображения (артефакты движения, степ-артефакты более 25% диаметра сосуда, наличие прерывистости или смазанность контуров КА)

У пациентов данной группы, кроме субъективной оценки качества изображений КА, были рассчитаны уровень контраста и шума изображений, а также SNR и CNR (рис.5).



**Рис. 5.** КТ коронарография, аксиальный срез на уровне корня аорты. Продемонстрировано измерение соотношения сигнал/шум и контраст/шум.

Для расчета значения SNR была выбрана зона интереса площадью 100 мм<sup>2</sup> на уровне корня аорты (синусов Вальсальвы). В данной зоне интереса были определены уровень контраста и шума и, исходя из этих значений, рассчитано значение SNR. Значение CNR было рассчитано как разница SNR между двумя исследуемыми клиническими областями (контрастированных артерий и миокарда):

$$\text{CNR} = \text{SNR (контрастированные артерии)} - \text{SNR (миокард)}.$$

**2.2.2. Пациенты, у которых оценивали эффективность использования современных типов компьютерных томографов с опциями ASIR (группа 2) и SSF (группа 3).**

**2.2.2.1. Использование адаптивной статистической итеративной реконструкции (группа 2).**

В данную группу было включено 60 пациентов (средний возраст –  $61 \pm 10$  лет (от 37 до 83 лет)), которые составили несколько подгрупп:

**1-ю подгруппу** составили 30 пациентов (средний возраст –  $61 \pm 9,7$  лет), которым КТ коронарография была выполнена с использованием FBP-алгоритма. В данной подгруппе КТ проводили на 64-срезовом томографе: толщина среза – 0,625 мм, матрица изображения – 512x512, напряжение на трубке – 120 кВ, сила тока на трубке –  $535 \pm 30,57$  мА, алгоритм постпроцессинговой обработки изображений – FBP, фильтр жесткости – B41f (табл. 4).

Во **2-ю подгруппу** были включены 30 пациентов (средний возраст –  $61 \pm 10$  лет), которым при проведении КТ использовали ASIR-алгоритм. Исследование проводили на МСКТ Discovery CT 750 MD (General Electric): толщина среза – 0,625 мм, матрица изображения – 512x512, напряжение на трубке – 100 кВ, сила тока на трубке –  $596 \pm 10,2$  мА, алгоритм постпроцессинговой обработки изображений – 40% ASIR (табл. 4).

Уровень ASIR 40 % был выбран согласно результатам анализа фантомов, которые продемонстрировали, что использование 40% ASIR

позволяет получать диагностические изображения с оптимальной эффективной дозой и с уровнем шума меньше, чем при использовании FBP-алгоритма с обычной лучевой нагрузкой (рис. 6).

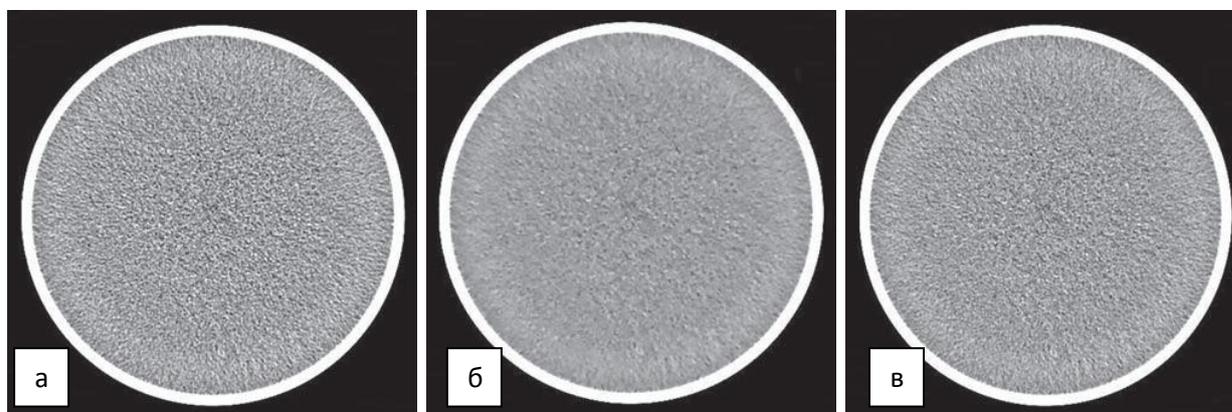
Таблица 4

Характеристика подгрупп пациентов и параметров протоколов сканирования

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

<sup>1</sup> Среднее значение ± стандартное отклонение

<sup>2</sup> Медиана [квартиль]



**Рис. 6.** (а) FBP-алгоритм (снижение E на 50 % – 120 кВ, 300 мА).

(б) 100 % ASIR (изображение выглядит бесшумным, что затрудняет интерпретацию данных).

(в) 40 % ASIR (снижено количество шума по сравнению с FBP-протоколом (а), но не затруднена интерпретация данных из-за искусственного сглаживания, как при использовании 100 % ASIR (б)) (Leipsic J., 2010).

Leipsic J. et al (2010) также отмечают, что изображения оптимального качества получаются при комбинировании FBP-ASIR 40 и 60 % (снижение уровня шума на 17 и 26 % соответственно), в то время, как использование

100 % ASIR сильно снижает количество шума на изображениях (на 43 %), что затрудняет интерпретацию данных (рис. 6).

В данной группе пациентов анализ качества полученных изображений включал в себя оценку уровня контраста, шума и SNR на уровне ВА (синуса Вальсальвы), миокарда, полости ЛЖ и легочного ствола (см. рис. 5).

### **2.2.2.2 Использование программы коррекции артефактов движения (группа 3).**

В группу было включено 42 пациента (25 мужчин; средний возраст пациентов –  $60 \pm 13,4$  лет).

Характеристики всех пациентов, включенных в данную группу, и параметры сканирования представлены в табл. 5.

Таблица 5

Характеристика пациентов и параметров сканирования

Показатель	Результат
Возраст	$60 \pm 13,4$
ЧСС (уд/мин)	$59,8 \pm 8,1$
ИМТ (кг/м <sup>2</sup> )	$28,3 \pm 4,4$
Алгоритм реконструкции	ASIR, 40 %
Синхронизация с ЭКГ	Проспективная
Эффективная доза (Е), мЗв	$4,5 \pm 0,9$
Гемодинамически значимые стенозы	40 % (16/40)

Всем пациентам данной группы исследование проводили по протоколу низкодозной КТ коронарографии с использованием проспективной ЭКГ-синхронизации (срезы получали в определенную фазу сердечного цикла – в середине диастолы, 75% RR), а также с использованием нового алгоритма IR.

В зависимости от ЧСС пациенты были разбиты на две подгруппы:

**1 подгруппа** – пациенты с ЧСС более 60 уд/мин (высокая ЧСС, количество – 21);

**2 подгруппа** – пациенты с ЧСС менее 60 уд/мин (низкая ЧСС, количество – 21).

Характеристики каждой подгруппы пациентов представлены в табл. 6.

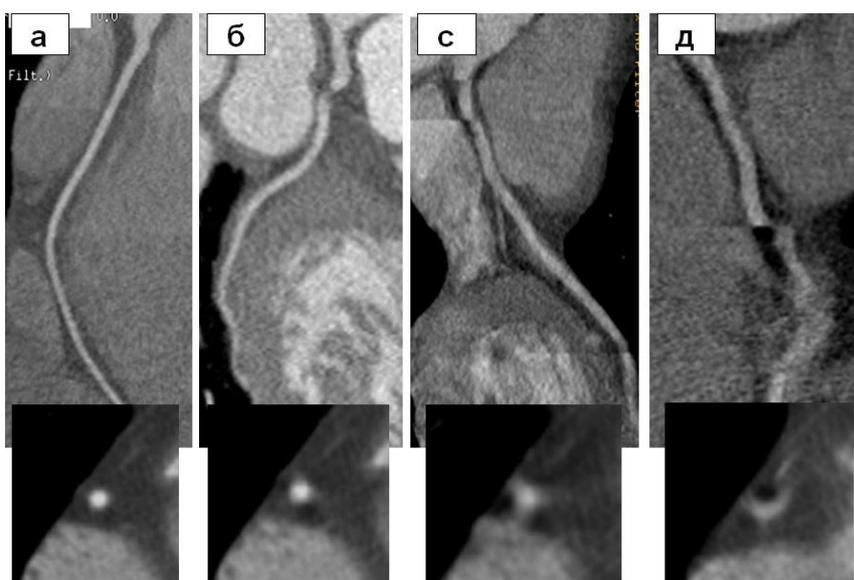
Таблица 6

Характеристики подгрупп пациентов в зависимости от ЧСС

Параметр	Подгруппа 1	Подгруппа 2
Возраст	60±14	59,7±15
ЧСС (уд/мин)	65,5±5,7	53,4±5,2
Напряжение, кВ	120	120
Сила тока, мА	596±53,8	579±51

Для каждого пациента использовали также новый алгоритм коррекции артефактов движения (SnapShot Freeze – SSF).

Все полученные изображения, как с использованием стандартной реконструкции, так и с использованием SSF, оценивались согласно их качеству по 4-ех балльной шкале (рис. 7, табл. 3).



**Рис. 7.** Оценка качества КА по 4-балльной шкале.

- 1 балл (а) – отличная визуализация;
- 2 бала (б) – хорошее качество изображений;
- 3 балла (с) – удовлетворительное качество изображений;
- 4 балла (д) – недиагностические изображения.

У пациентов данной группы качество изображений оценивалось для всех сегментов КА (использовалась 16 сегментарная модель), для каждой КА

в отдельности (ствол ЛКА, ПМЖА, ОА, ПКА), а также определялся итоговый показатель качества изображения путем усреднения значений, полученных при оценке всех сегментов КА.

### **2.2.3. Пациенты, которым проводили исследование по протоколу низкой лучевой и йодной нагрузки (группа 4).**

В данной группе были проанализированы результаты исследования КТ КА у 71 пациента (женщины – 27, мужчины – 44). Средний возраст пациентов составил  $57 \pm 11$  лет.

Пациенты были обследованы с использованием двух разных протоколов сканирования:

**1 подгруппа** – 30 пациентов, у которых КТ проводили по протоколу низкодозной и низкойодной нагрузки. Параметры сканирования были следующие: толщина среза 0,625 мм; сила тока на трубке 500-700 мА; напряжение тока на трубке 80 kV; матрица изображения 512x512; алгоритм реконструкции – ASIR 40 %. Пациентам вводили изоосмолярный йодсодержащий контрастный препарат с низкой концентрацией йода (йодиксанол 270 мг/мл).

**2 подгруппа** – 41 пациент, где проводили КТ исследование по стандартному протоколу исследования. Параметры сканирования были следующие: толщина среза 0,625 мм; сила тока на трубке 500-750 мА; напряжение тока на трубке 120 kV; матрица изображения 512x512; алгоритм реконструкции – ASIR 40 %. Пациентам вводили изоосмолярный йодсодержащий контрастный препарат с высокой концентрацией йода (йодиксанол 320 мг/мл).

Объем введенного КВ в двух подгруппах рассчитывали исходя из веса пациента (1 мл на 1 кг). Характеристика пациентов представлена в табл. 7.

Характеристика подгрупп пациентов и параметров протоколов  
сканирования

Параметр	1-я подгруппа	2-я подгруппа	P
Возраст	55±10,3	58,8±11,5	0,56
ЧСС (уд/мин)	60,4±13	56±5,8	0,07
ИМТ (кг/м <sup>2</sup> )	26,8±3,8	27,7±4,9	0,5
Толщина среза	0,625	0,625	-
Матрица изображения	512x512	512x512	-
Напряжение (кВ)	80	120	-
Сила тока (мА)	575±59,9	579,5±69,7	0,77
Синхронизация с ЭКГ	Перспективная	Перспективная	-
Алгоритм реконструкции	ASiR 40 %	ASiR 40 %	-
Контрастный препарат	йодиксанол 270 мг/мл	йодиксанол 320 мг/мл	-
Скорость введения (мл/с)	4-5	4-5	-
Объем КВ (мл)	85±10,6	88,7±8,8	0,11
Реакция на контрастный препарат	Нет	Нет	-

Анализ качества полученных в ходе исследования изображений КА включал в себя:

1. Субъективную оценку по трехбалльной шкале:

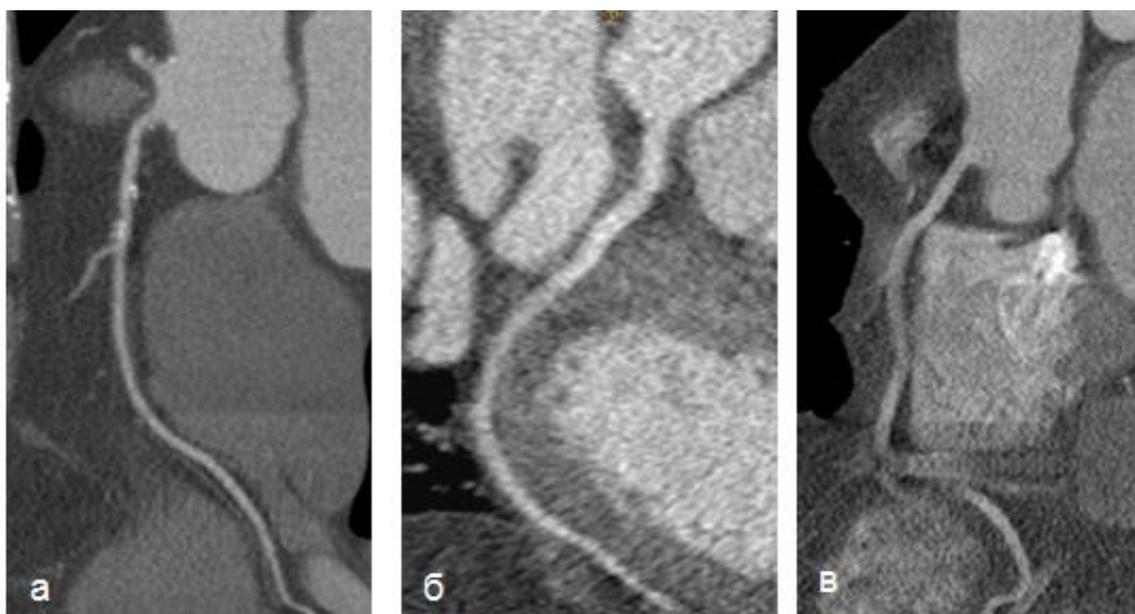
*1 балл* – отличная визуализация сосудистой стенки, без её прерывистости;

*2 балла* – минимальные артефакты от движения, не влияющие на интерпретацию изображений, отсутствие степ-артефактов;

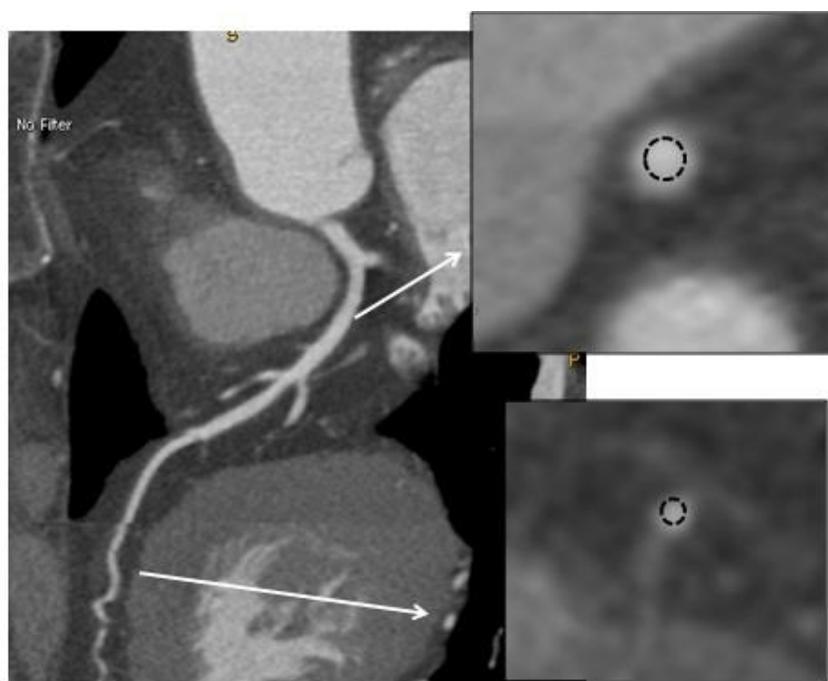
*3 балла* – наличие артефактов движения, прерывистости контуров КА, влияющих на диагностику (рис. 8).

2. Измерение плотности в просветах ПКА и ПМЖА (в проксимальном и дистальном сегментах) (рис. 9).

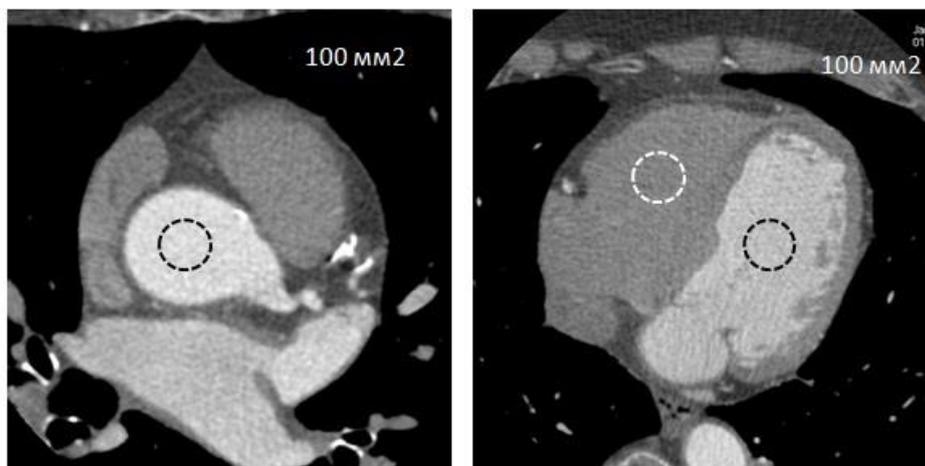
3. Измерение уровня сигнала, шума и SNR на уровне корня ВА, полости ЛЖ и правого желудочка (ПЖ), а также миокарда (рис. 10).



**Рис.8.** КТ коронарография, МПР КА. Субъективная оценка качества изображений КА (1 балл – (а), 2 балла – (б), 3 балла – (в)).



**Рис.9.** КТ коронарография, МПР КА. Измерение плотности в проксимальном и дистальном сегментах ПКА.



**Рис.10.** КТ коронарография, аксиальные изображения. Оценка уровня сигнала, шума и SNR на уровне корня ВА, полости ЛЖ и ПЖ. Зона интереса (ROI) составила 100 мм<sup>2</sup>.

#### **2.2.4. Пациенты, у которых оценивалась информативность низкодозной КТ коронарографии (группа 5).**

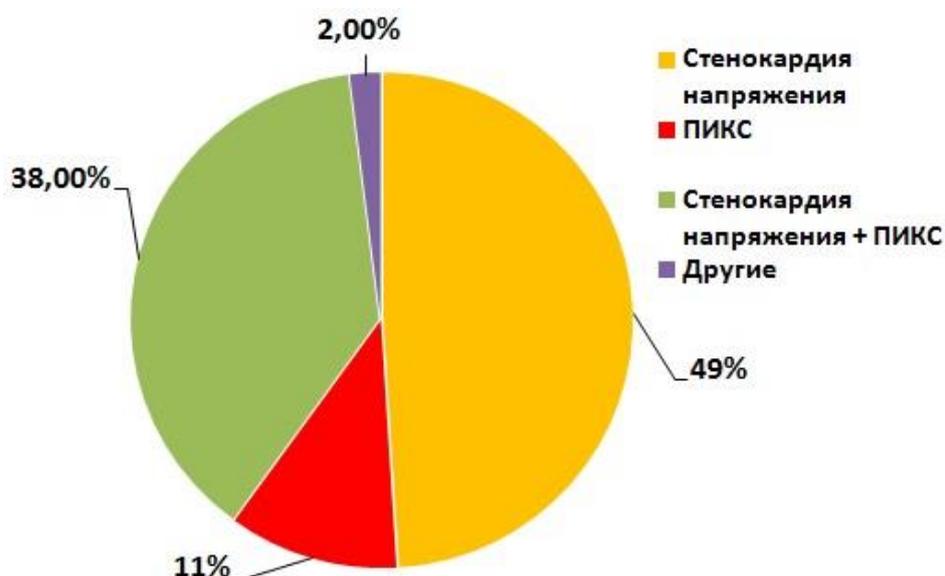
В данную группу было включено 170 пациентов. Средний возраст пациентов составил  $59,4 \pm 8,1$  лет (от 32 до 86 лет), из них было 98 мужчин и 72 женщины. Из 170 пациентов, были пациенты с установленными коронарными стентами (7 пациентов), состоянием после аорто-коронарного шунтирования (8 пациентов), экстрасистолической аритмией (3 пациента) и имплантированными кардиостимуляторами (1 пациент). Характеристика данной группы пациентов представлена в табл. 8.

Диагноз пациентов при направлении на исследование КТ КА был следующим (рис.11):

1. ИБС: стенокардия напряжения II-III ФК (84 пациента);
2. ИБС: постинфарктный кардиосклероз (ПИКС) (19 пациентов);
3. ИБС: Стенокардия напряжения II-III ФК. ПИКС (64 пациента);
4. Другие (с целью верификации диагноза ИБС были направлены 3 пациента – АС артерий нижних конечностей; ДКМП и хроническая ревматическая болезнь сердца).

## Клиническая характеристика пациентов

Параметр	Количество пациентов Абс (%)
Количество пациентов	170
Возраст, лет	59,4±8,1
Мужской пол	98 (58 %)
Сахарный диабет	22 (13%)
Дислипидемия	115 (68 %)
Артериальная гипертензия	127 (75 %)
Инфаркт миокарда в анамнезе	83 (49 %)
Стенокардия II-III ФК	148 (87 %)
ХСН I-III ФК по NYHA	114 (67 %)
Состояние после ревазуляризации миокарда	15 (9 %)
ОНМК в анамнезе	3 (2 %)
Ожирение	2 (1,2 %)



*Рис. 11.* Диагнозы пациентов при направлении на КТ коронарографию.

Всем пациентам была выполнена КТ коронарография по протоколу, позволяющему снизить лучевую нагрузку.

Результаты КТ коронарографии были проанализированы и сопоставлены с диагнозом учреждения, направившего пациента на исследование, и с факторами риска развития АС КА.

37 пациентам была выполнена КАГ, на основании результатов которой рассчитывались чувствительность (Se), специфичность (Sp) и точность (Ac) методики низкодозной КТ.

## **2.2. Оценка лучевой нагрузки на пациента.**

В данной работе у всех включенных в исследование пациентов оценивались CTDI (CT Dose Index), DLP (Dose Length Product) и протяженность сканирования (Scan Range).

CTDI служит мерой поглощенной дозы облучения (единица измерения мГр) и является непосредственно измеряемым дозиметрическим параметром.

DLP – поглощенная доза за все КТ исследование с учетом протяженности области сканирования и количества повторных сканирований (например, исследование до и после внутривенного введения КВ; сканирования у одного пациента нескольких областей – грудная клетка и брюшная полость).

В работе учитывалось DLP при сканировании только сердца (Cardiac Helical). Исходя из показателей DLP у обследуемого пациента рассчитывалась эффективная доза облучения (E).

Рассчитывается E с учетом взвешивающих коэффициентов для видов излучения, характеризующих их проникающую способность (для рентгеновских лучей этот коэффициент равен 1), и взвешивающих коэффициентов, характеризующих радиочувствительность конкретных тканей и органов.

В нашем исследовании E рассчитывалась из DLP с использованием коэффициента пересчета:

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

Где  $E(DLP)$  – нормализованная эффективная доза для исследования грудной полости в соответствии с «Европейским руководством по критериям качества для КТ» равная  $0,014 \text{ mSv/mGy}\cdot\text{cm}$ .

Суммарная характеристика дозиметрических параметров представлена в табл. 9.

Таблица 9

Характеристика дозиметрических параметров

Параметр	Характеристика	Предназначение
CTDI	Поглощенная доза облучения (нормализованная к ширине рентгеновского луча)	Контроль качества КТ, нормирование дозы облучения (диагностические контрольные уровни)
DLP	Поглощенная доза за все исследование (произведение дозы на длину)	Нормирование дозы облучения при КТ (диагностические контрольные уровни)
E	Мера биологического риска	Оценка биологического риска облучения; сравнение с дозой при других рентгенисследованиях

### 2.3. Статистическая обработка полученных данных

Полученные данные были обработаны на компьютере с использованием пакета статистических программ MedCalc, Microsoft Excel 7.0, STATISTICA v.6.0. Малые объемы выборок, с которыми проводились данные исследования, определяют жесткие требования к выбору метода обработки данных и построению корреляционной зависимости между анализируемыми показателями.

Для определения нормальности распределения признака в выборке использовался тест Шапиро – Вилка и критерий Колмогорова-Смирнова.

Значения средних по группам и подгруппам представлены как среднее арифметическое  $\pm$  стандартное отклонение, а также как медиана[квартиль], 95% доверительный интервал. Сравнение средних показателей производили с

помощью стандартных методов вариационной статистики медико-биологического профиля. Для выявления существенных различий между средними значениями различных совокупностей сопоставляемых групп больных применялся критерий Стьюдента (для нормального распределения) и критерий Манна-Уитни, как непараметрический статистический критерий. Данные оценивали как статистически значимые при значении  $p < 0,05$ .

Зависимость между различными показателями оценивали методом корреляционного анализа с определением величины коэффициента корреляции. Силу связей оценивали по величине коэффициента корреляции: сильная – при  $r = 0,7$  и более, средняя – при  $r = 0,3-0,7$ , слабая – при  $r = 0,3$  и менее.

Для оценки показателей чувствительности и специфичности разных параметров использовали «характеристические кривые» (ROC-кривые) – взаимозависимости чувствительности и специфичности. Общая точность (информативность) рассчитывалась как площадь под характеристической кривой.

## ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ОПТИМИЗИРОВАННЫХ ПРОТОКОЛОВ СКАНИРОВАНИЯ

### 3.1. Результаты использования проспективной ЭКГ-синхронизации.

При анализе характеристик (ЧСС, ИМТ, возраст и пол) и параметров протокола сканирования (сила тока, напряжение на трубке, область сканирования) двух подгрупп пациентов, включенных в группу 1, не было выявлено статистически значимых различий.

CTDI при проведении исследования с проспективной ЭКГ-синхронизацией было на 46% меньше, чем при проведении КТ с ретроспективной синхронизацией ( $p < 0,001$ ). Средние значения CTDI, DLP и E представлены в табл. 10.

Таблица 10

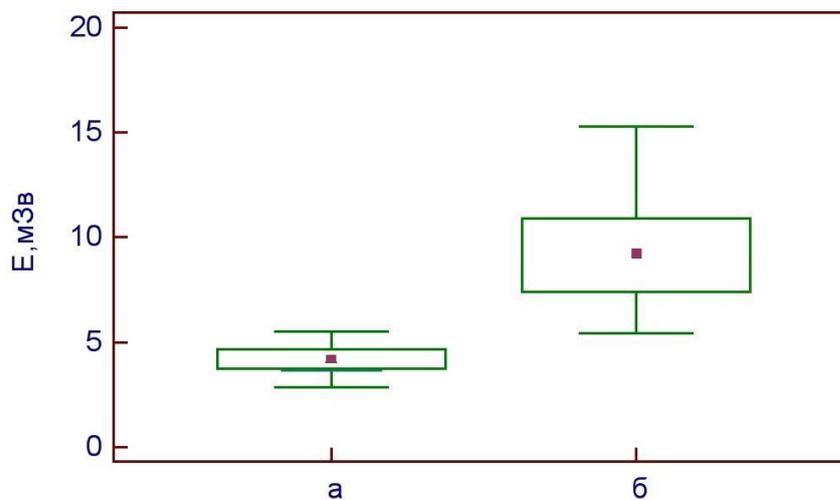
Показатели лучевой нагрузки на пациента

Дозиметрические параметры	Проспективная ЭКГ-синхронизация	Ретроспективная ЭКГ-синхронизация	p
CTDI (mGy)	20,95 ± 5,1 (3,09-28,19)	38,8 ± 10,6 (28,4-79,7)	0,001
DLP (mGy *cm)	282,8 ± 75,6 (40,63 - 394,65)	669,6 ± 210,9 (386,97 - 1384,73)	0,001
E (mSv)	3,9 ± 1,06 (0,6 - 5,52)	9,4 ± 2,9 (5,41 - 19,4)	0,001

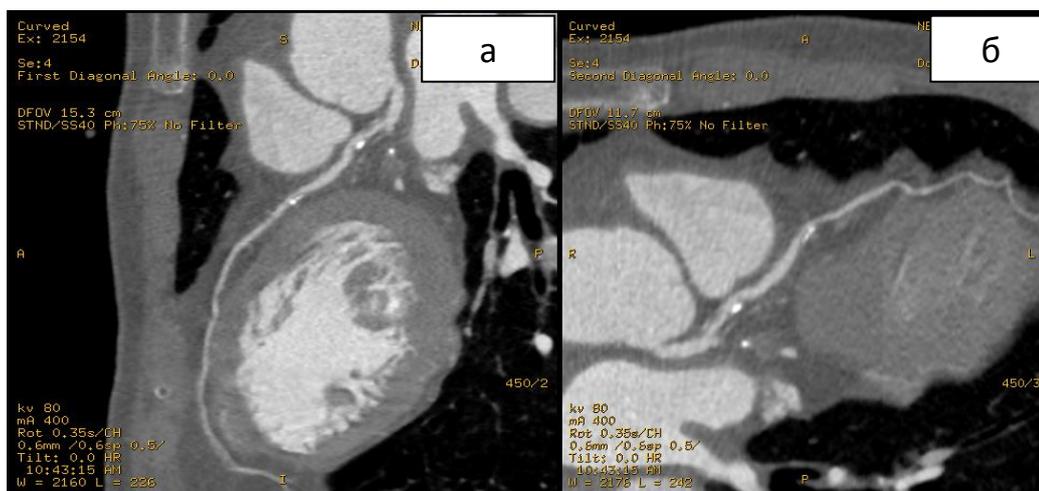
Эффективная доза в 1 подгруппе составила  $3,9 \pm 1,06$  мЗв; во 2 подгруппе –  $9,4 \pm 2,9$  мЗв. Данные показатели свидетельствуют о том, что при проспективной синхронизации с ЭКГ эффективная доза была меньше на 59% ( $p < 0,001$ ) (рис.12).

Следует отметить, что при проведении КТ коронарографии в режиме проспективной ЭКГ-синхронизации было достигнуто минимальное значение эффективной дозы облучения (0,6 мЗв) при протяженности сканирования 104

мм, силе тока на трубке 400 мА, напряжении 80 кВ, без снижения качества изображений КА (рис.13).



**Рис. 12.** Эффективная доза (E) при проспективной (а) и ретроспективной (б) ЭКГ-синхронизации. Отмечается снижение E на 59% при использовании проспективной синхронизации с ЭКГ ( $p < 0,001$ ).



**Рис.13.** КТ коронарография в режиме проспективной ЭКГ-синхронизации, качество изображения 1-2 балла.

Параметры протокола сканирования: напряжение – 80 кВ, сила тока трубки – 400 мА, протяженность – 104 мм.

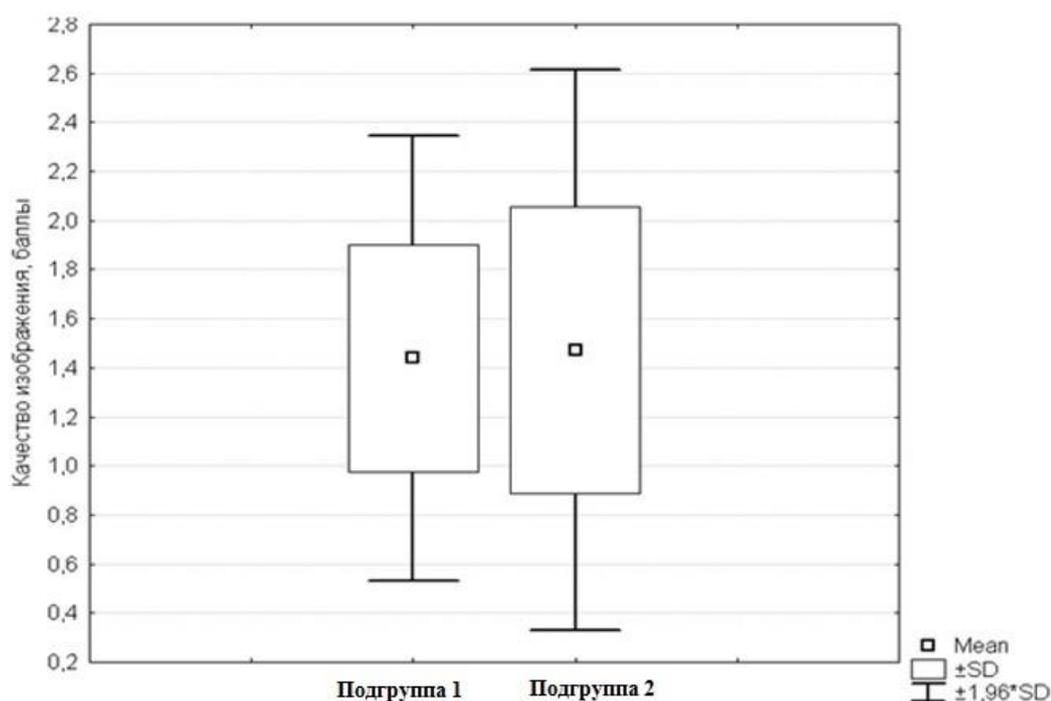
Показатели лучевой нагрузки: CTDI = 3,09 мГр, DLP = 40,63 мГр\*см; E = 0,6 мЗв.

Анализ полученных изображений в двух подгруппах не выявил статистически значимых различий их качества. При учете всех изображений

средние значения показателей качества составили: в 1-й подгруппе  $1,44 \pm 0,46$ , во 2-й подгруппе  $1,47 \pm 0,58$ ;  $p=0,5$  (рис. 14).

Показатели качества изображений КА, оцененные в 1 балл, были получены в обеих подгруппах (рис.15 и рис.16). Изображения КА удовлетворительного качества (показатель 3 балла) также были получены в двух подгруппах пациентов. Самое плохое качество изображений КА (показатель 4 балла) было получено только в подгруппе с применением ретроспективной ЭКГ-синхронизации у пациентки с ожирением.

Корреляционный анализ результатов выявил отсутствие взаимосвязи между показателями качества изображений КА и лучевой нагрузкой на пациента ( $r=0,1$ ,  $p=0,89$ ).



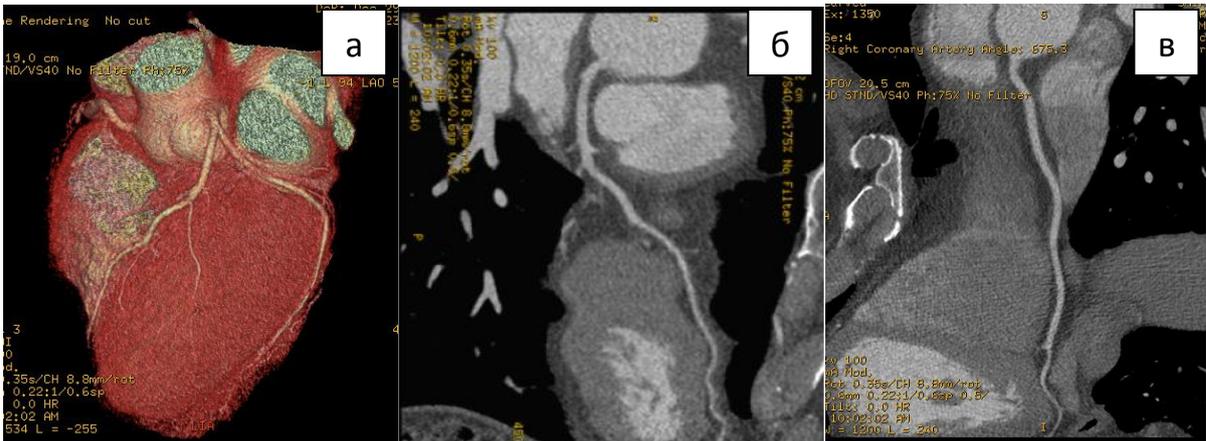
**Рис. 14.** Качество изображений при использовании проспективной ЭКГ-синхронизации (подгруппа 1) и ретроспективной ЭКГ-синхронизации (подгруппа 2)



**Рис.15.** КТ коронарография в режиме проспективной ЭКГ-синхронизации, качество изображений – 1 балл.

Параметры протокола сканирования: напряжение – 80 кВ, сила тока трубки – 500 мА.

Показатели лучевой нагрузки: CTDI = 7,26 мГр, DLP = 101,59мГр\*см; E = 1,4 мЗв.



**Рис.16.** КТ коронарография в режиме ретроспективной ЭКГ-синхронизации, качество изображений – 1 балл.

Параметры протокола сканирования: напряжение – 100 кВ, сила тока трубки – 599 мА.

Показатели лучевой нагрузки: CTDI = 34,14 мГр, DLP = 529,22 мГр\*см; E = 7,4 мЗв.

Значения SNR и CNR в подгруппе с проспективной ЭКГ-синхронизацией составили  $11,8 \pm 4,3$  и  $9,09 \pm 3,93$ , соответственно, а в подгруппе с ретроспективной синхронизацией с ЭКГ –  $7,16 \pm 2,46$  и  $5,4 \pm 2,2$  (табл. 11). Не было получено статистически значимых различий при анализе шума изображений, уровня контраста и SNR ( $p > 0,05$ ). Однако значения CNR

были выше в подгруппе с использованием проспективной ЭКГ-синхронизации ( $p=0,001$ ).

Таблица 11

Соотношение сигнал/шум и контраст/шум в двух подгруппах

Параметр	Проспективная ЭКГ-синхронизация	Ретроспективная ЭКГ-синхронизация	<i>P</i>
Уровень контраста (HU)	391,14 ± 94,72 (259,02 - 759,65)	464,12 ± 117,17 (284,32 - 764,47)	0,140
Шум изображений (HU)	36,7 ± 17,4 (20,19 - 114,99)	69,65 ± 22,2 (30,78 - 127,72)	0,092
SNR контрастированных артерий	11,87±4,39 (4,59 - 26,8)	7,16 ±2,46 (2,8 - 13,34)	0,28
SNR миокарда	2,77 ± 0,87 (0,91 - 4,6)	1,8 ± 0,9 (0,92 - 6,9)	0,803
CNR	9,095 ± 3,93 (3 - 22,56)	5,4 ± 2,2 (1,8 - 11,12)	0,001

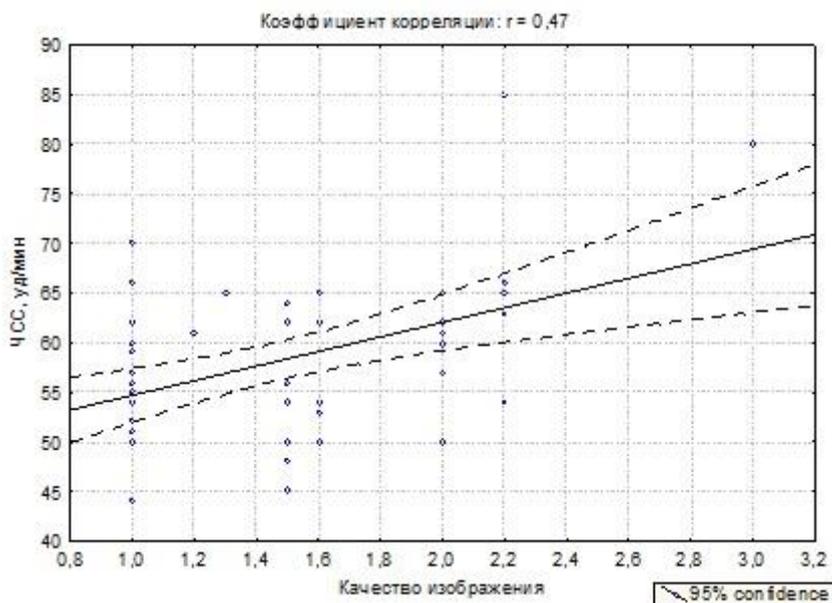
### 3.1.1. Влияние параметров ЧСС и ИМТ на качество изображений КА при использовании проспективной ЭКГ-синхронизации.

В подгруппе с проспективной ЭКГ-синхронизацией корреляционный анализ выявил среднюю связь между качеством полученных изображений КА и ЧСС ( $r=0,47$ , рис.17).

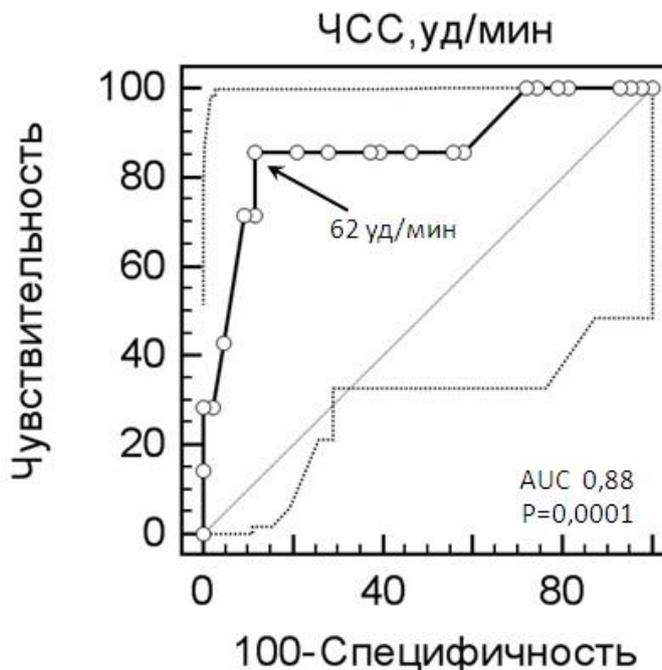
Следующим этапом статистического анализа являлось определение оптимальных пороговых значений (ROC-анализ) показателей ЧСС и качества изображений, при которых диагностическая ценность проспективной ЭКГ-синхронизации является максимальной.

С помощью проведенного ROC-анализа была выявлена пороговая ЧСС = 62 уд/мин, при которой достигалась чувствительность равная 85,71% и специфичность равная 88,37% (площадь под кривой=0,865 показала очень хорошую клиническую значимость теста; 95% доверительный интервал 0,73-

0,94;  $p=0,0001$ , рис. 18). Сдвиг порогового значения в сторону его увеличения приводил к снижению чувствительности и повышению специфичности. Так при ЧСС >70 уд/мин значения чувствительности и специфичности были 28,57% и 100%, соответственно.



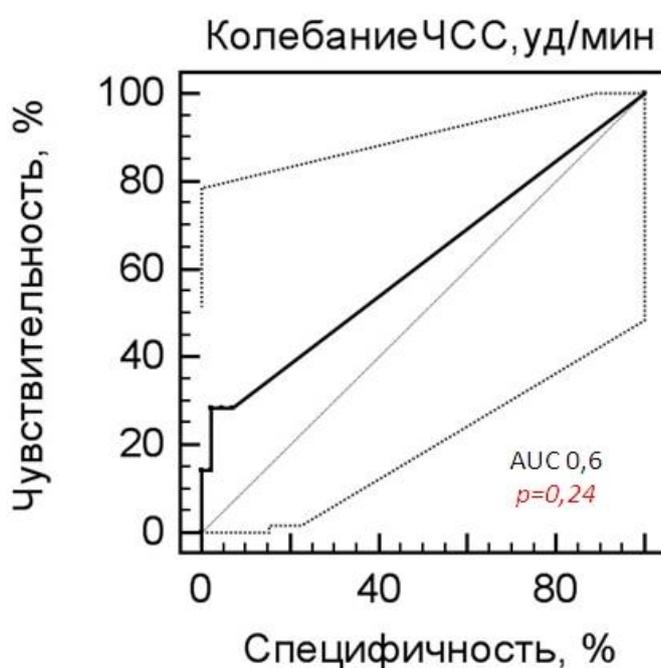
**Рис. 17.** Взаимосвязь качества полученного изображения и ЧСС пациента.



**Рис.18.** ROC-кривая. ROC-анализ показал, что при значении ЧСС больше 62 уд/мин были получены недиагностические изображения в 88,37% случаев (специфичность 88,37%); чувствительность критерия – 85,71% ( $p=0,0001$ ).

Колебание ЧСС не оказывало значительного влияния на качество полученных изображений КА (коэффициент корреляции  $r=0,28$ ,  $p=0,47$ ).

ROC-анализ показал, что обе градации качества изображений КА (изображения хорошего и плохого качества) встречаются одинаково часто при использовании проспективной и ретроспективной ЭКГ-синхронизации при различном изменении ЧСС (площадь под кривой 0,6 говорит о неудовлетворительной клинической значимости теста; кроме того, достигнутый уровень статистической значимости для этого признака значительно больше, чем критический уровень, принимаемый равным 0,05 ( $p=0,24$ ), рис. 19).



**Рис.19.** ROC-кривая демонстрирует влияние колебаний ЧСС на качество изображений КА. ROC-анализ показал, что изменение ЧСС существенно не влияет на качество изображений КА.

ИМТ в подгруппе пациентов, где использовали проспективную ЭКГ-синхронизацию, составил 29,6 (квартиль 6,9) кг/м<sup>2</sup>, а в подгруппе пациентов, где использовали ретроспективную ЭКГ-синхронизацию – 28,3 (квартиль 5,9) кг/м<sup>2</sup>;  $p=0,68$ . 4 пациента (17%) имели нормальный вес (ИМТ 18,5-24,9 кг/м<sup>2</sup>), 10 пациентов (44%) имели избыточный вес (ИМТ 25-29,9 кг/м<sup>2</sup>) и 9

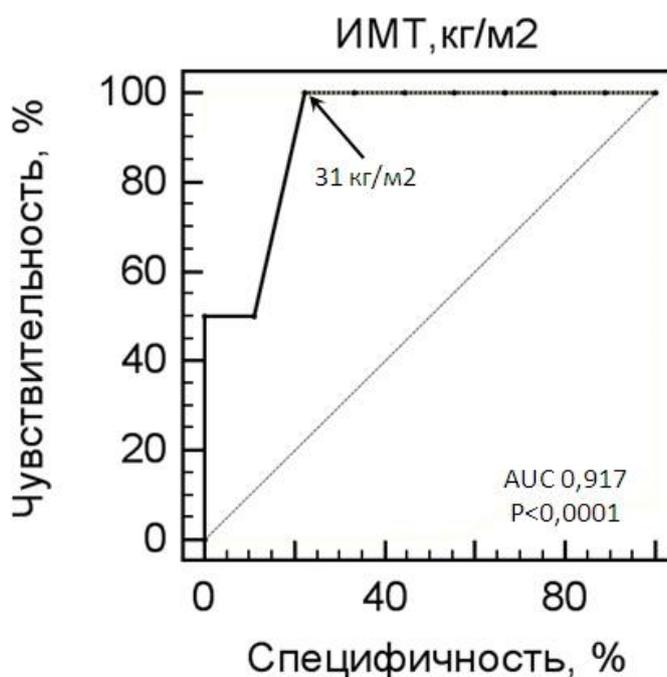
пациентов (39%) страдали ожирением (ИМТ>30 кг/м<sup>2</sup>). Пациенты с недостатком в весе (ИМТ<18,5 кг/м<sup>2</sup>) отсутствовали.

ИМТ является одним из важных факторов, который оказывает существенное влияние на качество полученного изображения при выполнении КТ коронарографии. В частности, это происходит за счет уменьшения контраста и увеличения количества шума.

Не было выявлено значительного влияния ИМТ на уровень контраста, шума, SNR и CNR. Коэффициенты корреляции Спирмена составили соответственно:  $r=-0,1$ ,  $p=0,64$ ;  $r=0,33$ ,  $p=0,33$ ;  $r=-0,35$ ,  $p=0,27$  и  $r=-0,4$ ;  $p=0,27$ .

Кроме того, ИМТ не оказывал существенного влияния на качество полученных изображений КА в подгруппе с проспективной ЭКГ-синхронизацией (коэффициент корреляции Спирмена  $r=0,4$ ;  $p=0,18$ ).

Однако при выполнении ROC-анализа было найдено пороговое значение равное 31 кг/м<sup>2</sup>, меньше которого были получены изображения КА хорошего и отличного качества (рис. 20).



**Рис. 20.** ROC-кривая, демонстрирующая влияние ИМТ на качество изображений КА при проспективной ЭКГ-синхронизации. При ИМТ более

31 кг/м<sup>2</sup> были получены изображения недиагностического качества в 77,78% случаев.

При ИМТ=31 кг/м<sup>2</sup> достигалась чувствительность равная 100% и специфичность равная 77,78% (площадь под кривой 0,917 свидетельствовала об отличной клинической значимости теста,  $p < 0,0001$ ).

### **3.1.2. Обсуждение результатов использования КТ коронарографии с проспективной ЭКГ-синхронизацией.**

Как показали результаты исследования, при проведении КТ коронарографии с проспективной ЭКГ-синхронизацией можно уменьшить лучевую нагрузку на 59% (на 5,5 мЗв – с 9,4 до 3,9 мЗв) и сохранить при этом качество полученного изображения КА и даже его улучшить (рис. 21).

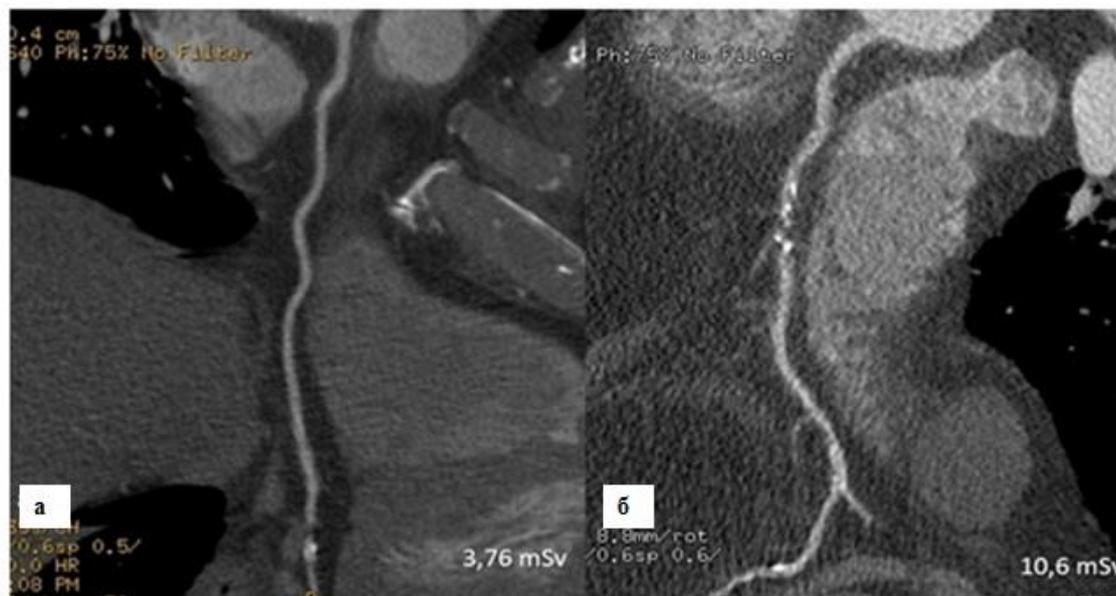
Данное явление можно объяснить следующим образом. Во-первых, время сканирования в режиме проспективной ЭКГ-синхронизации меньше, что приводит к тому, что ускорение или замедление сердечного ритма во время сканирования в меньшей степени влияют на качество получаемых изображений КА. Кроме того, при проспективной ЭКГ-синхронизации осуществляется пошаговое сканирование с поэтапным сдвигом стола, т.е. стол остается неподвижным во время сбора данных, в то время как при ретроспективной ЭКГ-синхронизации пациент постоянно движется во время сканирования. Всё это дополнительно приводит к улучшению качества получаемых изображений (Кондратьев Е.В., 2012; Hsieh J., 2006).

Получение данных при проспективной ЭКГ-синхронизации происходит без перекрытия, а это является основным условием для снижения лучевой нагрузки. Так, в подгруппе пациентов, где использовали проспективную синхронизацию с ЭКГ, встретились четыре пациента, которые получили эффективную дозу 0,6 – 2 мЗв.

Abada H.T. et al. (2006) также говорят о низкой эффективной дозе облучения (порядка 2 мЗв) у группы из 11 пациентов, вес которых не

превышал 60 кВ, а показатели напряжения на трубке были уменьшены до 80 кВ, сила тока трубки составила 520 мА.

Earls J.P. et al. (2008) считают, что самым низким значением E при проведении КТ коронарографии может быть 1 мЗв и меньше.



**Рис. 21.** КТ коронарография с проспективной ЭКГ-синхронизацией (а) и ретроспективной ЭКГ-синхронизацией (б). За счет использования проспективной ЭКГ-синхронизации достигнуто снижение эффективной дозы облучения на 73% с отличным качеством изображения КА.

В данной работе помимо субъективной оценки качества полученных изображений КА, было оценено SNR и CNR.

Было продемонстрировано одинаково хорошее качество изображений КА при субъективной оценке и при анализе SNR в двух подгруппах пациентов, так же как и в работе Feng Q. (2010), однако были значительные различия в CNR (выше в подгруппе пациентов с проспективной ЭКГ-синхронизацией).

Данное различие могло быть вызвано разницей в напряжении и силе тока на трубке в двух подгруппах пациентов. Так, в подгруппе с проспективной ЭКГ-синхронизацией значения напряжения на трубке были несколько выше, чем в подгруппе с ретроспективной, что способствовало увеличению эффективной дозы облучения и, возможно, небольшому улучшению качества изображений КА.

Необходимо отметить, что, несмотря на то, что проспективная ЭКГ-синхронизация приводит к значительному снижению эффективной дозы облучения и обеспечивает хорошее качество изображений КА, ряд авторов обращает внимание на некоторые важные ограничения при использовании 64-срезовых томографов с проспективной ЭКГ-синхронизацией (в том числе с двумя рентгеновскими трубками).

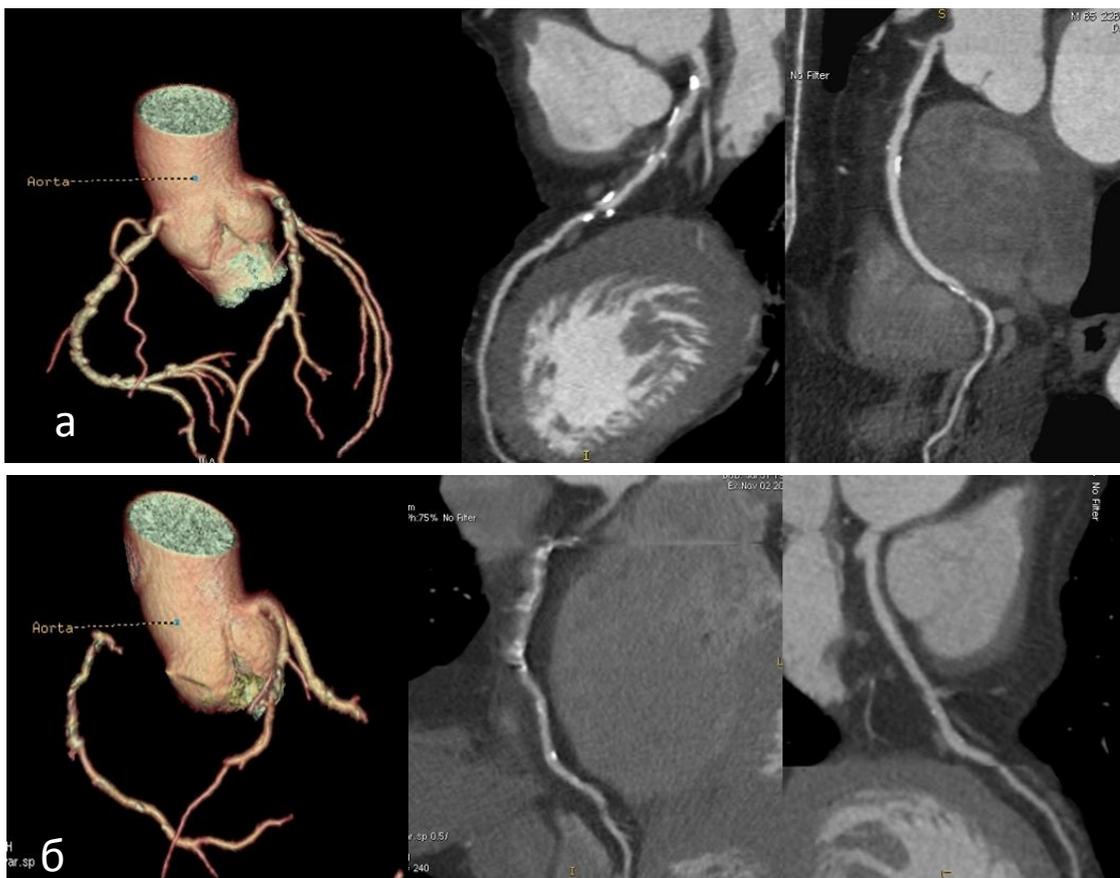
При КТ на качество изображения влияют различные факторы, включая те, которые зависят от пациента, техники сканирования и параметров введения КВ. При проведении КТ с проспективной ЭКГ-синхронизацией качество изображений сильно зависит от ЧСС, диапазона колебаний ЧСС и ИМТ.

При использовании проспективной ЭКГ-синхронизации в ряде исследований была получена максимальная ЧСС 57-75 уд/мин и диапазон колебаний ЧСС – 6-10 уд/мин, выше которых происходило значительное снижение качества полученных изображений КА (Stolzmann P., 2008; Ko S.M., 2010; Gagarina N., 2010). Кроме того, исследователи сообщают, что качество изображений КА значительно снижается у пациентов с избыточной массой тела и ожирением.

В нашей работе также же было продемонстрировано влияние ЧСС и ИМТ на качество изображений КА и отсутствие влияния колебаний ЧСС при использовании проспективной ЭКГ-синхронизации. По результатам нашего исследования, было получено пороговое значение ЧСС 62 уд/мин, при котором достигалась чувствительность равная 85,71% и специфичность равная 88,37% (рис.22, рис. 23). Сдвиг значения ЧСС в сторону его увеличения приводил к незначительному снижению качества изображений: увеличивалось количество изображений удовлетворительного и плохого качества (оценка 3 и 4 балла) за счет появления артефактов движения и степ-артефактов.

В отличие от предыдущих исследований нам не удалось выявить влияния диапазона колебаний ЧСС на качество полученных изображений

КА. Возможно, это связано с тем, что диапазон колебаний ЧСС в нашем исследовании был слишком мал из-за использования бета-блокатора.



**Рис. 22.** (а) – отличное качество изображений КА при ЧСС=50 уд/мин, E=5 мЗв; (б) – снижение качества изображений КА при ЧСС=62 уд/мин., E=4,5 мЗв.

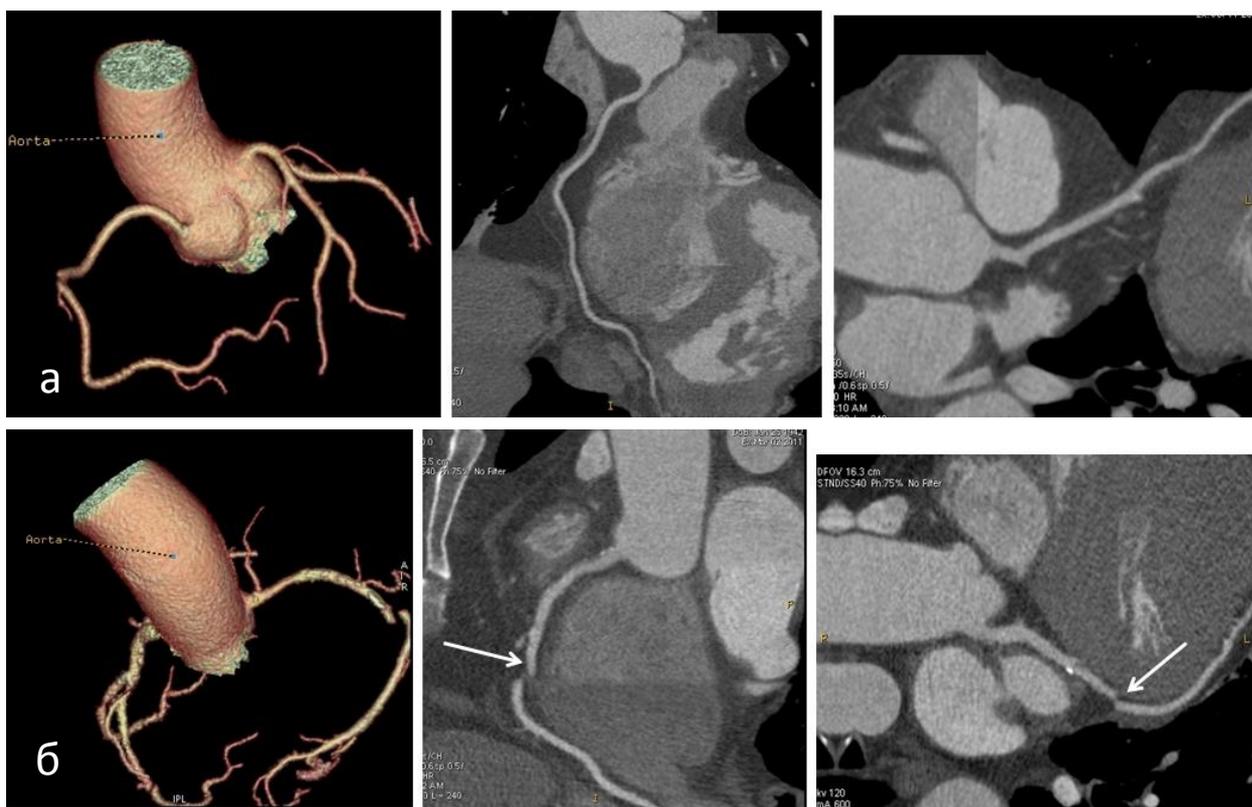


**Рис. 23.** (а) – отличное качество изображений КА при ЧСС=55 уд/мин, E = 3,76 мЗв; (б) – неудовлетворительное качество изображений КА при ЧСС=65 уд/мин, E = 3,7 мЗв.

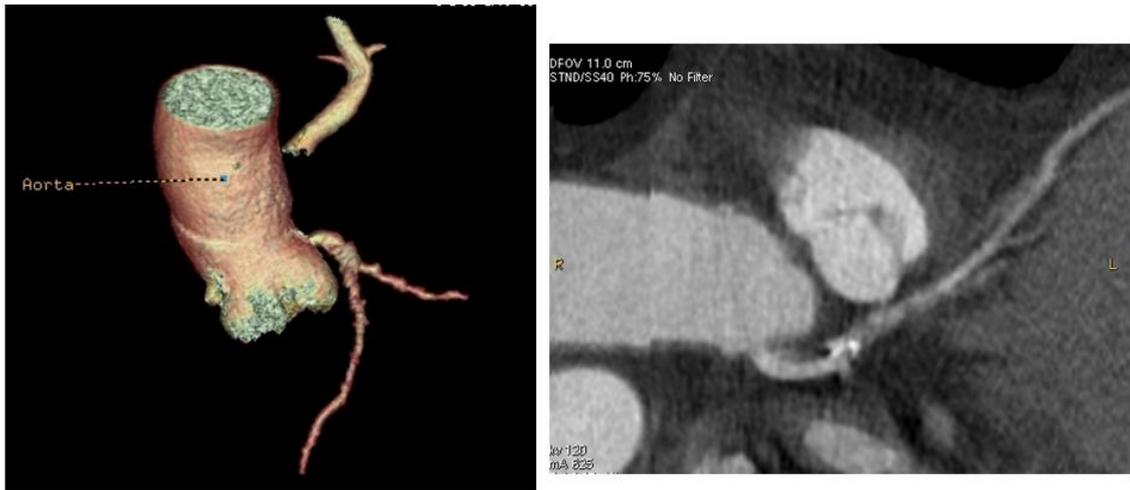
При анализе ИМТ и качества полученных изображений КА не было выявлено корреляции между двумя этими показателями. Однако ROC-анализ в подгруппе с проспективной ЭКГ-синхронизацией определил пороговое значение ИМТ=31 кг/м<sup>2</sup>, ниже которого были получены изображения диагностического качества (рис. 24, рис. 25).

При ИМТ 31 кг/м<sup>2</sup> достигалась чувствительность равная 100% и специфичность равная 77,78%. При сдвиге значения ИМТ в сторону его увеличения происходило снижение показателей качества полученных изображений.

Но необходимо отметить, что анализ ИМТ был произведен только у 11 человек из 50, включенных в подгруппу с использованием проспективной ЭКГ-синхронизации, что могло повлиять на данный результат.



**Рис. 24.** (а) – отличное качество изображений КА у пациента с избыточным весом, ИМТ=28,9 кг/м<sup>2</sup>; (б) – снижение качества полученных изображений за счет артефактов движения (отмечено стрелками) у пациента с ожирением, ИМТ=33 кг/м<sup>2</sup>.



**Рис. 25.** Самое плохое качество изображений КА при проспективной ЭКГ-синхронизации было получено у мужчины с высоким ИМТ=34,9 кг/м<sup>2</sup> и высокой ЧСС=85 уд/мин.

Итак, за последние годы появилось большое количество публикаций, посвященных использованию проспективной синхронизации с ЭКГ при выполнении КТ коронарографии. Основной причиной такой тенденции является снижение эффективной дозы облучения, которая достигается благодаря её использованию.

Хотя для всех пациентов снижение эффективной дозы облучения одинаково хорошо, Earls J.P. et al. (2008) считают, что данное снижение особенно целесообразно у женщин предклимактерического возраста (из-за непосредственной экспозиции грудной клетки), а также у молодых пациентов (из-за большого промежутка времени, который может привести к развитию рака). Кроме того, в эту группу можно отнести пациентов, которым в будущем может быть повторно назначена КТ коронарография, например, с целью оценки стентов КА, проходимости шунтов, сложных врожденных аномалий или уже известных стенозов КА. Чтобы сохранить качество полученного изображения при сниженной эффективной дозе облучения необходимо использовать МСКТ, особенно с большим пространственным разрешением. Соответственно КТ коронарография должна быть выполнена с использованием 64-, 256- и 320-спиральных томографов.

Несмотря на то, что рядом авторов было продемонстрировано, что при использовании проспективной синхронизации с ЭКГ происходит значительное снижение лучевой нагрузки, данных за получение при этом изображений хорошего или отличного качества, достаточных для точной и правильной диагностики, ими было получено не достаточно.

В проведенном исследовании продемонстрировано получение изображений КА одинакового качества как при использовании проспективной ЭКГ-синхронизации, так и при ретроспективной ЭКГ-синхронизации. Однако при использовании проспективной ЭКГ-синхронизации следует проводить отбор пациентов по следующим параметрам: ИМТ < 31 кг/м<sup>2</sup> и ЧСС < 62 уд/мин. В табл. 12 представлена сравнительная характеристика проспективной и ретроспективной синхронизации с ЭКГ по результатам нашего исследования и по данным литературы.

Таблица 12

Сравнение проспективной и ретроспективной ЭКГ-синхронизации при проведении КТ коронарографии

Параметр сравнения	Проспективная ЭКГ-синхронизация	Ретроспективная ЭКГ-синхронизация
Протокол сканирования	Срезы получают в определенную фазу сердечного цикла (в середине диастолы, 75% RR)	Выполняется во время всего сердечного цикла, что позволяет выбрать и реконструировать наиболее качественную серию изображений КА.
Качество изображений	Снижается при ЧСС > 62 уд/мин и ИМТ > 31 кг/м <sup>2</sup>	Снижается при высокой ЧСС (70-100) и высоком КИ
Влияние ЧСС	ЧСС < 62 уд/мин. Наличие стабильного синусового ритма.	Диагностическая точность незначительно снижается при повышении ЧСС (70-100 уд/мин). Не зависит от ЧСС при использовании DSCT.
Лучевая нагрузка	Значительное снижение, E=0,6-5,5 мЗв	Высокие показатели, E=5,41-19,4 мЗв

### 3.2. Результаты оценки эффективности использования современных типов компьютерных томографов.

#### 3.2.1. Использование адаптивной статистической итеративной реконструкции.

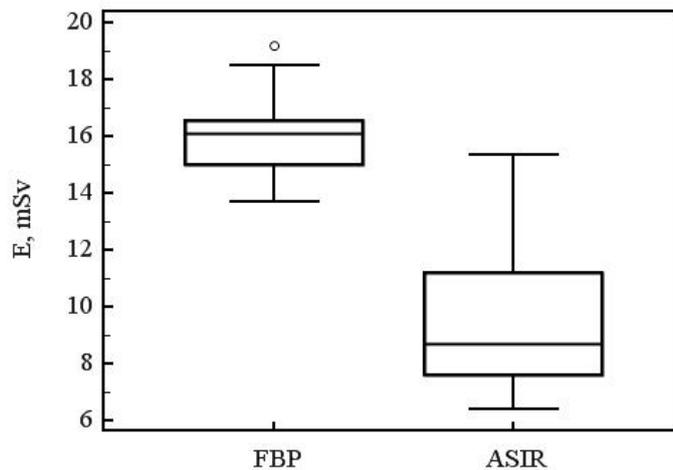
Результаты обследования 2-ой группы больных показали, что значение CTDI в 1 подгруппе составило 66(7,6) мГр, во 2 подгруппе - 35,2 (7,6) мГр (табл. 13). Таким образом, CTDI при проведении исследования с использованием ASIR-алгоритма было на 46 % меньше, чем при использовании FBP-алгоритма реконструкции.

Значения показателей CTDI, DLP, E представлены в табл. 13. Значения показателей DLP и E при использовании ASIR-алгоритма постпроцессинговой обработки изображений КА были также снижены на 47,3 и 45,9 % соответственно ( $p < 0,001$ ; рис. 26).

Таблица 13

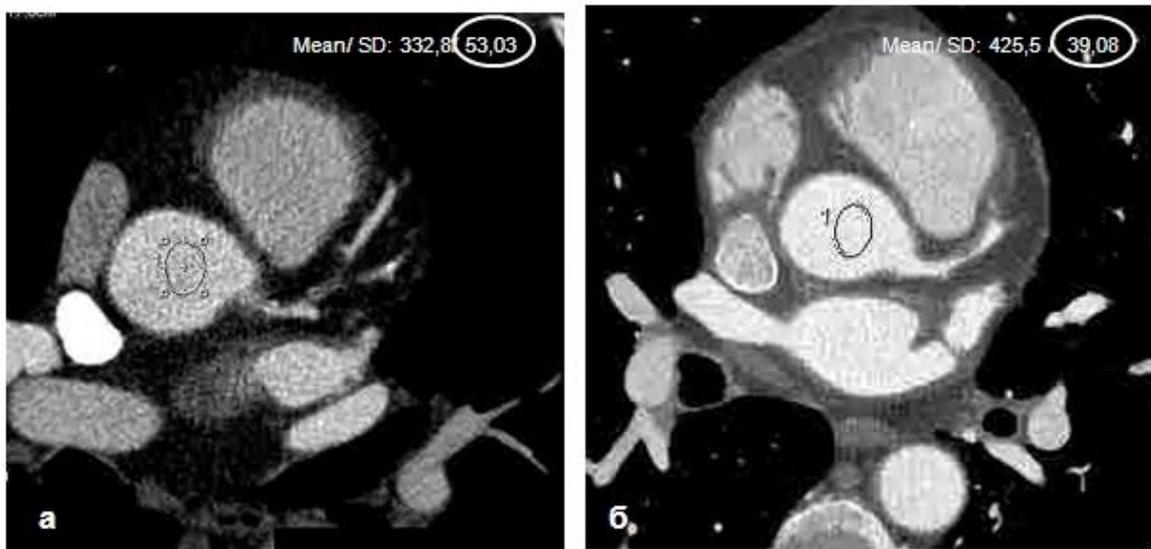
Показатели лучевой нагрузки и показатели качества полученных изображений КА

Дозиметрические параметры	FBP-алгоритм			ASIR-алгоритм			P
CTDI (mGy)	66 (7,6)			35,2 (7,6)			0,0001
DLP (mGy *cm)	1151 (101)			606, 52 (279,7)			0,0001
E (mSv)	16,1 (1,4)			8,7 (3,5)			0,0001
Параметры качества изображений КА							
Область интереса (ROI)	Шум изображения			SNR изображения			P
	FBP	ASIR	p	FBP	ASIR	P	
ВА	42,6 (15,53)	49 (21,87)	0,53	7,8 (2,7)	9,25 (5,4)	0,05	
Миокард	46 (16,7)	51 (15,7)	0,124	2,1 (0,9)	1,9 (0,95)	0,6	
ЛЖ	45,7 (19)	53 (24,38)	0,24	6,4 (3,9)	7,48 (3,44)	0,21	
легочный ствол	43 (21)	42,9 (13)	0,62	7,5 (5,3)	9,1 (3,9)	0,182	



**Рис. 26.** График, демонстрирующий снижение  $E$  на 45,9 % при использовании ASIR-алгоритма реконструкции по сравнению с FBP-алгоритмом.

При столь значительном снижении эффективной дозы облучения, качество полученных изображений КА оставалось сопоставимым со стандартным FBP-алгоритмом реконструкции (рис. 27). Анализ полученных изображений по показателям шума и SNR ВА, легочного ствола, полости ЛЖ и миокарда в двух подгруппах не выявил достоверных отличий их качества ( $p > 0,05$ ) (табл. 13).



**Рис. 27. (а)** FBP-алгоритм (напряжение тока на трубке 120 кВ, сила тока на трубке 551 мА,  $E=16,1$  мЗв) и **(б)** ASIR-алгоритм (напряжение тока на трубке 100 кВ, сила тока на трубке 550 мА,  $E= 7, 9$  мЗв), реконструкции на уровне корня ВА. Шум на изображении (представлен как SD) меньше при использовании ASIR-алгоритма.

Таким образом, ASIR-алгоритм постпроцессинговой обработки изображений позволяет повысить низкоконтрастную разрешающую способность при одновременном снижении уровня шума и уменьшении E на 45,9 % без снижения качества полученных изображений КА.

Leipsic J. et al. (2010) отмечают, что с целью максимального снижения дозы облучения пациента возможно комбинирование ASIR-алгоритма с другими методами снижения лучевой нагрузки. Например, при выполнении КТ коронарографии, применение ASIR-алгоритма с проспективной ЭКГ-синхронизацией позволяет снизить эффективную дозу облучения на 85 %.

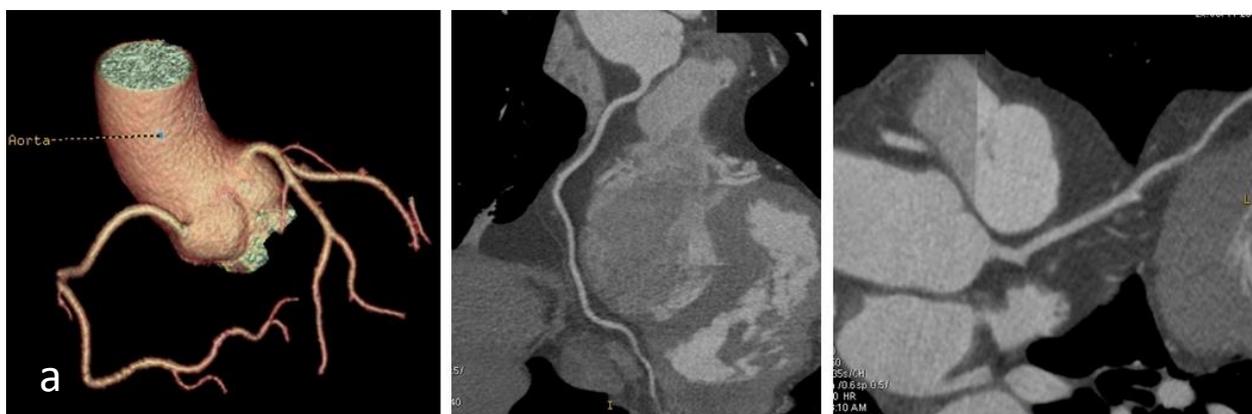
Итеративные реконструкции используются в ПЭТ и использовались в начальных версиях КТ, но, до недавнего времени, они не были доступны в современных поколениях КТ из-за сложности и недостатка требуемой компьютерной мощности. ASIR, в отличие от FBP-алгоритма, реконструирует КТ данные путем полного моделирования системы статистики. Процесс реконструкции является итеративным, поэтому для преодоления математических трудностей Paden et al. в 2008 году на ежегодной встрече Радиологического Общества Северной Америки (RSNA), представили математическое моделирование изображений (Cheng L.C.Y., 2006; Liu Y.J., 2007).

Итак, суть технологии ASIR заключается в предварительном математическом моделировании изображений, которое дополнительно корректируется с учетом энергии фотонов и характеристик объекта исследования (Кондратьев Е. В., 2013; Cheng L.C.Y., 2006). Особенностью данного алгоритма является выполнение реконструкции из сырых данных и непосредственное воздействие на причины появления шума, что дает возможность повысить качество изображений и снизить лучевую нагрузку.

Одним из преимуществ ASIR является возможность получения изображений с хорошим качеством у пациентов, страдающих избыточным весом и ожирением, за счет подавления шума (ИМТ > 25 кг/м<sup>2</sup>, рис. 28).

Современное поколение КТ, использующих протокол FBP, даже при увеличении эффективной дозы облучения у таких пациентов зачастую не позволяет получать диагностические изображения, поскольку высокий шум может скрыть нормальную анатомию или имитировать заболевание.

По мнению Silva A.C. et al. (2010) использование ASIR-алгоритма постпроцессинговой обработки имеет огромное значение у детей и молодых пациентов, у пациентов, проходящих несколько КТ исследований за короткий период времени, а также у беременных женщин, которые не имеют возможности по медицинским показаниям или не желают выполнить МРТ.



**Рис. 28.** Отличное качество изображений КА у пациента с избыточным весом; ИМТ=28,9 кг/м<sup>2</sup>, 40% ASIR. Напряжение на трубке 100 кВ, сила тока на трубке 550 мА, E=6,8 мЗв.

Основным ограничением ASIR-алгоритма является длительность обработки изображений, по сравнению с FBP-алгоритмом. Так, при выполнении реконструкции живота и органов малого таза время обработки изображений увеличивается на 30 % (65 с. – ASIR; 50 с. – FBP) (Silva A.C., 2010). Но следует отметить, что в дальнейшем, с усовершенствованием методики, время, затрачиваемое на проведение исследования, будет сокращаться.

Еще одним потенциальным недостатком ASIR-алгоритма является получение бесшумных изображений с чрезмерно сглаженными контурами. Тем не менее, этого явления можно избежать, варьируя уровень ASIR (оптимально 40-60 %).

### 3.2.2. Использование алгоритма коррекции артефактов движения.

В данной группе пациентов (группа 3) было проанализировано 160 КА и 490 сегментов. Для всех 42 пациентов 3-ей группы итоговые показатели качества изображений, полученные путем усреднения всех значений, составили  $1,34 \pm 0,08$  и  $1,4 \pm 0,09$  ( $p > 0,05$ ) при использовании технологии SSF и стандартной реконструкции соответственно.

Использование SSF не улучшало итоговый показатель качества изображений в подгруппе пациентов с низкой ЧСС (табл. 14).

Однако в подгруппе пациентов с высокой ЧСС итоговый показатель качества изображений был достоверно выше при оценке изображений КА, полученных при использовании SSF, нежели, чем при использовании стандартной реконструкции (табл. 15).

На сегментарном уровне качество изображений КА при выполнении КТ коронарографии с технологией SSF было достоверно выше, чем при использовании стандартной реконструкции, при анализе сегментов ПКА плохого или недиагностического качества у пациентов с низкой ЧСС (рис. 29 и 30, табл. 14) и аналогичных сегментов ПКА и ЛКА у пациентов с высокой ЧСС (рис. 31, табл. 15).

Таблица 14

Показатели качества изображений КА при выполнении КТ коронарографии у пациентов с низкой ЧСС

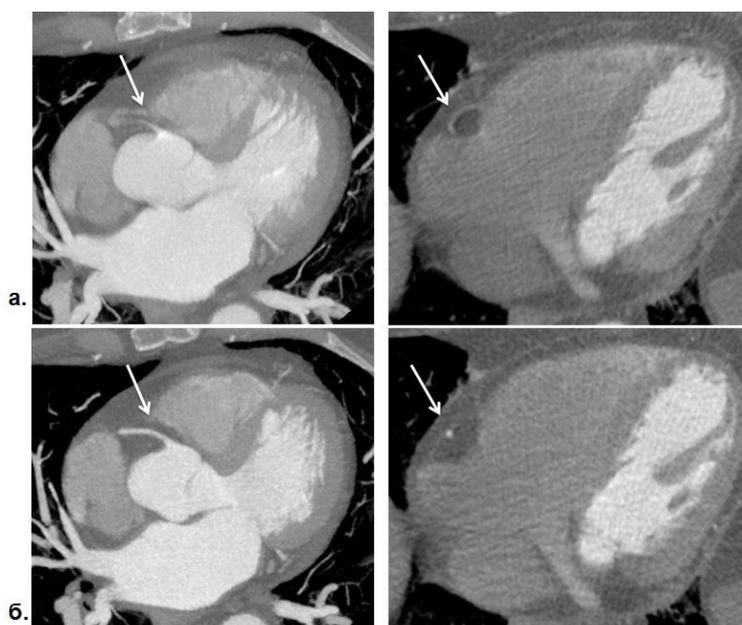
Показатели оценки качества изображений КА	SSF	Стандартный алгоритм реконструкции	P
Итоговый показатель качества полученных изображений	$1,1 \pm 0,18$	$1,13 \pm 0,4$	0,7
ПКА	$1,14 \pm 0,36$	$1,57 \pm 0,13$	0,02
ЛКА	$1,05 \pm 0,04$	$1,06 \pm 0,04$	0,84
ОА	$1,07 \pm 0,18$	$1,07 \pm 0,18$	0,6

Показатели качества изображений КА при выполнении КТ  
коронарографии у пациентов с высокой ЧСС

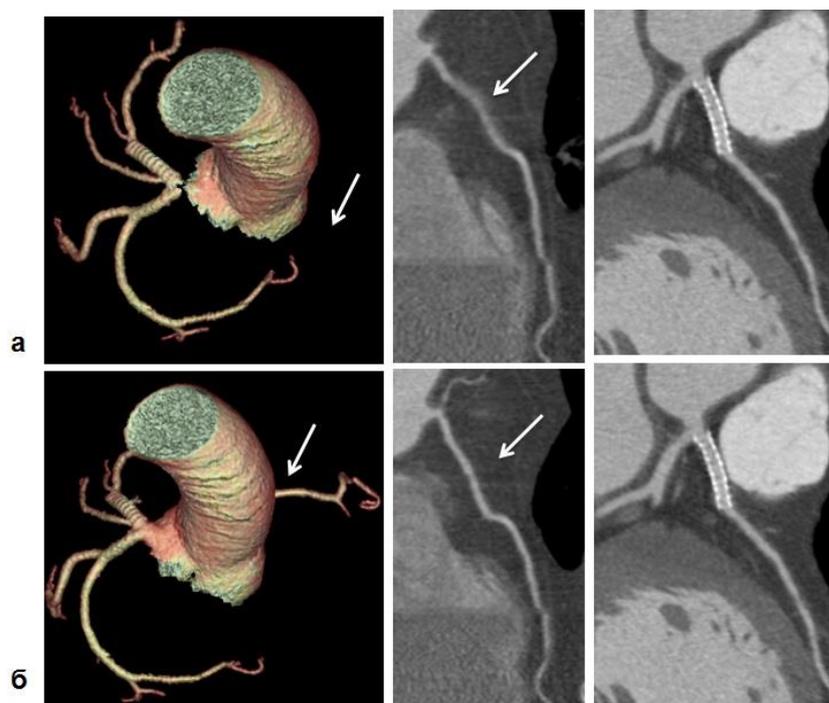
Показатели оценки качества изображений КА	SSF	Стандартный алгоритм реконструкции	P
Итоговый показатель качества полученных изображений	1,6±0,5	2,1±0,6	0,04
ПКА	1,94 ±0,89	2,88±1,05	0,008
ЛКА	1,78± 0,56	2,18±0,45	0,007
ОА	1,7±0,69	1,92±0,8	0,36

Таким образом, на сегментарном уровне при использовании технологии SSF качество полученных изображений было улучшено почти в половине (43%) проанализированных сегментов КА удовлетворительного и недиагностического качества (34/60).

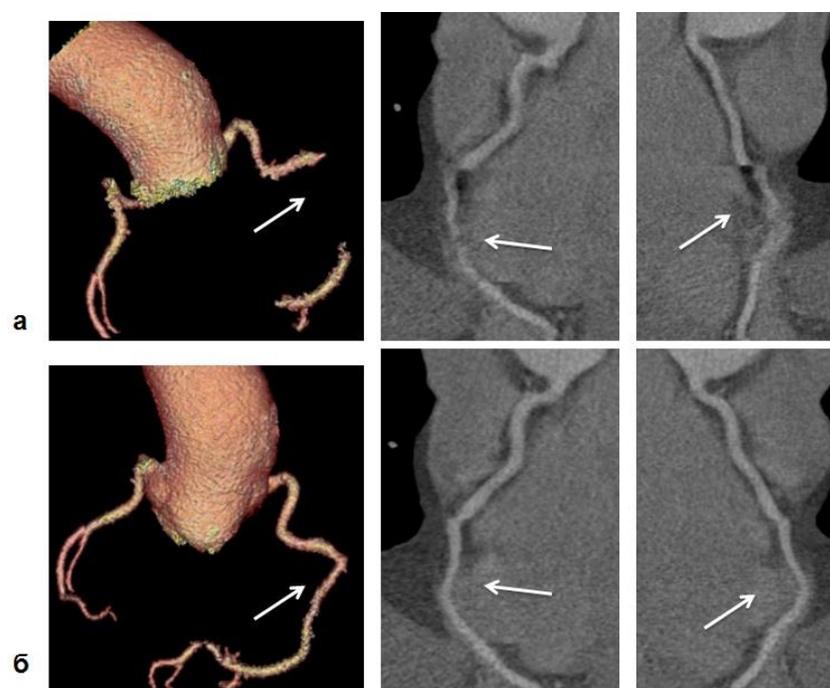
Использование SSF позволяло не только улучшить качество полученных изображений КА, но и повлиять на интерпретацию полученных результатов (рис. 32).



**Рис. 29.** Пациентка с ЧСС <math>< 60</math> уд/мин. Аксиальные изображения и МИП демонстрируют сегменты ПКА, полученные при использовании стандартной реконструкции (а) и SSF (б).

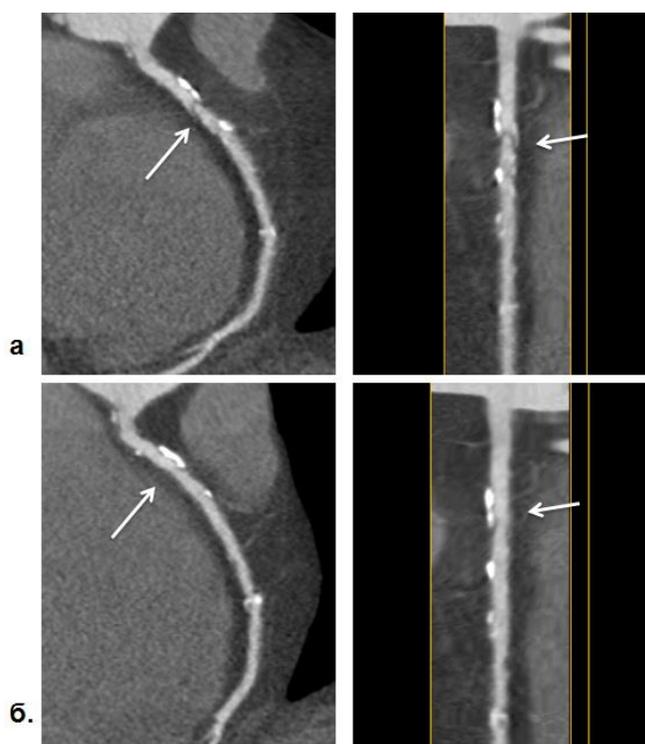


**Рис. 30.** Пациент 55 лет, ЧСС=55 уд/мин. VRT и МПР демонстрируют сегменты ПКА и ЛКА, полученные при использовании стандартной реконструкции (а) и SSF (б). E=4,74 мЗв.



**Рис. 31.** Пациент 65 лет, ЧСС=65 уд/мин; E= 3,8 мЗв.

VRT и МПР демонстрируют значительное улучшение качества визуализации сегментов ПКА при использовании SSF (б) по сравнению со стандартной реконструкцией (а).



**Рис. 32.** МПР демонстрируют диссекцию КА, которая определялась при использовании стандартной реконструкции (**а**), и нормальный просвет КА, полученный при использовании технологии SSF (**б**).

В случае отсутствия программы SSF, некоторые авторы рекомендуют проводить исследование с проспективной ЭКГ-синхронизацией с целью получения изображений диагностического качества и снижения лучевой нагрузки только у пациентов с низкой ЧСС (<60 уд/мин) (Wintersperger B.J., 2006; Pannu H.K., 2006; Shapiro M.D., 2008; Baumüller S., 2009).

В частности использование проспективной ЭКГ-синхронизации (когда сканирование проводили в период 75% RR интервала) у пациентов с ЧСС<60 уд/мин позволяло получить 95 % и более сегментов КА диагностического качества (Maruyama T., 2008; Husmann L., 2008; Pontone G., 2009; Buechel R.R., 2011; Muenzel D., 2011).

В работе Li Q. et al. (2014), использование алгоритма коррекции артефактов движения у 37 пациентов с ЧСС 65-70 уд/мин позволило получить 97,9% сегментов КА хорошего качества.

В настоящем исследовании также было продемонстрировано, что применение SSF позволяет улучшить визуализацию и увеличить процент

сегментов КА диагностического качества (на 43%) у пациентов с высокой ЧСС (>60 уд/мин).

Таким образом, использование технологии SSF позволяет не только улучшить качество изображений КА, но и увеличить порог ЧСС (более 60-65 уд/мин), при котором рекомендовано проводить исследование с проспективной ЭКГ-синхронизацией.

В данной работе лучшее качество изображений было получено для ствола ЛКА и ОА, как с использованием, так и без использования SSF. Это связано с наименьшим движением данных сосудов во время сканирования (Husmann L., 2007). С другой стороны, наиболее подвижной во время сканирования является ПКА (Achenbach S., 2000; Husmann L., 2007), поэтому достоверное улучшение качества изображений и интерпретируемость при использовании SSF, по сравнению со стандартной реконструкцией, было получено для ПКА.

Данные исследования согласуются с результатами работы Li Q. et al. (2014), которые сообщают, что использование алгоритма коррекции артефактов движения более эффективно для ПКА и менее эффективно для ЛКА и ОА.

Кроме того, проведение исследования с проспективной ЭКГ-синхронизацией, алгоритмом IR и SSF позволяет получить хорошее качество изображений КА при низкой лучевой нагрузке у пациентов с высокой ЧСС.

Например, без использования программы SSF эффективная доза облучения при проведении исследования с проспективной ЭКГ-синхронизацией может быть снижена на 59-80 % по сравнению с использованием ретроспективной ЭКГ-синхронизации (Кондратьев Е.В. , 2011; Earls J.P., 2008; Shuman W.P., 2008).

Преыдушие исследования показали, что у пациентов с ЧСС ниже 62 уд/мин использование проспективной ЭКГ-синхронизации позволяет снизить E примерно до 2 мЗв при выполнении исследования только в одну фазу сканирования (75 % интервала RR, без дополнительных фаз), что дает 99 %

сегментов КА диагностического качества (Husmann L., 2008; Buechel R.R., 2011).

При использовании технологии SSF, с целью компенсировать артефакты от движения, необходимо получение дополнительной информации от смежных фаз сердечного цикла (в пределах 80с. до и после основной фазы в пределах одного сердечного цикла). В связи с чем, по некоторым данным, использование SSF позволяет снизить дозу облучения при проведении исследования с проспективной ЭКГ синхронизацией на 50-66% (вместо 59-80 %), но это требует дальнейшего изучения.

В данной работе средние показатели лучевой нагрузки составили  $4,5 \pm 0,9$  мЗв. Для сравнения, по данным ранее проведенных исследований, доза облучения при использовании ретроспективной синхронизации с ЭКГ варьировала от 9 до 17 мЗв (Кондратьев Е.В. , 2009; 2011; Earls J.P., 2008; Shuman W.P., 2008).

Следует отметить, что использование SSF позволяет улучшить качество изображений КА не только у пациентов со средней или высокой ЧСС, но и у пациентов с низкой ЧСС, в частности при визуализации ПКА. Однако с целью максимального снижения лучевой нагрузки, его использование у пациентов с низкой ЧСС не является обязательным.

Следует отметить, что в работе имели место некоторые ограничения. Во-первых, качество изображений КА оценивалось субъективно. Во-вторых, оценивалось влияние технологии SSF на качество изображений и интерпретацию полученных сегментов КА, но не оценивалась диагностическая точность исследования, что требовало бы сопоставления с данными КАГ. В-третьих, не был определен порог ЧСС, при котором использование SSF позволяет снизить лучевую нагрузку без ущерба диагностической информации. И последнее, в исследование было включено небольшое количество пациентов с высокой ЧСС.

### 3.3. Результаты использования протокола с низкой лучевой и йодной нагрузкой.

Анализ пациентов 4-ой группы показал, что возраст, ЧСС, ИМТ и КИ в двух подгруппах больных статистически значимо не отличались. Параметры протокола сканирования: сила тока на трубке, объем введенного КВ и скорость введения КВ, – также статистически значимо не различались.

Анализ полученных изображений КА в двух подгруппах не выявил достоверных отличий их качества. Средние значения показателей качества составили: в 1-й подгруппе  $1,28 \pm 0,28$ , во 2-й подгруппе  $1,34 \pm 0,29$  ( $p=0,4$ ).

Значения показателей плотности в просветах КА на уровне проксимальных и дистальных сегментов представлены в табл. 16.

Таблица 16

Результаты анализа качества полученных изображений

Параметр	1 подгруппа	2 подгруппа	P
Субъективная оценка (1-4) <sup>1</sup>	$1,28 \pm 0,28$	$1,34 \pm 0,29$	0,4
Плотность в проксимальном сегменте ПМЖА (НУ) <sup>2</sup>	440 [354-530]	342,6 [310-380]	0,0003
Плотность в дистальном сегменте ПМЖА (НУ) <sup>2</sup>	265 [206-302]	224,3 [204-255]	0,058
Плотность в проксимальном сегменте ПКА (НУ) <sup>2</sup>	385,3 [310-512]	322,4 [271-367]	0,006
Плотность в дистальном сегменте ПКА (НУ) <sup>2</sup>	296 [230-404]	278,5 [215,8-306]	0,066

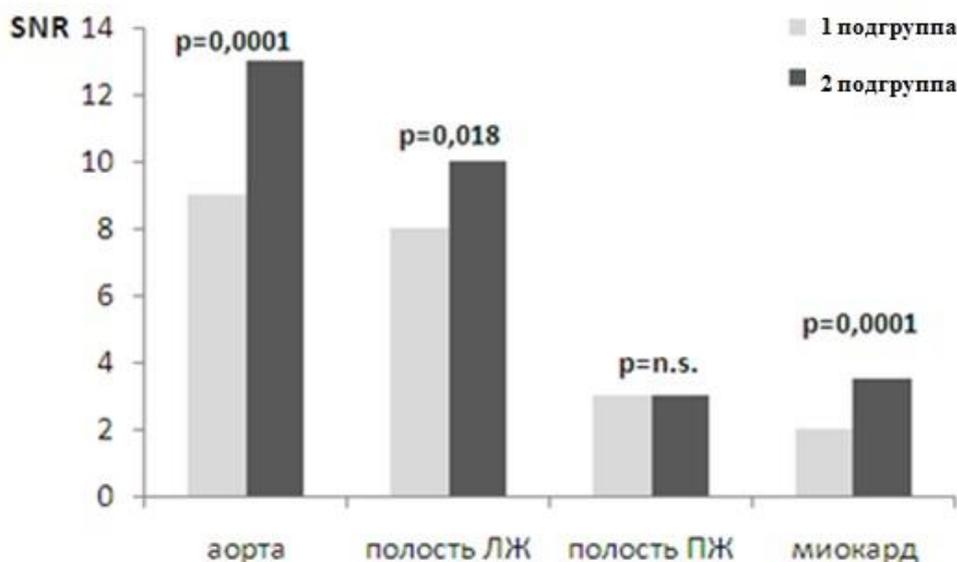
<sup>1</sup> среднее значение  $\pm$  стандартное отклонение

<sup>2</sup> медиана [межквартильный размах]

Как в первой, так и во второй подгруппе было достигнуто хорошее контрастирование КА. Ни у одного пациента не было получено значения плотности просвета КА ниже 200 НУ. Анализ показателей плотности просвета КА в двух подгруппах показал, что плотность в проксимальных сегментах ПМЖА и ПКА была выше в первой подгруппе пациентов. Показатели плотности в дистальных сегментах ПМЖА и ПКА статистически

значимо не различались при использовании низкодозного низкойодного и обычного протоколов сканирования пациентов.

Показатели сигнала и шума на уровне ВА, полости ЛЖ, полости ПЖ были достоверно выше в первой подгруппе пациентов ( $p < 0,05$ ). Рассчитанные значения SNR на уровне ВА, полости ЛЖ и миокарда были соответственно достоверно ниже в первой подгруппе пациентов (рис. 33).



**Рис. 33.** Показатели SNR, рассчитанные на разных уровнях в двух подгруппах пациентов (1 подгруппа – КТ проводили по протоколу с низкой лучевой и йодной нагрузкой; 2 подгруппа – КТ проводили с использованием стандартного протокола исследования).

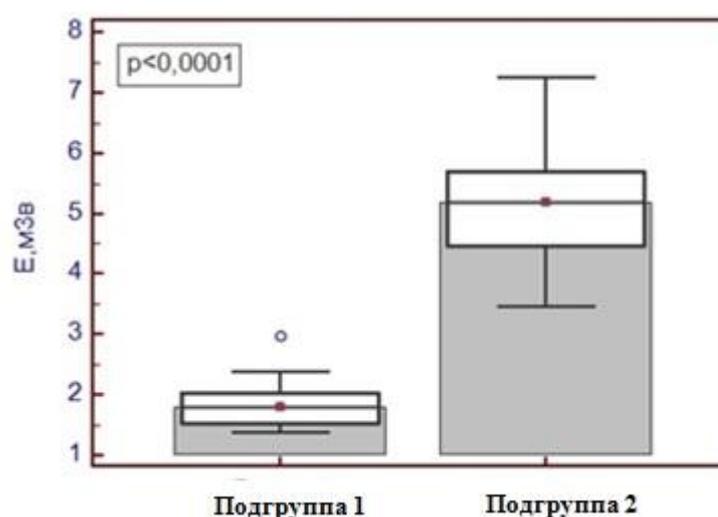
Показатели лучевой и йодной нагрузки были ниже в первой подгруппе пациентов (табл. 17). Было отмечено значимое снижение эффективной дозы облучения на 66,6% ( $< 0,0001$ ) в первой подгруппе пациентов за счет снижения напряжения на трубке. Медиана E в 1-ой подгруппе составила 1,7 мЗв, во 2-ой подгруппе – 5,1 мЗв (рис. 34).

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

Показатели лучевой и йодной нагрузки на пациентов

Показатель <sup>1</sup>	1 подгруппа	2 подгруппа	P
CTDI	7,7 [7-7,7]	22 [19-22,97]	<0,0001
DLP	121,8 [108,2-135,4]	367,7 [308,3-401,9]	<0,0001
E	1,7 [1,5-1,9]	5,1 [4,3-5,6]	<0,0001
Йодная нагрузка (г)	23,7 [21,6-24,3]	28,8 [25,6-30,4]	<0,0001

<sup>1</sup> медиана [межквартильный размах]

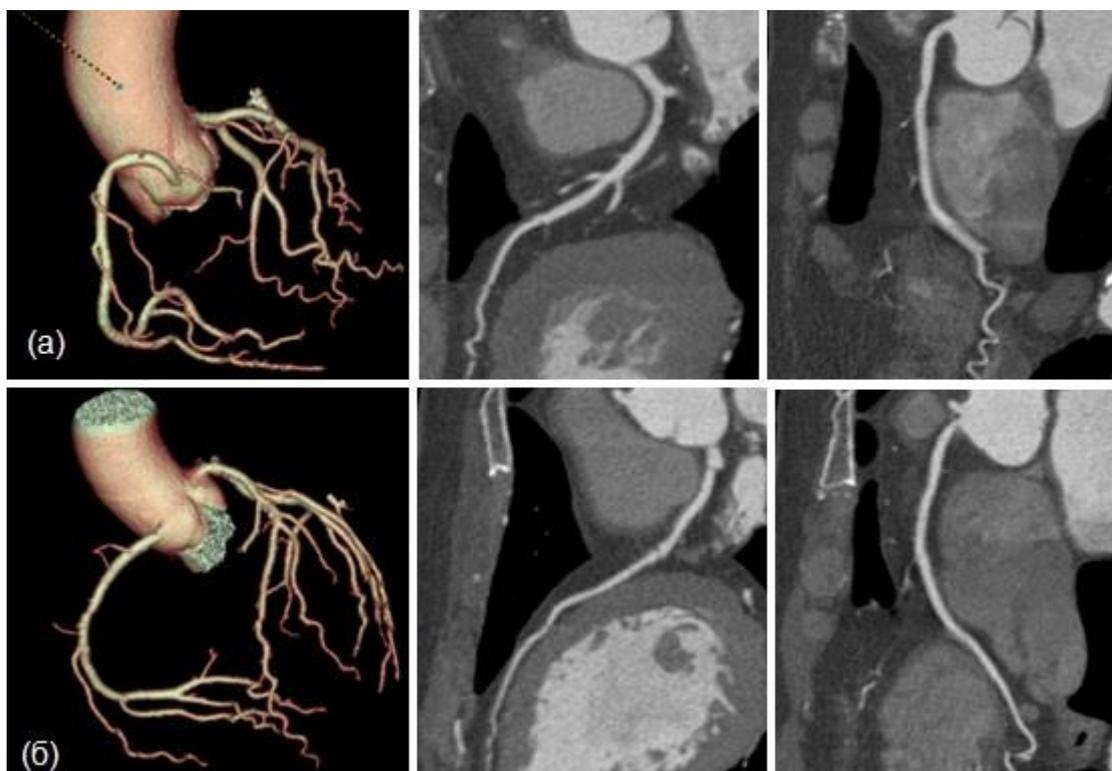


**Рис.34.** График демонстрирует достоверное снижение лучевой нагрузки (E) в первой подгруппе пациентов за счет снижения напряжения на рентгеновской трубке до 80 кВ.

Таким образом, как показали результаты исследования, благодаря появлению современных КТ-сканеров, обладающих новыми алгоритмами реконструкции изображений, можно проводить исследование с низкой лучевой и низкой йодной нагрузкой и при этом сохранить качество полученных изображений КА. Разработанный новый протокол исследования эффективен у пациентов с нормальным или несколько избыточным весом (<math>< 100 \text{ кг}</math>), с низкой ЧСС и регулярным синусовым ритмом.

Субъективный анализ качества показал, что показатели качества изображений КА, оцененные в 1 балл, были получены в обеих подгруппах

(рис. 35), также как и изображения с плохим качеством (показатель 3 балла) встречались в обеих подгруппах пациентов.



**Рис. 35.** КТ коронарография с проспективной ЭКГ-синхронизацией и ASIR 40 % (МИП и VRT КА).

**(а)** – отличное качество изображений КА при напряжении на рентгеновской трубке 80 кВ и использовании КВ с низкой концентрацией йода (1-ая подгруппа пациентов);

**(б)** – отличное качество изображений КА при напряжении на трубке 120 кВ и использовании КВ с высокой концентрацией йода (2-ая подгруппа пациентов).

Необходимо отметить, что на интраартериальную плотность влияет не только концентрация йода, но и ряд других параметров, среди которых объем вводимого КВ, объем и скорость введения физического раствора, параметры сканирования (напряжение тока на трубке) и алгоритм постпроцессинговой обработки. Кроме того, на показатели плотности влияет также ряд антропометрических и гемодинамических характеристик пациента: вес, рост, ИМТ и сердечный выброс (Lembcke A., 2013).

В выполненном исследовании антропометрические и гемодинамические характеристики пациентов, а также объем и скорость введения КВ в двух подгруппах значимо не различались.

Полученные различия показателей плотности просвета проксимальных сегментов ПМЖА и ПКА, уровня сигнала, шума и SNR на разных уровнях были связаны со снижением напряжения на рентгеновской трубке до 80 кВ с целью максимального снижения лучевой нагрузки в первой подгруппе пациентов. Необходимо отметить, что, несмотря на данные различия, субъективный анализ качества изображений КА не показал достоверного снижения их качества и потери диагностической информации.

Ранее проведенные исследования показали, что плотность внутри просвета КА в пределах от 200 до 350 НУ является оптимальной для диагностики патологических изменений (Becker C.R., 2003; Cademartiri F., 2005; Yamamuro M., 2007; Bae K.T., 2008).

В ряде работ было отмечено, что повышение интраартериальной плотности просвета КА может увеличить точность диагностики стенозов. В то время как очень высокая плотность может повлиять на интерпретацию степени стеноза, особенно в случае наличия кальцинированных бляшек.

Известно, что повышение плотности просвета КА может быть достигнуто введением КВ в большем объеме или КВ с большей концентрацией йода. Тем не менее, введение более высоких объемов КВ или использование КВ с большей концентрацией йода связано с повышенным риском КИН и, следовательно, с более высокими показателями заболеваемости и смертности (From A.M., 2008; Toprak O., 2007). В связи с чем, снижение объема и концентрации йода вводимого КВ являются основными факторами, позволяющими снизить частоту развития КИН (Thomsen H.S., 2008; Thomsen H.S., Morcos S.K., 2008; McCullough P.A., 2008).

Кроме того, внезапное воздействие высоких объемов КВ может вызвать гипертиреоз или гипотиреоз даже у пациентов без ранее существующей дисфункции щитовидной железы (Rhee С.М., 2012).

В работе было продемонстрировано, что использование КВ с более низкой концентрацией йода позволяет снизить йодную нагрузку на пациента а, следовательно, и уменьшить риск развития возможных осложнений, и при этом получить адекватное контрастирование КА.

Было отмечено, что градиент плотности в просвете КА снижается в дистальных сегментах. Данные результаты согласуются с ранее проведенными исследованиями (Seifarth Н., 2009; Hein Р.А., 2010; Steigner М.Л., 2010). Однако причина данного феномена до конца остается не изученной. Одни авторы связывают разницу в градиенте плотности с потоком; другие – считают, что она может быть вызвана влиянием протокола введения КВ (Seifarth Н., 2009).

Благодаря снижению напряжения на трубке и использованию проспективной ЭКГ-синхронизации может быть достигнуто также значительное снижение лучевой нагрузки (на 66,6 %).

Полученные в исследовании результаты согласуются с данными других авторов, которые показали, что использование ASIR-алгоритма при снижении напряжения либо силы тока на трубке приводит к снижению лучевой нагрузки на пациента на 32 – 65 % без снижения качества изображений КА (Hara А.К., 2009; Leipsic J., 2010; Leipsic J., LaBounty Т.М., 2010; Tumur О., 2013).

### **3.4. Новый алгоритм сканирования больных, направленных на проведение КТ коронарографии.**

Выполненный анализ всех 4-ех групп пациентов (265 больных) продемонстрировал, что предложенные протоколы сканирования с низкой лучевой и при необходимости йодной нагрузкой позволяют сделать

исследование КТ коронарографии более безопасным для пациента без потери диагностической информации.

Поскольку в доступной литературе практически отсутствуют данные об условиях использования протоколов КТ коронарографии с низкой лучевой или низкой йодной нагрузкой, на основании полученных результатов обследования 265 пациентов и данных литературы можно предложить следующий алгоритм сканирования (рис. 36):

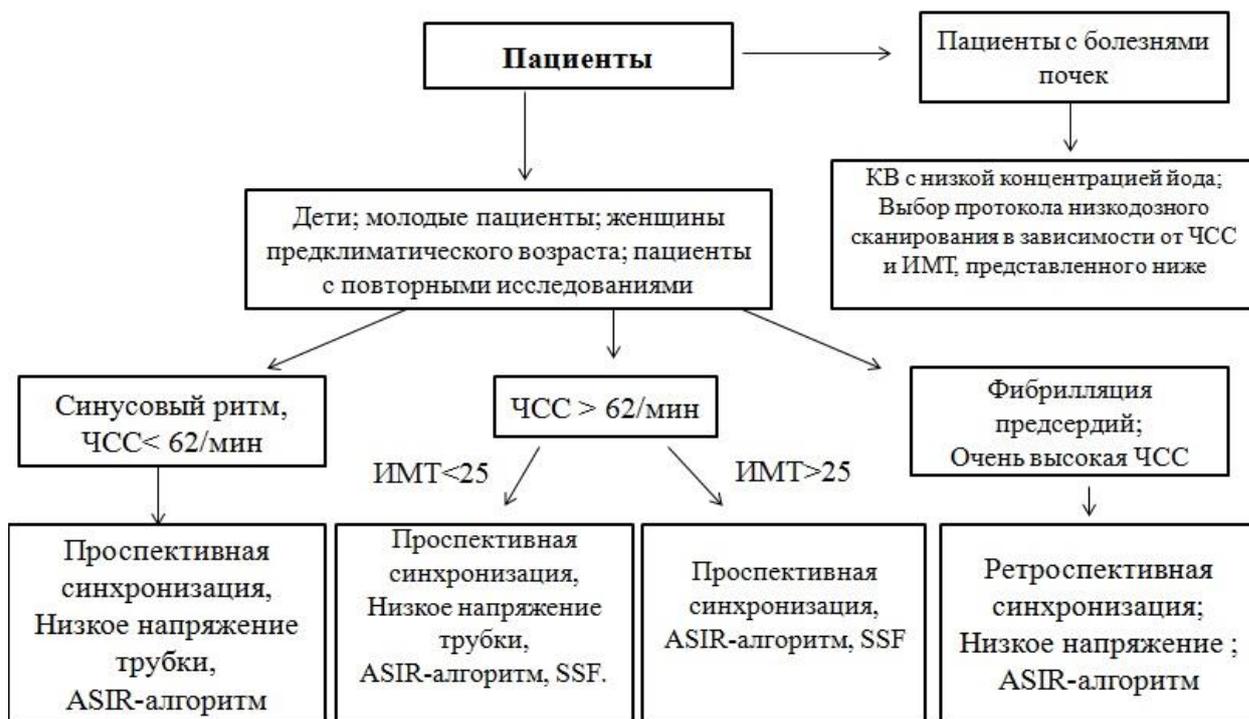
1. Использование проспективной синхронизации с ЭКГ у женщин предклимактерического возраста, у молодых пациентов, детей и у пациентов, которым в будущем может быть повторно назначена КТ коронарография, имеющих синусовый ритм.

2. Применение проспективной синхронизации с ЭКГ с возможностью IR у пациентов с ЧСС < 62 уд/мин, с использованием модуляции силы тока и напряжения на рентгеновской трубке в зависимости от ИМТ.

3. Использование ретроспективной синхронизации с ЭКГ целесообразно у пациентов с нарушениями сердечного ритма (аритмии), с ЧСС > 62 уд/мин, у которых получение диагностической информации будет вносить значимый вклад в оценку клинической картины или клинического лечения.

4. При наличии программы SSF возможно использование проспективной ЭКГ-синхронизации в сочетании с IR у пациентов со средней и высокой ЧСС (>60-62 уд/мин).

5. У молодых пациентов и у пациентов с заболеваниями почек следует проводить исследование с проспективной ЭКГ-синхронизацией и IR с целью минимизировать риск лучевой нагрузки, а также с низкой концентрацией йода КВ с целью снизить риск развития КИН.



**Рис. 36.** Алгоритм выбора протокола сканирования в зависимости от категории пациентов (с учетом ИМТ и ЧСС).

#### **ГЛАВА 4. ЭФФЕКТИВНОСТЬ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ОПТИМИЗИРОВАННЫХ ПРОТОКОЛОВ СКАНИРОВАНИЯ НА АМБУЛАТОРНО-ПОЛИКЛИНИЧЕСКОМ ЭТАПЕ**

В работе была оценена эффективность использования низкодозной КТ коронарографии при обследовании пациентов (группа 5) на амбулаторно-поликлиническом этапе, по результатам которой все пациенты были распределены на несколько подгрупп:

(1). Отсутствие данных за АС КА (40 пациентов – 24 %).

(2). Негемодинамически значимые (<50%) стенозы КА (24 пациента – 14 %).

(3). Гемодинамически значимые стенозы КА (62 %):

а. Однососудистое поражение (49 пациентов – 29 %);

б. Двухсосудистое поражение (34 пациента – 20 %);

в. Трехсосудистое поражение с поражением ЛКА (23 пациента – 13 %).

Данное разделение было выполнено согласно рекомендациям по дальнейшему алгоритму обследования и тактики ведения пациентов, используемых для каждой категории больных (Schuijf J.D., 2007).

Например, у пациентов первой подгруппы (24%) изначально поставленный диагноз «ИБС: стенокардия напряжения» был опровергнут, следовательно, они не нуждались в дальнейшем обследовании и лечении.

Пациентам второй подгруппы (14 %) было рекомендовано наблюдение у врача по месту жительства и при необходимости назначение консервативной (медикаментозной) терапии.

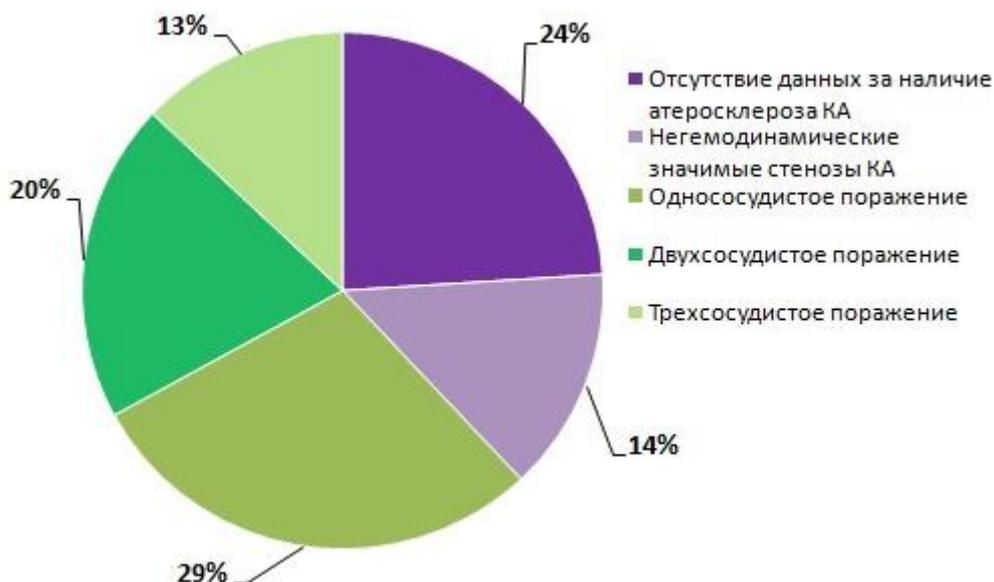
В случае выявления гемодинамически значимых стенозов (3 подгруппа, 62%), пациентам было рекомендовано выполнение КАГ с реваскуляризацией миокарда.

При визуализации пограничных стенозов (около 50 %) по данным КТ коронарографии, пациентам рекомендовалось проведение стресс-тестов, на основании результатов которых принималось решение о дальнейшей тактике ведения:

1. При отсутствии признаков ишемии миокарда рекомендации, как у пациентов второй подгруппы;

2. При выявлении признаков ишемии, пациентам рекомендовалось проведение КАГ (Van L.R., 2006; Gilard M., 2007; Gaemperli O., 2008; Gopal A., 2009; van Werkhoven J.M., 2009) .

По результатам выполненного исследования, низкодозная КТ коронарография на первом этапе диагностики позволила исключить наличие ИБС почти у  $\frac{1}{4}$  пациентов (24 %) и отказаться от проведения КАГ в 38 % случаев (рис. 36). Только  $\frac{1}{3}$  пациентам (62 %) было рекомендовано проведение КАГ с одновременной реваскуляризацией миокарда.



**Рис. 37.** Распределение пациентов согласно результатам низкодозной КТ коронарографии.

Исходные характеристики пациентов без признаков гемодинамически значимых стенозов КА (подгруппа 1 и 2) и с их наличием (подгруппа 3) представлены в табл. 18.

Мужской пол, сахарный диабет, дислипидемия и артериальная гипертония являлись основными факторами риска развития АС КА.

Пациенты, у которых были выявлены гемодинамически значимые стенозы КА (n=106), имели большее количество факторов риска ССС, чем

пациенты без признаков АС и без гемодинамически значимых стенозов по данным КТ коронарографии ( $2,8 \pm 1,04$  для пациентов 1-2 подгрупп и  $3,6 \pm 0,8$  для пациентов 3 подгруппы,  $p=0,0001$ ).

Таблица 18

Факторы риска развития АС КА

Факторы риска	Отсутствие гемодинамически значимых стенозов (n=64)	Наличие гемодинамически значимых стенозов (n=106)	p-критерий
Возраст	$59,1 \pm 9$	$58,5 \pm 9$	0,7
Мужской пол	24 (24,5 %)	74 (75,5%)	0,0001
Сахарный диабет	7 (31,8 %)	15 (68,2 %)	0,04
Дислипидемия	47 (41 %)	68 (59 %)	0,001
Артериальная гипертензия	43 (34 %)	84 (66 %)	0,0001
Ожирение	0 (0%)	2 (100 %)	0,05

Необходимо отметить, что развитие клинических проявлений стенокардии может быть вызвано многочисленными причинами.

Выполнение КТ коронарографии при возникновении боли в грудной клетке неясного характера, в отличие от КАГ, позволяет получить дополнительную информацию о состоянии других органов и систем, а также быстро и достоверно проводить дифференциальную диагностику угрожающих жизни состояний, требующих оказания срочной медицинской помощи (табл. 19) (Jeudy J., 2006; Stillman A.E., 2007; Butler K.H., 2006). При этом выполнение исследования по протоколу низкой лучевой нагрузки делает проведение КТ КА более безопасным для пациента.

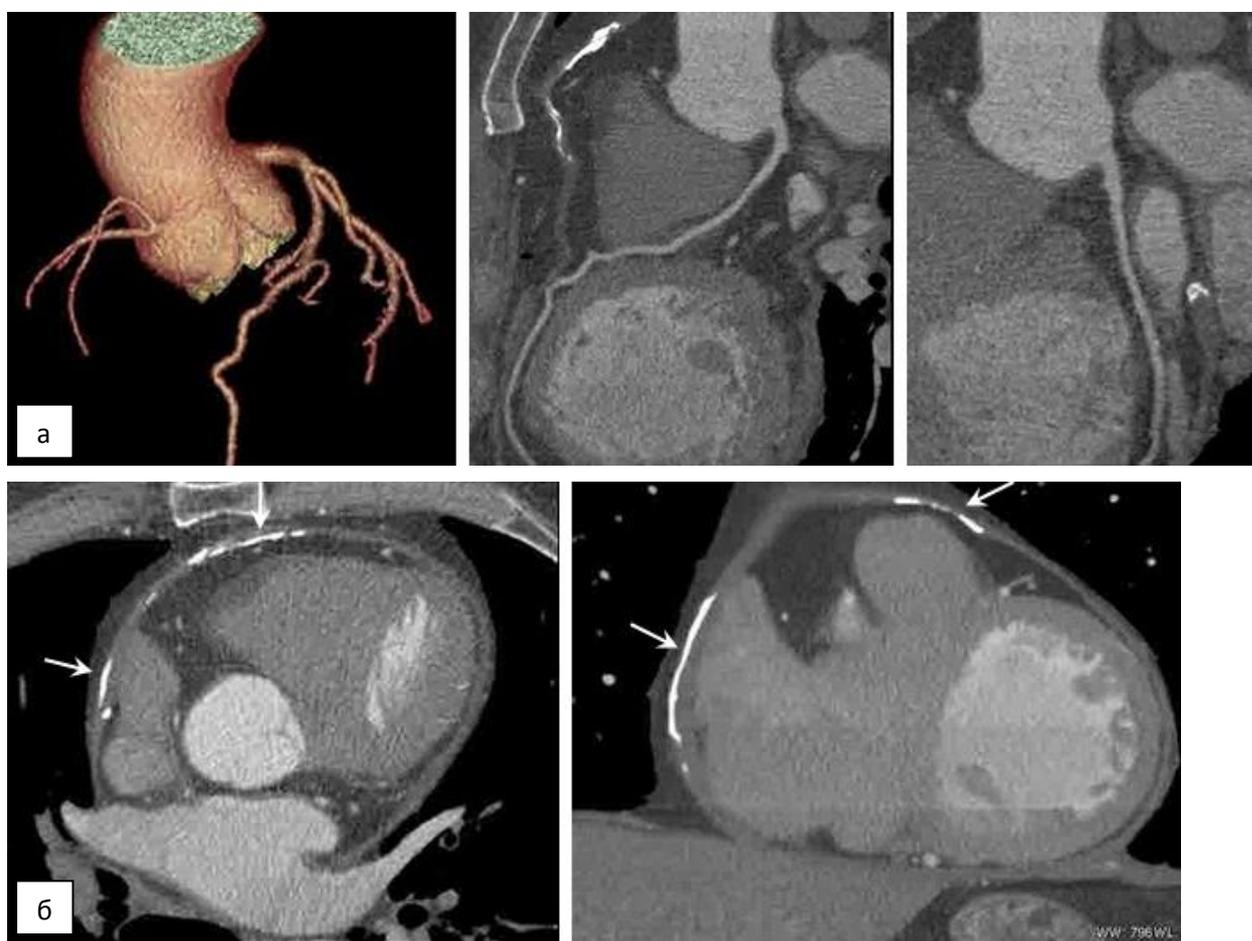
Кроме того, у некоторых пациентов может быть несколько патологических процессов (Thoongsuwan N., 2002). Анализ результатов КТ коронарографии демонстрирует информативность метода в определении, как стенозов КА, так и в выявлении другой сопутствующей патологии.

Например, у 17 пациентов (10 %) первой и второй подгрупп были найдены другие некоронарогенные заболевания миокарда, которые могли быть причиной клинических симптомов (рис. 37 и 38).

## Основные причины возникновения острой боли в грудной клетке

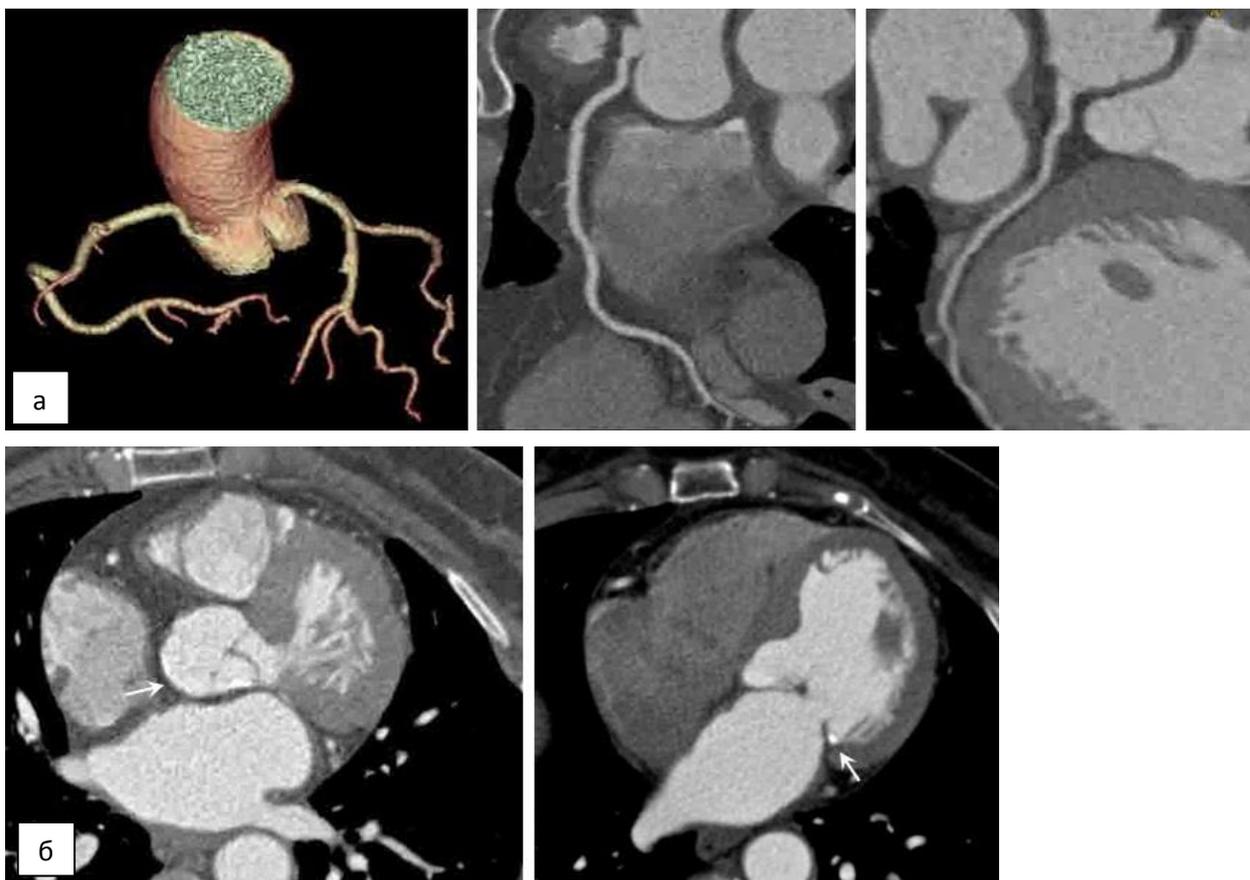
(Jeudy J., 2006)

Угрожающие жизни состояния	Не угрожающие жизни состояния
Острый коронарный синдром	Пневмония
Эмболия легочной артерии	Опухоли легких, средостения или плевры
Диссекция аорты	Болезни скелетно-мышечной системы
Интрамуральная гематома	Холецистит
Аневризма аорты/ разрыв	Панкреатит
Пенетрирующая язва стенки аорты	Опоясывающий герпес
Разрывы пищевода	ГПОД/ГЭРБ /спазм пищевода
Тампонада сердца	Перикардит/миокардит
Напряженный пневмоторакс	Простой спонтанный пневмоторакс



**Рис.38.** Пациент 58 лет, мужчина, направлен на КТ коронарографию с диагнозом «ИБС: стенокардия напряжения II ФК. ПИКС. ГБ II ст, медикаментозная ремиссия, риск 4. Дислипидемия.»

По данным низкодозной КТ коронарографии данных за наличие АС и стенозов КА не получено (**а**). Выявлены признаки перенесенного перикардита с обызвествлением перикарда (**б**, стрелка).



**Рис. 39.** Пациент 72 лет, женщина.

Диагноз при направлении на КТ коронарографию «ИБС: стенокардия напряжения II ФК».

По результатам низкодозной КТ коронарографии не выявлены признаки наличия гемодинамически значимых стенозов КА (а). Определялся кальциноз створок аортального и митрального клапанов ((б), стрелки).

Сопутствующая патология других органов была выявлена в 15,3 % (26 пациентов), из них изменения в легких – у 11%, в печени – у 2 %, в желчном пузыре – 0,6 % и в других органах – 1,7 %. В связи с выявленными изменениями, данным пациентам было рекомендовано динамическое наблюдение или проведение дообследования.

Множество исследований посвящено сравнению результатов КТ КА и КАГ. Мета-анализ 26 публикаций (табл. 20) показывает, что метод обладает высокими показателями чувствительности и специфичности в диагностике гемодинамически значимых стенозов КА, приближающимися к 100% (Ghostine S., 2008; Cademartiri F., 2007; 2008; 2009; Husmann L., 2008; Leber A.W., 2007; Leschka S., 2008; Leschka S., Scheffel H., 2008; Rixe J., 2009;

Shabestari A.A., 2007; Achenbach S., 2008; Budoff M.J., 2008; Hausleiter J., 2007; Herzog C., 2007; Meijboom W.B., 2007; Meijboom W.B., Weustink A.C., 2007; Meijboom W.B., Van Mieghem 2007; Oncel D., 2007; Piers L.H., 2008; Scheffel H., 2008; Schlosser T., 2007; Sheth T., 2008; Weustink A.C., 2007; Han S.C., 2008; Pugliese F., 2008; Yoshida K., 2009).

Таблица 20

Диагностическая эффективность низкодозной КТ коронарографии

Анализ данных	Кол-во исследований. <sup>1</sup>	Se (%)	Sp (%)	ПЦПР	ПЦОР	Ac
Пациент: основной вариант анализа <sup>2</sup>	18	98,2 (97-98,8)	81,6 (79 – 84)	90,5 (76-100)	99 (83-100)	92 (80-100)
По всем артериям <sup>2</sup>	17	94,9 (94-95,8)	89,5 (89-90,2)	75,0 (53-95)	99,0 (93-100)	91,5 (74-98)
<i>ПКА</i> <sup>2</sup>	8	94,8 (92-96,9)	91,0 (89-92,7)	84,0 (73-94)	98,5 (95-100)	94,5 (84-99)
<i>Ствол ЛКА</i> <sup>2</sup>	8	95,7 (85-99,5)	97,1 (95,7-98)	89,0 (24-100)	100,0 (98-100)	99,0 (91-100)
<i>ПМЖВ</i> <sup>2</sup>	7	97,4 (95-98,8)	84,5 (82-86,7)	78,0 (57-95)	99,0 (95-100)	93,0 (72-99)
<i>ОА</i> <sup>2</sup>	8	94,1 (91-96,6)	89,6 (88-91,3)	78,5 (52-90)	99,5 (95-100)	94,0 (75-99)
По всем сегментам <sup>2</sup>	17	91,3 (90-92,2)	94,0 (93,7-94)	69,0 (44-86)	99,0 (98-100)	95,5 (90-99)
Анализ по пациентам	Результат собств. Работы	100 %	100 %	100 %	100 %	100 %
Анализ по всем артерия	Результат собств. Работы	92,2 %	98,5 %	93,3 %	98,3 %	95,5 %
<i>ПКА</i>	-	93,3 %	100 %	100 %	92,3 %	96,3 %
<i>Ствол ЛКА</i>	-	100 %	100 %	100 %	100 %	100 %
<i>ПМЖВ</i>	-	100 %	87,5 %	96,5 %	100 %	97,2 %
<i>ОА</i>	-	88,9 %	100 %	100 %	94,4 %	96,1 %

**Примечание.**

<sup>1</sup>Максимальное количество исследований, показатели диагностической эффективности которых были проанализированы.

<sup>2</sup>Среднее значение (разброс данных от минимального до максимального) для показателей чувствительности и специфичности; медиана (разброс данных от минимального до максимального) для показателей ПЦПР, ПЦОР и точности.

Низкие показатели диагностической эффективности (Se, Sp и Ac) КТ коронарографии, по данным некоторых исследований, были связаны с гипердиагностикой степени стенозов КА. В тоже время, высокие показатели прогностической значимости отрицательного результата при анализе пациентов, артерий и сегментов КА свидетельствует о том, что метод является достойной альтернативой КАГ, поскольку позволяет исключать стенозы КА с высокой степенью достоверности.

Максимальные показатели чувствительности, специфичности и точности низкодозной КТ коронарографии были получены при анализе результатов исследования по пациентам (табл. 20). Полученные результаты показывают, что методика позволяет выявить наличие гемодинамически значимых стенозов у всех пациентов с максимальной степенью достоверности и в дальнейшем направить данных пациентов на выполнение КАГ с реваскуляризацией миокарда.

При анализе результатов КТ коронарографии по артериям было показано, что метод высокоинформативен в выборе метода лечения пациентов.

Показатели чувствительности, специфичности и точности низкодозной КТ в определении степени стеноза были следующими:

(1) в определении окклюзии и субтотального стеноза КА – 80%, 98% и 90% соответственно;

(2) в определении гемодинамически значимых стенозов КА со степенью стеноза 60-75% показатели составили – 85%, 97% и 95% соответственно.

Необходимо также отметить, что в анализ были включены пациенты, у которых качество томограмм было снижено из-за множественных артефактов от сердечных сокращений, повышенного ИМТ и КИ, в связи с чем, достоверно оценить степень стеноза КА не представлялось возможным.

Таким образом, высокие показатели чувствительности, специфичности и точности метода в исключении наличия гемодинамически значимых

стенозов КА, а также неинвазивность, отсутствие серьезных осложнений и безопасность делают низкодозную КТ коронарографию методом выбора для клиницистов при обследовании пациентов с подозрением на наличие ИБС.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Высокие показатели лучевой нагрузки на пациента при проведении КТ коронарографии остаются до сих пор нерешенной проблемой. Кроме того, при выборе исследования необходимо, чтобы сниженная лучевая нагрузка сочеталась с высоким качеством полученного изображения КА (Кондратьев Е.В., 2012; Hausleiter J., 2006; d'Agostino A.G., 2006; Johnson T.R., 2006; Leschka S., 2008).

В последние годы в зарубежной литературе появились работы, посвященные различным способам снижения лучевой нагрузки при проведении исследования сердца и сосудов. Выполнение исследования с низкой лучевой нагрузкой стало возможным благодаря появлению современных томографов с возможностью IR и опциями SSF (Eisentopf J., 2013; Yin W.H., 2013; Stehli J., 2014; Layritz C., 2014; Li Q., 2014).

Усилия по снижению дозы облучения имеют несколько направлений (Ertl-Wagner B.B., 2004). К стратегиям снижения эффективной дозы облучения при КТ коронарографии относятся следующие:

1. Основанная на анатомии модуляция тока рентгеновской трубки (Jung B., 2003; Starck G., 2002).
2. Модуляция тока рентгеновской трубки под контролем ЭКГ (Wintersperger B., 2005; Abada H.T., 2006).
3. Уменьшение напряжения на рентгеновской трубке (Geleijns J., 2006; Nohl C., 2006).
3. Проведение сканирования с большим питчем (Achenbach S., 2009; 2010).
4. Использование проспективной синхронизации с ЭКГ (Paul J.F., 2007; Sun Z., 2012).
5. Использование новых КТ с 320 рядами датчиков (Einstein J., 2010).

К дополнительным методам снижения эффективной дозы облучения можно отнести уменьшение зоны исследования, использование фильтров и

IR, применение которых позволяет уменьшить лучевую нагрузку на 16, 40 и 44 % соответственно (Hara A.K., 2009; Budoff M.J., 2009; Leschka S., 2010).

Наибольшее количество публикаций посвящено возможностям снижения лучевой нагрузки за счет использования проспективной ЭКГ-синхронизации, а также дополнительного снижения лучевой нагрузки за счет снижения напряжения или силы тока трубки с компенсацией избыточного шума изображения за счет использования IR (Leschka S., 2010).

В литературе также приводятся единичные данные об эффективности использования оптимизированных протоколов КТ коронарографии с низкой лучевой и йодной нагрузкой (Zheng M., 2015; Sun G., 2015; Oda S., 2015).

Однако оптимизация протоколов КТ коронарографии требует дальнейшего изучения и дальнейшего совершенствования для создания оптимального протокола и алгоритма сканирования для каждого пациента с учетом ряда параметров, в первую очередь ЧСС и ИМТ.

Поэтому **целью** настоящего исследования стала разработка протокола исследования КТ коронарографии с низкой лучевой и низкой йодной нагрузкой пациентов с подозрением на ИБС на амбулаторно-поликлиническом этапе.

Для достижения этой цели были поставлены следующие **задачи исследования**:

1. Сравнить показатели лучевой нагрузки на пациента и качества изображений коронарных артерий при проведении КТ коронарографии с ретроспективной и проспективной ЭКГ-синхронизацией.

2. Определить эффективность применения современных типов компьютерных томографов с целью улучшения качества полученных изображений коронарных артерий (итеративной реконструкции, программы коррекции артефактов движения).

3. Оценить качество изображений коронарных артерий при использовании протокола с низкой лучевой и йодной нагрузкой в сравнении с обычным протоколом обследования пациентов.

4. Оценить возможности и эффективность низкодозной КТ коронарографии в диагностике атеросклероза коронарных артерий на амбулаторно-поликлиническом этапе.

Для решения поставленных задач методом рандомизации в исследование было включено 435 пациентов обоих полов, направленных для оценки состояния КА.

Из них у 265 пациентов были оценены возможности оптимизации протокола КТ коронарографии с целью снижения как лучевой, так и йодной нагрузки на пациента, изучены возможности использования современных томографов с опциями IR и SSF. Поэтому все 265 пациентов в зависимости от поставленных в исследовании задач были разделены на 4 группы.

Результаты обследования всех 4 групп пациентов показали, следующее.

Во-первых, при проведении КТ коронарографии с проспективной ЭКГ-синхронизацией можно уменьшить лучевую нагрузку на пациента на 59 % и сохранить при этом качество получаемого изображения и даже его улучшить. В работе не было получено статистически значимых различий между качеством полученных изображений КА при проведении КТ коронарографии в режиме проспективной и ретроспективной ЭКГ-синхронизации, но при этом эффективная доза при проведении исследования в режиме проспективной синхронизации была значительно меньше.

Во-вторых, использование новых современных томографов с возможностью IR позволяет снизить величину напряжения на рентгеновской трубке и сохранить при этом качество полученных изображений КА с уровнем сигнала и шума сопоставимым с FBP-алгоритмом с более высоким напряжением на трубке. В результате чего использование ASIR-алгоритма реконструкции данных при выполнении исследования КТ коронарографии позволяет дополнительно снизить лучевую нагрузку на 45,9 %.

Полученные данные согласовываются с данными литературы, в которых сообщалось, что лучевая нагрузка при проведении исследования с проспективной ЭКГ-синхронизацией может быть снижена на 59-80 %, чем

при использовании ретроспективной ЭКГ-синхронизации (Wintersperger B.J., 2006; Pannu H.K., 2006; Shapiro M.D., 2008; Baumüller S., 2009), а сочетание проспективной ЭКГ-синхронизации с IR может дополнительно снизить лучевую нагрузку на 26 – 98,6 % без снижения качества изображений КА (Kordolaimi S.D., 2013).

Проведенный в работе ROC-анализ показал, что во время использования проспективной синхронизации с ЭКГ необходимо учитывать ЧСС и ИМТ. Например, по нашим данным, при увеличении ЧСС и ИМТ выше пороговых значений (62 уд/мин и 31 кг/м<sup>2</sup> соответственно) происходило снижение качества изображений за счет увеличения количества изображений неудовлетворительного и плохого качества (оценка 3, 4 балла) у пациентов, у которых использовали проспективную ЭКГ-синхронизацию.

Поэтому мы, как и другие авторы, рекомендуем проводить исследование с проспективной ЭКГ-синхронизацией преимущественно у пациентов с низкой ЧСС (<62 уд/мин), чтобы избежать получения изображений недиагностического качества.

В-третьих, в группе пациентов с высокой ЧСС возможно проведение исследования по предложенному низкодозному протоколу сканирования (проспективная ЭКГ-синхронизации в сочетании с IR) при использовании программы SSF.

Полученные результаты демонстрируют, что использование технологии SSF позволяет улучшить качество изображений КА при проведении исследования КТ коронарографии по протоколу с низкой лучевой нагрузкой у пациентов, как с низкой, так и с высокой ЧСС.

Но, следует отметить, что при применении программы SSF необходимо получение дополнительной информации от смежных фаз сердечного цикла, что приводит к небольшому увеличению лучевой нагрузки (на 9-14 %) на пациента. Поэтому, с целью максимального снижения лучевой нагрузки, его использование у пациентов с низкой ЧСС (<60уд/мин), ввиду получения хорошего качества изображений КА при проведении исследования с

проспективной ЭКГ-синхронизацией, IR и стандартной реконструкцией изображений, не является обязательным.

Проблемы безопасности КТ КА связаны не только с лучевой нагрузкой, но и с йодной нагрузкой на пациента, которая повышает риск развития КИН (Christensen J.D., 2011).

В-четвертых, проведение КТ коронарографии по протоколу низкой лучевой и низкой йодной нагрузки позволяет сделать данное исследование для пациента наиболее безопасным, не приводя к потере диагностической информации и значимому снижению качества полученных изображений КА.

Проведение исследования по протоколу низкой лучевой (проспективная ЭКГ-синхронизация, IR у всех пациентов, а также SSF у пациентов с высокой ЧСС) и йодной нагрузки (КВ с концентрацией йода 270 мг/мл) позволяет снизить лучевую нагрузку на пациентов на 66,5 % и йодную нагрузку на 18 % по сравнению с обычным протоколом сканирования.

Таким образом, анализ 265 пациентов продемонстрировал, что предложенные протоколы сканирования с низкой лучевой и йодной нагрузкой позволяют сделать исследование КТ коронарография более безопасным для пациента без потери диагностической информации.

Кроме того, у остальных 170 пациентов (группа 5) с подозрением на ИБС, включенных в исследование, была изучена диагностическая информативность разработанного протокола КТ сканирования с низкой лучевой нагрузкой на амбулаторно-поликлиническом этапе.

Анализируя статистические показатели, очевидно, что КТ коронарография с низкой лучевой нагрузкой обладает такой же высокой диагностической информативностью, как и методика с использованием стандартных протоколов сканирования: чувствительность – 92,2 и 100%, специфичность – 98,5 и 100%, точность – 95,5 и 100 % составили соответственно при анализе по пациентам и при анализе по всем артериям. Существенно, что низкодозная КТ коронарография обладает высокой

отрицательной прогностической значимостью, то есть позволяет отвергнуть диагноз ИБС, не прибегая к КАГ.

Полученные в работе данные согласовываются с данными других исследователей, которые показали высокую диагностическую эффективность метода в диагностике ИБС, сопоставимую с данными обычного протокола сканирования КТ коронарографии и КАГ (Budoff M.J., 2008; Menke J., 2013), несмотря на значительное снижение лучевой нагрузки на пациента.

Например, по данным Stehli J. et al. (2014) чувствительность, специфичность, ПЦПР, ПЦОР и точность КТ коронарографии с использованием IR (в частности MBIR) составила 100, 74, 77, 100 и 86% соответственно при оценке на уровне пациентов и 85, 86, 56, 96 и 85 % соответственно при оценке на уровне сосудов. Кроме того, в их исследовании количество неинтерпретируемых сегментов КА было низким, несмотря на ЧСС до 73 уд/мин и диапазон ИМТ до 39 кг/м<sup>2</sup>, что свидетельствовало о возможности широкого клинического применения протокола сканирования с низкой лучевой нагрузкой.

В работе Layritz C. et al. (2014) чувствительность, специфичность, ПЦПР и ПЦОР в диагностике гемодинамически значимых стенозов КА составили 69, 97, 69 и 97% соответственно при использовании алгоритма FBR и 81, 97, 68 и 98 % при использовании алгоритма IR (p=0,6).

Eisentopf J. et al. (2013) отмечают, что использование проспективной ЭКГ-синхронизации с низким напряжением (до 80 кВ) и низким током на трубке в комплексе с IR позволяет с чувствительностью 96-100 %, специфичностью 65-84 % оценивать пациентов с имплантированными стентами КА при очень низкой лучевой нагрузке.

Таким образом, была продемонстрирована высокая клиническая эффективность низкодозной КТ коронарографии в диагностике АС КА у пациентов на амбулаторно-поликлиническом этапе. Низкодозная КТ коронарография позволяла избежать выполнения КАГ в 37,5 % случаев.

Высокая информативность метода в диагностике заболеваний КА указывала на принципиальную перспективность использования КТ коронарографии в качестве метода выбора у пациентов с подозрением на ИБС. Снижение лучевой нагрузки и при клинической необходимости йодной нагрузки делает проведение исследования КТ более безопасным для пациента.

Выполненное исследование оптимизации протоколов сканирования при КТ коронарографии позволило заключить, что проведение исследования с низкой лучевой и при необходимости с низкой йодной нагрузкой обладает высокой диагностической информативностью в оценке заболеваний КА и позволяет сделать данное исследование более безопасным для пациента без потери диагностической информации.

## ВЫВОДЫ

1. КТ коронарография с проспективной ЭКГ-синхронизацией приводит к снижению лучевой нагрузки на пациента на 59% (на 5,5 мЗв – с 9,4 до 3,9 мЗв) по сравнению с ретроспективной ЭКГ-синхронизацией без потери диагностической информации. При её проведении необходимо учитывать показатели ЧСС (< 62 уд/мин) и ИМТ (<31 кг/м<sup>2</sup>).

2. Использование современных КТ с возможностью IR и SSF позволяет минимизировать лучевую нагрузку при выполнении исследования у пациентов с более высокой ЧСС (>60-62 уд/мин) и ИМТ (>31 кг/м<sup>2</sup>) без снижения качества полученных изображений. ASIR-алгоритм способствует повышению низкоконтрастной разрешающей способности при одновременном снижении уровня шума и уменьшении эффективной дозы облучения на 45,9%. Использование технологии SSF позволяет проводить исследование с низкой лучевой нагрузкой у пациентов с высокой ЧСС.

3. Низкодозная КТ коронарография может быть выполнена с меньшей йодной нагрузкой на пациента (снижение йодной нагрузки на 18 %) без потери диагностической информации.

4. Низкодозная КТ коронарография обладает высокой диагностической информативностью в определении АС КА и позволяет избежать выполнения КАГ в 38 % случаев. Высокая чувствительность и специфичность метода (92,2 – 100% и 98,5 – 100% соответственно) в диагностике гемодинамически значимых стенозов КА указывают на принципиальную перспективность использования КТ коронарографии в качестве метода выбора обследования пациентов с подозрением на ИБС на амбулаторно-поликлиническом этапе. С учетом оптимизированного протокола сканирования с низкой лучевой нагрузкой и при клинической необходимости с низкой йодной нагрузкой, – методика является более безопасной для пациента.

## **ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ**

1. Методом выбора обследования пациентов с подозрением на ИБС на амбулаторно-поликлиническом этапе является низкодозная КТ коронарография.

2. Рекомендовано использование проспективной ЭКГ-синхронизации в сочетании с алгоритмом IR и при необходимости программы SSF при обследовании всех пациентов, направленных на КТ КА и имеющих синусовый ритм, но преимущественно женщин предклимактерического возраста, молодых пациентов, детей и пациентов, которым в будущем может быть повторно назначена КТ коронарография.

3. Использование ретроспективной синхронизации с ЭКГ целесообразно у пациентов с нарушениями сердечного ритма (аритмии), у которых получение диагностической информации будет вносить значимый вклад в оценку клинической картины или клинического лечения.

4. У молодых пациентов и у пациентов с заболеваниями почек следует проводить исследование не только с низкой лучевой нагрузкой, но и с низкой концентрацией йода КВ с целью снизить риск развития КИН.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Архипова И.М., Мершина Е.А., Сеницын В.Е. Роль КТ коронарографии в диагностике ИБС на амбулаторном этапе // Лучевая диагностика. – 2013. – С.18 – 21.
2. Блинов А.Б., Блинов Н.Н. Лучевые нагрузки при рентгеновской компьютерной томографии // Медицинская техника. – 2010. - №5. – С. 23 – 25.
3. Кармазановский Г.Г. Компьютерная томография – основа мощи современной рентгенологии// Медицинская визуализация. – 2005. – №6. – С.139.
4. Кармазановский Г.Г., Кондратьев Е.В. Оптимизация протоколов мультidetекторной компьютерной томографии // Медицинская визуализация. – 2009. – №3. – С.131 – 133.
5. Кармазановский Г.Г., Фёдоров В.Д. Мультиспиральная компьютерно-томографическая коронарография у больных хирургического профиля. – М.: ВИДАР, 2010. – 154 с.
6. Кармазановский Г. Г., Поляев Ю. А., Юдин А.Л. Современные рентгеноконтрастные средства и нефропатия: как снизить риск развития почечной недостаточности? // Медицинская визуализация. – 2007. – №1. – С.135.
7. Кондратьев Е.В. Оптимизация лучевой нагрузки на пациента при проведении КТ-ангиографии аорты и периферических артерий // Медицинская визуализация. – 2012. – №3. – С.41-50.
8. Кондратьев Е.В., Кармазановский Г.Г. МСКТ-ангиография: Оптимизированные протоколы исследования коронарных артерий, сердца, аорты, сосудов шеи и головного мозга. – М.: ВИДАР, 2011. – 88 с.
9. Кондратьев Е.В., Кармазановский Г.Г., Широков В.С., Вишневская А.В., Швец Е.В. Низкодозовая КТ-ангиография аорты и периферических артерий: эффекты алгоритма итеративной реконструкции на качество

- получаемых изображений // Медицинская визуализация. – 2013. – №5. – с.11-22.
10. Лебедев Н.И., Осипов М.В., Фомин Е.П. Способ снижения лучевой нагрузки при компьютерной томографии брюшной полости // Медицинская радиология и радиационная безопасность. – 2014. – Т.59. – №4. – С. 48 – 52.
  11. Марьяшева Ю.А., Сеницын В.Е., Терновой С.К. Роль КТ-ангиографии в обследовании пациентов с предполагаемой ишемической болезнью сердца // Диагностическая и интервенционная радиология. – 2010. – Т. 4. – № 1. – С. 67 – 73.
  12. Поляев Ю.А., Юдин А.Л., Шимановский Н.Л. Применение контрастных средств в лучевой диагностике. – М.: Калганов, 2010. – 432 с.
  13. Сеницын В.Е. Нефротоксичность рентгеноконтрастных средств (Комментарии редакции к статье Ю.А. Поляева и соавт.) // Медицинская визуализация. – 2003. – №4. – С.135-137.
  14. Сеницын В.Е. Мультиспиральная и электронно-лучевая томография сердца. Магнитно-резонансная томография сердца// Национальное руководство по кардиологии / Под ред. Е.В. Шляхто. – М.: Гезотар-медиа, 2015. – С. 89 – 94.
  15. Сеницын В.Е., Устюжанин Д.В. Мультиспиральная компьютерная томография: исследование коронарных артерий // Болезни сердца и сосудов. – 2006. – №. – С. 20 – 24.
  16. Тарбаева Н.В., Кармазановский Г.Г. МСКТ сердца и коронарных артерий: сканирование и постпроцессорная обработка данных. - М.: ВИДАР, 2012. – 72 с.
  17. Терновой С. К., Сеницын В. Е. Развитие компьютерной томографии и прогресс лучевой диагностики // Радиология-практика. – 2005. – №4. – С. 23 – 29.

18. Терновой С.К., Сеницын В.Е. Пути развития современной лучевой диагностики // Материалы 2-го Всероссийского национального конгресса по лучевой диагностике и терапии. – М., 2008 – 230 с.
19. Терновой С.К., Сеницын В.Е., Гагарина Н.В. Неинвазивная диагностика атеросклероза и кальциноза коронарных артерий. – М.: Атмосфера, 2003 – 141с.
20. Федоров В.Д., Кармазановский Г.Г., Коков Л.С. и др. Клиническое значение мультиспиральной компьютерно-томографической коронарографии// Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова. – 2010. – № 7. – С.4-9.
21. Хомутова Е.Ю., Скрипкин Д.А., Буркова А.М. Вопросы лучевой нагрузки при виртуальной колоноскопии // Медицинская визуализация. – 2009. – №2. – С. 59 – 62.
22. Юдин А.Л., Учеваткин А.А., Афанасьев Н.И., Юматова Е.А., Федорова Г.О. Методические особенности МДКТ-ангиографии и МДКТ-ангиопульмографии // Медицинская визуализация. – 2015. – №3. – С. 123.
23. Abada H.T., Larchez C., Daoud B., Sigal-Cinquandre A., Paul J. F. MDCT of the coronary arteries: feasibility of low-dose CT with ECG-pulsed tube current modulation to reduce radiation dose // Am. J. Roentgenol. – 2006. – Vol. 186. – P. 387–390.
24. Abdulla J., Asferg C., Kofoed K. F. Prognostic value of absence or presence of coronary artery disease determined by 64-slice computed tomography coronary angiography a systematic review and meta-analysis // Int. J. Cardiovasc. Imaging – 2011. – Vol. 27. – P. 413 – 420.
25. ACCF/ACR/SCCT/SCMR/ASNC/NASCI/SCAI/SIR 2006 appropriateness criteria for cardiac computed tomography and cardiac magnetic resonance imaging. A report of the American College of Cardiology Foundation Quality Strategic Directions Committee Appropriateness Criteria Working Group. American College of Radiology; Society of Cardiovascular Computed

- Tomography; Society for Cardiovascular Magnetic Resonance; American Society of Nuclear Cardiology; North American Society for Cardiac Imaging; Society for Cardiovascular Angiography and Interventions; Society of Interventional Radiology // J. Am. Coll. Radiol. – 2006. – Vol.3. – P. 751 – 771.
26. Achenbach S. Cardiac CT: state of the art for the detection of coronary arterial stenosis // J. Cardiovasc. Comput. Tomogr. – 2007. – Vol.1. – P. 3–20.
27. Achenbach S., Marwan M., Ropers D., Schepis T., et al. Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1 mSv using prospectively electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition // Eur. Heart J. – 2010. – Vol. 31. – P. 340 – 346.
28. Achenbach S., Marwan M., Schepis T., Pflederer T., et al. High-pitch spiral acquisition: a new scan mode for coronary CT angiography // J. Cardiovasc. Comput. Tomogr. – 2009. – Vol.3. – P. 117 – 121.
29. Achenbach S., Ropers D., Holle J., Muschiol G., et al. In-plane coronary arterial motion velocity: measurement with electron-beam CT // Radiology. – 2000. – Vol. 216(2). – P. 457 – 463.
30. Achenbach S., Ropers D., Regenfus M. et al. Contrast enhanced electron beam computed tomography to analyse the coronary arteries in patients after acute myocardial infarction // Heart. – 2000. – Vol. 84. – P. 489 – 493.
31. Achenbach S., Ropers U., Kuettner A., et al. Randomized Comparison of 64-Slice Single- and Dual-Source Computed Tomography Coronary Angiography for the Detection of Coronary Artery Disease // JACC Cardiovasc. Imaging. – 2008. – Vol.1 (2). – P. 177 – 186.
32. Andreini D., Pontone G., Mushtaq S., et al. Low-dose CT coronary angiography with a novel IntraCycle motion-correction algorithm in patients with high heart rate or heart rate variability // Eur. Heart J. Cardiovasc. Imaging. – 2015. – Vol. 16 (10). – P. 1093 – 1100.
33. Bae K.T., Seeck B.A., Hildeboldt C.F. et al. Contrast enhancement in cardiovascular MDCT: effect of body weight, height, body surface area, body

- mass index, and obesity // *Am. J. Roentgenol.* – 2008. – Vol. 190. – P. 777 – 784.
34. Barrett B. J., Katzberg R.W., Thomsen H.S., et al. Contrast-induced nephropathy in patients with chronic kidney disease undergoing computed tomography: a double-blind comparison of iodixanol and iopamidol // *Invest. Radiol.* – 2006. – Vol. 41. – P. 815 – 821.
35. Baumüller S., Leschka S., Desbiolles L. et al. Dual-source versus 64-section CT coronary angiography at low heart rates: comparison of accuracy and radiation dose // *Radiology.* – 2009. – Vol. 253. – P. 56 – 64.
36. Becker C. R., Hong C., Knez A. et al. Optimal contrast application for cardiac 4-detector-row computed tomography // *Invest. Radiol.* – 2003. – Vol. 38. – P. 690 – 694.
37. Braun S., van der Wall E. E., Emanuelsson S. et al. Effects of a new calcium antagonist, mibefradil (Ro 40–5967), on silent ischemia in patients with stable chronic angina pectoris: a multicenter placebo-controlled study. The mibefradil international study group // *Am. J. Roentgenol.* – 1996. – Vol. 27. – P.317 – 322.
38. Brenner D. J. Estimating cancer risks from pediatric CT: going from the qualitative to the quantitative // *Pediatr. Radiol.* – 2002. – Vol. 32. – P. 228–231.
39. Brenner D.J., Elliston C.D., Hall E.J. et al. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT // *Am. J. Roentgenol.* – 2001. – Vol. – 176. – P. 289–296.
40. Budoff M.J. Radiation dose of cardiac CT–what is the evidence? // *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* – 2009. – Vol.25. – P. 279 – 287.
41. Budoff M.J., Dowe D., Jollis J.G., et al. Diagnostic performance of 64-multidetector row coronary computed tomographic angiography for evaluation of coronary artery stenosis in individuals without known coronary artery disease: results from the prospective multicenter ACCURACY (Assessment by Coronary Computed Tomographic Angiography of Individuals Undergoing

- Invasive Coronary Angiography) trial // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2008. – Vol. 52. – P. 1724.
42. Budoff M.J., Nasir K., McClelland R.L. et al. Coronary calcium predicts events better with absolute calcium scores than age-sex-race/ethnicity percentiles: MESA (Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis) // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2009. – Vol. 53. – P. 345–352.
43. Buechel R.R., Husmann L., Herzog B.A., et al. Low-dose computed tomography coronary angiography with prospective electrocardiogram triggering: feasibility in a large population // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2011. – Vol. 57. – P. 332 – 336.
44. Butler K. H., Swencki S.A. Chest pain: a clinical assessment // *Radiol. Clin. North Am.* – 2006. – Vol. 44. – P. 165 – 179.
45. Cademartiri F., Maffei E., Notarangelo F., et al. 64-slice computed tomography coronary angiography: Diagnostic accuracy in the real world // *Radiol. Med.* – 2008. – Vol. 113. – P. 163 – 180.
46. Cademartiri F., Maffei E., Palumbo A. A., et al. Influence of intra-coronary enhancement on diagnostic accuracy with 64-slice CT coronary angiography // *Eur. Radiol.* – 2008. – Vol. 18. – P. 576 – 583.
47. Cademartiri F., Maffei E., Palumbo A., et al. Diagnostic accuracy of 64-slice computed tomography coronary angiography in patients with low-to-intermediate risk // *Radiologia Medica.* – 2007. – Vol. 112. – P. 969 – 981.
48. Cademartiri F., Mollet N.R., Van der Lugt A., et al. Intravenous contrast material administration at helical 16-detector row CT coronary angiography: effect of iodine concentration on vascular attenuation // *Radiology.* – 2005. – Vol. 236. – P. 661 – 665.
49. Cademartiri F., Runza G., Marano R., et al. Thoracic cardiovascular imaging with 16-row multislice Computed Tomography and retrospective ECG-gating. Technical note // *Radiol. Med.* – 2004. – Vol. 108 (5-6) – P. 487 – 493.

50. Carrigan T.P., Nair D., Schoenhagen P., et al. Prognostic utility of 64-slice computed tomography in patients with suspected but no documented coronary artery disease // *Eur. Heart. J.* – 2009. – Vol. 30. – P. 362 – 371.
51. Cheng C., Zhao L., Wolanski M., et al. Comparison of tissue characterization curves for different CT scanners: implication in proton therapy treatment planning // *Transl. Cancer Res.* – 2012. – Vol. 1. – P. 236–246.
52. Cheng L.C.Y., Fang T., Tyan J. Fast iterative adaptive reconstruction in low-dose CT imaging // *Proceedings of the Proceedings of the IEEE, International Conference on Image Processing.* – Lausanne, 1996. – P. 889–892.
53. Cho I., Elmore K., Ó Hartaigh B., et al. Heart-rate dependent improvement in image quality and diagnostic accuracy of coronary computed tomographic angiography by novel intracycle motion correction algorithm // *Clin. Imaging.* – 2014. – Vol. 39(3). – P. 421 – 426.
54. Christensen J.D., Meyer L.T., Hurwitz L.M., et al. Effects of iopamidol-370 versus iodixanol-320 on coronary contrast, branch depiction, and heart rate variability in dual-source coronary MDCT angiography // *Am. J. Roentgenol.* – 2011. – Vol. 197(3). – P.445–451.
55. Cordeiro M. A., Lardo A. C., Brito M. S. et al. CT angiography in highly calcified arteries: 2D manual vs. modified automated 3D approach to identify coronary stenoses // *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* – 2006. – Vol. 22, № 3. – P. 507-516.
56. D'Agostino A.G., Remy-Jardin M., Khalil C., et al. Low-dose ECG-gated 64-slices helical CT angiography of the chest: evaluation of image quality in 105 patients // *Eur. Radiol.* – 2006. – Vol. 16. – P. 2137–2146.
57. Dai Y., Guo L., Dai Q., et al. [Study of low radiation exposure dose and low contrast medium dose in coronary CT angiography with High-pitch spiral acquisition mode of dual source CT] // *Zhonghua Yi Xue Za Zhi.* – 2014. – Vol. 94(29). – P. 2247–2250.
58. Deetjen A. G., Conradi G., Möllmann S., et al. Diagnostic value of the 16-detector row multislice spiral computed tomography for the detection of

- coronary artery stenosis in comparison to invasive coronary angiography // Clin. Cardiol. – 2007. – Vol. 30. – №3. – P. 118–123.
59. Dowe D. Low-dose ‘quadruple rule-out’ portends era of halfbody CTA // Diagnostic imaging. – 2007. – P. 22–24.
60. Earls J.P., Berman E.L., Urban B.A., et al. Prospectively gated transverse coronary CT angiography versus retrospectively gated helical technique: improved image quality and reduced radiation dose // Radiology. – 2008. – Vol. 246. – P. 742–753.
61. Einstein A.J., Elliston C.D., Arai A.E., et al. Radiation dose from single-heartbeat coronary CT angiography performed with a 320-detector row volume scanner // Radiology. – 2010. – Vol. 254. – P. 698–706.
62. Einstein A.J., Henzlova M.J., Rajagopalan S. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography // JAMA. – 2007. – Vol. 298. – P.317–323.
63. Eisentopf J., Achenbach S., Ulzheimer S., et al. Low-dose dual-source CT angiography with iterative reconstruction for coronary artery stent evaluation // JACC Cardiovasc. Imaging. – 2013. – Vol. 6(4). – P. 458–465.
64. Ertl-Wagner B.B., Hoffmann R.T., Bruning R., et al. Multi-detector row CT angiography of the brain at various kilovoltage settings // Radiology. – 2004. – Vol. 231. – P.528–535.
65. Feng Q., Yin Y., Hua X., et al. Prospective ECG triggering versus low-dose retrospective ECG-gated 128-channel CT coronary angiography: comparison of image quality and radiation dose // Clin. Radiol. – 2010. – Vol. 21. – № 65. – P. 809-14.
66. From A.M., Bartholmai B.J., Williams A.W. et al. Mortality associated with nephropathy after radiographic contrast exposure // Mayo Clin. Proc. – 2008. – Vol. 83. – P. 1095–1100.
67. Funama Y., Awai K., Nakayama Y., et al. Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a

- low-tube voltage technique: phantom study // *Radiology*. – 2005. – Vol. 237. – P. 905–910.
68. Gaemperli O., Valenta I., Schepis T., et al. Coronary 64-slice CT angiography predicts outcome in patients with known or suspected coronary artery disease // *Eur. Radiol.* – 2008. – Vol. 18. – P. 1162–1173.
69. Gagarina N., Fominykh E., Mukhamatullina E. Low-dose 320-row volume CT coronary angiography: Comparison of new "sub-mSv" and full-dose protocols // *EPOS «ECR 2010» B-113 / 10.1594/ ecr2010/ B-113*.
70. Garcia M.J., Lessick J., Hoffmann M.H. Accuracy of 16-row multidetector computed tomography for the assessment of coronary artery stenosis // *JAMA*. – 2006. - Vol. 26. – P. 403-11.
71. Geleijns J., Salvadó Artells M., Veldkamp W.J., et al. Quantitative assessment of selective in-plane shielding of tissues in computed tomography through evaluation of absorbed dose and image quality // *Eur. Radiol.* – 2006. – Vol.16. – P. 2334–2340.
72. Ghostine S., Caussin C., Habis M. et al.: Non-invasive diagnosis of ischaemic heart failure using 64-slice computed tomography // *Eur. Heart J.* – 2008. – Vol. 29. – P. 2133–2140.
73. Gibbons R.J., Abrams J., Chatterjee K., et al. ACC/AHA 2002 guideline update for the management of patients with chronic stable angina—summary article: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee on the Management of Patients With Chronic Stable Angina) // *Circulation*. – 2003. – Vol. 107. – P. 149–158.
74. Giesler T., Baum U., Ropers D., et al. Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection // *Am. J. Roentgenol.* - 2002. – Vol.179. – P. 911–917.

75. Gilard M., Le Gal G., Cornily J., et al. Midterm prognosis of patients with suspected coronary artery disease and normal multislice computed tomographic findings // *Arch. Intern. Med.* – 2007. – Vol.165. – P. 1686–1689.
76. Gopal A., Mao S. S., Karlsberg D., et al. Radiation reduction with prospective ECG-triggering acquisition using 64-multidetector Computed Tomographic angiography // *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* – 2009. – Vol. 25, №4. – P. 405-416.
77. Gopal A., Nasir K., Ahmadi N., et al. Cardiac computed tomographic angiography in an outpatient setting: An analysis of clinical outcomes over a 40-month period // *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* – 2009. – Vol. 3. – P. 90–95.
78. Gottlieb I., Miller J.M., Arbab-Zadeh A., et al. The absence of coronary calcification does not exclude obstructive coronary artery disease or the need for revascularization in patients referred for conventional coronary angiography // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2010. – Vol. 55. – P. 627–634.
79. Gruberg L., Mintz G.S., Mehran R., et al. The prognostic implications of further renal function deterioration within 48 h of interventional coronary procedures in patients with pre-existent chronic renal insufficiency // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2000. – Vol. 36. – P. 1542–1548.
80. Han S.C., Fang C.C., Chen Y., et al. Coronary computed tomography angiography - A promising imaging modality in diagnosing coronary artery disease // *J. Chin. Med. Assoc.* – 2008. – Vol.71. – P. 241–246.
81. Hara A.K., Paden R.G., Silva A.C., et al. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study // *Am. J. Roentgenol.* – 2009. – Vol.193. – P. 764–771.
82. Hausleiter J., Meyer T., Hadamitzky M., et al. Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice: impact of different scanning protocols on effective dose estimates // *Circulation.* – 2006. – Vol.113. – P.1305–1310.

83. Hausleiter J., Meyer T., Hadamitzky M., et al: Non-invasive coronary computed tomographic angiography for patients with suspected coronary artery disease: The coronary angiography by computed tomography with the use of a submillimeter resolution (CACTUS) trial // *Eur. Heart J.* – 2007. – Vol. 28. – P. 3034–3041.
84. Hein P.A., May J., Rogalla P., et al. Feasibility of contrast material volume reduction in coronary artery imaging using 320-slice volume CT // *Eur. Radiol.* – 2010. – Vol.20. – P. 1337–1343.
85. Herzog C., Abolmaali N., Balzer J.O., et al. Heart-rate-adapted image reconstruction in multidetector-row cardiac CT: influence of physiological and technical prerequisite on image quality // *Eur. Radiol.* – 2002. – Vol. 12. – P. 2670–2678.
86. Herzog C., Britten M., Balzer J.O., et al. Multidetector-row cardiac CT: diagnostic value of calcium scoring and CT coronary angiography in patients with symptomatic, but atypical, chest pain // *Eur. Radiol.* – 2004. - Vol. 14. – №2. – P. 169–177.
87. Herzog C., Zwerner P.L., Doll J.R., et al. Significant coronary artery stenosis: comparison on per-patient and per-vessel or per-segment basis at 64-section CT angiography // *Radiology.* – 2007. – Vol. 244. – P.112.
88. Hirai N., Horiguchi J., Fujioka C., et al. Prospective versus retrospective ECG-gated 64-detector coronary CT angiography: assessment of image quality, stenosis, and radiation dose // *Radiology.* – 2008. – Vol. 248. – P.424–430.
89. Hohl C., Mühlenbruch G., Wildberger J.E., et al. Estimation of radiation exposure in low-dose multislice computed tomography of the heart and comparison with a calculation program // *Eur. Radiol.* – 2006. – Vol.16. – P. 1841–1846.
90. Hou Y., Xu S., Guo W., et al. The optimal dose reduction level using iterative reconstruction with prospective ECG-triggered coronary CTA using 256-slice MDCT // *Eur. J. Radiol.* – 2012. – Vol. 81(12). – P. 3905–3911.

91. Hsieh J., Londt J., Vass M., et al. Step-and-shoot data acquisition and reconstruction for cardiac x-ray computed tomography // *Med. Phys.* – 2006. – Vol. 33. – P. 4236–4248.
92. Hurlock G.S., Higashino H., Mochizuki T. History of cardiac computed tomography: single to 320-detector row multislice computed tomography // *Int. J. Cardiovasc Imaging.* – 2009. – Vol. 25. – P. 31–42.
93. Husmann L., Herzog B.A., Gaemperli O., et al. Diagnostic accuracy of computed tomography coronary angiography and evaluation of stress-only single-photon emission computed tomography/computed tomography hybrid imaging: comparison of prospective electrocardiogram-triggering vs. retrospective gating // *Eur. Heart. J.* – 2009. – Vol. 30. – P. 600–607.
94. Husmann L., Leschka S., Desbiolles L., et al. Coronary artery motion and cardiac phases: dependency on heart rate—implications for CT image reconstruction // *Radiology.* – 2007. – Vol. 245. – P. 567–576.
95. Husmann L., Schepis T., Scheffel H., et al: Comparison of Diagnostic Accuracy of 64-Slice Computed Tomography Coronary Angiography in Patients with Low, Intermediate, and High Cardiovascular Risk // *Acad. Radiol.* – 2008. – Vol. 15. – P. 452–461.
96. Husmann L., Valenta I., Gaemperli O., et al. Feasibility of low-dose coronary CT angiography: first experience with prospective ECG-gating // *Eur. Heart J.* – 2008. – Vol.29. – P. 191–197.
97. Iida H., Noto K., Mitsui W., et al. [New method of measuring effective energy using copper-pipe absorbers in X-ray CT] // *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi.* – 2011. – Vol.67. – P. 1183–1191.
98. Jakobs T.F., Becker C.R., Ohnesorge B., et al. Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation // *Eur. Radiol.* – 2002. – Vol.12. – P.1081–1086.

99. Janne d'Othe'e B., Siebert U., Cury R., et al. A systematic review on diagnostic accuracy of CT-based detection of significant coronary artery disease // *Eur. J. Radiol.* – 2008. – Vol. 65. – P. 449–461.
100. Janowitz W.R. Current status of mechanical computed tomography in cardiac imaging // *Am. J. Cardiol.* – 2001. – Vol.19. – P. 35–38.
101. Jeudy J., Waite S., White C.S. Nontraumatic thoracic emergencies // *Radiol. Clin. North Am.* – 2006. – Vol.44(2). – P. 273–293.
102. Johnson T.R., Nikolaou K., Wintersperger B.J., et al. Dual-source CT cardiac imaging: initial experience // *Eur. Radiol.* – 2006. – Vol.16. – P. 1409–1415.
103. Jung B., Mahnken A.H., Stargardt A., et al. Individually weight-adapted examination protocol in retrospectively ECG-gated MSCT of the heart // *Eur. Radiol.* – 2003. – Vol.13. – P. 2560–2566.
104. Kachelriess M., Kalender W. A. Electrocardiogram-correlated image reconstruction from subsecond spiral computed tomography scans of the heart // *Med. Phys.* – 1998. – Vol.25. – №12. – P.2417–2431.
105. Kachelriess M., Ulzheimer S., Kalender W. A. ECG-correlated imaging of the heart with subsecond multislice spiral CT // *Trans. Med. Imaging.* – 2000. – Vol.19. – №9. – P. 888–901.
106. Kitagawa T., Fujii T., Tomohiro Y., et al. Ability for visualization, reasons for nonassessable image, and diagnostic accuracy of 16-slice multidetector row helical computed tomography for the assessment of the entire coronary arteries // *Am. J. Cardiol.* – 2005. – Vol. 95. – №9. – P. 1076–1079.
107. Knesaurek K., Machac J., Vallabhajosula S., et al. A new iterative reconstruction technique for attenuation correction in high-resolution positron emission tomography // *Eur. J. Nucl. Med.* – 1996. – Vol. 23. – P. 656–661.
108. Ko S.M., Kim N.R., Kim D.H., et al. Assessment of image quality and radiation dose in prospective ECG-triggered coronary CT angiography compared with retrospective ECG-gated coronary CT angiography // *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* – 2010. – Vol.26. – P. 93–101.

109. Komatsu S., Kamata T., Imai A., et al. Coronary computed tomography angiography using ultra-low-dose contrast media: radiation dose and image quality // *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* – 2013. – Vol.29. – P. 1335–1340.
110. Kopp A. F., Schroeder S., Kuettner A., et al. Coronary arteries: retrospectively ECG-gated multi-detector row CT angiography with selective optimization of the image reconstruction window // *Radiology.* – 2001. – Vol.221. – P. 683–688.
111. Kordolaimi S. D., Argentos S., Stathis G., et al. Radiation dose and image noise evaluation in coronary computed tomography angiography (CCTA) using an iterative reconstruction algorithm // *Hellenic J. Cardiol.* – 2014. – Vol. 55(3). – P. 184–190.
112. Kordolaimi S.D., Argentos S., Pantos I., et al. A new era in computed tomographic dose optimization: the impact of iterative reconstruction on image quality and radiation dose // *J. Comput. Assist. Tomogr.* – 2013. – Vol. 37(6). – P. 924–931.
113. Kuettner A., Kopp A. F., Schroeder S., et al. Diagnostic accuracy of multidetector computed tomography coronary angiography in patients with angiographically proven coronary artery disease // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2004. – Vol. 121. – P. 335–339.
114. Layritz C., Schmid J., Achenbach S., et al. Accuracy of prospectively ECG-triggered very low-dose coronary dual-source CT angiography using iterative reconstruction for the detection of coronary artery stenosis: comparison with invasive catheterization // *Eur. Heart J. Cardiovasc. Imaging.* – 2014. – Vol. 15(11). – P. 1238–1245.
115. Leber A. W., Johnson T., Becker A., et al: Diagnostic accuracy of dual-source multislice CT-coronary angiography in patients with an intermediate pretest likelihood for coronary artery disease // *Eur. Heart J.* – 2007. – Vol. 28. – P. 2354–2360.
116. Leipsic J., LaBounty T.M., Heilbron B., et al. Adaptive statistical iterative reconstruction: assessment of image noise and image quality in

- coronary CT angiography // *Am. J. Roentgenol.* – 2010. – Vol. 195. – P. 649–654.
117. Leipsic J., Labounty T.M., Heilbron B., et al. Estimated radiation dose reduction using adaptive statistical iterative reconstruction in coronary CT angiography: the ERASIR study // *Am. J. Roentgenol.* – 2010. – Vol. 195. – P. 655–660.
118. Lembcke A., Schwenke C., Hein P.A., et al. High-pitch dual-source CT coronary angiography with low volumes of contrast medium // *Eur. Radiol.* – 2013. – P. 24–45.
119. Leschka S, Scheffel H., Husmann L., et al: Effect of decrease in heart rate variability on the diagnostic accuracy of 64-MDCT coronary angiography // *Am. J. Roentgenol.* – 2008. – Vol. 190. – P. 1583–1590.
120. Leschka S., Kim C.H., Baumueller S., et al. Scan length adjustment of CT coronary angiography using the calcium scoring scan: effect on radiation dose // *Am. J. Roentgenol.* – 2010. – Vol. 194. – P. 272–277.
121. Leschka S., Scheffel H., Desbiolles L., et al: Combining dual-source computed tomography coronary angiography and calcium scoring: Added value for the assessment of coronary artery disease // *Heart.* – 2008. – Vol. 94. – P. 1154–1161.
122. Leschka S., Stolzmann P., Schmid F. T., et al. Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise, and radiation dose // *Eur. Radiol.* – 2008. – Vol. 18. – P.1809–1817.
123. Li Q., Li P., Su Z., et al. Effect of a novel motion correction algorithm (SSF) on the image quality of coronary CTA with intermediate heart rates: segment-based and vessel-based analyses // *Eur. J. Radiol.* – 2014. – Vol. 83. – P. 2024–2032.
124. Liow J.S., Strother S.C., Rehm K., et al. Improved resolution for PET volume imaging through three-dimensional iterative reconstruction // *J. Nucl. Med.* – 1997. – Vol. 38. – P. 1623–1631.

125. Liu Y.J., Zhu P.P., Chen B., et al. A new iterative algorithm to reconstruct the refractive index // *Phys. Med. Biol.* – 2007. – Vol. 52. – P.5–13.
126. Lloyd-Jones D., Adams R., Carnethon M., et. al. Heart disease and stroke statistics--2009 update: a report from the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee // *Circulation.* – 2009. – Vol. 119(3). – P. 480–486.
127. Machida H., Lin X. Z., Fukui R., et al. Influence of the motion correction algorithm on the quality and interpretability of images of single-source 64-detector coronary CT angiography among patients grouped by heart rate // *Jpn J. Radiol.* – 2015. – Vol. 33(2). – P. 84–93.
128. Marin D., Nelson R. C., Schindera S. T., et al. Lowtube- voltage, high-tube-current multidetector abdominal CT: improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm—initial clinical experience // *Radiology.* – 2010. – Vol. 254. – P. 145–153.
129. Maruyama T., Takada M., Hasuike T., et al. Radiation dose reduction and coronary assessability of prospective electrocardiogram-gated computed tomography coronary angiography: comparison with retrospective electrocardiogram- gated helical scan // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2008. – Vol. 52. – P. 1450–1455.
130. McCullough P.A. Contrast-induced acute kidney injury // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2008. – Vol. 51. – P. 1419–1428.
131. Meijboom W.B., Mollet N.R., Van Mieghem CA, et al: 64-Slice CT coronary angiography in patients with non-ST elevation acute coronary syndrome // *Heart.* – 2007. – Vol. 93. – P. 1386–1392.
132. Meijboom W.B., Van Mieghem C.A., Mollet N.R., et al. 64-Slice Computed tomography coronary angiography in patients with high, intermediate, or low pretest probability of significant coronary artery disease // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2007. – Vol. 50. – P. 1469–1475.

133. Meijboom W.B., van Mieghem C.A., van Pelt N., et al. Comprehensive assessment of coronary artery stenoses: computed tomography coronary angiography versus conventional coronary angiography and correlation with fractional flow reserve in patients with stable angina // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2008. – Vol. 52. – P. 636–643.
134. Meijboom W.B., Weustink A.C., Pugliese F., et al. Comparison of diagnostic accuracy of 64-Slice computed tomography coronary angiography in women versus men with angina pectoris // *Am. J. Cardiol.* – 2007. – Vol. 100. – P. 1532–1537.
135. Menke J., Unterberg-Buchwald C., Staab W., et al. Head-to-head comparison of prospectively triggered vs retrospectively gated coronary computed tomography angiography: meta-analysis of diagnostic accuracy, image quality, and radiation dose // *Am. Heart J.* – 2013. – Vol. 165. – P. 154–163.
136. Mettler F.A., Wiest P. W., Locken J.A. et al. CT scanning: patterns of use and dose // *J. Radiol. Prot.* – 2000. – Vol.20. – P.353–359.
137. Miller J.M., Rochitte C.E., Dewey M., et al. Diagnostic performance of coronary angiography by 64-row CT // *N. Engl. J. Med.* – 2008. – Vol. 359. – P. 2324–2336.
138. Mori S., Nishizawa K., Ohno M., et al. Conversion factor for CT dosimetry to assess patient dose using a 256-slice CT scanner // *The Br. J. Radiol.* – 2006. – Vol. 79. – P. 888–892.
139. Morin R.L., Gerber T.C., McCollough C.H. Radiation dose in computed tomography of the heart // *Circulation.* – 2003. – Vol.107. –P.917–922.
140. Mowatt G., Cook J.A., Hillis G.S., et al. 64-Slice computed tomography angiography in the diagnosis and assessment of coronary artery disease: systematic review and meta-analysis // *Heart.* – 2008. – Vol. 94. – P. 1386–1393.

141. Muenzel D., Noel P.B., Dorn F., et al. Step and shoot coronary CT angiography using 256-slice CT: effect of heart rate and heart rate variability on image quality // *Eur. Radiol.* – 2011. – Vol. 21. – P. 2277–2284.
142. Nakaura T., M. Kidoh, N. Sakaino, et al. Low contrast- and low radiation dose protocol for cardiac CT of thin adults at 256-row CT: usefulness of low tube voltage scans and the hybrid iterative reconstruction algorithm // *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* – 2013. – Vol. 29. – P. 913–923.
143. Nakayama Y., K. Awai, Y. Funama, et al. Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise // *Radiology.* – 2005. – Vol. 237. – P. 945–951.
144. Nash K., Hafeez A., Hou S. Hospital-acquired renal insufficiency // *Am. J. Kidney Dis.* – 2002. Vol. 39. – P. 930–936.
145. Nieman K., Rensing B.J., van Geuns R.-J.M., et al. Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate // *Heart.* – 2002. – Vol.88. – P.470–474.
146. Nyman U., Elmståhl B., Geijer H., et al. Iodine contrast iso-attenuating with diagnostic gadolinium doses in CTA and angiography results in ultra-low iodine doses. A way to avoid both CIN and NSF in azotemic patients? // *Eur. Radiol.* – 2011. – Vol. 21(2). – P.326–336.
147. Oda S., Utsunomiya D., Yuki H., et al. Low contrast and radiation dose coronary CT angiography using a 320-row system and a refined contrast injection and timing method // *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* – 2015. – Vol.9(1). – P. 19–27.
148. Ohnesorge B., Flohr T., Becker C., et al. Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multisection spiral CT: initial experience // *Radiology.* – 2000. – Vol.217. – P.564–571.
149. Ohnesorge B.M., Flohr T.G., Becker C.R. Multi-slice and Dual-source CT in Cardiac Imaging. – B.: Springer; 2006. – P.71–126.

150. Oncel D., Oncel G., Tastan A., Tamci B. Detection of significant coronary artery stenosis with 64-section MDCT angiography // *Eur. J. Radiol.* – 2007. – Vol. 62. – P. 394–405.
151. Otero H.J., Steigner M.L., Rybicki F.J. The “post-64” era of coronary CT angiography: understanding new technology from physical principles // *Radiol. Clin. North Am.* – 2009. – Vol. 47. – P. 79-90.
152. Oudkerk M., Reiser M.R. *Coronary Radiology*, 2<sup>nd</sup> edition. – B.: Springer, 2008. – 357 p.
153. Pannu H.K., Alvarez W., Fishman E.K. Beta-blockers for cardiac CT: a primer for the radiologist // *Am. J. Roentgenol.* – 2006. – Vol.186. – P. 341–345.
154. Paul J.F., Abada H.T. Strategies for reduction of radiation dose in cardiac multislice CT // *Eur. Radiol.* – 2007. – Vol.17. – P. 2028–2037.
155. Pierce D., Shimizu Y., Preston D., et al. Studies of the mortality of atomic bomb survivors // *Radiat. Res.* – 1996. – Vol.146. – P. 1–27.
156. Piers L.H., Dijkers R., Willems T.P., et al. Computed tomographic angiography or conventional coronary angiography in therapeutic decision-making // *Eur. Heart. J.* – 2008. – Vol. 29. – P. 2902–2907.
157. Pontone G., Andreini D., Bartorelli A.L., et al. Diagnostic accuracy of coronary computed tomography angiography: a comparison between prospective and retrospective electrocardiogram triggering // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2009. – Vol.54. – P. 346–355.
158. Prakash P., Kalra M.K., Kambadakone A.K., et al. Reducing abdominal CT radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction technique // *Invest. Radiol.* – 2010. – Vol. 45. – P. 202–210.
159. Procop M., Galanski M. *Spiral and multislice computed tomography of the body.* – N.-Y.: Thieme, 2003. – P. 279–404.
160. Pugliese F., Mollet N.R., Hunink M.G.M., et al: Diagnostic performance of coronary CT angiography by using different generations of multisection

- scanners: Single-center experience // *Radiology*. – 2008. – Vol. 246. – P. 384–393.
161. Rana J.S., Gransar H., Wong N.D., et al. Comparative value of coronary artery calcium and multiple blood biomarkers for prognostication of cardiovascular events // *Am. J. Cardiol.* – 2012. – Vol. 109. – P. 1449–1453.
162. Renker M., J.W. Nance Jr., U.J. Schoepf, et al. Evaluation of heavily calcified vessels with coronary CT angiography: comparison of iterative and filtered back projection image reconstruction // *Radiology*. – 2011. – Vol. 260. – P. 390–399.
163. Rhee C.M., Bhan I., Alexander E.K., et al. Association between iodinated contrast media exposure and incident hyperthyroidism and hypothyroidism // *Arch. Intern. Med.* – 2012. – Vol.172. – P. 153–159.
164. Rixe J., Rolf A., Conradi G., et al: Detection of relevant coronary artery disease using dual-source computed tomography in a high probability patient series: comparison with invasive angiography // *Cir. J.* – 2009. – Vol. 73. – P. 316–322.
165. Rodenwaldt J. Multislice computed tomography of the coronary arteries // *Eur. Radiol.* – 2003. – Vol.13. – №4. – P.748-57.
166. Roger V.L., Go A.S., Lloyd-Jones D.M., et al. Heart disease and stroke statistics–2011 update: a report from the American Heart Association // *Circulation*. – 2011. – Vol.123. – P. 18–209.
167. Rumberger J.A. Tomographic (plaque) imaging: State of the art // *Am. J. Cardiol.* – 2001. – Vol.88. – P. 13–17.
168. Scanlon P.J., Faxon D.P., Audet A.M., et al. ACC/AHA guidelines for coronary angiography. A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee on Coronary Angiography) developed in collaboration with the Society for Cardiac Angiography and Interventions // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 1999. – Vol. 33. – P. 1756–1824.

169. Scheffel H., Alkadhi H., Leschka S., et al: Lowdose CT coronary angiography in the step-and-shoot mode: Diagnostic performance // *Heart*. – 2008. – Vol.94. – P. 1132–1137.
170. Schindera S.T., Nelson R.C., Mukundan Jr. S., et al. Hypervascular liver tumors: low tube voltage, high tube current multi-detector row CT for enhanced detection-phantom study // *Radiology*. – 2008. – Vol.246. – P.125–132.
171. Schlosser T., Mohrs O.K., Magedanz A., et al: Noninvasive coronary angiography using 64-detectorrow computed tomography in patients with a low to moderate pretest probability of significant coronary artery disease // *Acta radiol*. – 2007. – Vol. 48. – P. 300–307.
172. Schoenhagen P., Reiber H. Focus on radiation exposure from cardiovascular imaging with computed tomography // *Int. J. Cardiovasc. Imaging*. – 2009. – Vol. 25. – P. 417–419.
173. Schoepf U.J., Becker C.R., Hofmann L.K., et al. Multidetector-row CT of the heart // *Radiol. Clin. North. Am.* – 2003. – Vol.41. – №3. – P.491–505.
174. Schroeder S., Kopp A.F., Kuettner A., et al. Influence of heart rate on vessel visibility in noninvasive coronary angiography using new multislice computed tomography: experience in 94 patients // *Clin. Imaging*. – 2002. – Vol.26. – №2. – P. 106–111.
175. Schuijf J.D., Jukema J.W., van der Wall E.E., et al. The current status of multislice computed tomography in the diagnosis and prognosis of coronary artery disease // *J. Nucl. Cardiol*. – 2007. – Vol.14. – P. 604–612.
176. Seifarth H., Puesken M., Kalafut J.F., et al. Introduction of an individually optimized protocol for the injection of contrast medium for coronary CT angiography // *Eur. Radiol*. – 2009. – Vol.19. – P. 2373–2382.
177. Shabestari A.A., Abdi S., Akhlaghpour S., et al: Diagnostic Performance of 64-Channel Multislice Computed Tomography in Assessment of Significant Coronary Artery Disease in Symptomatic Subjects // *Am. J. Cardiol*. – 2007. – Vol. 99. – P. 1656–1661.

178. Shapiro M.D., Pena A.J., Nichols J.H., et al. Efficacy of pre-scan beta-blockade and impact of heart rate on imaging quality in patients undergoing coronary multidetector computed tomography angiography // *Eur. J. Radiol.* – 2008. – Vol. 66. – P. 37–41.
179. Sheth T., Amlani S., Lou Ellins M., et al. Computed tomographic coronary angiographic assessment of high-risk coronary anatomy in patients with suspected coronary artery disease and intermediate pretest probability // *Am. Heart J.* – 2008. – Vol. 155. – P. 918–923.
180. Shrimpton P.C., Hillier M.C., Wall B.F., et al. Survey of CT practice in the UK. CT scanner dosimetry // *Br. J. Radiol.* – 1998. – Vol.71. – P.1–3.
181. Shuman W.P., Branch K.R., May J.M., et al. Prospective versus retrospective ECG gating for 64-detector CT of the coronary arteries: comparison of image quality and patient radiation dose // *Radiology.* – 2008. – Vol.248. – P. 431–437.
182. Silva A.C., Lawder H.J., Hara A., et al. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm // *Am. J. Roentgenol.* – 2010. – Vol. 194(1). – P. 191 – 199.
183. Son S.S., Choo K.S., Jeon U.B., et al. Image quality of CT angiography with model-based iterative reconstruction in young children with congenital heart disease: comparison with filtered back projection and adaptive statistical iterative reconstruction // *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* – 2014. – P.31–38.
184. Starck G., Lönn L., Cederblad A., et al. A method to obtain the same levels of CT image noise for patients of various sizes, to minimize radiation dose // *Br. J. Radiol.* – 2002. – Vol. 75. – P. 140–150.
185. Stehli J., Fuchs T.A., Bull S., et al. Accuracy of coronary CT angiography using a submillisievert fraction of radiation exposure: comparison with invasive coronary angiography // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2014. – Vol. 64(8). – P. 772–780.

186. Steigner M.L., Mitsouras D., Whitmore A.G., et al. Iodinated contrast opacification gradients in normal coronary arteries imaged with prospectively ECG-gated single heart beat 320-detector row computed tomography // *Circ. Cardiovasc. Imaging.* – 2010. – Vol. 3. – P. 179–186.
187. Stein P.D., Yaekoub A.Y., Matta F., et al. 64-slice CT for diagnosis of coronary artery disease: a systematic review // *Am. J. Med.* – 2008. – Vol. 121. – P. 715 – 725.
188. Steinbigler P., Haberl R., Jeleazcov C., et al. Functional changes of ventricular late potentials by provocation with increase of heart rate. Evaluation during atrial pacing // *Europace.* – 1999. – Vol.1. – P.103–112.
189. Sternberg S. CT scans in children linked to cancer later. – *USA Today.* – 2001. – P. 22.
190. Stillman A.E., Oudkerk M., Ackerman M., et al. Use of multidetector computed tomography for the assessment of acute chest pain: a consensus statement of the North American Society of Cardiac Imaging and the European Society of Cardiac Radiology // *Eur. Radiol.* – 2007. – Vol. 17(8). – P. 2196–2207.
191. Stolzmann P., Leschka S., Scheffel H., et al. Dual-source CT in step-and-shoot mode: noninvasive coronary angiography with low radiation dose // *Radiology.* – 2008. – Vol. 249. – P.71–80.
192. Sun G., Hou Y.B., Zhang B., et al. Application of low tube voltage coronary CT angiography with low-dose iodine contrast agent in patients with a BMI of 26-30 kg/m<sup>2</sup> // *Clin. Radiol.* – 2015. – Vol. 70(2). – P. 138– 145.
193. Sun Z., Choo G.H., Ng K.H. Coronary CT angiography: current status and continuing challenges // *Br. J. Radiol.* – 2012. – Vol. 85. – P. 495 – 510.
194. Sun Z., Lin C., Davidson R., et al. Diagnostic value of 64-slice CT angiography in coronary artery disease: a systematic review // *Eur. J. Radiol.* – 2008. – Vol. 67. – P. 78–84.

195. Sun Z., Ng K.H. Prospective versus retrospective ECG-gated multislice CT coronary angiography: a systematic review of radiation dose and diagnostic accuracy // *Eur. J. Radiol.* – 2012. – Vol. 81. – P. 94–100.
196. Suzuki S., Furui S., Kuwahara S., et al. Coronary artery stent evaluation using a vascular model at 64-detector row CT: comparison between prospective and retrospective ECG-gated axial scans // *Korean. J. Radiol.* – 2009. – Vol.10. – №3. – P. 217–226.
197. Taylor A.J., Cerqueira M, Hodgson J.M. et al. ACCF/SCCT/ACR/AHA/ASE/ASNC/NASCI/SCAI/SCMR 2010 Appropriate Use Criteria for Cardiac Computed Tomography // *J. of Cardiovascular Computed Tomography.* – 2010. – Vol. 4. – 407 p.
198. Ten Kate G.J., Wuestink A. C., de Feyter P. J. Coronary artery anomalies detected by MSCT-angiography in the adult // *Neth. Heart J.* – 2008. – Vol.16. – P. 369–375.
199. Thibault J.B., Sauer K.D., Bouman C.A., et al. A three-dimensional statistical approach to improved image quality for multislice helical CT // *Med. Phys.* – 2007. – Vol.34. – P. 4526–4544.
200. Thomsen H.S. Current evidence on prevention and management of contrast-induced nephropathy // *Eur. Radiol.* – 2008. – Vol.17. - № 6. – P.33–37.
201. Thomsen H.S., Morcos S.K., Barrett B.J. Contrast-induced nephropathy: the wheel has turned 360 degrees // *Acta Radiol.* – 2008. – Vol. 49. – P. 646–657.
202. Thoongsuwan N., Stern E.J. Chest CT scanning for clinical suspected thoracic aortic dissection: beware the alternate diagnosis // *Emerg. Radiol.* – 2002. – Vol. 9(5). – P. 257–261.
203. Togni M., Balmer F., Pfiffner D., et al. Percutaneous coronary interventions in Europe 1992-2001 // *Eur. Heart J.* – 2004. – Vol. 25. – P. 1208–1213.
204. Toprak O. Conflicting and new risk factors for contrast induced nephropathy // *J. Urol.* – 2007. Vol.178. – P :2277–2283.
205. Tumor O., Soon K., Brown F., et al. New scanning technique using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR) significantly reduced the radiation

- dose of cardiac CT // *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology*. – 2013. – P.292-296.
206. Utsunomiya D., Yanaga Y., Awai K., et al. Baseline incidence and severity of renal insufficiency evaluated by estimated glomerular filtration rates in patients scheduled for contrast-enhanced CT // *Acta radiologica* . – 2011. – Vol. 52. – P. 581–586.
207. Van L.R., Kakani N., Veitch A., et al. Prognostic and accuracy data of multidetector CT coronary angiography in an established clinical service // *Clin. Radiol*. – 2009. – Vol. 64. – P. 601–607.
208. Van Werkhoven J.M., Schuijf J.D., Gaemperli O., et al. Prognostic value of multislice computed tomography and gated single-photon emission computed tomography in patients with suspected coronary artery disease // *J. Am. Coll. Cardiol*. – 2009. – Vol.53. – P. 623–632.
209. Vanhoenacker P.K., Heijenbrok-Kal M.H., Van Heste R., et al. Diagnostic performance of multidetector CT angiography for assessment of coronary artery disease: meta-analysis // *Radiology*. – 2007. – Vol. 244. – P. 419–428.
210. Vogl T.J., Abolmaali N.D., Diebold T., et al. Techniques for the detection of coronary atherosclerosis: multi-detector row CT coronary angiography // *Radiology*. – 2002. – Vol.223. – P.212–220.
211. Weustink A.C., Meijboom W.B., Mollet N.R., et al: Reliable High-Speed Coronary Computed Tomography in Symptomatic Patients // *J. Am. Coll. Cardiol*. – 2007. – Vol. 50. – P. 786 – 794.
212. Willeminck M.J., Takx R.A., de Jong P.A., et al. The impact of CT radiation dose reduction and iterative reconstruction algorithms from four different vendors on coronary calcium scoring // *Eur. Radiol*. – 2014. – Vol. 4(9). – P. 2201–2212.
213. Wintersperger B., Jakobs T., Herzog P., et al. Aorto-iliac multidetector-row CT angiography with low kV settings: improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose // *Eur. Radiol*. – 2005. – Vol. 15. – P. 334–341.

214. Wintersperger B.J., Nikolaou K., von Ziegler F., et al. Image quality, motion artifacts, and reconstruction timing of 64-slice coronary computed tomography angiography with 0.33-second rotation speed // *Invest. Radiol.* – 2006. – Vol. 41. – P. 436–442.
215. Wittlinger T., Voigtlander T., Rohr M., et al. Magnetic resonance imaging of coronary artery occlusions in the navigator technique // *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* – 2002. – Vol. 18. – P. 203–211.
216. Woodhouse C.E., Janowitz W.R., Viamonte M. Jr. Coronary arteries: retrospective cardiac gating technique to reduce cardiac motion artifact at spiral CT // *Radiology.* – 1997. – Vol. 204. – P. 566-569.
217. Yamamuro M., Tadamura E., Kanao S., et al. Coronary angiography by 64-detector row computed tomography using low dose of contrast material with saline chaser: influence of total injection volume on vessel attenuation // *J. Comput. Assist Tomography.* – 2007. Vol.31. – P. 272–280.
218. Yin W.H., Lu B., Li N., et al. Iterative reconstruction to preserve image quality and diagnostic accuracy at reduced radiation dose in coronary CT angiography: an intraindividual comparison // *JACC Cardiovasc. Imaging.* – 2013. – Vol. 6(12). – P. 1239–1249.
219. Yoshida K., Shimada K., Tanaka A., et al. Quantitative analysis of myocardial contrast enhancement by first-pass 64-multidetector computed tomography in patients with coronary heart disease // *Circ. J.* – 2009. – Vol. 73. – P. 116–124.
220. Zheng M., Wu Y., Wei M., et al. Low-concentration contrast medium for 128-slice dual-source CT coronary angiography at a very low radiation dose using prospectively ECG-triggered high-pitch spiral acquisition // *Acad. Radiol.* – 2015. – Vol. 22(2). – P. 195 – 202.