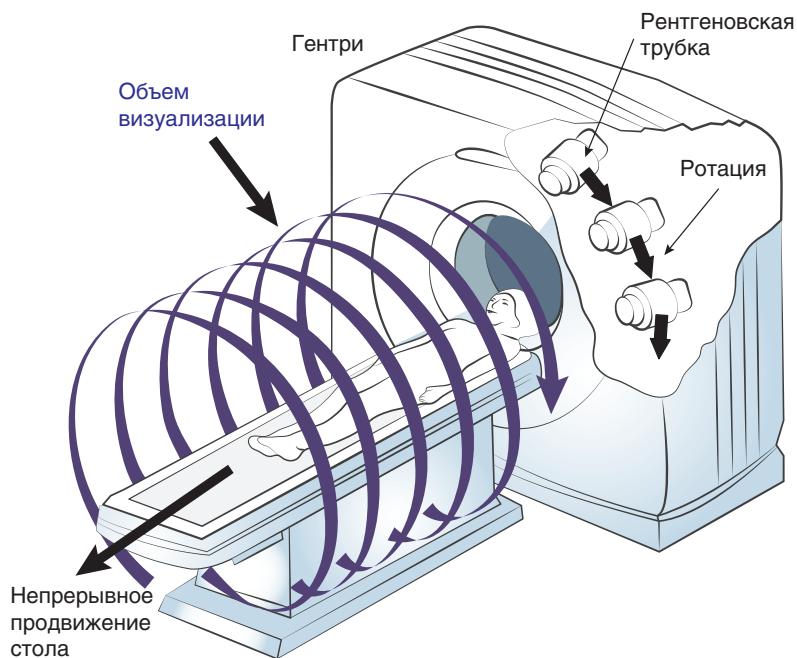


# ТЕХНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ВЫПОЛНЕНИЯ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ СЕРДЦА, ПРИНЦИПЫ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЯ НА РАБОЧИХ СТАНЦИЯХ

---

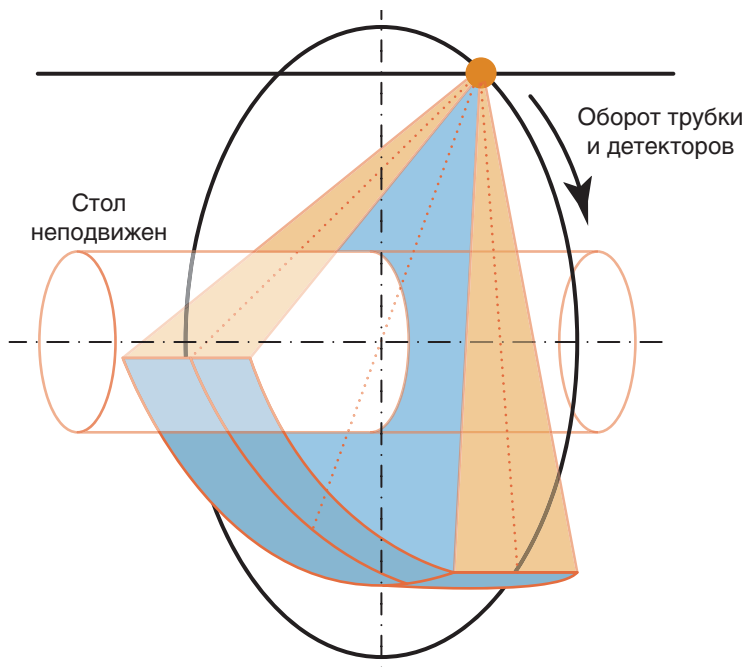
Сердце — орган, находящийся в непрерывном движении. Чтобы получить его статическое КТ-изображение без артефактов от движения, требуется высокое временное разрешение. В настоящее время МСКТ сердца выполняется на современных многослойных томографах с множественными параллельными рядами детекторов (от 64 до 320), которые обладают высокой временной и пространственной разрешающей способностью. МСКТ основана на системах с механической ротацией. Время оборота трубки в таких томографах составляет 275–350 мс. На современных томографах возможно достигнуть временного разрешения 58–175 мс в зависимости от сердечного ритма, времени ротации и возможностей сегментарной реконструкции. При этом происходит постоянное вращение трубки при непрерывном поступательном движении стола, что позволяет получать изображение всего заданного объема томографирования (рис. 2.1). В томографах последнего поколения с 320 рядами детекторов и применением математических технологий получения 640 срезов возможны объемное (не спиральное) томографирование 16 см по оси  $z$  за один оборот (на  $360^\circ$ ) блока трубки и детекторов, сбор и сохранение данных по всем направлениям (рис. 2.2). Такие системы позволяют захватывать всю область сердца за один сердечный цикл, что ведет к уменьшению артефактов движения, связанных с изменением сердечного ритма, пульсацией магистральных сосудов и дыханием во время сбора данных.

Благодаря использованию сложной  $z$ -фильтрации (или алгоритма конического пучка) на современных МСКТ определяется незначительное влияние объемного эффекта и низкое соотношение «сигнал/шум». А использование изотропного вокселя позволяет получить идентичные изображения с любой точки просмотра изображения, что дает возможность точной трехмерной реконструкции изображения без искажения его истинной картины (рис. 2.3).

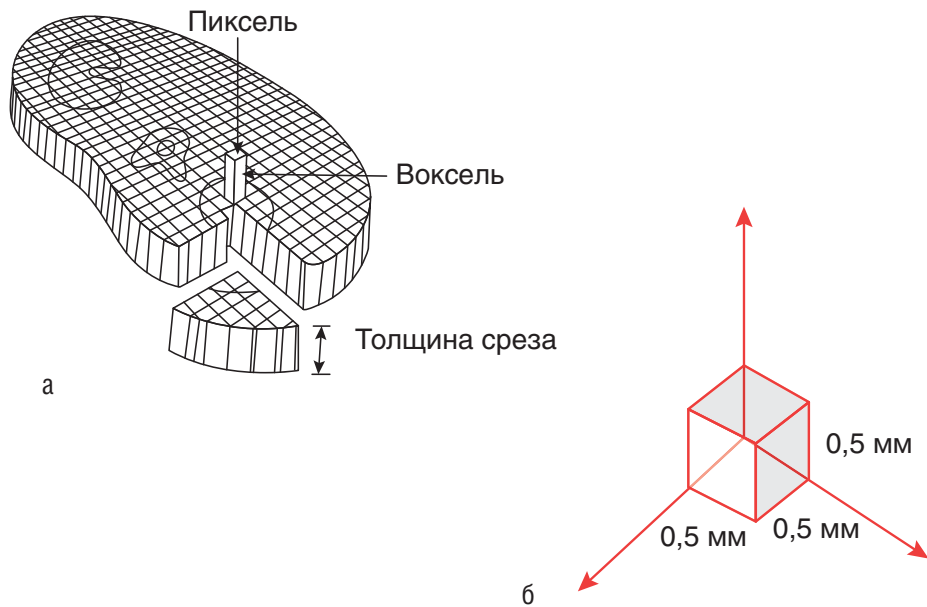


**Рис. 2.1.** Схема спиральной и мультиспиральной компьютерной томографии по М. Хофер [4]. Сбор данных исследования пациента происходит во время постоянного движения стола и непрерывного вращения трубки и рядов детекторов. При этом трубка описывает винтовую траекторию вокруг пациента

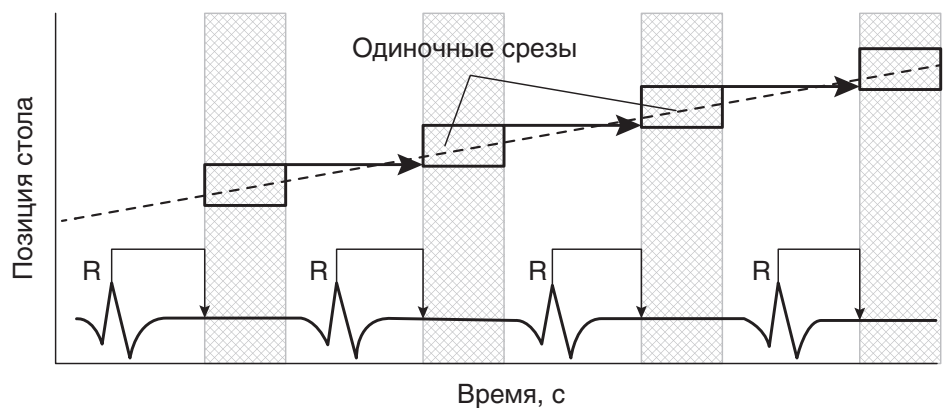
Исследование сердца проводится на одной задержке дыхания для устранения дыхательных артефактов. Чтобы устранить артефакты от движения сердца, то есть поймать фазу относительной неподвижности сердца, обязательна синхронизация с ЭКГ. При МСКТ сердца используются две методики кардиосинхронизации: проспективная и ретроспективная. При проспективной синхронизации последовательные срезы выполняют в определенную фазу сердечного цикла, триггером включения трубки служит зубец *R* сигнала ЭКГ (рис. 2.4). Время получения одного среза может быть сокращено за счет техники частичного томографирования (половинное томографирование — реконструкция полного объема данных на основании поворота трубки на  $180^\circ$ ). Время задержки выбирается так, чтобы томографирование совпало с фазой диастолы, и обычно составляет от 60 до 80%, в зависимости от частоты сердечных сокращений (ЧСС) (табл. 2.1). Недостатком этого метода является невысокое временное разрешение и относительно малый объем (по оси *z*) томографирования на одной задержке дыхания, преимущества мультиспиральной томографии в этом случае полностью не используются. При этом следует учитывать, что невозможно реконструировать изображение сердца в другую фазу цикла,



**Рис. 2.2.** Схема объемной томографии. Сбор данных исследования пациента происходит за один оборот трубки и рядов детекторов, при этом стол с пациентом остается неподвижен



**Рис. 2.3.** Принципиальная схема строения вокселя (а); изотропный воксель (б)



**Рис. 2.4.** Проспективная синхронизация ЭКГ. Схема кардиосинхронизации по Reiser et al. [6]: проспективная кардиосинхронизация. В нижней части схемы показан синхронизирующий сигнал ЭКГ. R-зубец является триггером для включения трубки

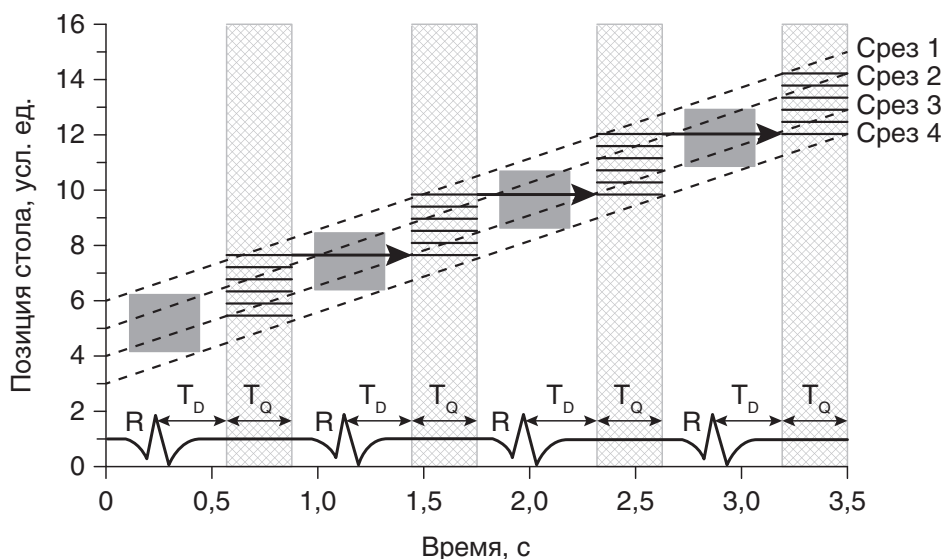
Таблица 2.1

**Выбор процента фазы сердечного цикла в зависимости от частоты сердечных сокращений при проспективной синхронизации ЭКГ [5]**

| ЧСС, уд/мин | Процент фазы сердечного цикла |
|-------------|-------------------------------|
| 50          | 79                            |
| 60          | 75                            |
| 70          | 71                            |
| 80          | 67                            |
| 90          | 63                            |

если вас не устраивает качество оцениваемой КТ-картины, например, двойной контур или размытость коронарных артерий от движения сердца. Однако немаловажен тот факт, что при проспективной синхронизации с ЭКГ лучевая нагрузка существенно ниже, чем при ретроспективной кардиосинхронизации (рис. 2.5). Чаще всего этот метод синхронизации используют для оценки коронарного кальциноза.

При ретроспективной кардиосинхронизации мультиспиральное томографирование происходит одновременно с регистрацией ЭКГ. Затем из всего объема полученных данных реконструируются изображения, соответствующие заданной заранее фазе сердечного цикла, либо математическая система компьютерного томографа оценивает массив полученных данных и выбирает ту фазу кардиоцикла, в которую, по ее мнению, реконструируются изображения лучшего качества. Если врача не



**Рис. 2.5.** Ретроспективная синхронизация ЭКГ. Схема кардиосинхронизации по Reiser et al. [6]: ретроспективная кардиосинхронизация. В нижней части схемы показан синхронизирующий сигнал ЭКГ. R-зубец является триггером для включения трубки.  $T_D$  — время задержки;  $T_Q$  — время получения изображения

устраивает качество изображения сердечных структур, особенно коронарных артерий, возможно вручную выбрать ту фазу цикла (с точностью до 10 мс), при которой качество картинки будет наилучшим. При таком подходе используются все возможности мультиспиральной томографии, что позволяет получить изображения структур сердца высокого качества в разные фазы кардиоцикла. При этом возможен не только анатомический, но и функциональный анализ сердца. Поэтому ретроспективная кардиосинхронизация является стандартом при выполнении МСКТ-коронарографии и исследования камер сердца. Недостатки этого метода синхронизации — высокая лучевая нагрузка и чувствительность к аритмиям и артефактам. Однако в томографах последнего поколения появились системы значительного снижения дозы лучевой нагрузки: низкодозовое томографирование в большую часть сердечного цикла в сочетании с высокодозовым томографированием в фазу диастолы (70–80%  $R-R$ ), использование детекторов с новыми технологиями истинного сигнала, сочетание с системой адаптивного поэтапного снижения дозы для получения 3D-изображения.

Для снижения лучевой нагрузки при сохранении качества изображения у пациентов с разной массой тела рекомендуется выбирать разное напряжение на трубке (от 80 до 135 kV): чем выше индекс массы тела, тем большее значение kV выбирается (рис. 2.6).



При ретроспективной кардиосинхронизации используется много-секторная реконструкция, которая позволяет улучшить временное разрешение путем использования данных томографирования более чем одного сердечного цикла для реконструкции изображения. Каждый сердечный цикл дает часть данных, из которых складывается целое изображение — так называемая сегментированная реконструкция.

Методика проведения МСКТ сердца включает несколько этапов. Перед исследованием с пациентом проводится беседа со сбором анамнеза, в том числе на наличие противопоказаний к введению контрастного препарата, и предупреждением о побочных реакциях при введении контраста. Желательно для пациента за 4 ч до исследования исключить курение и прием кофе. Пациент обязан заполнить информированное согласие на введение рентгеноконтрастного вещества.

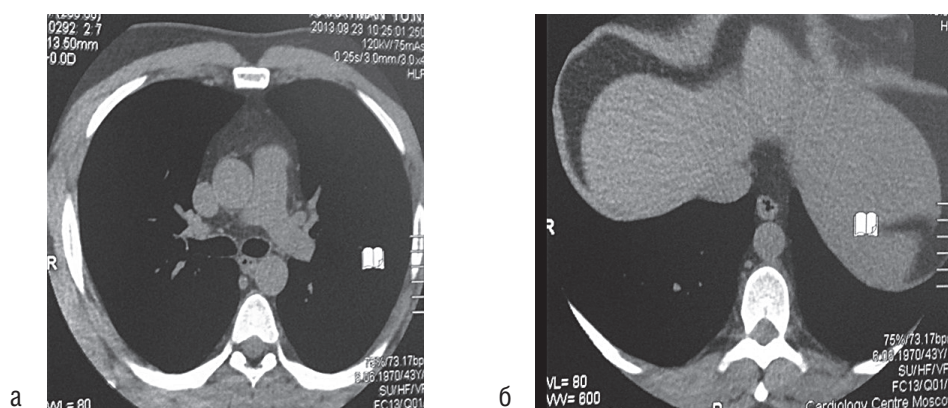
После этого обязательно следует оценить ЧСС и регулярность сердечного ритма. При ЧСС более 70 уд/мин (при регулярном ритме) и более 65 уд/мин (при нерегулярном ритме) рекомендуется введение  $\beta$ -блокаторов для ее снижения. Пациенты должны быть обследованы на наличие любых противопоказаний к использованию  $\beta$ -блокаторов. Доза  $\beta$ -блокаторов должна титроваться, поэтому при отсутствии информации о приеме этих препаратов пациентами, рекомендуется начать с маленьких доз  $\beta$ -блокаторов короткого действия. За пациентом наблюдают каждые 15 мин в течение 1 ч, определяя, понизился ли пульс до желаемой частоты. Если в течение 60 мин ЧСС не достигла желаемого диапазона, можно назначить дополнительную дозу  $\beta$ -блокатора (под контролем лечащего врача). Назначение  $\beta$ -блокаторов возможно перорально или внутривенно, что зависит от тактики, выбранной каждой клиникой. Пациентам, которые получали  $\beta$ -блокатор только перорально, следует оставаться в отделении в течение 15 мин после исследования. Тем, кто получал  $\beta$ -блокатор внутривенно, следует оставаться в отделении в течение 30 мин после исследования. В это время необходимо контролировать ЧСС и артериальное давление. Если не определяются патологические симптомы, человека можно отпустить.

Пациента укладывают на спину, головой (либо ногами) в гентри, смещают вправо таким образом, чтобы область сердца располагалась в центре поля томографирования. Перед началом томографирования в периферическую вену устанавливают внутривенный катетер наружным диаметром 6–6,7 мм (16–18G), на переднюю грудную стенку накладывают электроды для регистрации основных отведений ЭКГ, избегая области сердца для уменьшения артефактов от них. Руки помещают над головой. Положение должно быть удобным для пациента. С каждым пациентом проводится тренировка дыхания, медперсонал должен объ-

яснить, что перед задержкой дыхания нужно сделать неглубокий вдох (75% максимальной емкости легких), чтобы избежать выраженной экскурсии грудной клетки и уменьшить артефакты на ЭКГ, которые могут возникнуть на глубоком вдохе. Важно убедиться, что пациент может задержать дыхание на время, необходимое для томографирования, и пронаблюдать за ЧСС пациента в течение задержки дыхания: ЭКГ-сигнал должен быть корректным, пульс постоянным.

Сначала выполняется топограмма (от уровня дуги аорты до диафрагмы) для определения зоны исследования. Первым этапом проводится бесконтрастное исследование сердца, при котором возможна оценка степени коронарного кальциноза с определением коронарного кальциевого индекса (КИ). В нативную фазу определяется диапазон томографирования при КТ-коронарографии (рис. 2.7), а также срез отслеживания трек-болюса для наиболее точного выполнения томографирования в фазу пика контрастирования. На рабочей станции оценивается выраженность кальциноза в проекции коронарных артерий для определения целесообразности введения контрастного препарата (рис. 2.8).

Вторым этапом выполняется артериальная фаза исследования. Перед введением контрастного препарата в томографах некоторых типов производятся дыхательные упражнения с задержкой дыхания (рис. 2.9), при котором система определяет ЧСС и автоматически предварительно выбирает участки кардиоцикла для сегментированной реконструкции изображения после контрастирования. Неионный йодсодержащий рентгеноконтрастный препарат (РКП) с высокой концентрацией йода (300–400 мг/дл) вводится через периферический катетер внутривенно



**Рис. 2.7.** Мультиспиральная компьютерная томография сердца, нативная фаза, аксиальная проекция. Определение области исследования в артериальную фазу: а — начальное положение — томограмма на 1 см выше левой коронарной артерии; б — конечное положение — томограмма на 1 см ниже вершины сердца

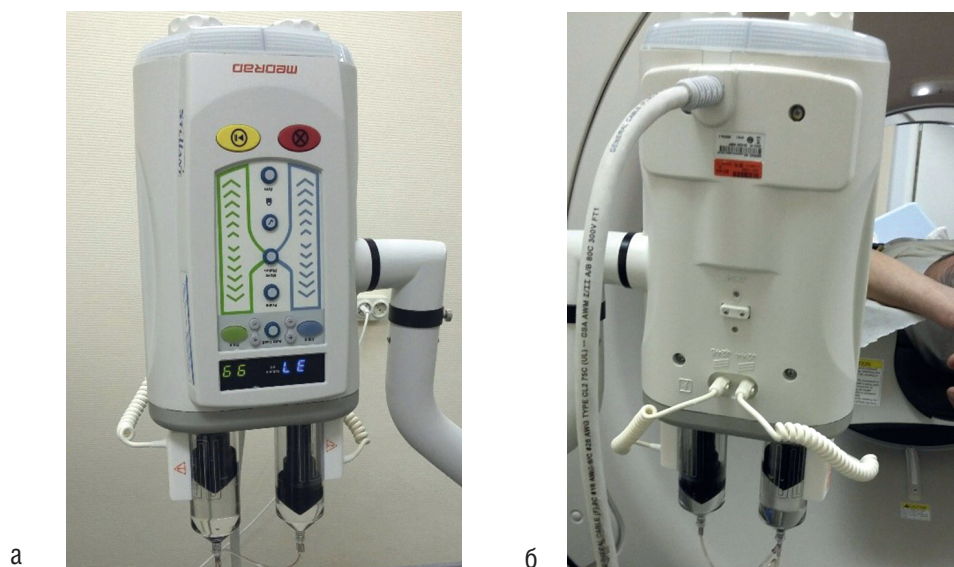


**Рис. 2.8.** Мультиспиральная компьютерная томография сердца, нативная фаза, аксиальная проекция. Выраженный кальциноз передней нисходящей артерии

болюсно с помощью автоматического инжектора со скоростью 4–5 мл/с (рис. 2.10). В автоматический шприц заправляются две колбы, одна с РКП, другая с изотоническим раствором натрия хлорида. Должны быть использованы неионные йодсодержащие контрастные препараты (мономеры или димеры). Объем РКП рассчитывается в зависимости от массы тела больного и класса томографа (100–120 мл — для МСКТ64 и 50–70 мл — для МСКТ640). Желательное место пункции — кубитальная вена. Должны быть использованы внутривенные катетеры размером не менее 16G или 18G. Время начала артериальной фазы томографирования от начала введения контрастного препарата определяется автоматически по отслеживанию трек-болюса при достижении значений рентгеновской плотности 150–160 HU в просвете нисходящего отдела



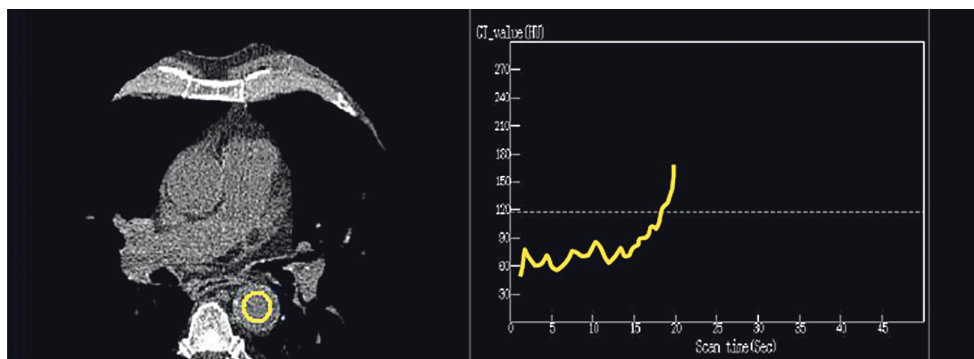
**Рис. 2.9.** Мультиспиральная компьютерная томография сердца. Пример отображения панели для выполнения дыхательного упражнения перед началом исследования



**Рис. 2.10.** Автоматический инжектор для введения рентгенконтрастного препарата: а — вид инжектора со стороны пульта управления; б — инжектор подключен к кубитальному катетеру пациента при проведении исследования с контрастированием

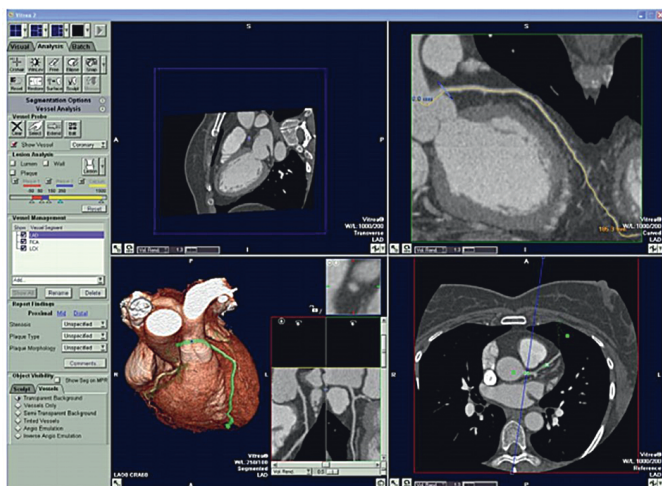
грудной аорты (рис. 2.11). Первым этапом вводится РКП из первой колбы, вторым этапом, сразу за РКП, вводится преследователь болюса из второй колбы (30–50 мл изотонического раствора натрия хлорида).

После реконструкции полученных изображений на поперечных срезах оцениваются их качество, наличие артефактов от движения сердца, ступенчатых артефактов при нарушении ритма сердца (аритмия, экстрасистолия), а также возможность улучшить изображения с помощью постпроцессинговой реконструкции изображения сердца в другие фазы кардиоцикла для получения их наилучшего качества.

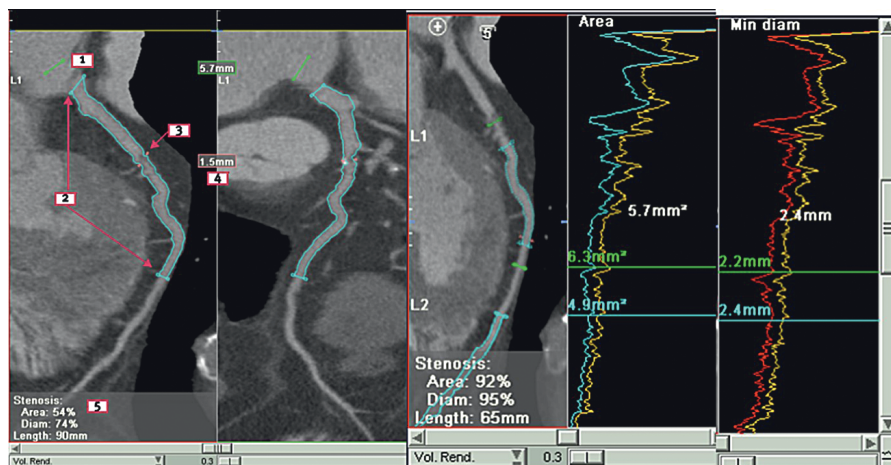


**Рис. 2.11.** Мультиспиральная компьютерная томография сердца. Срез для отслеживания трек-болюса (триггер устанавливается в нисходящем отделе грудной аорты)

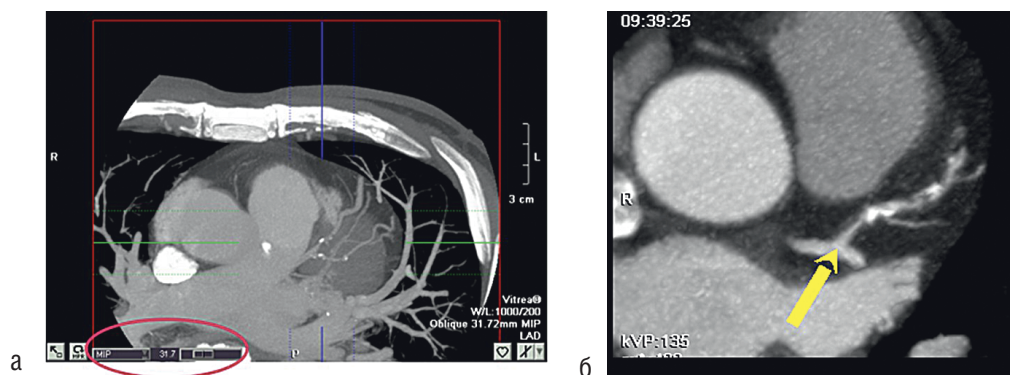
В артериальную фазу контрастирования на поперечных срезах, трехмерных, многоплоскостных реконструкциях и в проекции максимальной интенсивности оцениваются качество изображений, анатомия сердца и коронарных артерий, наличие патологии, морфологические и структурные особенности атеросклеротических бляшек. Для этого используются различные приемы постпроцессинговой обработки изображений на рабочих станциях (рис. 2.12–2.18).



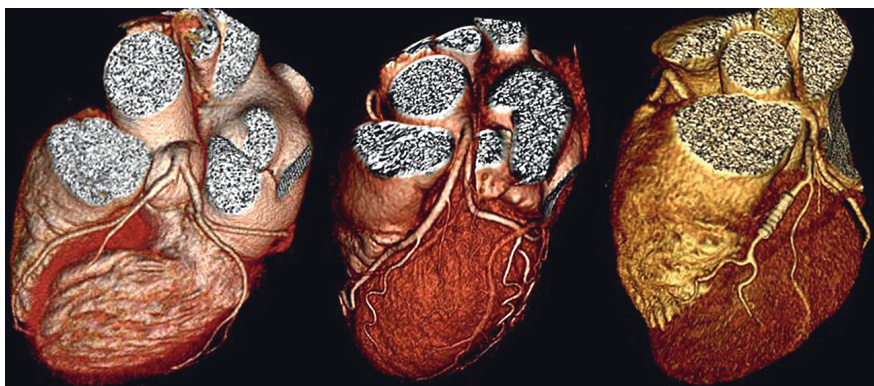
**Рис. 2.12.** Мультиспиральная компьютерная томография сердца, артериальная фаза. Мультипланарная реконструкция (MPR) коронарных артерий и трехмерная реконструкция сердца с сегментацией коронарных артерий



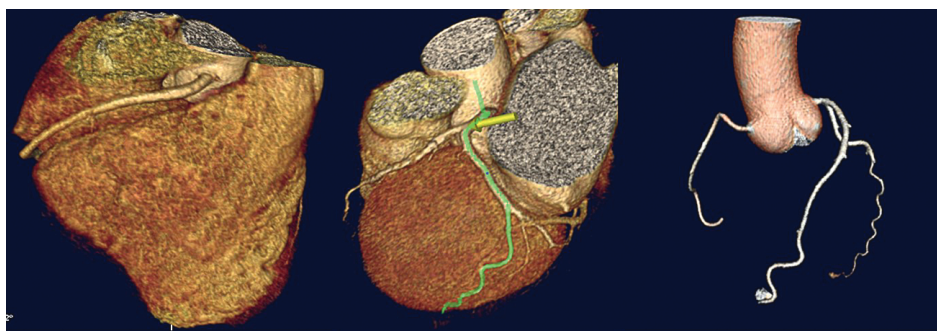
**Рис. 2.13.** Мультиспиральная компьютерная томография сердца, артериальная фаза. Мультипланарная реконструкция (MPR) и полуавтоматическая оценка степени стеноза коронарных артерий



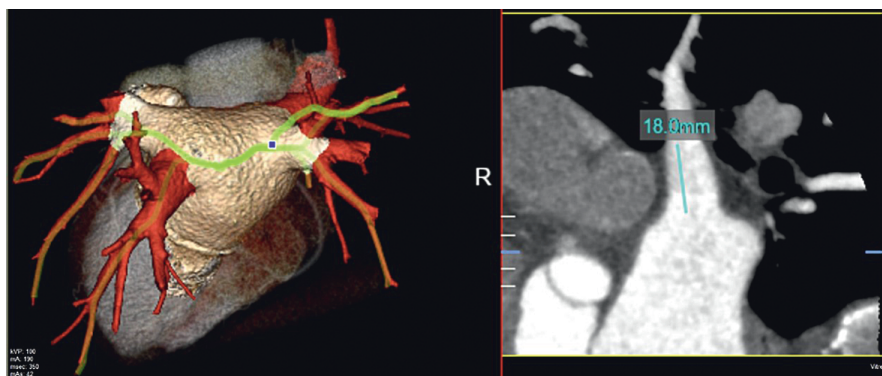
**Рис. 2.14.** Мультиспиральная компьютерная томография сердца, артериальная фаза: а — реконструкция максимальной интенсивности (MIP) области сердца: в нижнем левом углу показана толщина среза MIP (розовый овал); б — прицельная MIP-реконструкция проксимального сегмента передней нисходящей артерии с наличием протяженной комбинированной бляшки (стрелка)



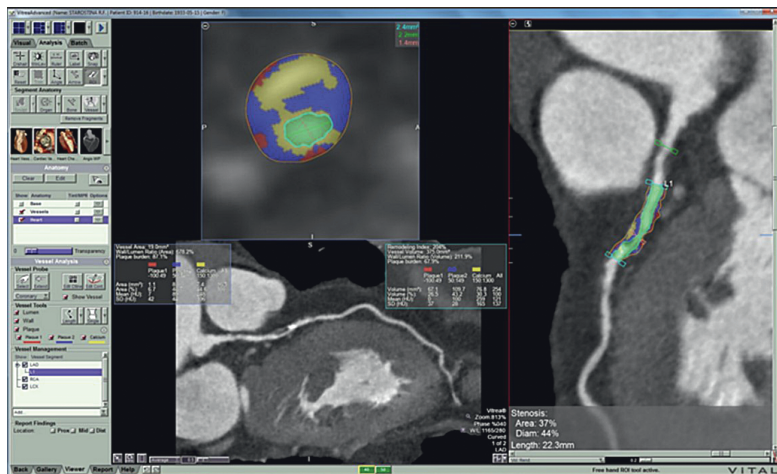
**Рис. 2.15.** Мультиспиральная компьютерная томография сердца, артериальная фаза. Трехмерная реконструкция изображений (VRT)



**Рис. 2.16.** Мультиспиральная компьютерная томография сердца, артериальная фаза. Трехмерная реконструкция изображений (VRT) сердца и коронарных артерий



**Рис. 2.17.** Мультиспиральная компьютерная томография сердца, артериальная фаза. Трехмерная реконструкция и мультипланарная реконструкция (MPR) изображений легочных вен с их сегментацией



**Рис. 2.18.** Мультиспиральная компьютерная томография сердца, артериальная фаза: мультипланарная реконструкция и цветное картирование бляшки. На рабочей станции томографа осуществляется обработка изображений коронарных артерий с автоматическим определением степени стеноза, состава и объема атеросклеротической бляшки

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Терновой С.К., Сеницын В.Е., Гагарина Н.В. Неинвазивная диагностика атеросклероза и кальциноза коронарных артерий. — М.: Издательство «АТМОСФЕРА», 2003. — 140 с.
2. Основы лучевой диагностики и лучевой терапии: национальное руководство / гл. ред. тома акад. РАН С.К. Терновой. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. — 992 с.
3. Прокоп М., Галански М. Спиральная и многослойная компьютерная томография. Том 2. — М.: «МЕДпресс-информ», 2009. — 710с.

4. Матиас Хофер. Компьютерная томография. Базовое руководство. — М.: «Медицинская литература», 2006. — 208 с.
5. Учебно-справочное руководство по системам VitreaAdvanced и VitreaWorkstation Cardiac. — VitalU, 2015. — 238 с.
6. Reiser M.F., Takahashi M., Modic M., Bruening R. Multislice CT. — Springer, 2001. — P. 121–144.
7. Pundziute G., Schuijf J.D. «Обнаружение и оценка бляшек коронарных артерий в клинической практике с использованием МСКТ». Медицинский центр университета Лейдена, Лейден, Нидерланды, Vision, 09, 2015. — P. 20–23.
8. Bontus C., Koken P., Kohler T., Proksa R. Circular CT in combination with a helical segment. — Phys. Med. Biol. 2007. — Vol. 52. — P. 107–112.
9. Blobel J., Mews J., H. de Vries, Irwan R., Ogawa Y. «Double Slice Mode for CT Image Reconstruction». Visions, 14, 2009. — P. 35–38 (ISSN 1617-2876).
10. Blobel J., H. de Vries, Irwan R., Mews J., Ogawa Y. «640 Multislice Reconstruction with the Dynamic Volume CT», VISIONS, 13. 2009. — P. 16–19 (ISSN 1617-2876).
11. Joshi H., Shah R., Prajapati J., Bhangdiya V. et al. Diagnostic Accuracy of Computed Tomography Angiography as Compared to Conventional Angiography in Patients Undergoing Noncoronary Cardiac Surgery. Heart Views. 2016 Jul-Sep; 17(3): 88–91. PMID: 27867455
12. Yao L.P., Zhang L., Li H.M. et al. Assessment of coronary artery by prospective ECG-triggered 256 multi-slice CT on children with congenital heart disease. Int J Cardiovasc Imaging. 2017 Dec; 33(12): 2021–2028. doi: 10.1007/s10554-017-1150-y. Epub 2017 May 18. PMID: 28523472.