

Г.Г. Кармазановский

Динамическая мультиспиральная КТ:

параметры и характеристики болюса
контрастного вещества,
примерные протоколы сканирования
и их клиническое применение

Руководство для врачей лучевых диагностов

УДК 616-073.766.8(035)
ББК 53.6
К24



Автор и издательство благодарят компанию
АО «Санте Медикал Системс»
за неоценимую помощь в издании книги

Кармазановский, Григорий Григорьевич
К24 Динамическая мультиспиральная КТ: параметры и характеристики болюса контрастного вещества, примерные протоколы сканирования и их клиническое применение. Руководство для врачей лучевых диагностов / Г.Г. Кармазановский. – М.: Издательский дом Видар-М, 2020. – 384 с., ил.
ISBN 978-5-88429-260-4

Компьютерная томография с болюсным контрастным усилением в последние годы из специальной технологии диагностики превратилась в рутинную методику обследования практически всех органов и систем пациентов. Вместе с тем не во всех лечебных учреждениях страны такие исследования выполняются с максимальным достижением диагностического результата. Данное руководство призвано устранить недочеты в адекватном применении контрастного усиления при динамическом МСКТ-сканировании. Подробно описаны все параметры, обеспечивающие пиковые значения плотности в различные фазы контрастного усиления. Каждая глава хорошо иллюстрирована и снабжена подробнейшими подрисуночными подписями. Целый раздел представлен примерами применения динамического сканирования с разъяснениями преимуществ и недостатков каждой из фаз контрастного усиления при диагностике тех или иных заболеваний.

Книга будет полезной не только рентгенологам, начинающим свой профессиональный путь, но и опытным специалистам, которые могут почерпнуть для себя неожиданно много интересного о комбинировании различных параметров болюсной инъекции контрастного вещества.

УДК 616-073.766.8(035)
ББК 53.6

Научный рецензент:

Сергей Константинович Терновой, академик РАН, доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой лучевой диагностики и лучевой терапии Института клинической медицины им. Н.В. Склифосовского Первого МГМУ им. И.М. Сеченова, главный научный сотрудник Института клинической кардиологии им. А.Л. Мясникова НМИЦ кардиологии, главный консультант по лучевой диагностике ГМУ Управления делами Президента РФ, заслуженный деятель науки РФ, лауреат Государственной премии СССР, лауреат премии Правительства РФ

ISBN 978-5-88429-260-4

© Г.Г. Кармазановский, 2020
© Оформление. ООО «Издательский дом Видар-М», 2020

Оглавление

| | |
|--|------------|
| Вступительное слово | 4 |
| Предисловие научного рецензента | 5 |
| Введение | 6 |
| Раздел I. Роль болюсного контрастного усиления в современной компьютерной томографии | 11 |
| Список рекомендуемой литературы | 28 |
| Раздел II. Эволюция систем доставки контрастного вещества | 29 |
| II.1. Простой инжектор | 30 |
| II.2. Двухголовчатая инъекционная система (двухголовчатый инжектор) | 31 |
| II.3. Бесколбовый инжектор | 36 |
| Раздел III. Параметры для возможной оптимизации болюсной инъекции контрастного вещества | 37 |
| III.1. Доза контрастного вещества | 39 |
| III.2. Концентрация контрастного вещества | 46 |
| III.3. Объем контрастного вещества | 52 |
| III.4. Скорость введения контрастного вещества | 59 |
| III.5. Задержки сканирования | 67 |
| III.6. Масса тела пациента | 87 |
| III.7. Солевой преследователь болюса контрастного вещества | 95 |
| III.8. Преднаполненные шприцы | 101 |
| III.9. Направление сканирования | 102 |
| III.10. Тип введения болюса контрастного вещества | 121 |
| III.11. Тип контрастного вещества | 137 |
| Список рекомендуемой литературы | 141 |
| Раздел IV. Примерные протоколы сканирования | 149 |
| Раздел V. Клиническое применение динамической МСКТ и МСКТ-ангиографии | 155 |
| V.1. МСКТ-исследование головы и шеи | 170 |
| V.2. МСКТ-исследование легких, средостения и сосудов легких | 192 |
| V.3. МСКТ-исследование грудной аорты и ее ветвей | 214 |
| V.4. МСКТ-исследование сердца (камеры и коронарные артерии) | 221 |
| V.5. МСКТ-исследования печени, воротной вены, желчного пузыря и желчных путей | 232 |
| V.6. МСКТ-исследование поджелудочной железы и селезенки | 264 |
| V.7. МСКТ-исследование желудка, тонкой и толстой кишки | 286 |
| V.8. МСКТ-исследование надпочечников, забрюшинного пространства и нижней полой вены | 309 |
| V.9. МСКТ-исследование брюшной аорты и почек | 332 |
| V.10. МСКТ-исследование предстательной железы, матки и яичников | 358 |
| V.11. МСКТ-исследование нижних конечностей | 367 |
| Заключение | 378 |
| Список рекомендуемой литературы | 379 |



Уважаемые коллеги!

ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр хирургии им. А.В. Вишневского» Минздрава России является многопрофильным хирургическим учреждением, где пациентам оказывают хирургическую помощь при заболеваниях практически всех органов и тканей. Естественно, что высокоэффективная лечебная тактика немыслима без высококлассной работы службы лучевой диагностики.

В нашем Центре многие десятилетия служба лучевой диагностики успешно осуществляет свою работу под руководством члена-корреспондента РАН, профессора Г.Г. Кармазановского, который прошел в нашем Центре большой практический, научный и творческий путь от старшего лаборанта до широко известного в стране и за рубежом ученого в области лучевой диагностики.

Данное руководство является результатом осмысления им роли и возможностей контрастного усиления при компьютерно-томографических исследованиях. Такой разноплановый материал можно

было собрать лишь в таком уникальном Центре, как наш. И я буду очень рад, если результаты творческого анализа, осуществленного автором, станут полезными для рентгенологов, хирургов и онкологов нашей страны при подборе методов первичной диагностики заболеваний и осуществлении их мониторинга при адъювантной и неадъювантной химиотерапии.

Как Главный внештатный специалист Минздрава России по хирургии и эндоскопии, я крайне заинтересован в повышении качества оказания хирургической помощи в масштабах страны. В этом смысле данное руководство является одним из этапов осуществления работы по созданию референсных центров в масштабах страны, которые должны помочь врачам различных многопрофильных больниц и специализированных клиник повысить качество диагностической и лечебной работы, в основе которой лежит, прежде всего, стандартизация процессов диагностики.

Надеюсь, что руководство «Динамическая мультиспиральная КТ» поможет многим начинающим врачам, которые избрали тернистый путь в нашей непростой, но очень важной и интересной специальности, познать нюансы томографической диагностики и тем самым внести свой посильный вклад в дело сохранения здоровья наших пациентов.

Уверен, что все читатели получат достаточную «дозу» научных знаний и удовольствие от прочтения этой книги.

*Академик РАН,
директор «ФГБУ НМИЦ
хирургии им. А.В. Вишневского»
А.Ш. Ревিশвили*



Дорогие коллеги!

Автора этого руководства, профессора Григория Григорьевича Кармазановского, я давно знаю. Случилось так, что я был оппонентом на защите его кандидатской диссертации. Да и сам я всего за несколько лет до этого защитил докторскую диссертацию по компьютерной томографии. В те годы все, кто занимался компьютерной томографией, а нас можно было пересчитать по пальцам, знали друг друга и постоянно общались.

Хорошо помню, что 95% всех исследований в то время выполнялось без введения контрастного препарата. На то были и объективные, и субъективные причины. А если мы и вводили контрастные препараты, то делали это обычным 20-миллилитровым шприцем, вручную, стоя в защитном фартуке возле работающего гентри!!!

Однако постепенно изменились технические возможности введения контрастных агентов, и наше отношение к контрастным исследованиям начало меняться. Появление неионных контрастных препара-

тов и автоматических инжекторов позволило улучшить диагностику и расширить возможности рентгенологов в получении изображения.

Благодаря внедрению рентгеновских контрастных препаратов рентгенологам пришлось хорошо изучить аллергологию (чтобы понимать основы возникновения побочных реакций на контрастные вещества) и нефрологию (чтобы не допускать контраст-индуцированной нефропатии).

Для всех врачей стало очевидно, что контрастные препараты улучшают нашу способность визуализировать мельчайшие изменения на томограммах.

В настоящее время многофазовое контрастное исследование при компьютерной томографии стало нормой. Легче перечислить ситуации, при которых нативное исследование будет полностью достаточным для уверенной трактовки получаемых изменений.

Современные многосрезовые томографы с широким детектором в комбинации с удобным и быстродействующим инжектором позволяют выполнять исследования во время всех фаз прохождения контрастного агента, строить трех- и четырехмерные модели органов и тканей, изучать перфузию и функцию.

Однако для получения хорошего результата исследования нужно использовать соответствующие протоколы болюсного введения контрастного вещества и адекватные технические параметры томографа. Это непростая задача.

Книга профессора Г.Г. Кармазановского как раз и посвящена тонкостям и нюансам процесса контрастного «усиления». На основании огромного собственного опыта Григорий Григорьевич представил данные по достижению оптимальных условий для контрастных исследований и показал причины тех недостатков, которые приводят к падению диагностической информативности изображений.

Уверен, что данное руководство будет полезно нашим опытным коллегам. Однако самое важное в этой книге то, что она должна стать настольным руководством для молодых рентгенологов, для которых данный вид лучевого исследования является естественным, и кому даже в голову не может прийти, что когда-то все было по-другому.

Академик РАН С.К. Терновой

ВВЕДЕНИЕ

Как известно, одной из основных задач лучевой диагностики является выявление патологических состояний пациента в виде диффузных или очаговых изменений органов и систем, а также осуществление дифференциальной диагностики выявленных изменений с минимальным риском для его здоровья.

Риск может быть связан с инвазивностью диагностической процедуры, с длительностью ее выполнения, с использованием ионизирующего излучения и контрастирующих агентов, которые вводятся в организм пациента для их визуализации в зоне интереса во время исследования, что повышает диагностические возможности применяемой технологии медицинской визуализации.

В связи с этим разумным является использование комплексной диагностики, включающей весь спектр возможностей ультразвукового исследования (чрескожное УЗИ, эндоУЗИ, в том числе с контрастными средствами), магнитно-резонансной томографии (МРТ) с динамическим контрастным усилением, получением диффузионно-взвешенных изображений и изображений, полученных в гепатоспецифическую фазу после введения МР-контрастных гепатоспецифических препаратов.

Тем не менее применение диагностических технологий, основанных на методах получения изображения благодаря ионизирующему излучению (рентгенодиагностика, компьютерная томография (КТ), позитронно-эмиссионная томография и др.), не только не сокращается, но, наоборот, расширяется и находит все новые и новые сферы клинического применения. Это обусловлено в том числе и повышением качества жизни, старением населения, использованием для лечения пациентов различных аллотрансплантатов, которые сами по себе являются факторами, ограничивающими в последующем применение диагностических методов, в основе которых не лежит ионизирующее излучение (например, МРТ).

В настоящее время КТ является основным, доминирующим полем диагностических процессов в современной лучевой диагностике. Во многом это обусловлено быстрым сбором и обработкой диагностической информации с возможностью практически мгновенного ее анализа и применения в диагностико-лечебном процессе, а также наибольшей доступностью технологий КТ-диагностики по сравнению с технологиями МРТ-диагностики.

Последние достижения в области разработки КТ (МСКТ с большим числом детекторов, двух-энергетическая КТ) сделали ее методом объемного сканирования, при котором получают изображения не только в аксиальной плоскости, что является базисным принципом получения стандартного КТ-изображения, но и в любой, произвольно выбранной плоскости, в том числе и криволинейной.

Безусловно, методы, использующие ионизирующее излучение, с каждым годом все более совершенствуются, что способствует в том числе и снижению лучевой нагрузки.

В частности, итеративная реконструкция изображений позволяет снизить эффективную дозу облучения в разы, что в целом благоприятно сказывается на использовании КТ не только для первичной диагностики, но и для мониторинга течения заболевания, оценки раннего послеоперационного периода, оценки эффективности неoadьювантной и адьювантной терапии при подготовке пациентов к хирургическому лечению.

МСКТ позволяет достичь высокого пространственного разрешения. Однако не всегда по оптической плотности возможно дифференцировать патологические процессы на фоне нормальных тканей. Сосуды или зоны патологических изменений, не окруженные жировой тканью, без введения контрастных веществ, поглощающих или ослабляющих интенсивность потока рентгеновских лучей, не видны или видны крайне плохо.

«Природные» характеристики оптической плотности (единицы шкалы Хаунсфилда) многих анатомических структур находятся в диапазоне так называемой мягкотканной плотности (20–60 ед.Н), что ограничивает их выявление и дифференциацию без применения рентгеноконтрастных веществ, основной задачей которых является изменение характеристик единиц Хаунсфилда в исследуемой зоне.

Именно поэтому рентгеноконтрастные вещества уже несколько десятилетий остаются ведущим фактором диагностических исследований, в которых применяется рентгеновское излучение, и будут оставаться практически всегда до тех пор, пока востребованы методики КТ, основанные на извлечении из пула диагностической информации данных о перфузии тканей.

Рентгеноконтрастные вещества могут быть различными по химическому строению, но суть их неизменна – каждая молекула контрастного вещества содержит бензольное кольцо, в которое вмонтировано три атома йода (лишь в молекуле изоосмолярного контрастного вещества имеется два бензольных кольца). Атомы йода в молекуле контрастного вещества, попадая под «бомбардировку» рентгеновского излучателя, блокируют или ослабляют поступление энергии на детекторы томографа.

Чем больше энергии поступило на детектор, тем более темным будет элемент матрицы, что означает практически полное отсутствие атомов йода по траектории «излучатель–детектор».

Чем ярче (светлее) изображение на матрице изображения, полученного при реконструкции данных в ту или иную фазу прохождения контрастного вещества через исследуемую зону, тем больше атомов йода было на пути потока энергии, а соответственно – больше молекул контрастного вещества присутствовало в зоне интереса.

Где же «физически» находятся молекулы контрастного вещества в теле пациента? Исключительно в сосудистой системе и во внеклеточных пространствах!

Все рентгеноконтрастные вещества являются внеклеточными контрастными веществами. А это значит, что внутрь клеток они не попадают. И когда мы, по привычке, а в общем не задумываясь, говорим о контрастировании очаговых образований, что «опухоль контрастируется», то это надо понимать так: *сосуды опухоли (артериальные и венозные), а также межклеточные пространства в опухоли на какое-то время депонируют введенное в организм пациента контрастное вещество.*

Благодаря контрастным веществам можно решать массу диагностических задач – от визуализации анатомических особенностей строения органов пациента до оценки специфики кровоснабжения органов и патологических изменений в них.

На особенностях строений сосудистых сетей в патологических образованиях и базируется дифференциальная диагностика, проверенная временем и миллионами-миллиардами КТ-исследований с болюсным контрастным усилением, выполненных по всему миру.

Для обнаружения рентгеноконтрастных веществ, как в сосудах, так и во внеклеточном пространстве, есть очень короткий период времени (*временное окно*), который фактически оценивается в секундах. В течение этих секунд быстрые сканеры позволяют собирать большие объемы диагностической информации. Но даже при такой скорости сканирования важно, чтобы оно осуществлялось в те моменты, когда имеется высокая концентрация контрастного вещества в области диагностического интереса.

Соединение двух «течений» – течения времени и контрастного вещества по сосудистому руслу пациента, в комбинации с техническими возможностями аппаратуры, используемой для диагностики, привело к «появлению» и *практическому использованию* так называемых фаз контрастного усиления – фиксации, а затем и получению изображений, отображающих динамику

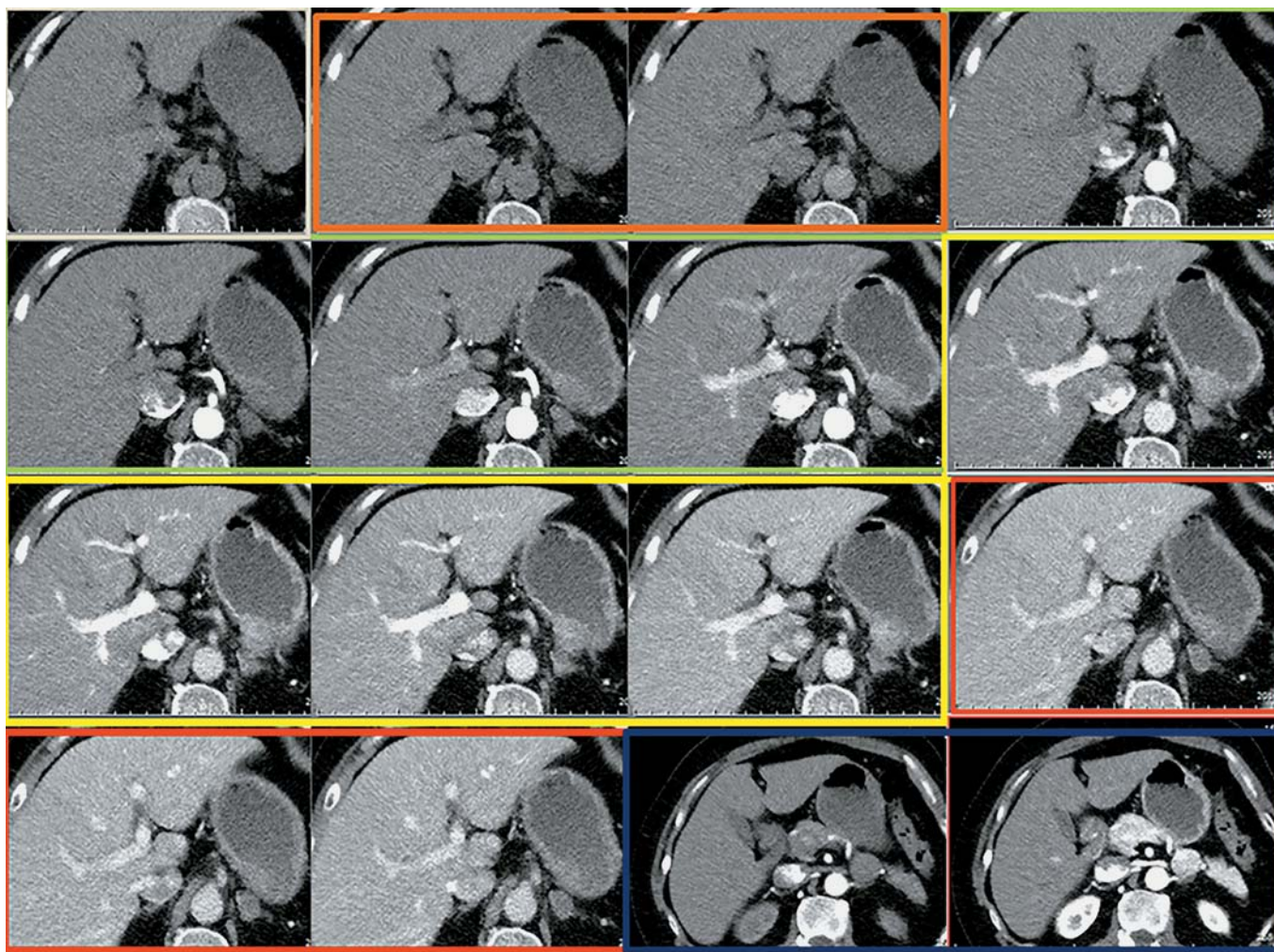


Рисунок 1. КТ-перфузия брюшной полости. Распределение контрастного препарата по кровеносному руслу в зависимости от времени, прошедшего от момента старта болюсной инъекции контрастного вещества.

Нативное изображение – серый квадрат, появление контрастного вещества в аорте – рыжий квадрат, артериальная фаза – зеленые сканы, портально-венозная фаза – желтые сканы, равновесная фаза – красные сканы, синие сканы – пример ранней артериальной фазы, когда про нейроэндокринную опухоль в теле поджелудочной железы можно сказать, что она гиподенсна, и второй скан – поздняя артериальная фаза – опухоль контрастируется изоденсно ткани железы и видна лишь потому, что деформирует тело поджелудочной железы.

перемещения атомов йода (молекул контрастного вещества) по кровеносному руслу и мочевыделительной системе пациента.

Вкратце динамика прохождения контрастного вещества и те моменты, которые мы фиксируем в исследовании под названием «*фазы контрастного усиления*», выглядит так (см. рисунок 1).

Артериальная фаза контрастного усиления отражает пиковое контрастирование аорты.

Венозная фаза. При исследовании живота ее корректнее называть портальной фазой. Она отражает пиковое контрастирование воротной вены. При исследовании органов другой локализации для пикового контрастирования венозной системы органа сканирование следует начинать с рассчитываемой задержкой после артериальной фазы.

Равновесная фаза – момент, когда интенсивность контрастирования портальных вен и печеночных вен практически одинакова. С диагностической точки зрения имеет значение лишь при

оценке инвазии в печеночные вены. Поэтому в рутинной практике вместо нее используется отсроченная фаза (при необходимости).

Отсроченная фаза – ее лучше назвать выделительной, экскреторной, когда в результате клубочковой фильтрации контрастное вещество оказывается в моче, а на изображении (томограмме) видны полостные структуры – чашечно-лоханочная система, почки и мочеточники, в которых скапливается контрастированная моча.

Таким образом, на примере изображения перфузионного КТ-исследования можно легко доказать, как важно соблюдать временные интервалы (вовремя начать инъекцию, вовремя осуществить старт сканирования, соблюдать адекватные задержки между фазами контрастного усиления).

Возможно, когда-то в недалеком будущем КТ-перфузионные исследования большой анатомической зоны, а то и всего тела (!) станут нормой лучевой диагностики. Но пока мы ограничены тем, что имеем, – коротким «сгустком» контрастного вещества в кровеносном русле и, как фотографы в позапрошлом и прошлом веках, экспозицией (временем сканирования) и правильно подобранными интервалами сканирования, когда «съемка» осуществляется в момент нахождения контрастного вещества в зоне интереса.

Важным клиническим фактором, ограничивающим диагностическое использование рентгеновских контрастных веществ, является почечная недостаточность, проявляющаяся снижением скорости клубочковой фильтрации или ее отсутствием после выполнения диагностической или лечебной процедуры с использованием рентгеноконтрастного вещества. Об этом важно помнить всегда и назначать КТ с контрастным усилением лишь тогда, когда использование других технологий лучевой диагностики невозможно или заведомо даст худший диагностический результат.

Вопросы, на которые должен ответить лучевой диагност, можно суммировать следующим образом: это улучшение визуализации формы, границ, положения и размеров патологических образований в исследуемых органах и тканях и их дифференциация от похожих патологических образований.

Идея использования рентгеноконтрастных веществ при КТ не появилась из ничего. Уже много лет быстрая инъекция рентгеноконтрастных веществ в сосуды является основой ангиографии, которая почти сто лет назад дала новую ветвь рентгенологии.

Длительное время ангиография оставалась уникальным рентгенологическим методом. Тем не менее уже более тридцати лет рентгеноконтрастные вещества широко используются не только при традиционной ангиографии, но и при КТ-исследованиях.

Итак, быстрое введение контрастного вещества в сосуды осуществляется с помощью современных инжекторов.

И поэтому *современный томографический процесс зависит от эффективной комплексной работы сканера и инжектора.*

Современный автоматический инжектор представляет собой миниатюрный компьютерный комплекс, который по уровню технической разработки можно назвать *системой доставки контрастного вещества.*

Такая система позволяет модифицировать, персонифицировать протокол доставки контрастного вещества в зону интереса для каждого пациента.

Эффективность контрастного усиления зависит от многих факторов, связанных с пациентом, с самой системой сканирования, а также с *системой доставки контрастного вещества*, которую будем называть, как это уже стало привычным для большинства, *автоматическим инжектором.*

Основная цель этого руководства заключается в оказании помощи молодым лучевым диагностам, которые должны четко понимать роль каждого из параметров болюсной инъекции и по возможности модифицировать их так, чтобы использование контрастного вещества было наиболее эффективным, а получаемая диагностическая информация – наиболее полной.

Раздел I

Роль болюсного
контрастного усиления
в современной компьютерной
томографии

Три десятилетия назад, когда эра компьютерной томографии (КТ) только началась, появление возможности влиять на повышение контрастности изображения стало революционным явлением.

Тем не менее в ту пору КТ-исследования с контрастным усилением применялись не часто. Объяснялось это тем, что доступны были лишь *ионные контрастные вещества*. Для диагностики на медленных сканерах, *когда контрастные вещества вводили медленно* и когда нужно было доказать лишь факт контрастирования, это было приемлемо и вполне достаточно.

Фармацевтическая промышленность основные объемы контрастных веществ производила для классических ангиографических исследований.

Совершенствование технологии КТ-сканирования и *появление на фармацевтическом рынке первых неионных контрастных веществ положительно повлияло на увеличение объемов и разнообразие КТ-исследований с применением этих препаратов*.

В настоящее время не осталось анатомических областей и заболеваний, в них возникающих, которые не могли бы быть диагностированы и изучены с использованием КТ с контрастным усилением.

КТ-исследования проводятся во всех возрастных группах пациентов. Что касается представления, сколько таких исследований будет выполнено в течение жизни каждого пациента, сказать сложно. Но очень важно, чтобы каждое такое исследование стало, насколько это возможно, эффективным, оправданным, внесло свою лепту в понимание состояния пациента и его оценку.

Другими словами, *мультиспиральная КТ (МСКТ) с минимально возможной лучевой нагрузкой на пациента и минимально возможной использованной дозой контрастного вещества, обеспечивающими максимальную информативность исследования, является одной из наиболее существенных проблем современной лучевой диагностики*.

Современная компьютерная томография (МСКТ) характеризуется огромной скоростью сбора информации, большими возможностями ее переработки и хранения. Массивные файлы данных могут быть обработаны и использованы не только для построения классических аксиальных изображений, но и для любых дополнительных изображений в стандартных геометрических плоскостях (сагиттальной или коронарной), а также в любой произвольно выбранной плоскости, в том числе криволинейной.

Необходимо подчеркнуть, что, начиная с 32-МСКТ, воксель изображения стал изотропным. Это означает, что не только нет потери качества КТ-изображения и его диагностической информативности по оси Z, но и, наоборот, появились новые возможности для отображения диагностической информации при постпроцессорной обработке данных.

Примеры клинически эффективного использования диагностических КТ-изображений с контрастным усилением представлены на рис. 1.1–1.7.

Изображения, полученные при постпроцессорной обработке (SSD-, MIP-реконструкции, коронарные, сагиттальные изображения) более понятны врачам-специалистам из других областей медицины, например хирургам, терапевтам и т.д., когда они независимо от лучевых диагностов оценивают результаты МСКТ-исследования.

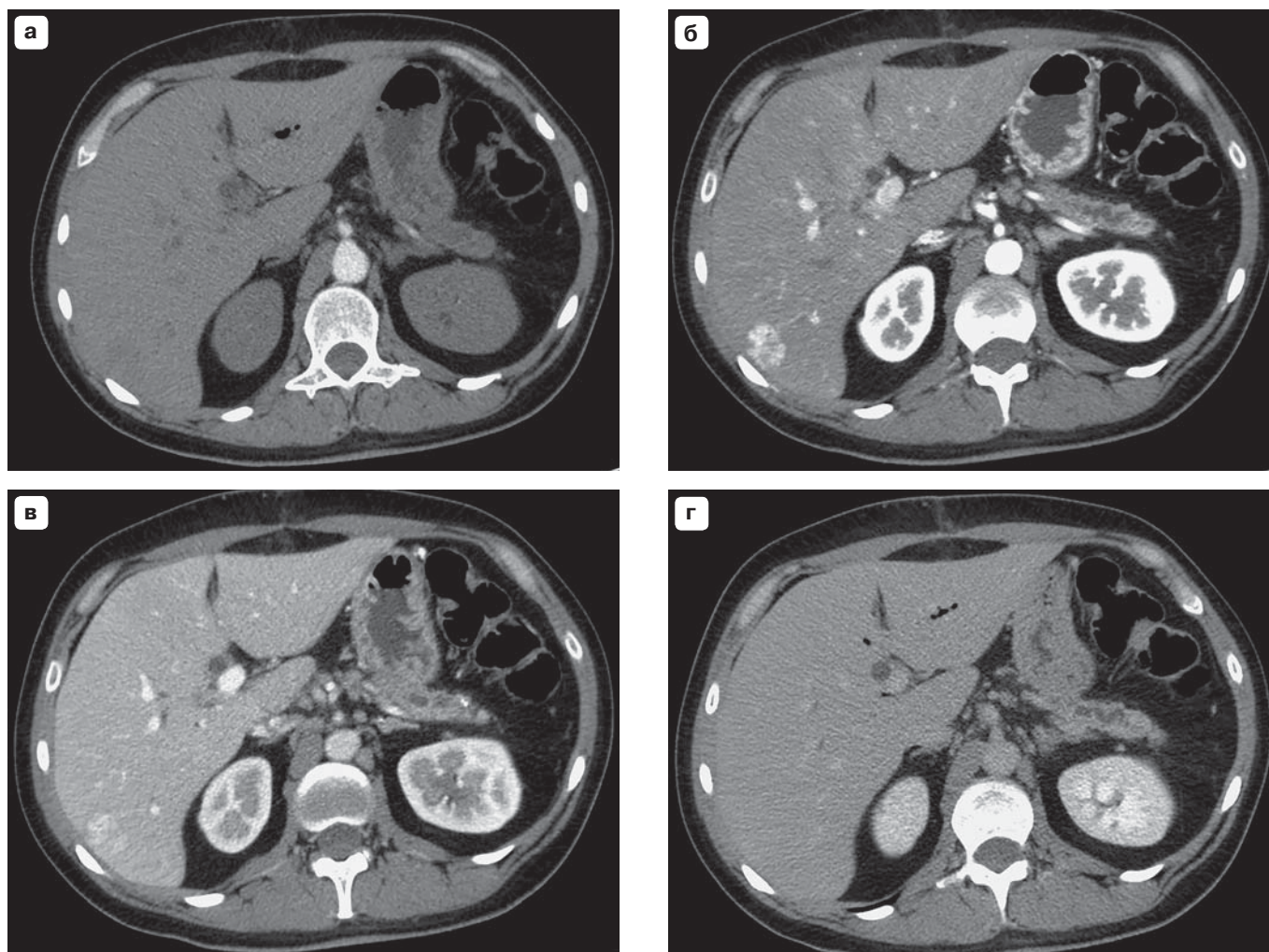


Рис. 1.1. Динамическое контрастное усиление (многофазное исследование) печени: фокальная нодулярная гиперплазия.

Гиподенсное очаговое образование печени (а). Обратите внимание, что в очень раннюю артериальную фазу, когда контрастное вещество уже умеренно контрастирует брюшную аорту и чревный ствол, изменений плотности очагового образования печени (ООП) нет. Другими словами, эмпирически подобранная временная задержка может быть неэффективной.

ООП становится гиперденсным в позднюю артериальную фазу (б). То, что это поздняя артериальная фаза, можно понять по интенсивному контрастированию кортикального слоя почек. ООП остается умеренно гиперденсным и в портальную (портально-венозную) фазу (в). Оно изоденсно паренхиме печени в отсроченную фазу контрастного усиления (г).

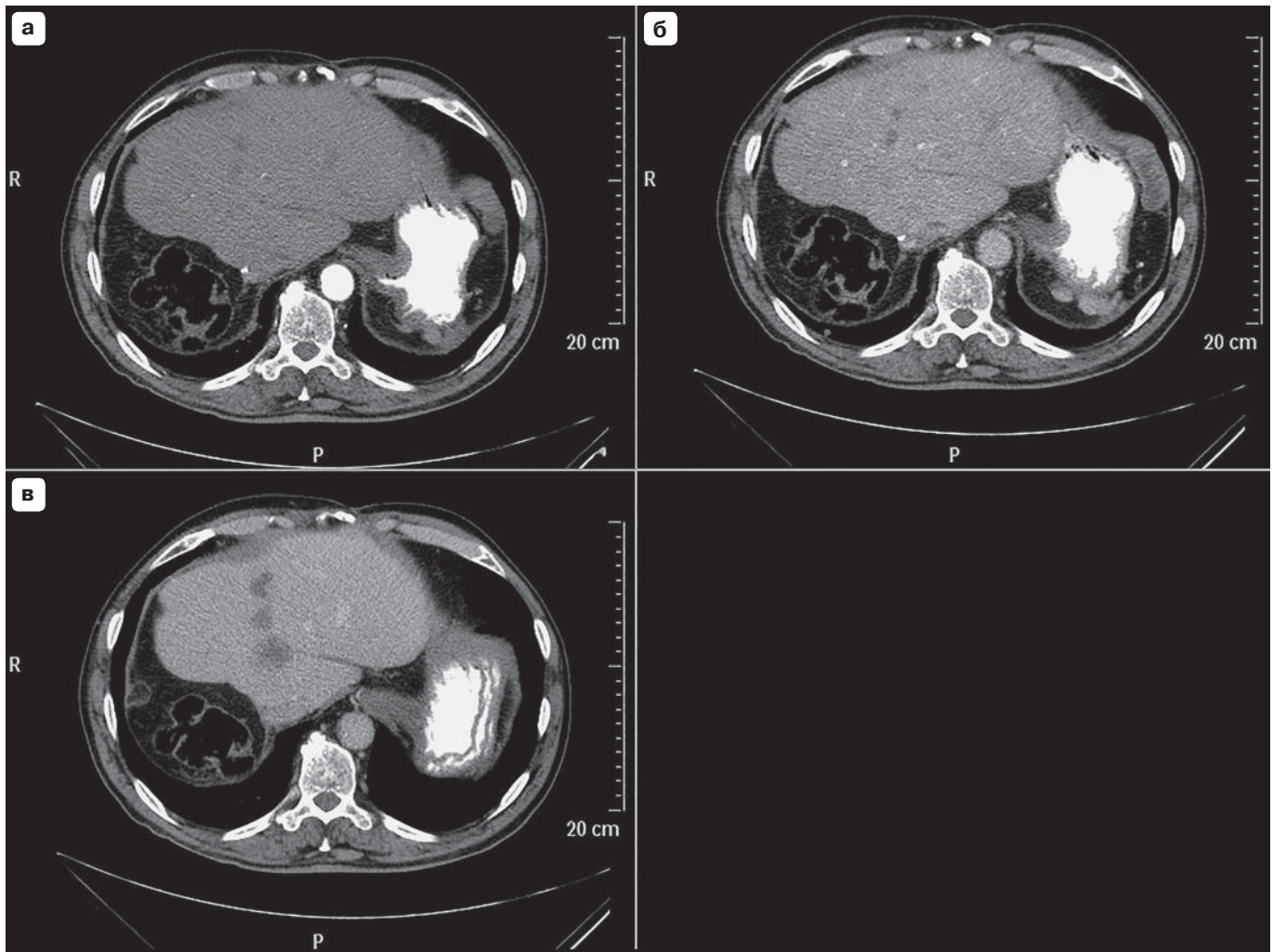


Рис. 1.2. МСКТ-исследование печени с болюсным контрастным усилением: метастазы ректального рака.

В резецированной печени в артериальную фазу (**а**) видно несколько гиподенсных очаговых образований. Одно из них – это ветвь печеночной вены, так как она становится гиперденсной структурой в отсроченную фазу. В венную фазу (**б**) также диагностической информации недостаточно. Размеры, форма и очертания метастазов лучше видны в отсроченную фазу контрастного усиления (**в**).

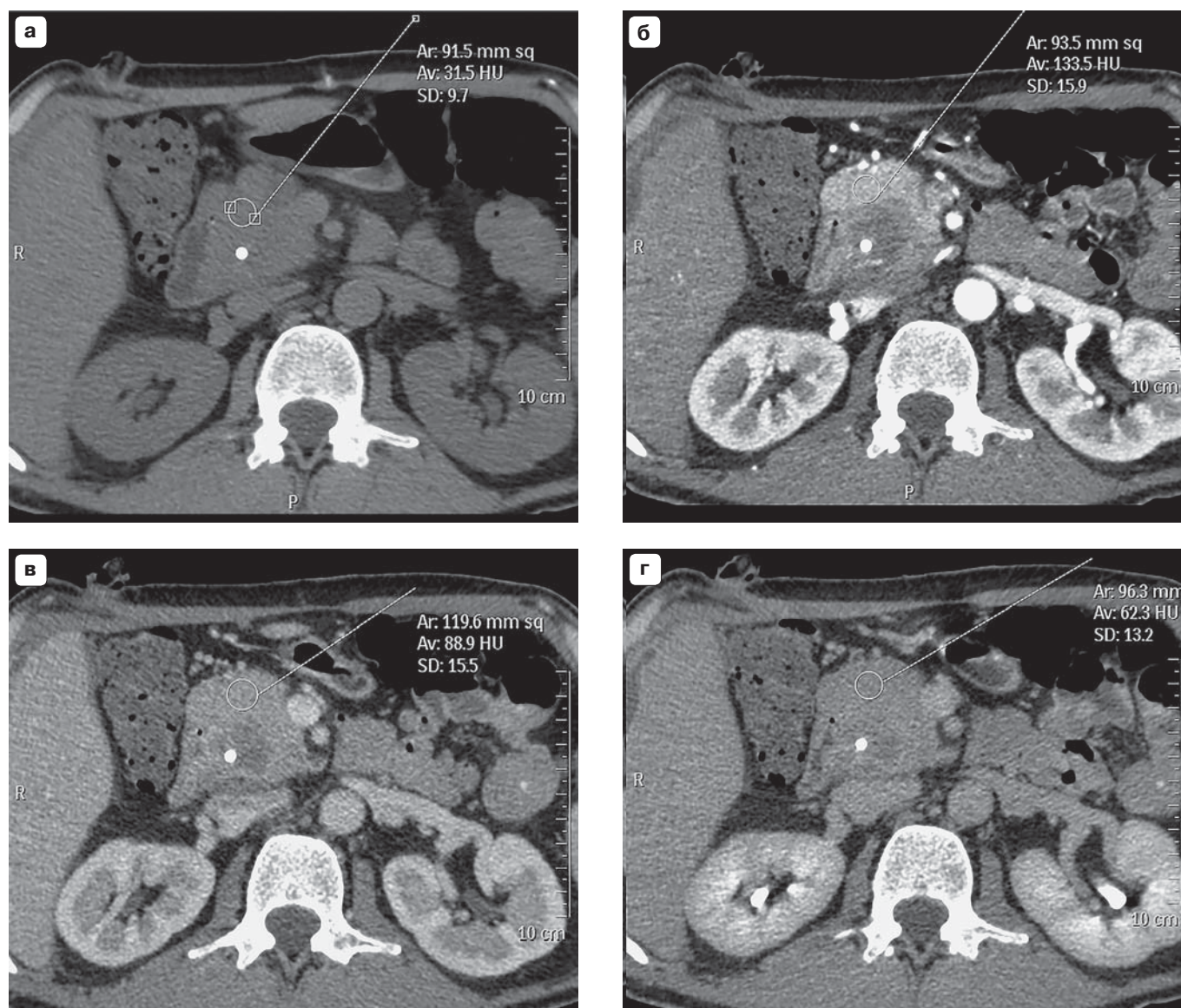


Рис. 1.3. МСКТ. Динамическое исследование поджелудочной железы: аденокарцинома головки поджелудочной железы.

Опухоль головки поджелудочной железы (а) имеет ту же плотность, что и паренхима поджелудочной железы. Видна дренажная трубка в проекции общего желчного протока. Отмечается повышение плотности паренхимы железы в артериальную фазу (б), а опухоль на таком фоне видна как гиподенсное образование. В венозную фазу (в) плотность паренхимы железы снижается, плотность опухоли умеренно повысилась, но опухоль по-прежнему остается гиподенсным образованием. В отсроченную фазу (г) граница между краем опухоли и паренхимой железы видна плохо, поскольку опухоль накапливает контрастное вещество. Накопление контрастного вещества опухолью именно в отсроченную фазу имеет свое морфологическое объяснение – депонирование контрастного вещества в синусоидах соединительной ткани при десмопластической реакции в опухоли.

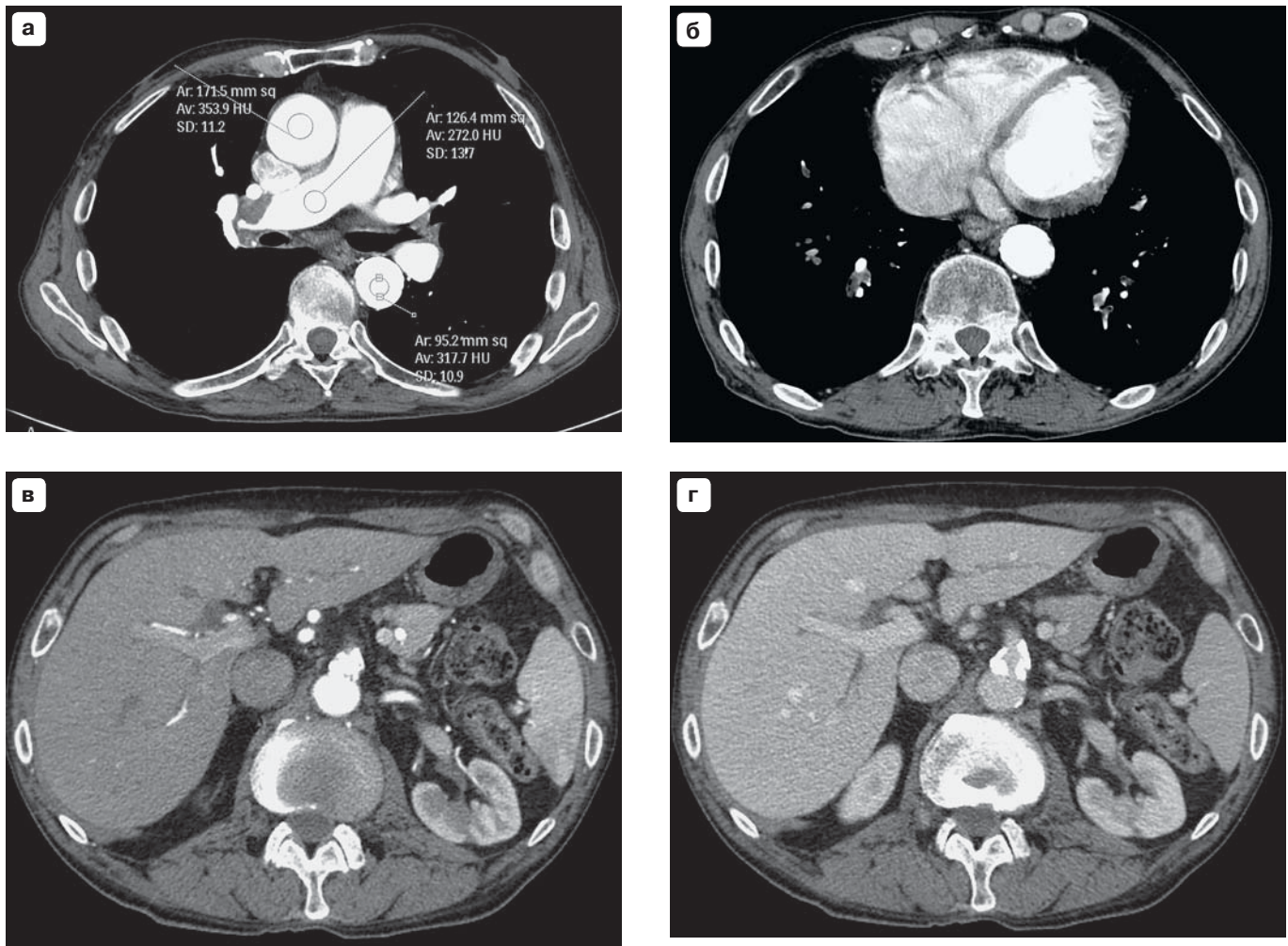


Рис. 1.4. Эмболия легочной артерии.

Пациенту 69 лет было выполнено МСКТ-исследование с внутривенным болюсным введением 90 мл неионного контрастного вещества в концентрации 350 мг/мл со скоростью 4 мл/с. Вслед за контрастным веществом введено 50 мл солевого раствора («солевого преследователя болюса») с той же скоростью 4 мл/с. Локатор был помещен на 2 см каудальнее бифуркации трахеи. Сканирование проведено в краниокаудальном направлении от уровня шеи до уровня гребней подвздошных костей. Пороговая плотность (110 ед.Н) была достигнута на 24-й секунде от старта болюсной инъекции. На 37-й секунде на фоне высокой плотности контрастного вещества в просвете ствола легочной артерии и ее сегментарных ветвей были выявлены признаки тромбоза эмболии легочной артерии (ТЭЛА) – темные эмболы неправильной формы в центральных и периферических ветвях (а, б). На 41-й секунде значения плотности аорты и воротной вены были 333 и 86 ед.Н соответственно (в). На 62-й секунде плотность этих сосудов была 144 и 142 ед.Н соответственно. В абдоминальном окне на изображении фазы воротной вены хорошо виден массивный кальциноз и стеноз чревного ствола. Это сопутствующая патология по отношению к ТЭЛА (г). Естественно, она была бы визуализирована в любую фазу исследования, если изменить центр и ширину оптического окна, то есть изучить изображение чревного ствола в «костном окне».

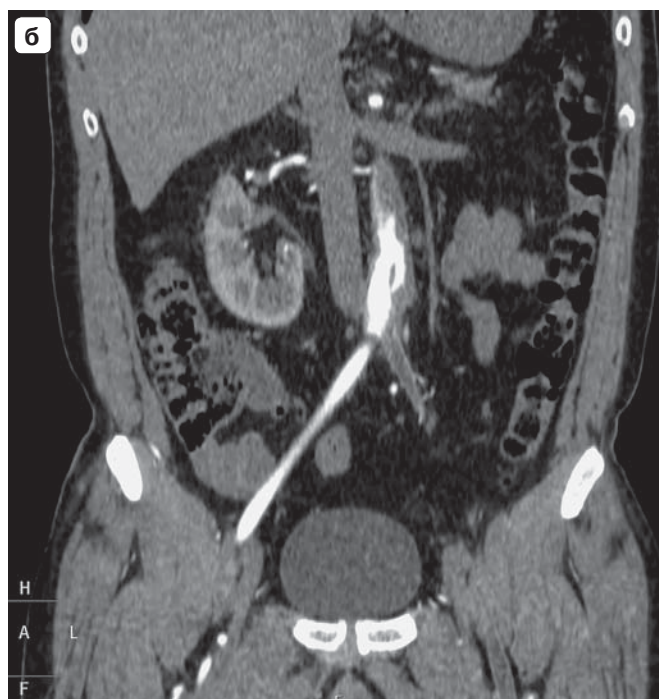
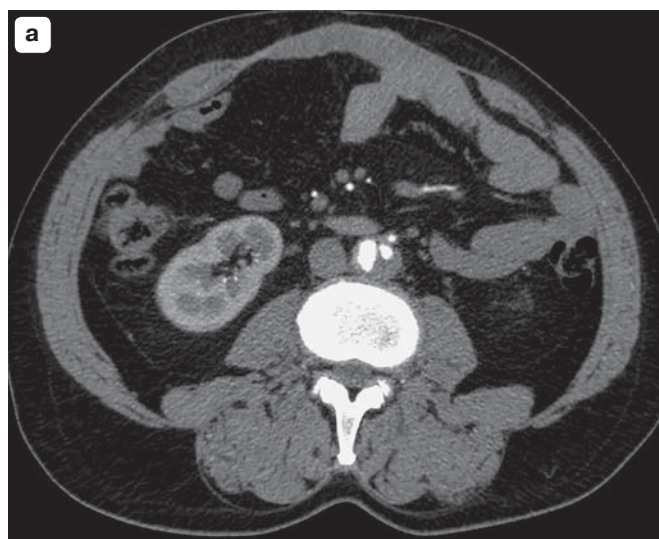


Рис. 1.5. Надрыв интимы брюшной аорты.
Аксиальный срез (а) менее информативен. Надрыв лучше виден во фронтальной плоскости (б).

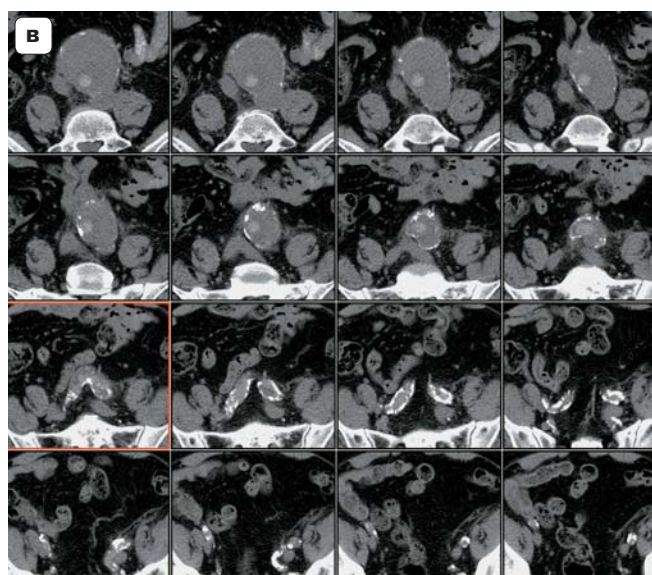
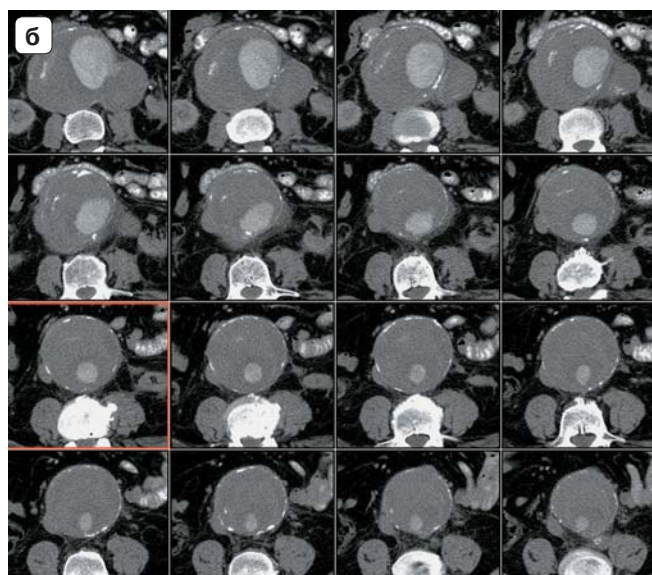
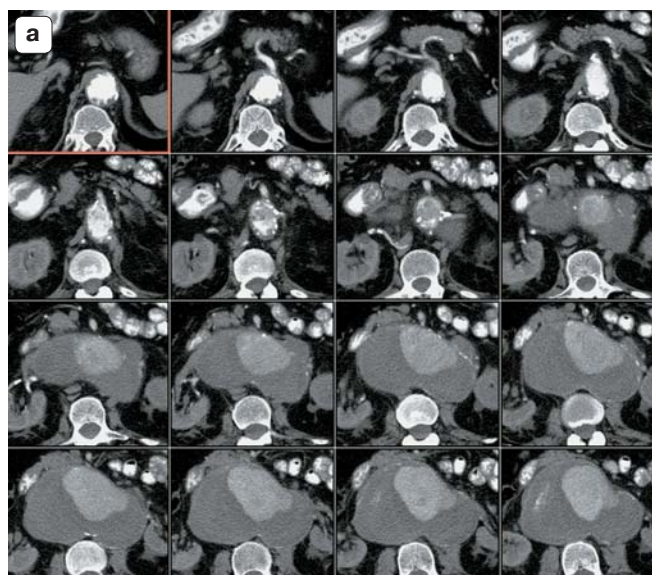


Рис. 1.6. Разрыв аневризмы брюшной аорты.

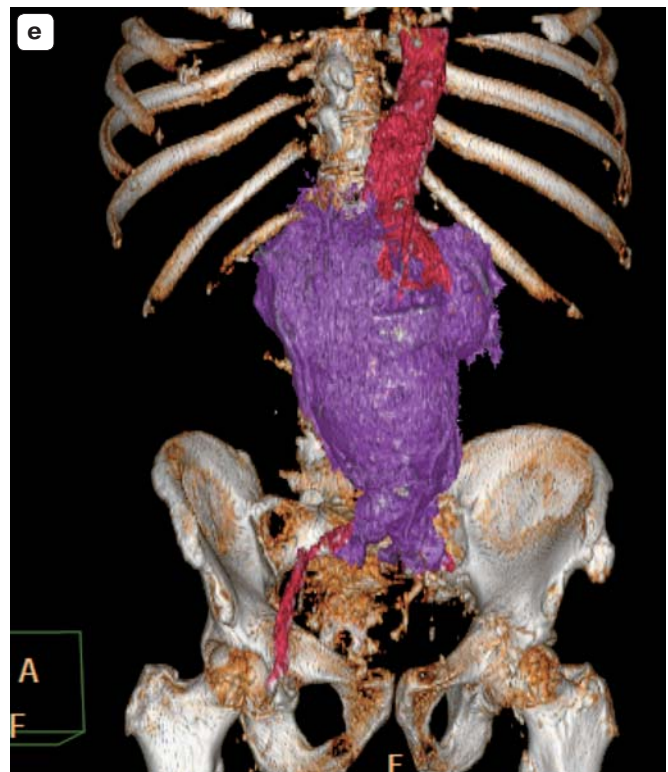
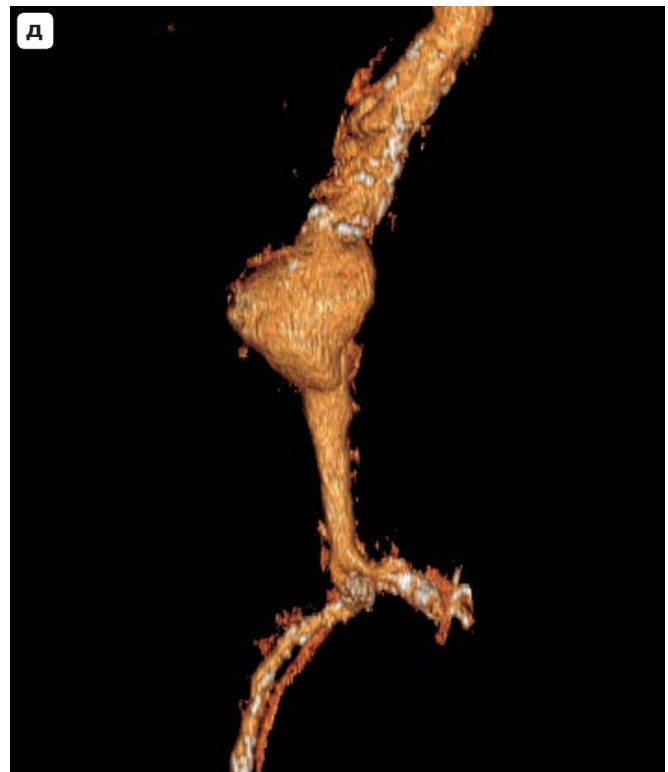
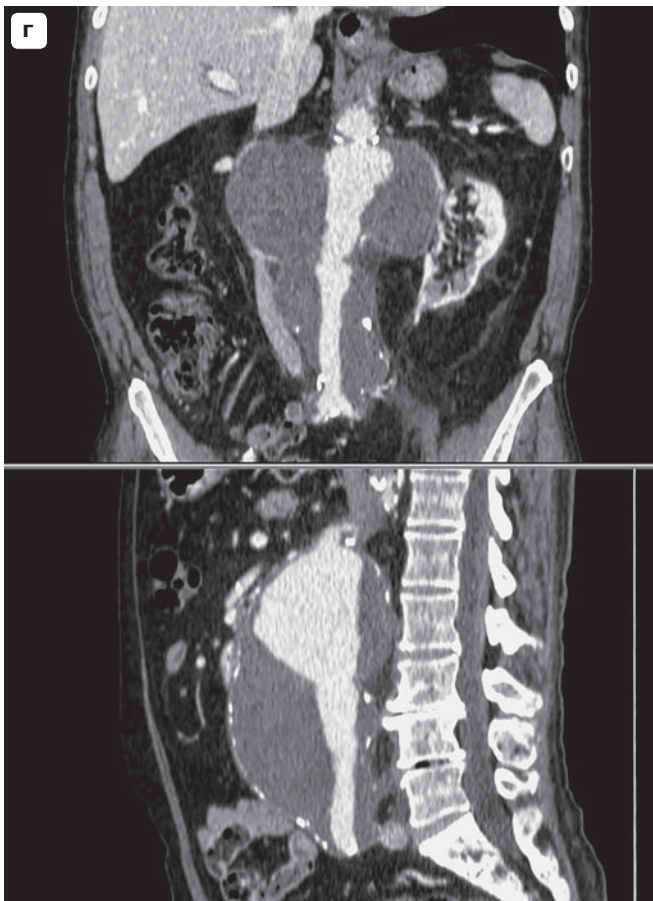


Рис. 1.6 (окончание). Разрыв аневризмы брюшной аорты.

На серии сканов (а–в) видна аневризма инфраренального отдела брюшной аорты. В результате ее разрыва образовалась гематома с массивным тромбозом (г). 3D-реконструкция контрастированного просвета аорты (д). Комбинированная 3D-реконструкция скелета, аорты и разрыва аневризмы (е).

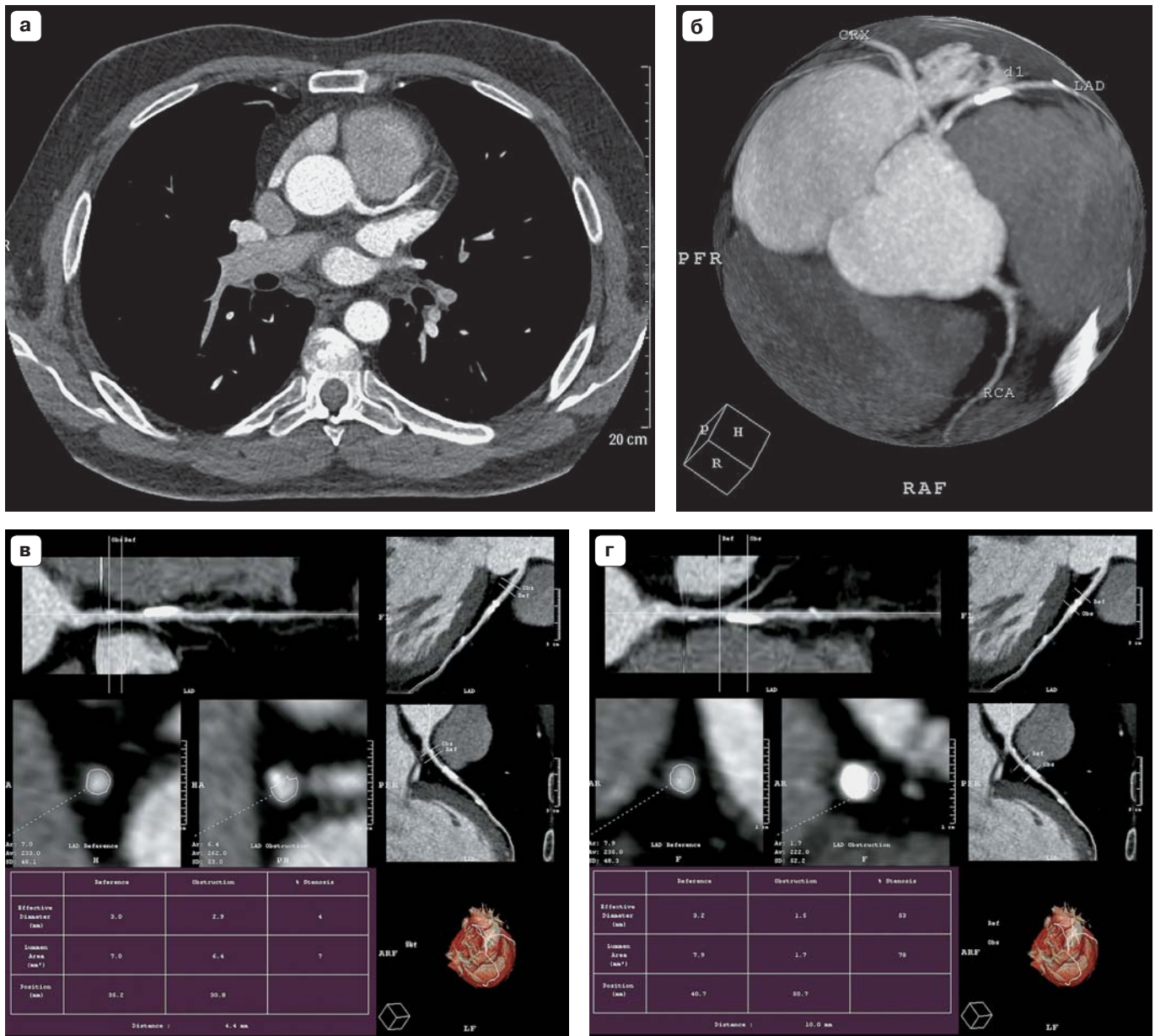


Рис. 1.7. МСКТ-коронарография.

Болюсное контрастное усиление при исследовании с ЭКГ-синхронизацией позволяет получить данные (а, б) для оценки характеристик стенозов коронарных артерий (в, г).

Реконструированное изображение будет не убедительным или лишено какого-либо диагностического смысла, если в процессе исследования активным способом не изменить оптическую плотность пикселей, отражающих изображение таких анатомических структур, как сосуды и паренхиматозные органы, то есть не выполнить болюсное контрастное усиление изображения.

Возможно, в будущем будут использоваться и другие принципы оценки денситометрических параметров в нативную фазу КТ-исследования (первыми «ласточками» такого процесса являются технологии «вычитаний» при двухэнергетическом методе получения КТ-изображения).

Однако в настоящее время дать «морфологическую» характеристику исследуемых структур возможно лишь при наличии изменений их оптической плотности, а плотность тканей и структур изменяется на изображениях динамического сканирования лишь при наличии контрастного вещества в крупных кровеносных сосудах или живых тканях.

Следовательно, основной задачей КТ с контрастным усилением является изменение градиента плотности между пикселями, отражающими изображение патологического процесса, и пикселями, на основе которых строится изображение окружающих неизмененных тканей в определенный промежуток времени от начала введения контрастного вещества или, другими словами, в фазу контрастного усиления, соответствующую этому временному интервалу.

Таким образом, качество КТ-изображения и эффективность такой лучевой диагностики находятся в прямой зависимости от факторов физиологии кровообращения и от наших знаний (представлений) о том временном моменте, когда «контрастная метка» – молекулы контрастного вещества, способные поглотить или ослабить рентгеновское излучение, достигнет поперечной плоскости в теле пациента, на уровне которой в данный момент проводится аксиальное сканирование.

Естественно, что чем больше таких молекул контрастного вещества появится в заданной плоскости (например, в плоскости сечения сосуда) в заданный интервал времени, тем более яркой получится «картинка».

Понятно, что названия фаз контрастного усиления (артериальная, венозная, отсроченная) отражают лишь суть изменений, происходящих в диагностической «картине». *Название фаз контрастного усиления, как и их количество, может быть различным.*

Все зависит от скорости введения контрастного вещества и объема циркулирующей контрастированной крови в исследуемых органах или тканях и диагностической необходимости фиксации на томографических изображениях особенностей циркуляции контрастированной крови – то есть повторного сканирования исследуемой зоны (другими словами, выполнения очередной фазы контрастного усиления) в осуществляемом диагностическом исследовании.

Большое количество диагностических изображений, полученных в различные фазы контрастного усиления, облегчает понимание эволюции контрастного усиления. В целом же диагностическая информация будет более точной.

Тем не менее *целесообразность увеличения количества фаз контрастного усиления ради повышения качества и достоверности объема диагностической информации остается важнейшей проблемой, поскольку непосредственно с увеличением количества повторных сканирований (фаз исследования) растет лучевая нагрузка на пациента.* Очевидно, что чем более детальной будет диагностическая информация о процессах перемещения контрастных веществ в сосудах, органах и патологических тканях (а это, как идеал – перфузионное исследование длительностью

вплоть до выделительной фазы), тем особенно «жестким» и небезопасным для пациента будет такое рентгенологическое обследование.

Перфузионная КТ (а ее прототипом уже с 1980-х годов была динамическая КТ) по своей сути отражает стремление иметь максимальный объем диагностической информации по физиологии кровообращения в паренхиме органов. Все зависит от параметров сканирования – насколько часто томограф обеспечивает техническую возможность выполнить томографию, с какой силой тока и напряжением на трубке обеспечиваются параметры получения данных для последующей реконструкции изображения, чтобы не потерять информативность получаемой серии контрастированных изображений.

Уже сейчас возможно получение диагностической информации о процессах, происходящих в заданном техническими параметрами томографа (4–16 см) анатомическом сегменте тела или головы пациента (рис. 1.8–1.10).

Очевидно, что в перфузионных исследованиях качество диагностического изображения принесится в жертву во имя снижения дозы облучения пациента. И это оправдано, так как *цель перфузионной КТ – получение «функциональной», а не «морфологической» информации.*

Во всех остальных случаях целью КТ-исследования является именно качество диагностических изображений, на основе которых и осуществляют диагностику и дифференциальную диагностику.

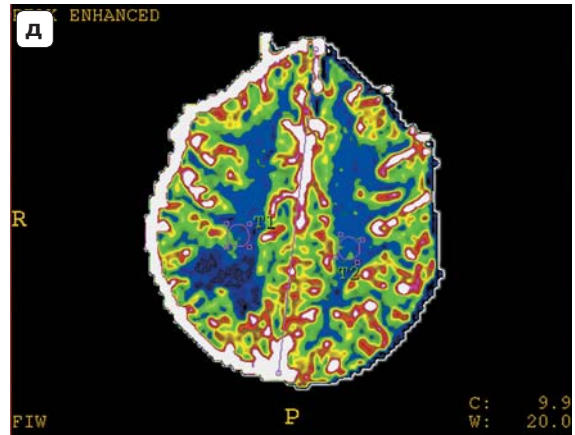
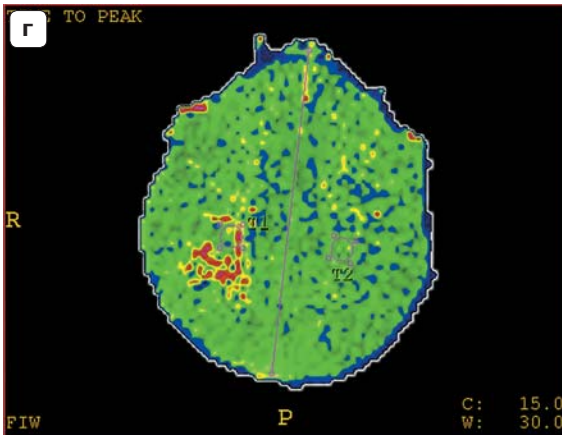
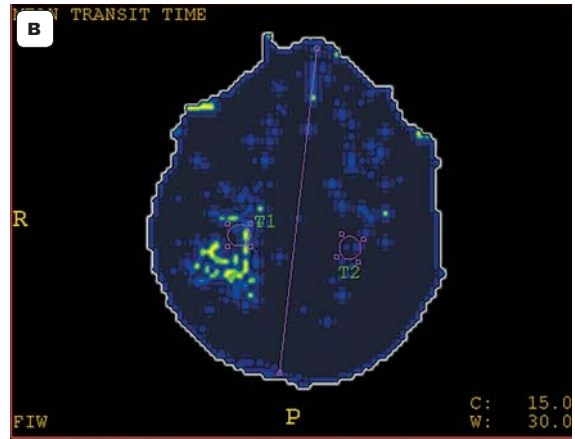
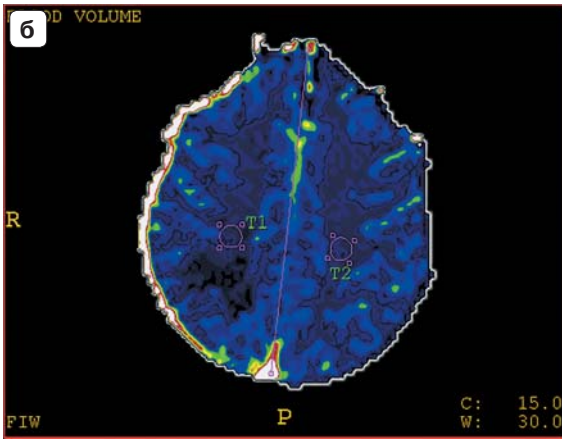
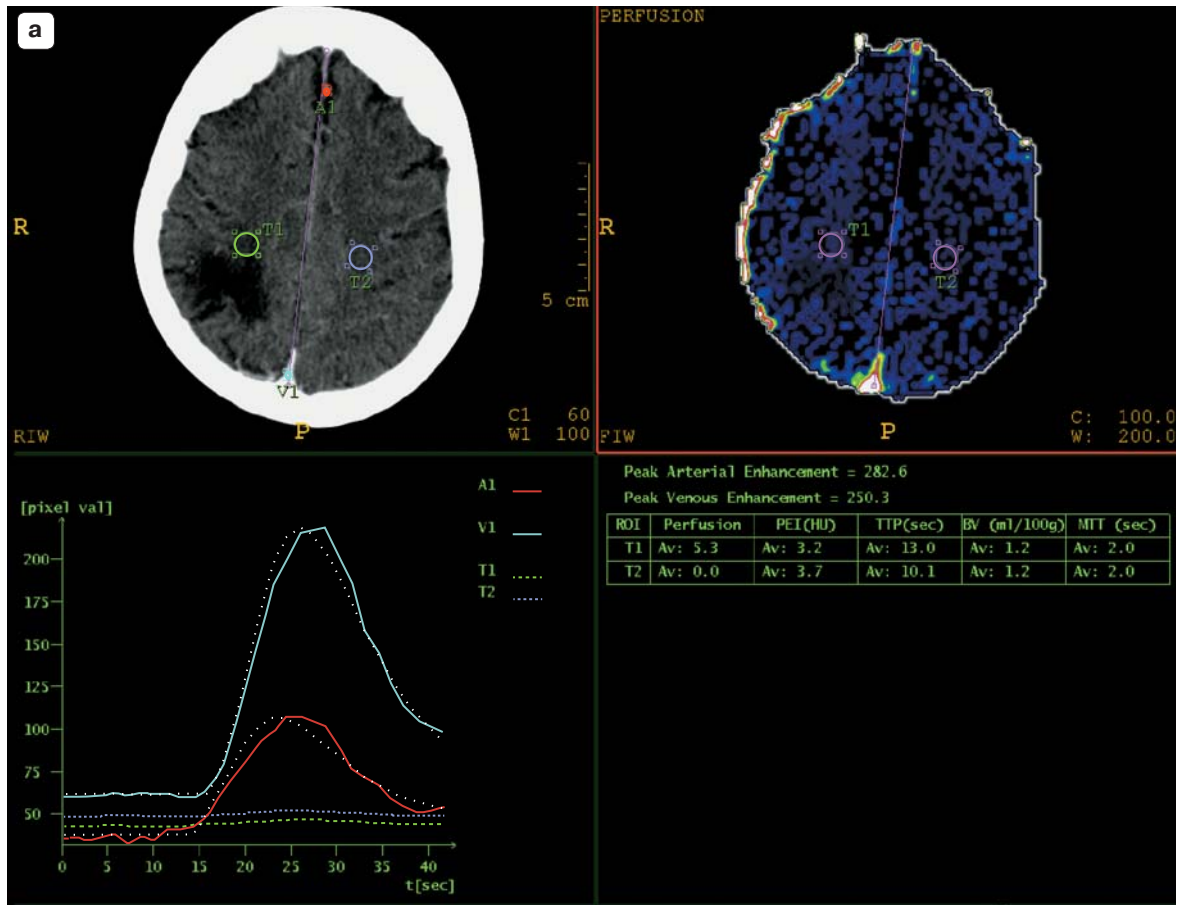
Процесс анализа данных и написание отчета о КТ (или, как всем привычнее, протокола КТ-исследования) чем-то напоминает процесс угадывания слов в кроссворде. Фазы контрастного усиления в таком диагностическом «кроссворде» играют роль ключевых букв, которые в истинном кроссворде облегчают процесс «угадывания» слова, а в диагностическом процессе, соответственно, облегчают правильную диагностику.

Закономерно, что существует обратная зависимость между стремлением использовать для диагностики информацию, полученную в результате изучения изображений нескольких фаз контрастного усиления, и желанием сделать диагностику очень эффективной, осуществить полноценное обследование, но с минимальной дозовой нагрузкой на пациента.

Другими словами, *фазы контрастного усиления должны быть настолько эффективными, безупречными с позиций технического исполнения, чтобы по серии нескольких статичных КТ-изображений можно было бы составить представление о процессах перемещения контрастного вещества по кровеносному руслу, тканям органов и патологическим образованиям в них и решить, какие изменения характеристик «свечения» пикселей КТ-изображения отражают норму, а какие – патологические процессы.*

Рис. 1.8. Перфузия головного мозга.

Если использовать серию изображений при быстром сканировании, полученных без перемещения стола в момент внутривенной инъекции болюса контрастного вещества (в данном исследовании 50 мл контрастного вещества в концентрации 350 мг/мл введено со скоростью 4 мл/с с последующей инъекцией 50 мл болюса физиологического раствора, также введенного со скоростью 4 мл/с), то можно получить аксиальные цветковые изображения, отражающие карту общей перфузии (**а**), церебральный объем крови, характеризующий объем крови, протекающий через единицу объема мозговой ткани (**б**), разницу во времени между притоком артериальной крови и оттоком венозной (среднее время прохождения) (**в**), а также время между началом инъекции контрастного вещества и пиком контрастного усиления – «время до пика» (**г**) и карту пикового контрастного усиления (**д**).



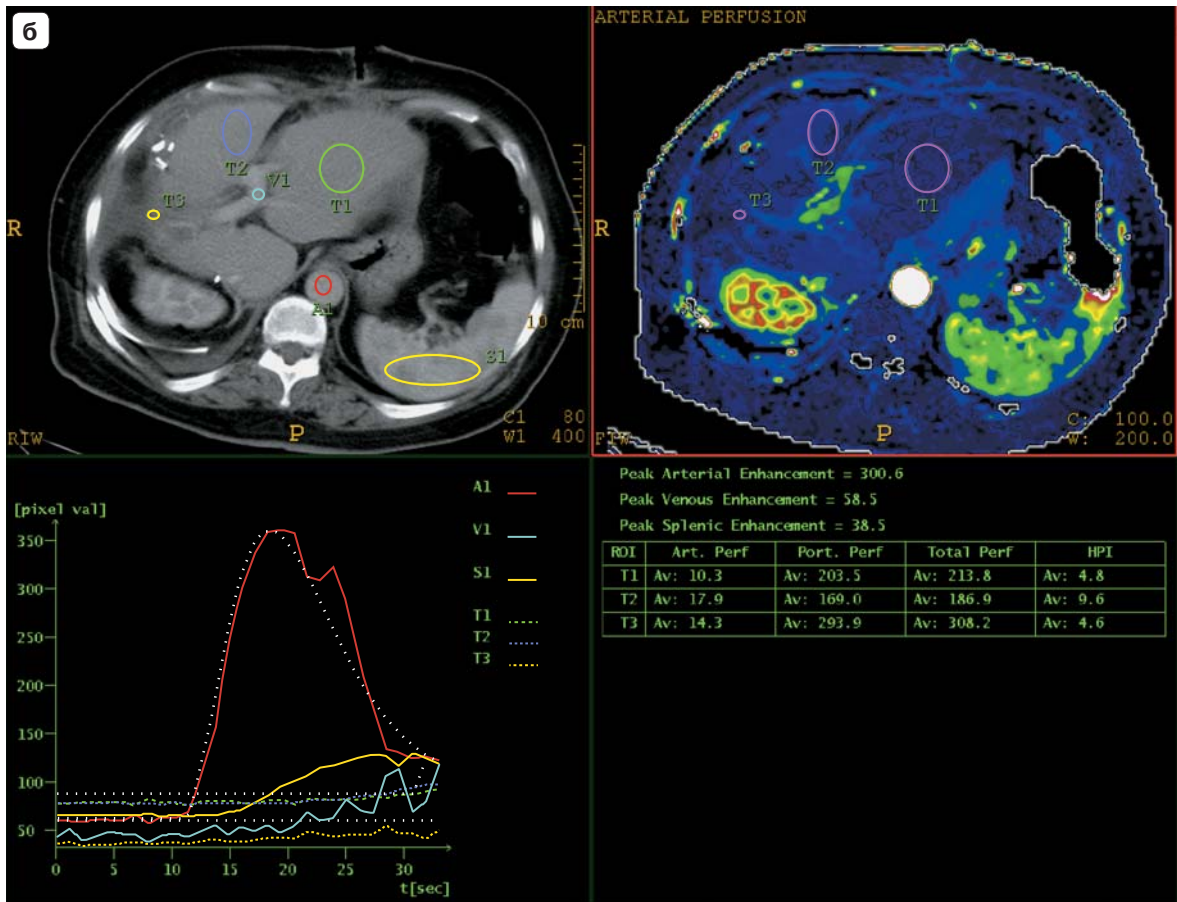
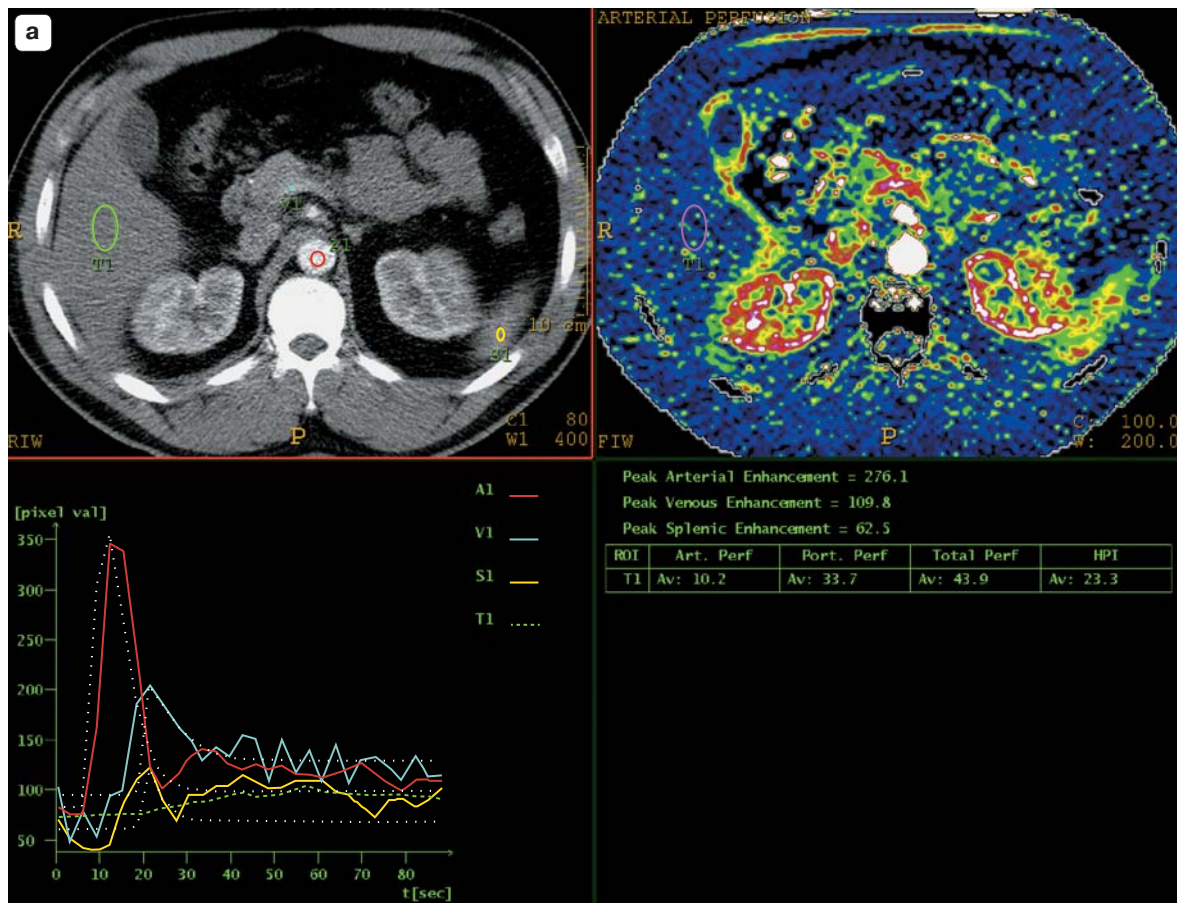


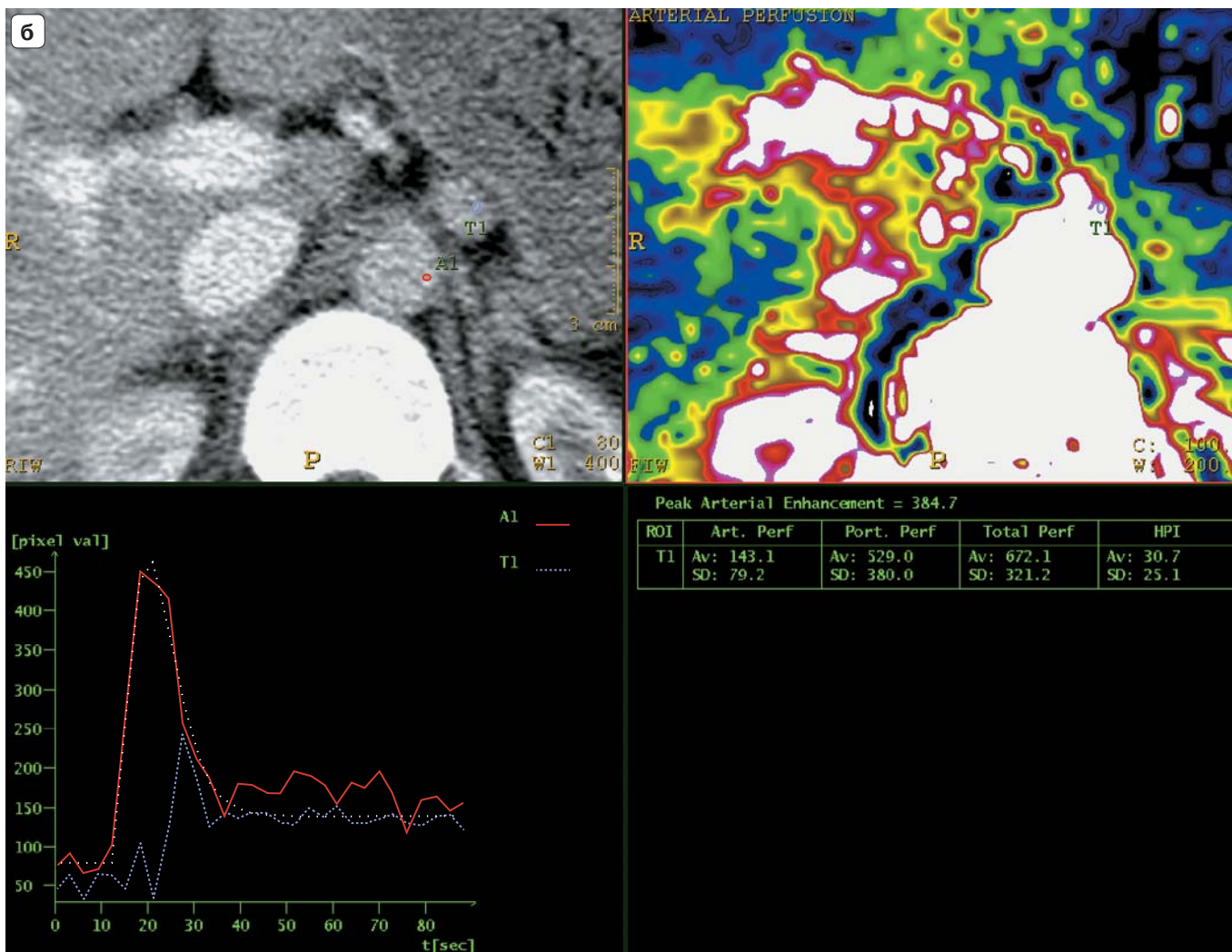
Рис. 1.9. Перфузия органов брюшной полости.

В отличие от обследования головного мозга для оценки МСКТ-перфузии органов брюшной полости (а, б), особенно у больных в раннем послеоперационном периоде, получение серии изображений на одном уровне иногда затруднено. Это обусловлено проблемами с задержкой дыхания. Тем не менее такие исследования имеют важное значение для оценки ишемии тканей и динамики контрастного усиления опухолей, например на фоне проводимой химиотерапии.



Рис. 1.10. МСКТ-перфузия органов брюшной полости. Инсулинома поджелудочной железы.

Между аортой и задней стенкой желудка визуализируется гиперденное образование (а), которое является инсулиномой тела поджелудочной железы. Такая нейроэндокринная опухоль поджелудочной железы имеет те же характеристики контрастного усиления, что и аорта (б).



Очевидно, что максимальный объем информации о динамике плотности любого сосуда, например аорты, можно достичь несколькими способами.

Первый способ – необходимо заполнить весь объем аорты контрастным средством и отсканировать его (перемещение от стартового уровня в каудальном или краниальном направлении). В этом случае можно быть всегда уверенным в том, что КТ-изображение является «идеальным», поскольку сосуд контрастирован настолько это возможно, а характер контрастирования просвета однороден.

На практике это означало бы, что для диагностики необходимо использовать объем контрастного вещества, равный объему аорты. Но в связи с постоянным оттоком из аорты крови, в которой уже находится болюс контрастного вещества, и при одновременном постоянном притоке в него нового объема крови объем контрастного вещества должен быть намного больше, чем объем аорты.

Это всего лишь теоретическое предположение. На самом деле такого стабильного улучшения контрастности просвета аорты можно достичь с помощью специальной методики внутрисосудистого введения контрастного вещества, достигая в крови его «пула» или «болюса».

Все вышесказанное относится к водорастворимым рентгеноконтрастным веществам, которые многие десятилетия применяются и, скорее всего, будут применяться в диагностической практике. Все стремления создать пул-болюс обусловлены лишь одним обстоятельством – молекулы таких контрастных веществ достаточно малого диаметра и легко «проскакивают» сквозь стенки сосудов, в которых они в данный момент находятся. Поэтому и приходится «проталкивать» их по кровеносному руслу быстро и фиксировать этапы такого быстрого перемещения в виде изображений в «определенные» фазы контрастного усиления.

Тем не менее в истории развития рентгенологии был период, когда исследования нового рентгеноконтрастного средства практически дошли до фазы клинических испытаний. Речь о димерном контрастном веществе, молекулы которого специальным образом «вмуровывались» в безопасные для организма липидные «носители». Такой комплекс мог часами находиться в кровеносном русле, обеспечивая высокую контрастность сосудов, например для КТ-ангиографии. После захвата липидно-контрастного комплекса купферовскими клетками было возможным также получить информацию о местах отсутствия купферовских клеток. То есть такой комплекс можно было также использовать для целей диагностики метастазов [Spinazzi A. et al., 2000; Idee J.M. et al., 2001; Leike J.U. et al., 2001; Kao C.Y. et al., 2003]. Тем не менее сама технология приготовления таких контрастных веществ и их высокая нестабильность *ex vivo* и *in vivo* не привели к желаемому результату. В мировой литературе подобных публикаций больше нет. Всем исследователям сосудистого русла и очаговой патологии в органах и тканях остается уповать лишь на одно – на болюс неионных внеклеточных контрастных веществ, получаемый при автоматическом введении в сосуд контрастного вещества с заданной скоростью и с заданным давлением.

К тому же разработка так называемых магнитно-резонансных контрастных веществ кровеносного русла (также впоследствии исчезнувших) и печеночно-специфических магнитно-резонансных контрастных препаратов окончательно «похоронила» перспективы клинического применения рентгеновских контрастных веществ кровеносного русла [Taske J. et al., 1997; Weishaupt D. et al., 2000].

Итак, задача любого диагноста состоит в том, чтобы найти оптимальное временное диагностическое окно для фиксации прохождения

болюса контрастного вещества по сосудам, правильно с максимальной диагностической эффективностью использовать введенную дозу контрастного вещества, которая к тому же должна быть безопасной для пациента.

Таким образом, ни для КТ-ангиографии, ни для артериальной фазы динамического контрастного усиления *тотальное заполнение артериальных сосудов с помощью контрастных веществ не только не является необходимым, но и опасным, и абсурдным.*

Болюс контрастного вещества – это высококонцентрированный «сгусток» контрастного вещества, который, перемещаясь по кровеносному руслу, все время теряет как свой объем, так и свою концентрацию. Но именно благодаря технологии быстрого сканирования современная МСКТ с болюсным контрастным усилением и стала таким важным диагностическим методом.

Возможное влияние контрастного вещества на эпителий почечных клубочков и канальцев при его экскреции почками долгое время лежало в основе концепции нефротоксичности контрастных веществ. *Потенциальное нефротоксическое воздействие контрастных веществ являлось одним из факторов, ограничивающих использование больших доз препаратов [Morcos S.K., El Nahas A.M., 1998; Morcos S.K. et al., 1999; Skotland T., Grant D., 2006].*

Таким образом, *доза контрастного вещества, используемая для обследования, должна быть достаточной для диагностики, но при этом оказывать минимальное влияние на функцию почек. В то же время следует помнить, что рентгенологи редко когда при МСКТ используют дозы контрастного вещества, превышающие объем 95 мл, даже в наивысшей концентрации 400 мг/мл.*

Другими словами, *диагностическая доза контрастного вещества, а фактически его объем, должна быть сжата в магистральных сосудах так, чтобы в определенном месте и в заданное время для диагностических целей в зоне сканирования еще сохранилось максимальное количество молекул контрастного вещества, обеспечивающих в конечном счете изменение оптических характеристик диагностического изображения.*

Следовательно, *повышение контрастности совокупности пикселей, а фактически изображения патологического «объекта», обусловлено допоставкой в заданную аксиальную плоскость в теле пациента в течение заданного времени заранее рассчитанного количества (дозы) контрастного вещества.*

Очевидно, что чем быстрее доза контрастного вещества будет вводиться в кровеносные сосуды, тем больше шансов, что такой контрастный болюс в течение правильно рассчитанного времени будет «работать» для получения первичных данных, используемых для построения в последующем контрастированного изображения.

Такое внешнее воздействие (введение контрастного вещества в кровеносные сосуды) должно быть очень активными. *Потеря времени в таком процессе означает лишь одно – потерю диагностических данных и, как отрицательный результат, абсолютно неоправданную дополнительную нагрузку на выделительную систему почек.*

Введение контрастного вещества с использованием метода «вручную», даже если верить, что квалифицированный специалист способен проводить подобные инъекции быстро (все же раствор контрастного вещества более вязкий, чем привычные медперсоналу инъекционные растворы), подобная «технология» не позволяет стандартизировать полученные данные. А это важно при повторном введении контрастного вещества тому же пациенту, так как при таком «подходе» фактически невозможно

точно повторить параметры предыдущего протокола исследования. Проблема становится еще более актуальной, когда необходимо стандартизировать исследования и оценить их результаты в большой группе пациентов.

Повторяемость протокола исследования и воспроизводство результата возможны только при строгом соблюдении всех этапов диагностического процесса.

Увеличение скорости сбора информации (быстрое сканирование и обработка данных при МСКТ) означает расширение диапазона диагностических возможностей, которые напрямую связаны с оценкой динамики прохождения контрастного вещества через плоскости тела пациента, выбранные лучевым диагностом для исследования. Быстрое сканирование еще более расширило спектр диагностических возможностей, основанных на управлении процессом введения контрастного вещества. Поэтому диагностический процесс еще больше, чем ранее, зависит от знания характеристик вводимой дозы контрастного вещества или, другими словами, параметров болюса контраста.

Конечно, стандартизацию таких параметров могут обеспечить лишь автоматические «умные» системы для инъекции. *Чем большим количеством функций оснащен современный инжектор, тем большее количество параметров для оптимизации протоколов введения контрастного вещества с его помощью можно модифицировать.*

Другими словами, системы доставки контрастного вещества являются важнейшим компонентом процесса сбора диагностической информации наряду с современными системами МСКТ.

СПИСОК РЕКОМЕНДУЕМОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

- Idee J.M., Nachman I., Port M. et al. (2002). Iodinated Contrast Media: from Non-Specific to Blood-Pool Agents. Topics in Current Chemistry. 222: 151–171.*
- Kao C.Y., Hoffman E.A., Beck K.C. et al. (2003). Long-residence-time nanoscale liposomal iohexol for X-ray-based blood pool imaging. Acad Radiol. 10 (5): 475–483.*
- Leike J.U., Sachse A., Rupp K. (2001). Characterization of continuously extruded iopromide-carrying liposomes for computed tomography blood-pool imaging. Invest Radiol. 36 (6): 303–308.*
- Morcos S.K., El Nahas A.M. (1998). Advances in the understanding of the nephrotoxicity of radiocontrast media. Nephron. 78 (3): 249–252.*
- Morcos S.K., Thomsen H.S., Webb J.A.W. (1999). Members of the Contrast Media Safety Committee of the European Society of Urogenital Radiology Contrast media induced nephrotoxicity: a consensus report. Eur Radiol. 9: 1602–1613.*
- Skotland T., Grant D. (2006). In Vitro Cytotoxic Effects of Iodinated Contrast Media on a Renal Tubular Cell Line. Radiology. 238: 758–760.*
- Spinazzi A., Ceriati S., Pianezzola P. et al. (2000). Safety and pharmacokinetics of a new liposomal liver-specific contrast agent for CT: results of clinical testing in nonpatient volunteers. Invest Radiol. 35 (1): 1–7.*
- Tacke J., Adam G., Clasen H. et al. (1997). J Magn Reson Imaging. 7: 678–682.*
- Weishaupt D., Rühm S.G., Binkert C.A. et al (2000). Equilibrium-Phase MR Angiography of the Aortoiliac and Renal Arteries Using a Blood Pool Contrast Agent. Am J Roentgenol. 175: 189–195.*

Раздел II

ЭВОЛЮЦИЯ СИСТЕМ ДОСТАВКИ КОНТРАСТНОГО ВЕЩЕСТВА

- *Простой инжектор*
- *Двухголовчатая инъекционная система
(двухголовчатый инжектор)*
- *Бесколбовый инжектор*

Быстро вводить рентгеноконтрастные вещества в кровеносные сосуды можно или «вручную», или с помощью специальных устройств.

Много лет назад клиническая необходимость признания ангиографии в качестве новой субспециальности в рентгенологии была обусловлена в том числе и тем, что были разработаны, а затем и совершенствованы специальные механические конструкции для быстрого введения контрастного вещества в сосуды. Первые сосудистые инжекторы были полностью механическими.

Вскоре технический прогресс коснулся и этой отрасли медицинской науки и практики – появилась автоматические инжекторы.

Вследствие разработки таких устройств во время ангиографии стали применяться специальные протоколы введения контрастного вещества. Многие годы такие «инструменты» удовлетворяли потребности рентгенологов.

И даже появление новой субспециальности рентгенологии – компьютерной томографии, не вызвало потребности в разработке новых типов инжекторов, так как в то время КТ-сканирование осуществлялось медленно, и обычные ангиографические инжекторы с успехом способствовали реализации всех практических и научных задач подобных КТ-исследований с контрастным усилением.

И лишь через некоторое время появились инжекторы двойного назначения, которые можно было использовать как для ангиографии, так и для КТ.

Тем не менее временные параметры и принципы сбора, обработки диагностической информации и построения изображений при этих методах различаются. Это потребовало осмысления идеологии создания специальных систем доставки контрастных веществ, используемых только при КТ.

Следует также напомнить, что если болюс контрастного вещества при ангиографии вводится в артериальное русло непосредственно, то при КТ такой болюс «должен» пройти малый круг кровообращения, а это значит, что нужно обеспечить «неразрываемость» пула молекул контрастного вещества более продолжительный период времени.

II.1. ПРОСТОЙ ИНЖЕКТОР

Независимо от того, какой тип инжектора используется, рентгенолог должен помнить о личной ответственности и обеспечить безопасность проведения процедуры введения контрастного вещества и всегда быть уверенным, что шприцы и соединительные линии были надлежащим образом очищены от воздуха непосредственно перед началом инъекции.

Как и другие типы инжекторов, простые инжекторы предназначены для инъекции рентгеноконтрастного вещества в сосудистую систему пациента и позволяют контролировать скорость введения, объем введенного контрастного вещества и время, которое необходимо для достижения контрастного усиления. В таких инжекторах давление, с которым осуществляется инъекция, запрограммировано. Скорость введения является единственным управляемым параметром. Все остальные параметры рассчитываются на основе знаний о скорости инъекции. Сама инъекционная система (простой инжектор) может располагаться в руке рентгенолога или рентгенолаборанта. При этом как бы осуществляется «механическая поддержка» инъекции вручную. Такой инжектор можно также повесить на кронштейн, удерживающий инжектор в нужном положении во время инъекции. В некоторых типах таких инжекторов используют предварительно заполненные шприцы, которые еще больше облегчают процесс инъекции.

Простой инжектор позволяет вводить необходимый объем контрастного вещества с широким диапазоном скоростей – от 0,1 до 6,0 мл/с. Такие инжекторы имеют ограничения по объему используемых шприцев.

II.2. ДВУХГОЛОВЧАТАЯ ИНЪЕКЦИОННАЯ СИСТЕМА (ДВУХГОЛОВЧАТЫЙ ИНЪЕКТОР)

Двухголовчатая инъекционная система – наиболее совершенная система доставки контрастного вещества. Такие инжекторы являются многофункциональными устройствами с собственным компьютером, что позволяет осуществлять многие функции, не доступные для инъекционных систем с одной головкой.

Во-первых, увеличенный объем памяти процессора обеспечивает быстрый доступ пользователя к ранее разработанным и сохраненным протоколам, которые являются оптимальными с точки зрения рентгенолога, для диагностики и дифференциальной диагностики именно этого заболевания или изучения анатомической зоны, в которой локализация подобного заболевания предполагается.

Например, в памяти компьютера двухголовчатой инъекционной системы OptiVantage DH (Liebel-Flarsheim*) может храниться 40 протоколов введения контрастного вещества. Это очень важно, так как каждый протокол включает в себя параметры 6 этапов (фаз) введения контрастного вещества или физиологического раствора, которые объединяются в различной последовательности, что и дает такое обилие возможных вариантов инъекции контрастного вещества для достижения оптимального результата контрастирования.

Во-вторых, очень важной особенностью таких инъекционных систем является возможность широкого использования солевого раствора как до момента введения контрастного вещества, так и после его завершения.

Перед основной инъекцией контрастного вещества, высокая скорость введения солевого раствора (большая, чем та, которую предполагается использовать для введения контрастного вещества) позволяет убедиться, что катетер правильно расположен в вене и надежно в ней фиксирован. А «капельное» поступление в вену небольшого объема солевого раствора в течение нескольких минут перед началом основного протокола введения контрастного вещества позволяет предотвратить возможные проявления работы системы свертывания крови – ее тромбирование в катетере.

Конечно, в двухголовчатой системе доставки контрастного вещества может быть проведено отключение одной из головок в случае ее поломки или отсутствия необходимости введения солевого преследователя болюса. Такая возможность – одно из дополнительных подтверждений «живучести» подобных систем, так как назначение шприцев А и В не детерминировано, и при необходимости первым может стартовать шприц В. Кроме того, последовательная работа также не детерминирована – имеется специальное программное обеспечение, позволяющее запускать шприцы одновременно или с определенной задержкой одного из них. В литературе такая технология получила название сплит-болюс. Ее клиническое значение изучается, судя по отдельным публикациям. Но уже сейчас можно сказать, что основное достоинство такого протокола введения контрастного вещества – это размывание гиперконтрастного хвоста болюса в кубитальной вене, когда он дает выраженные артефакты при построении объемных изображений правого предсердия.

* • Liebel-Flarsheim Company LLC. Made in USA.

• Liebel-Flarsheim Company LLC, 2111 E. Galbraith Road, Cincinnati, OH 45237 USA.

• Guerbet, BP 57400, 95943 Roissy CdG Cedex, France (located at: 15 rue des Vanesses, 93420 Villepinte, France).



Рис. II.2.1. Этапы подготовки двухголовчатого инжектора для МСКТ-исследования.



Рис. II.2.2. Введение контрастного вещества с помощью двух предварительно заполненных шприцев. Заменяв шприц В на второй 125 мл преднаполненный шприц (а), можно осуществить инъекцию увеличенным объемом контрастного вещества (б). При такой конфигурации введение солевого преследователя болюса невозможно.

Рис. II.2.3. Экстравазация двух доз (!!!) контрастного вещества.

Пациентка обратилась для проведения КТ в одну из московских клиник. При этом она предъявила целый набор снимков предыдущих исследований. На одном из снимков было это изображение. Пациентка рассказала, что в одной из европейских клиник ей выполняли КТ. Не получив никакого изображения, врачи повторно ввели контрастное вещество (суммарно примерно 200 мл). Результат представлен. К счастью для пациентки, никаких отягощающих последствий не было. Контрастное вещество частично было аспирировано, остаток скопления препарата рассосался. Приведенный пример – лишнее подтверждение безопасности неионных рентгеновских контрастных веществ. Случись подобная ситуация при введении ионного контрастного вещества – результат был бы плачевнее. (Из научного архива аспиранта А.Л. Маслова).



Замена подошвы для крепления шприцев на передней поверхности головки инжектора позволяет использовать преднаполненные шприцы объемом 125 мл, что ускоряет подготовку инжектора для следующего МСКТ-исследования (рис. II.2.1).

А если установить два держателя для 125 мл преднаполненных шприцев, то можно комбинировать объемы введения и при необходимости вводить более 100-125 мл контрастного вещества, сочетая два 100 мл или 125 мл преднаполненных шприца (рис. II.2.2).

Функция инжектора «Автозаполнение» очень важна, так как можно автоматически заполнить шприц объемом 200 мл и свести к минимуму возможность попадания воздуха. Воздух практически не засасывается, если заполнять колбу с умеренной скоростью, не вызывающей турбулентных потоков.

Уместно еще раз напомнить, что не все системы доставки контрастного вещества оснащены функцией автоматической блокировки инъекции при наличии воздуха в инъекционном катетере. Выявление воздуха в катетере и остановка инъекции являются основными мерами для предотвращения воздушной эмболии.

Функция «Предел пикового давления» также является важным фактором предотвращения побочных проявлений инъекции, так как при наличии сопротивления устремленному в вену потоку контрастного вещества имеется верхняя граница «преодолевающего» давления. Поршень шприца «не станет» развивать большее давление, что позволит предотвратить разрыв вены и соответственно экстравазацию контрастного вещества (рис. II.2.3).



OptiVantage®

DUAL-HEAD CT CONTRAST DELIVERY SYSTEM

Двухшприцевый современный автоматический инжектор для введения контрастных препаратов при КТ*

Возможности двухшприцевой системы OptiVantage™

- ▶ До 6 фаз инъекций контрастного вещества, физиологического раствора или одновременных инъекций контрастного вещества и физиологического раствора
- ▶ Адаптеры для пустых и предварительно заполненных контрастом шприцев

Полностью программируемая рабочая голова

- ▶ Выбор и изменение протоколов непосредственно возле пациента
- ▶ Простой и интуитивно понятный интерфейс
- ▶ Пошаговая подготовка к инъекции предупреждает риск воздушной эмболии

Функция контроля проходимости сосудов Patency Chek

Позволяет оператору ввести тестовую инъекцию физраствора с максимальной скоростью перед введением контраста для проверки проходимости сосудов. Специалист при этом находится около пациента

Функция Timing Bolus™

Введение небольшого количества контраста с последующим введением физраствора для определения идеальной задержки сканирования и получения оптимального качества изображения

Предупреждение риска воздушной эмболии и наклон головы инжектора

Инъекция может быть выполнена только после правильной пошаговой подготовки инжектора, включающей заполнение магистралей и наклон головы инжектора

Одновременная инъекция

контраста и физраствора в необходимых для исследования пропорциях: от 10% до 90% контраста в растворе с 5% шагом программирования



Технические параметры:

Скорость потока

0,1-10,0 мл/сек

Предельное давление

50-325 psi на пике

Размеры шприцев

Пустые шприцы объемом 200 мл
Предзаполненные шприцы для инжектора объемом 100, 125 мл

Нагреватель шприцев

Поддерживает температуру 37(±3)°C

Объем введения

От 1 мл до максимального объема шприца до 200 мл

Задержка сканирования

0-600 сек

Задержка инъекции

0-600 сек

Задержка фазы

0-600 сек

Количество фаз

6

Объем памяти протоколов

40

Воспроизведение результатов проведенных инъекций
Последние 24 протокола

* КТ – компьютерная томография



Ready-Box™

контейнер для подогрева контрастных препаратов

- ▶ Эргономичный дизайн
- ▶ Облегченная алюминиевая конструкция
- ▶ Прозрачная дверца со встроенным замком
- ▶ Возможность размещения большого количества флаконов объемом от 50 до 500 мл
- ▶ Нагревательный элемент с защитой от перегрева
- ▶ Внутренний термостат



Подогревание контрастного препарата (КП) перед введением до температуры 37°C снижает вязкость*:

- ▶ Влияет на скорость распространения КП и на качество контрастирования сосудов
- ▶ Позволяет достичь более высокой скорости инъекции
- ▶ Может облегчить инъекцию и сделать ее менее дискомфортной для пациента
- ▶ Снижает риски возникновения побочных реакций



* Поляев Ю.А. и др. «Применение контрастных средств в лучевой диагностике», Москва, 2010, стр 42-44

Как в одноголовчатых, так и в двухголовчатых инъекционных системах имеются нагревательные «одеяла», которыми окутывают колбу с контрастным веществом. Считается, что такая процедура обеспечивает нагревание контрастного вещества до температуры тела пациента. На практике «одеяло» лишь поддерживает имеющуюся температуру раствора. Поэтому при любых обстоятельствах перед внутривенным введением контраста следует подогреть его до температуры тела.

Известно, что при комнатной температуре вязкость раствора контрастного вещества выше. Следовательно, повышая температуру раствора, мы снижаем его вязкость, а значит, повышаем текучесть раствора контрастного вещества, уменьшаем раздражение хеморецепторов в стенке сосуда, предотвращаем неприятные ощущения пациента, дискомфорт от процедуры обследования.

II.3. БЕСКОЛБОВЫЙ ИНЖЕКТОР

В отличие от «колбовых» инжекторов, которые автор применяет в диагностической работе с 1984 г., собственного опыта работы с бесколбовым инжектором он не имеет. Однако опрос коллег, владеющих информацией, дал следующие результаты.

Бесспорными достоинствами бесколбового инжектора являются отсутствие колб шприца и возможность использования флаконов контрастного вещества практически любого объема. При подготовке к исследованию пациента меняется лишь инфузионная система, в то время как в системах с использованием колб их замена осуществляется для проведения каждого последующего исследования.

Пользователи отмечают и некоторые ограничения в работе. Например, сложно заправлять Т-образную систему. В то же время она заправляется 1 раз в сутки для исследования всех пациентов. Бывают сбои в готовности заправленной системы. Скорее всего, срабатывает защита системы при автоматическом обнаружении пузырьков воздуха в растворе контрастного вещества. К физиологическому раствору подмешивается контрастное вещество. Перед каждым исследованием система заполняется 21 мл (фактически всегда используется 25 мл) физиологического раствора. Не подогревается контрастное вещество и не поддерживается нужная его температура (температура тела), что сказывается на вязкости и текучести раствора контрастного вещества. Очевидно, что последняя проблема легко решается, если используются специальные термостаты, в которых флаконы с контрастным веществом можно подогреть до температуры тела и поддерживать ее столь долго, сколько необходимо. Правда, если существуют временные «зазоры» между исследованиями, то контрастное вещество придется подогревать постоянно, что также причиняет свои неудобства.

Раздел III

Параметры для возможной оптимизации болюсной инъекции контрастного вещества

- *Доза контрастного вещества*
- *Концентрация контрастного вещества*
- *Объем контрастного вещества*
- *Скорость введения контрастного вещества*
- *Задержки сканирования*
- *Масса тела пациента*
- *Солевой преследователь болюса контрастного вещества*
- *Преднаполненные шприцы*
- *Направление сканирования*
- *Тип введения болюса контрастного вещества*
- *Тип контрастного вещества*

В 80-е годы прошлого века после опубликования научной статьи о КТ-исследовании египетской мумии из Эрмитажа (Санкт-Петербург) в нашем отделении КТ шутили, что мумия является лучшим из пациентов, так как ее не нужно учить правильно дышать во время процедуры.

К сожалению, не только респираторные артефакты вызывают снижение информативности КТ. Контрастные вещества, которые должны улучшить КТ-диагностику, также подвержены воздействию ряда негативных факторов.

Даже с появлением быстрых систем сканирования (МСКТ) остаются старые проблемы.

Три группы факторов оказывают влияние на диагностическую информативность КТ-исследования. Это факторы, связанные с особенностями реконструкции изображения в используемом типе сканера, с его техническими параметрами, а также с особенностями функционирования сосудистой системы пациента и влиянием на качество изображения методологии управления процессом введения рентгеноконтрастных средств в кровеносное русло пациента.

Параметрами, связанными с характеристиками сканера, управлять легко. Благодаря применению современных систем доставки контрастных средств также легко управлять процессом контрастирования, изменяя объемы контрастных веществ, скорость инъекции, а также используя контрастное вещество с различной концентрацией йода в нем.

А вот организм пациента – это ящик Пандоры. Поэтому факторы, связанные с функционированием различных органов и систем пациента, являются самыми непредсказуемыми. Естественно, что все эти факторы оказывают влияние на процесс контрастирования. Возможно, этим и объясняется обилие научных исследований и публикаций по этому вопросу. Не все факторы исследуются одинаково хорошо, однако важнейшие черты основных из них представлены в этом разделе книги и проиллюстрированы соответствующими компьютерными томограммами с описаниями.

III. 1. ДОЗА КОНТРАСТНОГО ВЕЩЕСТВА

Когда мы говорим о дозе контрастного вещества, то подразумеваем количество йода (I) (в миллиграммах), которое поглощает рентгеновские лучи или изменяет характеристики оптической плотности изучаемого пикселя, измеренные в единицах Хаунсфилда (ед.Н).

Доза контрастного средства может быть представлена в виде количества йода, вводимого пациенту в целом, а также в качестве количества йода, который вводится за секунду [Ichikawa T. et al., 2006]. Перемещаясь по кровеносному руслу, контрастное вещество проникает во все органы и ткани тела пациента.

Очевидно, что чем больше объем тела пациента, а соответственно его/ее рост и масса тела, тем меньшее количество йода достигнет в установленное время области диагностического интереса. Поэтому для достижения аналогичных значений контрастного усиления для обследования тучных пациентов необходимо использовать большую дозу контрастного вещества, чем для обследования худых пациентов или даже с нормальной массой тела (нормальным индексом массы тела – ИМТ) [Ho L.M. et al., 2007].

Давайте позволим себе определенное рассуждение. Все мы знаем о том, что водители ответственно относятся к употреблению алкоголя. Поэтому термин «доза контрастного средства» для всех нас, водителей, понять легче, если провести параллель с дозой алкоголя.

При одинаковой дозе алкоголя его уровень в крови тучного человека будет меньше, интоксикационное воздействие алкоголя на такого человека в течение исследуемого периода времени также будет меньше.

Ассоциация дозы алкоголя с дозой контрастного вещества позволяет понять, что должна быть определенная минимальная доза контрастного средства для изменения характеристик плотности, определяемая визуально или с помощью денситометрии.

Очевидно, что если рассматривать употребление алкоголя и введение контрастных средств с точки зрения достижения желаемого результата, то *цель будет достигнута при более быстром введении.*

Несомненно, все параметры инъекции контрастного вещества взаимосвязаны между собой. Однако, исходя из вышеуказанной аналогии, ясно, что особое внимание следует обращать на такие параметры контрастного усиления, как доза контрастного вещества для эффективного повышения контрастности зоны интереса (ROI) и влияния временного окна на характеристики диагностического изображения.

Другими словами, необходимо оценивать влияние дозы контрастного вещества на процессы формирования диагностического изображения в различные фазы контрастного усиления (артериальную, венозную, отсроченную) или в другие фазы МСКТ с контрастным усилением) (рис. III.1.1–III.1.4).

Опубликованные данные свидетельствуют о том, что эффективная диагностическая доза йода составляет 45 г [Brink J.A., 2003]. Тем не менее небольшие диагностические дозы (37 г йода при скорости доставки йода 1,29 г/с) также используются [Behrendt F.F. et al., 2008].

Между дозой, концентрацией и объемом контрастного вещества существует такое соотношение: *доза = концентрация • объем*. Например, дозу йода 45 г можно получить после инъекции 150 мл (KB-300) или 122 мл (KB-370) или 112 мл (KB-400) [Brink J.A., 2003].

Некоторым пациентам необходимо обследование нескольких анатомических областей. Таким образом, доза йода должна быть увеличена. У других пациентов, если их масса тела ниже средней или рентгенолог стремится избежать проявлений «контраст-индуцированной нефропатии» за счет избыточной дозы контрастного вещества, наоборот, дозу контрастного вещества целесообразно уменьшить.

Наличие у пациента повышенного уровня креатинина в сыворотке крови определяет величину безопасной дозы контрастного вещества. Так, например, *при нормальных значениях сывороточного креатинина предельная доза контрастного средства равна 400 мл • 300 мг/мл*. При повышении уровня креатинина до 130–300 ммоль/л допустимо введение дозы 150 мл • 300 мг/мл. При высоком уровне креатинина (> 300 ммоль/л) *безопасная доза контрастного вещества снижается до 60–100 мл • 300 мг/мл* [Morcos S.K. et al., 1999]. Обычно для диагностики используют от 120 до 140–150 мл контрастного вещества с концентрацией 300 мг/мл [McNulty N.J. et al., 2001; Prokesch R.W. et al., 2002; Prokesch R.W. et al., 2002; Vargas R. et al., 2004; Yanaga Y. et al., 2007].

Если клинико-диагностический алгоритм включает в себя обследования с введением рентгеноконтрастных веществ, то доза контрастного препарата для МСКТ-исследования, по мере возможности, должна быть уменьшена.

Используются различные разумные возможности для снижения дозы контрастного вещества. Например, можно уменьшить дозу контрастного вещества для МСКТ-диагностики легочной эмболии у пациентов с азотемией

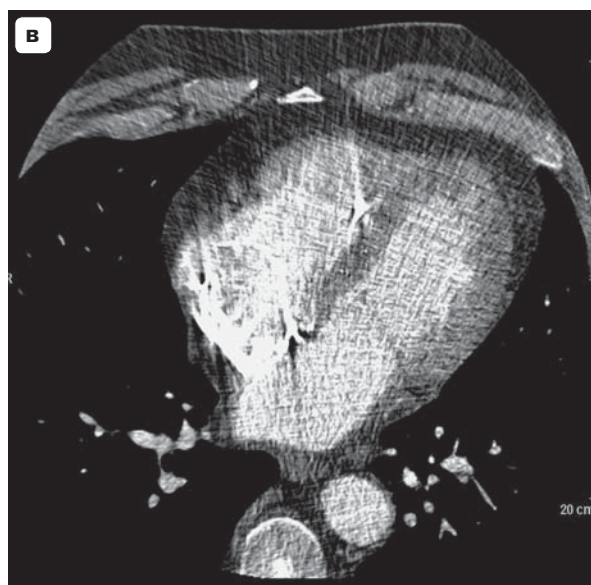
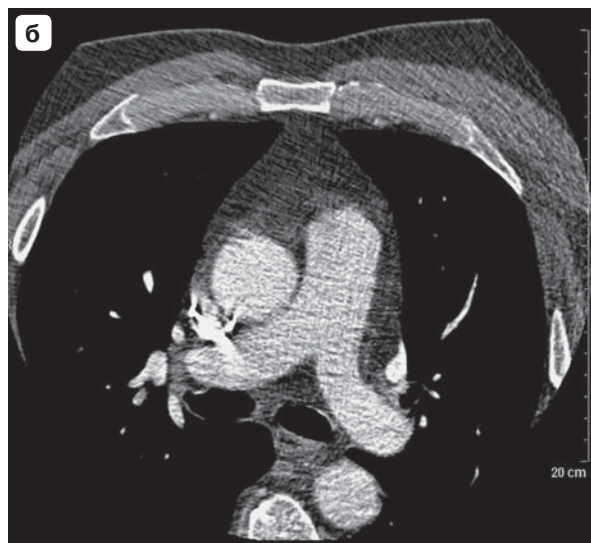
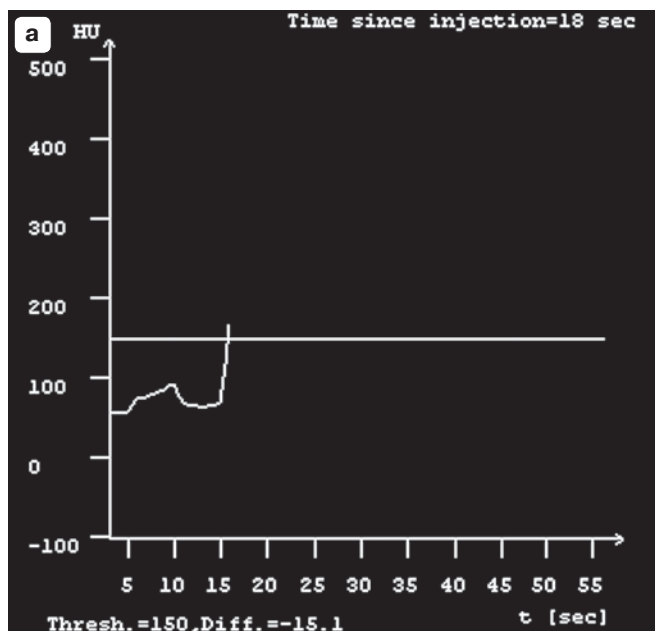


Рис. III.1.1. Доза контрастного вещества и высокая частота сердечных сокращений.

МСКТ-коронарография была выполнена 56-летнему пациенту с кардиостимулятором (частота сердечных сокращений 87 в минуту). ИМТ = 50,16 (масса тела 150 кг, рост 173 см). Было введено 130 мл контрастного вещества в концентрации 350 мг/мл со скоростью 5 мл/с с последующим введением солевого раствора (50 мл со скоростью 4 мл/с). Локатор был помещен на уровень восходящего отдела грудной аорты, но во время неконтролируемого дыхания пациента ROI сместилась (в результате клаустрофобии во время движения стола и инъекции контрастного вещества). Реальное место размещения ROI было на правом предсердии. Пороговое значение плотности 150 ед.Н было достигнуто на 18-й секунде после начала инъекции (а). Уровень легочной артерии сканировали на 29-й секунде (б). Плотность левого желудочка на 33-й секунде была низкой (в).

Резюме. ИМТ=50, смещение ROI и низкая доза контрастного вещества (0,87 мл контрастного вещества 350 на 1 кг массы тела), высокая частота сердечных сокращений стали причиной плохого качества изображения левых камер сердца.

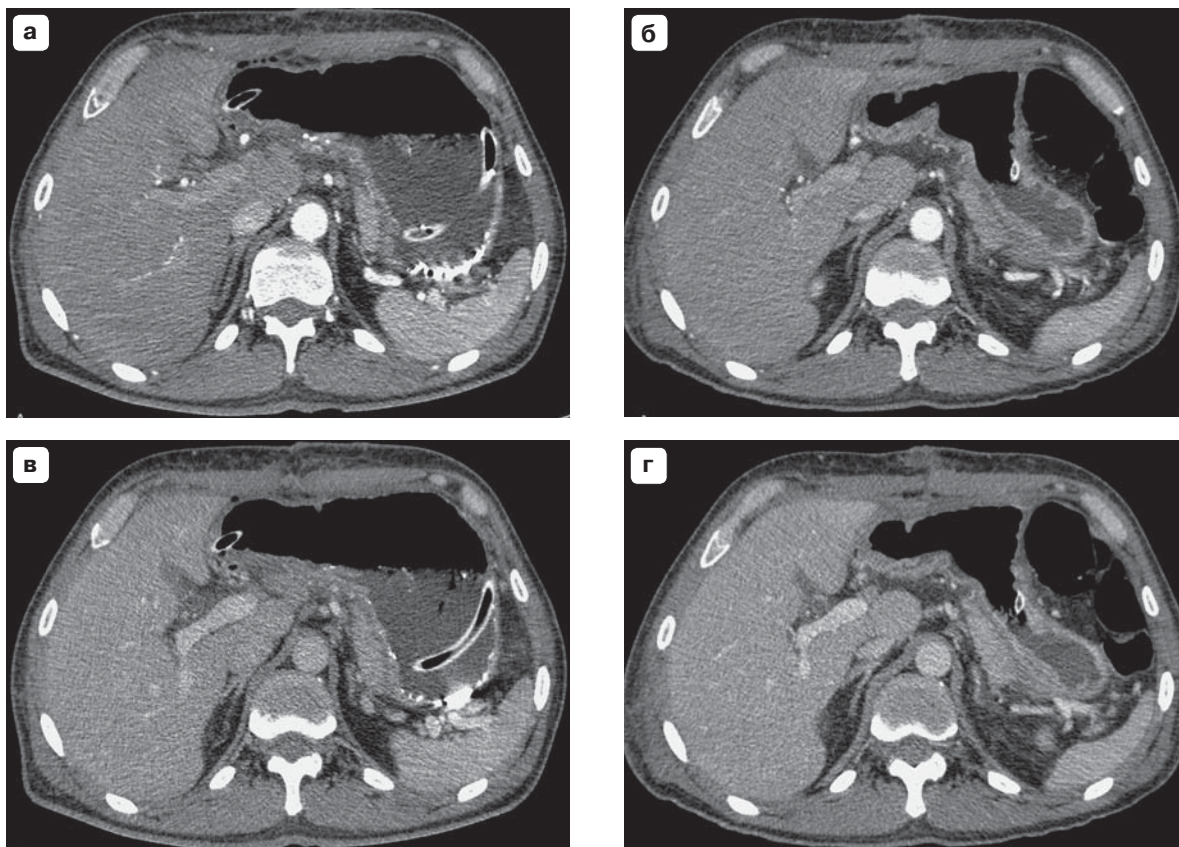


Рис. III.1.2. Сравнение двух исследований с использованием одинаковой дозы, но при различной скорости введения, концентрации и типа контрастных веществ.

Пациент 42 лет, рост 176 см, масса тела 65 кг, ИМТ = 21.

Фиксированная доза йода 28,8 г была использована в обоих исследованиях. В первом случае 90 мл изосмолярного контрастного вещества (КВ-320) вводили со скоростью 4 мл/с с последующим введением солевого раствора (50 мл со скоростью 4 мл/с). При втором обследовании с той же дозой контрастного вещества вводили КВ-350 – 82 мл со скоростью 3 мл/с. Параметры введения солевого преследователя болюса были одинаковыми в обоих исследованиях. В обоих протоколах сканирование было выполнено с фиксированными временными задержками (26-я и 46-я секунды после начала инъекции контрастного вещества). Сравнение протоколов: в первом исследовании (**а, в**) плотность аорты на 28-й секунде была 258 ед.Н, во втором (**б, г**) – она была 238 ед.Н.

На 48-й секунде плотность воротной вены была 122 и 148 ед.Н соответственно. Продолжительность инъекции изосмолярного контрастного вещества (**а, в**) составила 22,5 с, так что сканирование было начато на 26-й секунде, то есть уже во время введения физиологического раствора. А гипоосмолярное контрастное вещество (**б, г**) вводили 27 с, другими словами, сканирование начато еще во время введения контрастного вещества. Следовательно, в первом протоколе на момент начала сканирования уже была введена вся доза контрастного вещества. Во втором протоколе к началу сканирования была введена большая часть контрастного вещества, но осталась часть не введенного контрастного вещества, к тому же хвост болюса препарата не был «поддавлен» с помощью солевого раствора. За счет инъекции меньшей дозы препарата на момент сканирования в артериальную фазу можно объяснить меньшую интенсивность контрастного усиления аорты во втором протоколе. Но на 46-й секунде контрастное усиление воротной вены в обоих случаях практически одинаковое. Чуть большая плотность воротной вены во втором протоколе также объяснима: физиологический раствор подтолкнул хвост болюса контрастного вещества чуть позже, что и способствовало его более продолжительному «сохранению» и большей стабильности в кровотоке.

Резюме. При эквивалентной дозе контрастного вещества и фиксированной временной задержке начала сканирования инъекция низкоосмолярного контраста большей концентрации с меньшей скоростью обеспечивает практически те же характеристики плотности, что и инъекция изосмолярного контрастного вещества меньшей концентрации, но введенного с большей скоростью. Это следует учитывать при отсутствии возможности автоматического расчета индивидуальной временной задержки (использование тестового болюса или методологии отслеживания болюса) или при неуверенности в надежности используемого венозного доступа.

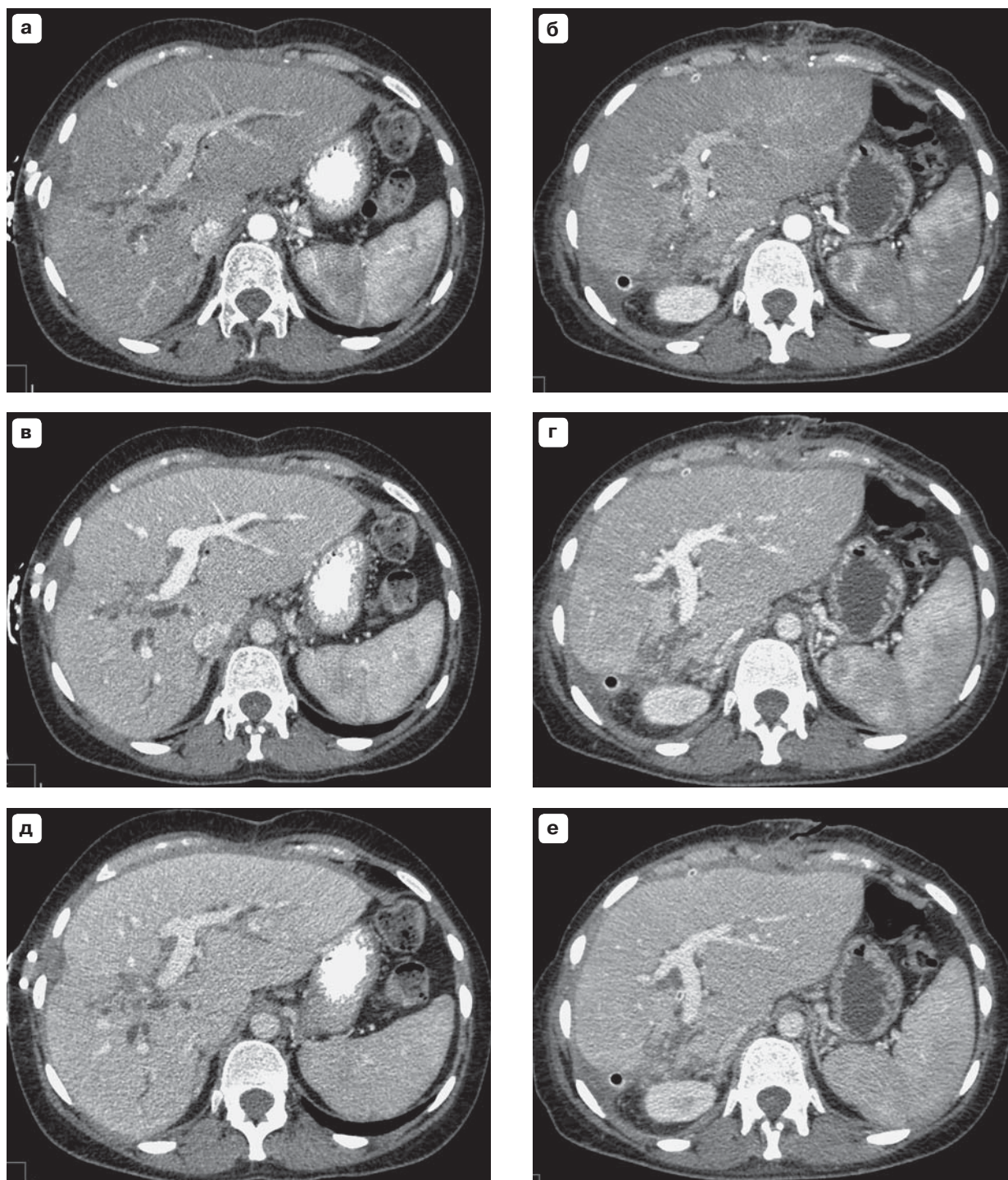


Рис. III. 1.3. Сравнение доз контрастного вещества 40 и 45 г при фиксированной задержке, равных скоростях инъекции, но разной концентрации контрастного вещества.

Пациентка 40 лет, рост 166 см, масса тела 70 кг, ИМТ = 25,45. Обследована дважды.

Во время первого МСКТ-исследования (а, в, д) 40 г йода (КВ-370–108 мл) вводили в локтевую вену со скоростью 4 мл/с, физиологический раствор вводили сразу же после инъекции контрастного вещества (50 мл со скоростью 4 мл/с). Сканирование проводилось с фиксированной временной задержкой – 35–50–65 с. Во время второго обследования (б, г, е) использовали катетер, который стационарно установлен через подключичную вену в правое предсердие сердца. 129 мл КВ-350, что соответствует дозе 45 г йода, было введено через этот катетер. Сканирование было начато с меньшим интервалом фиксированной задержки – 30–45–60 с. Скорость инъекции контрастного вещества и солевого раствора была одинаковой.

Рис. III.1.3 (окончание).

При меньшей дозе (40 г) в артериальную фазу контрастного вещества в аорте и стволе воротной вены было меньше, чем при использовании дозы 45 г (310 и 362 ед.Н, 127 и 140 ед.Н соответственно). Те же характеристики наблюдаются на 50–45-й и 65–60-й секундах: плотность воротной вены была 208 и 220 ед.Н и 170 и 183 ед.Н соответственно. При первом исследовании продолжительность инъекции была 27 с, и она заканчивалась до начала сканирования (на 35-й секунде). Во втором исследовании сканирование (с 30-й секунды) началось на фоне продолжающейся инъекции (до 32-й секунды).

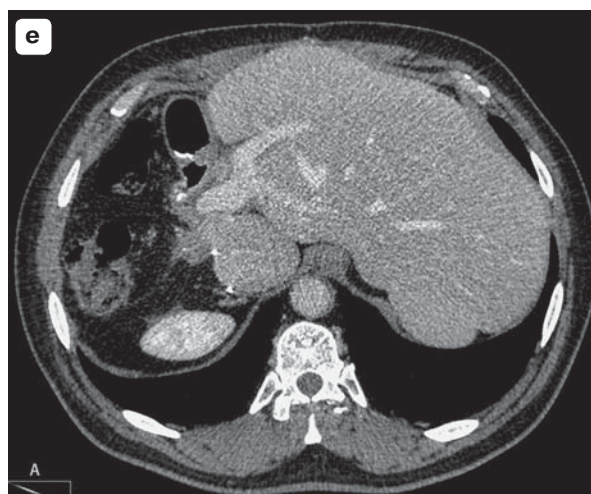
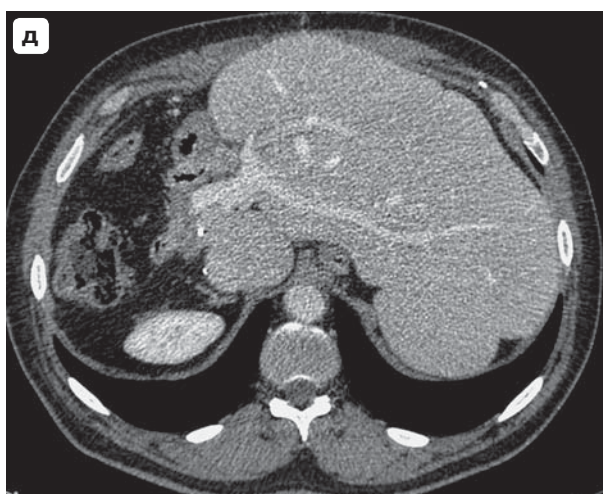
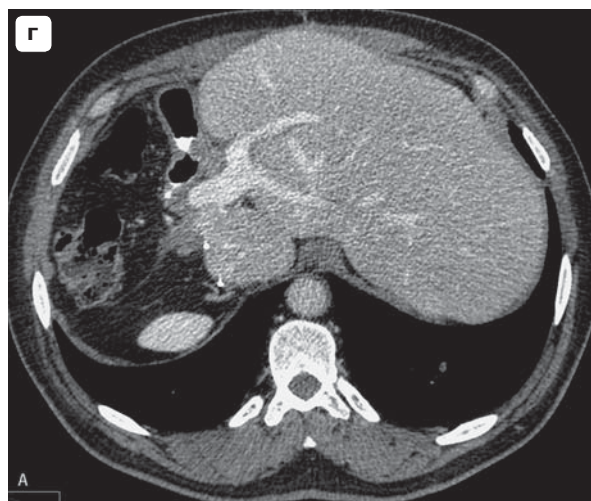
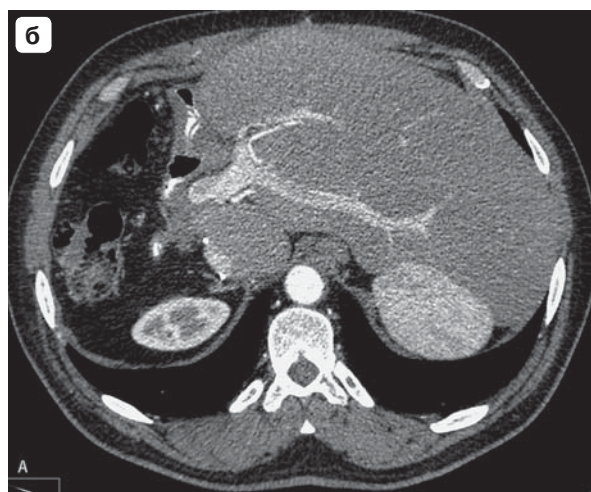
Резюме. Продолжительность инъекции оказывает влияние на повышение контрастности аорты, но усиление воротной вены подтверждает базисный принцип – чем больше доза, тем более высокую плотность воротной вены (и паренхимы печени) мы наблюдаем.

Рис. III.1.4. Сравнение доз йода 45 и 50 г с фиксированным временем инъекции контрастного вещества.

Пациент 51 года, рост 173 см, масса тела 96 кг, ИМТ = 32,1. Обследован дважды.

Для сокращения времени инъекции использовалось контрастное вещество с более высокой концентрацией (КВ-370). Параметры первого МСКТ-исследования (**а, в, д**): доза 45 г йода, объем контрастного вещества 121 мл, скорость инъекции 3,6 мл/с, 50 мл физиологического раствора (преследователя болюса) было введено со скоростью 4 мл/с. Время начала сканирования по фазам – 35, 65 и 90-я секунда с момента начала инъекции. Начальный уровень сканирования – уровень головок ключиц в обоих случаях. Во втором исследовании все параметры болюсной инъекции и сканирования были сохранены, за исключением того, что доза контраста была увеличена до 50 г (135 мл контрастного вещества). Выбор скорости 3,6 мл/с при повторном (контрольном) исследовании был обусловлен тем, что скорость 4 мл/с, выбранная при первом исследовании, при наличии критического периферического сопротивления была расценена процессором инжектора как высокая и автоматически снижена до 3,6 мл/с. Соответственно, это повлияло на длительность введения контраста в обоих исследованиях. При первом МСКТ-исследовании аорты на уровне ствола воротной вены было выполнено на 39-й секунде в тот момент, когда хвост болюса контрастного вещества уже «подпирался» солевым раствором (после 34-й секунды). Абсолютные значения плотности аорты на 39-й секунде были 259 и 283 ед.Н соответственно. При меньшей дозе (**а**) контрастное усиление печеночных артерий было не столь интенсивным, как при большей дозе (**б**). В обоих исследованиях (**а, б**) повышение плотности воротной вены было намного ниже, чем усиление артерий. Плотность воротной вены (161 ед.Н) в два раза меньше, чем плотность аорты на уровне ствола воротной вены (**а**). При оценке такой плотности можно предположить, что усиление плотности паренхимы печени является минимальным, и на этом фоне гиперваскулярные очаговые образования печени, максимальный приток крови к которым осуществляется по печеночной артерии, будут видны очень хорошо. Сканирование с задержкой 37 с при дозе йода 50 г было начато в момент окончания инъекции контрастного вещества. Большая доза оказала влияние на повышение плотности в отсроченную фазу (67-я и 92-я секунды). Плотность воротной вены (**в–е**) и паренхимы печени увеличилась с увеличением дозы – 177 и 185 ед.Н на 67-й секунде и 137 и 152 ед.Н на 92-й секунде.

Резюме. Большая доза контрастного вещества обеспечивает больший приток йода по венам портальной системы в фазу воротной вены. При подозрении на метастазы в печени это обеспечивает наилучшую визуализацию гиподенсных очаговых образований на фоне контрастированной паренхимы печени. В обоих исследованиях артериальная фаза должна быть оптимизирована за счет более высокой скорости инъекции.



[Holmquist F., Nyman U., 2006] или МСКТ-ангиографию можно выполнить с более низким напряжением на трубке (90 кВ) [Nakayama Y. et al., 2006]. Возраст пациента также может влиять на выбор диагностической дозы контрастного вещества. Например, у пациентов пожилого возраста возможно снижение дозы контрастного вещества, по меньшей мере на 10%, без снижения качества диагностики при МСКТ-исследовании панкреатобилиарной области [Itoh S. et al., 2006].

В последнее время для оптимизации дозы контрастного вещества стали использовать не только стандартные дозы, которые определяются объемом ампулы или преднаполненным шприцем, содержащими контрастные вещества в определенной концентрации, но и дозой, рассчитанной в соответствии с массой тела пациента (отношение «доза/масса тела» является основой таких расчетов).

Описаны также способы более точного расчета дозы. Например, для более точного расчета необходимо исключить сильно варьирующую, но плохо перфузируемую жировую ткань из общей массы тела пациента [Вае К.Т. et al., 2008].

Для уменьшения дозы контрастного вещества используют инъекцию низких доз контрастного вещества с соевым преследователем болюса в сочетании с технологией отслеживания болюса (the bolus-tracking technique) [de Monyé C. et al., 2006; Orlandini F. et al., 2006; Shetty A.N. et al., 2008].

Поскольку скорость сканирования на МСКТ-64 выше, чем на МСКТ-16, это также позволяет уменьшить дозу контрастного вещества при КТ-ангиографии [Вае К.Т. et al., 2007].

Следует помнить, что скорость сканирования важна только для определения характеристик артериальной фазы.

Контрастное усиление в венозную фазу зависит исключительно от введенной дозы контрастного вещества [Вае К.Т. et al., 1998a, 1998b; Вае К.Т., 2003a, 2003b].

Наконец, снижение дозы контрастного вещества без ущерба для диагностической эффективности МСКТ исследования является важным фактором повышения рентабельности использования контрастных веществ.

По сути дела *доза является основным параметром, характеризующим контрастное вещество*. Поэтому для достижения объективного диагностического результата сравнение эффективности контрастного вещества с различной концентрацией следует осуществлять при введении эквивалентных по йоду доз препарата.

Данные международной литературы следует оценивать с учетом национальной специфики пациентов. Так, например, диагностически значимые дозы для исследования японских пациентов со средней массой тела около 60 кг будут недостаточны для достижения диагностической информации при КТ-исследованиях в России или странах Европы [Yanaga Y. et al., 2007].

Без введения физиологического раствора часть болюса контрастного вещества в момент КТ-исследования остается в соединительной линии, то есть вне системы кровеносного русла, не достигая зоны интереса, что снижает уровень эффективности используемой диагностической дозы контрастного вещества.

III.2. КОНЦЕНТРАЦИЯ КОНТРАСТНОГО ВЕЩЕСТВА

Концентрация контрастного вещества характеризуется количеством миллиграммов (мг) йода (I) в 1 мл раствора (мг/мл). Чем больше атомов йода при КТ-исследовании находится в плоскости сканирования, тем больше рентгеновских лучей будет поглощено или ослаблено, а пиксели

КТ-изображения будут ярче. Большое количество ярких пикселей делает КТ-изображение более ярким, то есть контрастным.

В прошлом, когда для КТ-исследования использовались медленные сканеры, была тенденция использовать большие объемы контрастного вещества, так называемой КТ-концентрации – 300 мг/мл. Потребность в контрастных средах с «ангиографической» концентрацией (350–370 мг/мл) для КТ-исследований возникла лишь тогда, когда время сканирования при КТ сократилось с появлением технологий спиральной томографии (спиральная КТ и особенно мультиспиральная КТ). Объемы таких контрастных веществ стали меньше.

Концентрация йода 300 мг/мл часто упоминается в литературе как «умеренная концентрация» в отличие от «высокой концентрации» (350, 370 или 400 мг/мл) [Brink J.A., 2003; Fleischmann D., 2003; Awai K. et al., 2004b].

Обычно для МСКТ рекомендуют использовать высококонцентрированные контрастные вещества [Fleischmann D., 2003; Rist C. et al., 2006; Setty B.N. et al., 2006; Kloska S.P. et al., 2007]. Очевидно, что если равные объемы контрастного вещества с различной концентрацией будут вводиться с одинаковой скоростью, контрастное усиление аорты в артериальную фазу будет более интенсивным в случае использования контрастного препарата с большей концентрацией йода.

Вводимая доза йода будет равна, если использовать заранее рассчитанный меньший объем контрастного вещества с более высокой концентрацией или большой объем контрастного вещества с более низкой концентрацией.

Когда используются одинаковые скорость инъекции и доза йода, контрастное усиление в артериальную фазу будет более выраженным при том протоколе, где вводится контрастное вещество в большей концентрации. В портально-венозную фазу контрастное усиление будет идентичным, поскольку оптическая плотность ствола и ветвей воротной вены зависит от дозы контрастного вещества [Sahani D.V. et al., 2007]. Если использовать фиксированные объемы контрастных веществ с различной концентрацией, то контрастное вещество с более высокой концентрацией йода обеспечит более интенсивное контрастирование печеночной паренхимы, воротной вены и печеночных вен (они часто уже начинают контрастироваться) в течение портально-венозной фазы [Furuta A. et al., 2004; Tsurusaki M. et al., 2004].

Стандартизованная общая йодная нагрузка (доза йода) и скорость доставки йода для контрастных веществ с различной его концентрацией позволили получить сравнимые значения плотности легочных артерий при МСКТ-исследовании легочных сосудов [Keil S. et al., 2008].

При использовании контрастных веществ с умеренными и высокими концентрациями йода, но в дозе, рассчитанной в соответствии с массой тела при фиксированной продолжительности инъекции, более предпочтительными являются контрастные вещества с умеренными концентрациями йода (350 мг/мл), так как они обеспечивают более высокие значения плотности аорты и гиперваскулярного гепатоцеллюлярного рака [Awai K. et al., 2004; Ichikawa T. et al., 2006].

В то же время, если равные дозы контрастного вещества использовать для сравнения результатов МСКТ-диагностики гиподенсных очаговых образований печени по изображениям тех фаз, когда контрастное усиление печеночной паренхимы наиболее высоко (в портально-венозную и отсроченную фазы), такие характеристики болюса контрастного вещества, как концентрация, объем и скорость инъекции, не имеют принципиального значения (рис. III.2.1–III.2.3).

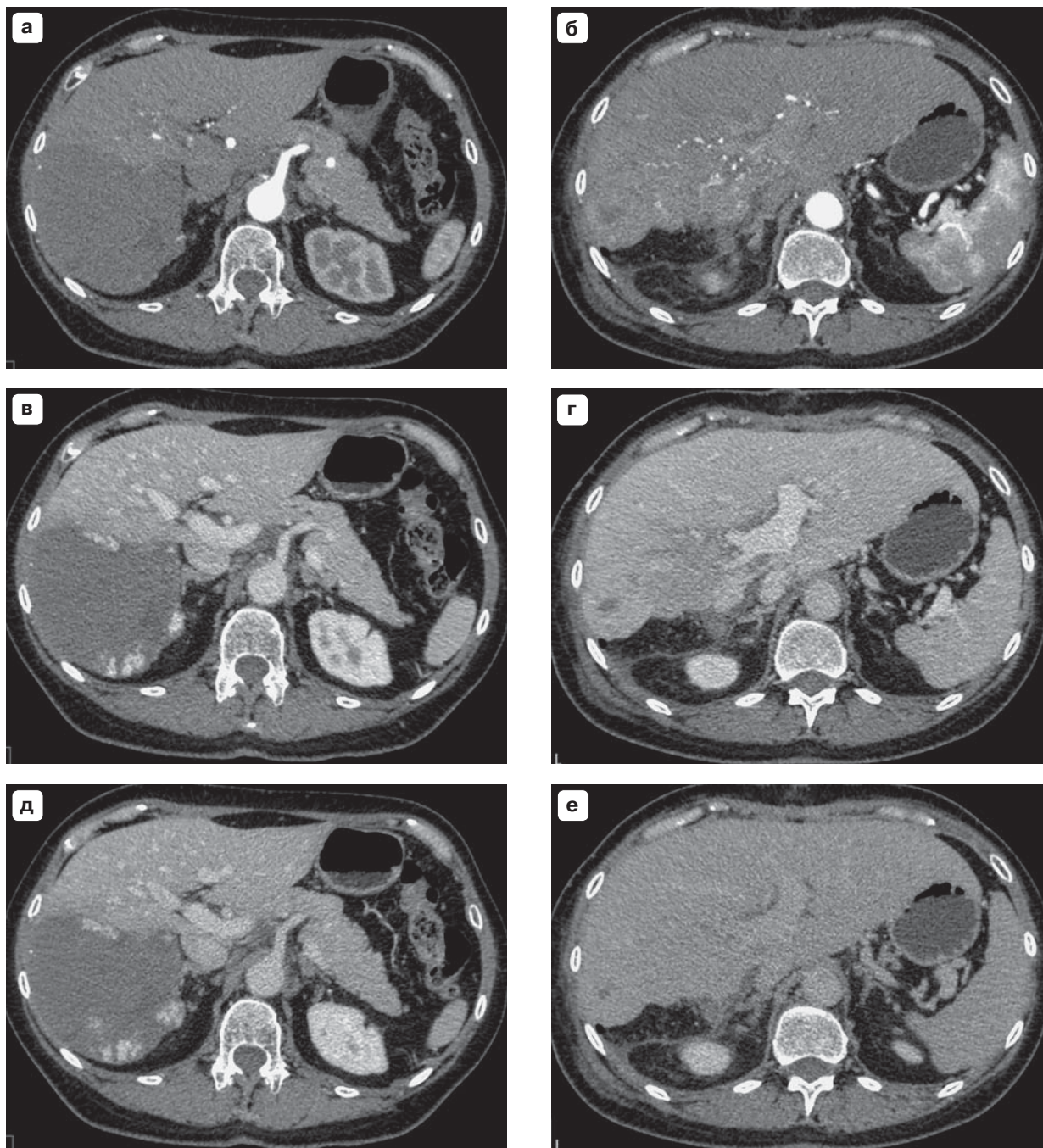


Рис. III.2.1. Сравнение протоколов с одинаковым объемом, скоростью и порогом плотности (100 ед.Н), но с различной концентрацией контрастного вещества (350 и 300 мг/мл).

Пациентка 61 года, рост 160 см, масса тела 65 кг, ИМТ = 25,3. Обследовалась дважды.

При первом КТ-исследовании (а, в, д) введено 90 мл КВ-350 (скорость инъекции 4 мл/с) с последующим введением 50 мл солевого раствора (скорость введения 5 мл/с). Во втором протоколе (б, г, е) было использовано 90 мл КВ-300 с той же скоростью введения (4 мл/с) с последующим введением преследователя болюса контрастного вещества – солевого раствора (50 мл со скоростью 5 мл/с). Начало сканирования было обусловлено достижением порогового значения плотности 100 ед.Н (в обоих исследованиях это было на 15-й секунде). Локатор был расположен на 5 см краниальнее бифуркации трахеи. Верхняя граница зоны сканирования находилась на уровне правого купола диафрагмы. Были использованы послепороговые задержки – 8, 73 и 103 с. Время достижения порога плотности оказалось одинаковым. Сканирование в обоих исследованиях началось с одинаковой временной задержкой от начала введения контрастного вещества. Плотность аорты на 10-й секунде (на уровне ствола воротной вены) в первом протоколе оказалась выше, чем во втором протоколе (328 и 269 ед.Н соответственно), так как при более

Рис. III.2.1 (окончание).

высокой концентрации более высокая доза контрастного вещества была введена при первом исследовании. Более высокая концентрация обеспечила также достижение более высокой плотности воротной вены на 75-й и 105-й секундах: 150 и 145 ед.Н, 139 и 97 ед.Н соответственно.

Резюме. В этих протоколах сравнения время запуска сканирования было одинаковым. Ожидаемо, что при одинаковых временных задержках плотность оказалась выше в том случае, когда использовалось контрастное вещество с более высокой концентрацией. Артериальная фаза длилась 25 с, что соответствовало стандартному времени контрастного усиления для достижения пика контрастирования аорты. Различия контрастного усиления определяются только при денситометрии, а не визуально. Постпороговая задержка 75 с (90 с с начала сканирования) очень продолжительная. В это время «работает» доза вводимого контрастного вещества, а не его концентрация. Особенно это заметно при оценке плотности в более позднее время после инъекции. При одинаковом объеме контрастного вещества доза йода больше в растворе с более высокой его концентрацией.

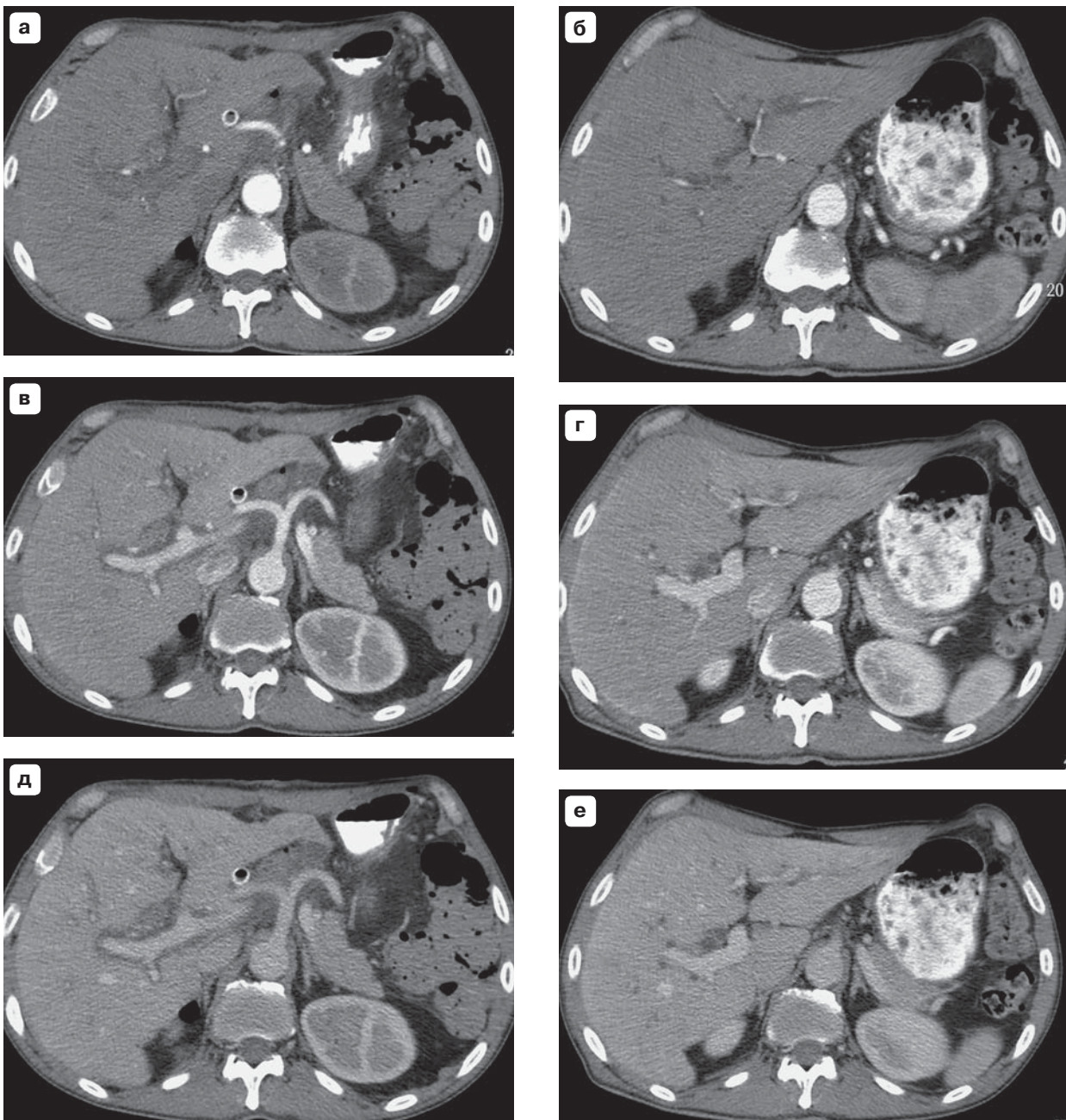



Рис. III.2.2. Сравнение идентичных протоколов, но при различной концентрации контрастного вещества (350 и 300 мгI/мл).

Рис. III.2.2. Сравнение идентичных протоколов, но при различной концентрации контрастного вещества (350 и 300 мг/мл).

Пациент 67 лет, рост 171 см, масса тела 64 кг, ИМТ = 21,9. Обследован дважды.

В первом исследовании (**а, в, д**) использовали 80 мл КВ-350 со скоростью 4 мл/с, а во втором исследовании (**б, г, е**) – 80 мл КВ-300 с той же скоростью инъекции (4 мл/с). В обоих протоколах использовался второй шприц двухголовчатого инжектора – 50 мл солевого раствора вводили с той же скоростью (4 мл/с). Время сканирования было фиксированным – 25–40–60 с от начала введения контрастного вещества. Продолжительность инъекции контрастного вещества в обоих протоколах составляла 20 с (80 мл: 4 мл/с = 20 с). Следовательно, сканирование начиналось после завершения введения контрастного вещества. На уровне ствола воротной вены на 27-й секунде плотность аорты была 281 и 254 ед.Н соответственно. На 42-й и 62-й секундах плотность воротной вены составила 139 и 130 ед.Н, 116 и 108 ед.Н соответственно.

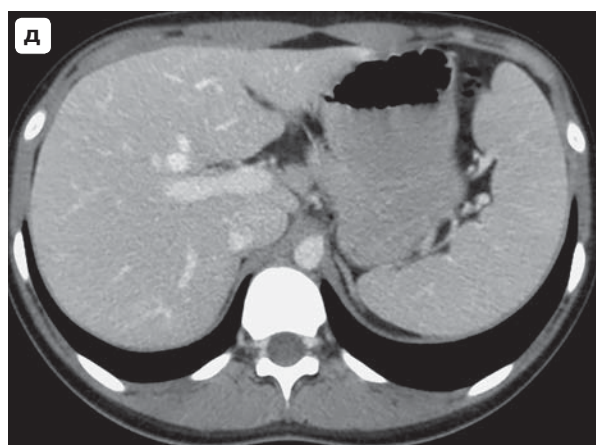
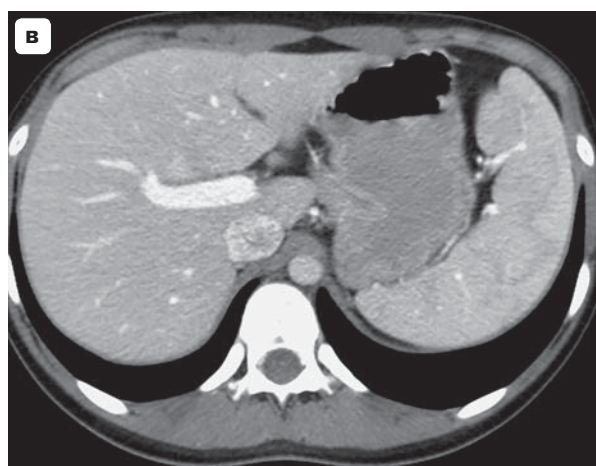
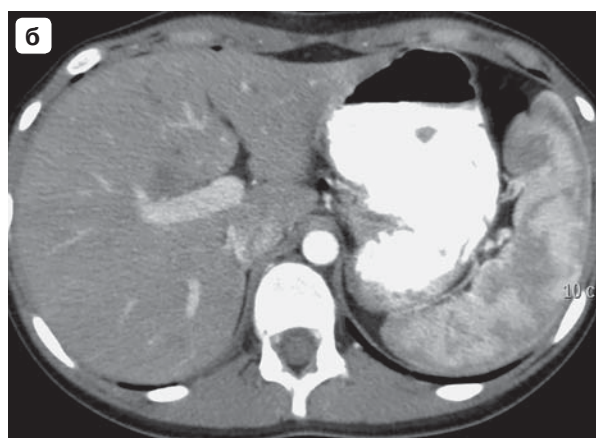
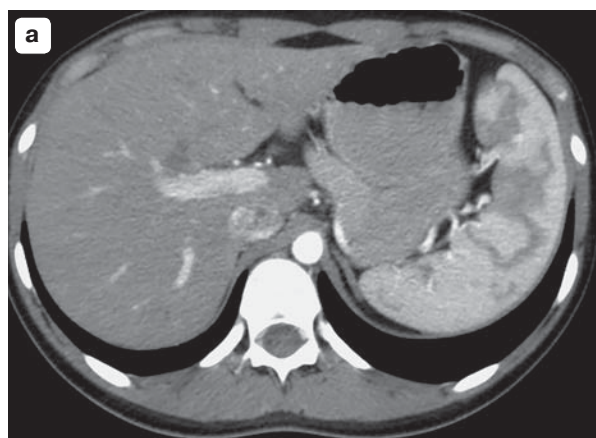
Резюме. Как визуально, так и при денситометрии четко прослеживается классический закон: при одинаковой скорости введения будет вводиться большая доза контрастного вещества в случае более высокой концентрации йода в растворе. Это означает, что большая доза йода обеспечивает более высокие значения плотности при денситометрии. Только вопрос, нужно ли использовать контрастное вещество с высокой концентрацией йода во всех исследованиях? Например, у худых пациентов при контрольных осмотрах, когда важно установить лишь факт отсутствия окклюзии сосудов, более низкая концентрация является более предпочтительной. В диапазоне концентраций, используемых для КТ-исследований, концентрация йода 350 мг занимает промежуточное, оптимальное положение, это определенное компромисс между концентрацией (важной для КТ-ангиографии и артериальной фазы динамического сканирования) и дозой (важной для оценки портального венозного притока) и контрастного усиления ткани органа, например паренхимы печени.


Рис. III.2.3. Сравнение идентичных протоколов, различающихся только концентрацией контрастного вещества (350 и 370 мг/мл).

Пациентка 18 лет, рост 155 см, масса тела 45 кг, ИМТ = 18,7. Обследована дважды.

В первом исследовании (**а, в, д**) введено 80 мл КВ-350 (скорость 4 мл/с), а во втором (**б, г, е**) – 80 мл КВ-370 с той же скоростью (4 мл/с). В обоих протоколах использовался физиологический раствор, введенный вслед раствору контрастного вещества (50 мл, скорость 4 мл/с). Начало инъекции контрастного вещества было после фиксированной задержки старта фаз динамического сканирования – 25–40–60 с. Продолжительность введения контраста по обоим протоколам составила 20 с. На уровне ствола воротной вены на 27-й секунде плотность аорты была 285 и 279 ед.Н, на 42-й и 62-й секундах плотность ствола воротной вены была 216 и 237 ед.Н, 165 и 174 ед.Н соответственно.

Резюме. Незаметное визуально, но выявленное при денситометрии чуть меньшее контрастирование аорты на 27-й секунде при использовании контрастного вещества с концентрацией йода 370 мг/мл можно объяснить его большей вязкостью и более медленным течением основного, магистрального потока в сосудах. В остальном же действует правило, что более высокая концентрация йодистого раствора гарантирует более высокую оптическую плотность изучаемого объекта.



III.3. ОБЪЕМ КонтРАСТНОГО Вещества

Психологически термин «объем контрастного вещества» воспринимается как ключевой параметр МСКТ с болюсным контрастным усилением. Это происходит потому, что мы можем визуально оценить объем и увидеть флаконы или шприцы разных объемов, в то время как концентрация контрастного вещества и его доза являются более абстрактными понятиями для распознавания (рис. III.3.1–III.3.4).

Если требуется решить, какой объем контрастного вещества необходим для КТ-исследования, например при обследовании двух пациентов А и В, сравнение будет уместным только тогда, когда мы используем контрастные вещества с одинаковой концентрацией йода (с одинаковым содержанием миллиграммов йода в 1 мл раствора).

В этом случае, используя термин «объем», мы интуитивно подразумеваем «дозу». Однако если использовать контрастное вещество с разной концентрацией йода, *диагностический «объем»* контрастного вещества для КТ-обследования двух пациентов А и В, по сути, не дал бы никакой сравнительной информации, так как мы не понимаем, какие действительно диагностические возможности использовались в обоих случаях.

Инъекционная система с двумя головками (шприцами) позволяет не только доставлять контрастное вещество в сосудистую систему с постоянной скоростью, но также выполнять сегментацию объема контрастного вещества и вводить каждый такой сегмент (каждый небольшой объем) в качестве самостоятельной инъекции. Например, инъекционная система OptyVantage DH (Lieber-Flarsheim*) позволяет создавать такие протоколы для инъекции контрастного вещества, когда весь объем раствора(ов) для исследования (один шприц А или комбинация шприцев А и В) можно разделить на 6 фаз. Это очень важно, потому что весь объем контраста может быть разделен на 6 частей, которые можно вводить с разной скоростью и различной временной задержкой от начала первой инъекции. Инъекционный раствор может представлять собой комбинацию последовательных инъекций разных частей контрастного вещества (разных частей исходного объема) и физиологического раствора. Если сравнить две равные дозы контрастного вещества, то между объемами контрастного вещества и их концентрациями существуют обратные зависимости. Объем контрастного вещества с большей концентрацией йода будет меньше.

Короткое временное окно диагностического процесса при быстром сканировании (МСКТ) требует применения короткого болюса контрастного вещества. Таким образом, идеальная диагностическая информация будет получена, когда болюс будет находиться в нужном месте (зона диагностического интереса) в течение необходимого времени (временное окно). Короткий болюс (малый объем) контрастного вещества с высокой концентрацией йода обеспечивает быстрое достижение пика контрастного усиления. Однако если ввести длинный болюс (большой объем), можно превратить пик усиления в плато [Cademartiri F. et al., 2002; Bae K.T., 2003; Fleischmann D., 2003; Bae K.T., Heiken J.P., 2005].

Следовательно, длинный болюс (большой объем контрастного вещества) необходим для МСКТ-исследования расширенной зоны диагностического интереса (несколько анатомических областей). Таким образом, для МСКТ-диагностики нескольких анатомических областей необходимо использовать контрастное вещество с более низкой концентрацией.

Естественно, это связано с увеличением его объема. Однако можно вводить контрастное вещество в комбинации с физиологическим рас-

* • Lieber-Flarsheim Company LLC. Made in USA.

• Lieber-Flarsheim Company LLC, 2111 E. Galbraith Road, Cincinnati, OH 45237 USA.

• Guerbet, BP 57400, 95943 Roissy CdG Cedex, France (located at: 15 rue des Vanesses, 93420 Villepinte, France).

твором сериями. Общий объем контрастного вещества при таком диагностическом решении будет поддерживать высокое значение единиц Хаунсфилда в аорте и артериях во время артериальной фазы.

Несмотря на наличие реальных возможностей разделения объема контрастного вещества и солевого раствора на фазы, в повседневной практике чаще применяются монофазные протоколы, когда весь объем контрастного вещества вводится с заданной скоростью и затем следует инъекция физиологического раствора, вводимого с той же скоростью, что и контрастное вещество [Haage P. et al., 2000; Auler M.A. et al., 2006; Orlandini F. et al., 2006; Tatsugami F. et al., 2006].

Следует помнить, что не все инжекторы оснащены системой, выявляющей пузырьки воздуха в шприце и соединительных трубках. Поэтому для предотвращения воздушной эмболии у пациента необходимо удалить все пузырьки воздуха, содержащиеся в контрастном веществе. Для удаления воздушного пузырька из шприца и его выхода через соединительную трубку необходимо выдавить при помощи поршня небольшой объем раствора из шприца и полностью заполнить раствором соединительные трубки.

Гарантией отсутствия воздуха в системе является отсутствие пузырьков воздуха в соединительных трубках при наклонном положении головки инжектора и свободное поступление капель контрастного вещества с дистального конца соединительной трубки.

Практическая рекомендация может быть следующей: использование Y-образной соединительной трубки позволяет наполнять контрастное вещество только той частью, которая расположена между головкой инжектора и Y-образным переходником. Далее, используя головку В (шприц с физиологическим раствором), можно заполнить соединительные трубки физиологическим раствором и выдавить воздух только физиологическим раствором. Прокачав через соединительные трубки большой объем физиологического раствора (не используя для этого контрастное вещество), можно быть уверенным, что воздуха в инъекционной системе нет.

Таким образом, в результате введения контрастного вещества двухголовочными инжекторами та часть объема контрастного вещества, которая в одnogоловочных инжекторах используется для подготовки инъекционной системы (что, естественно, является причиной уменьшения диагностического объема контраста в шприце), может быть действительно использован для диагностики. Та часть объема контрастного вещества, которая остается после инъекции в кубитальной вене, благодаря быстрому введению физиологического раствора также реально участвует в контрастном усилении во время артериальной фазы. Без использования второго шприца с физиологическим раствором реальный объем (доза) контрастного вещества, который участвует в контрастном усилении во время артериальной, портально-венозной и отсроченной фаз, различен.

Быстрое сканирование на 64-МСКТ и выше по сравнению с исследованиями на сканерах с меньшей рядностью детекторов позволяет уменьшить дозу (объем) контрастного вещества, сохраняя оптимальное сосудистое контрастирование. Общая тенденция – уменьшение объемов контрастных веществ для МСКТ (как правило, 75–100 мл) [Hamoir X.L. et al., 2005; Achenbach S. et al., 2005; Leber A.W. et al., 2005; Ma X. et al., 2008].

Перед проведением МСКТ-исследования необходимо четко представить, какие диагностические проблемы необходимо решить. Например, для диагностики тромбоэмболии легочной артерии для адекватного контрастного усиления в венах нижних конечностей объем контрастного вещества должен быть больше, чем только для КТ-ангиографии легочной артерии [Washington L., Gulsun M., 2003; Schoepf U.J., Costello P., 2004].

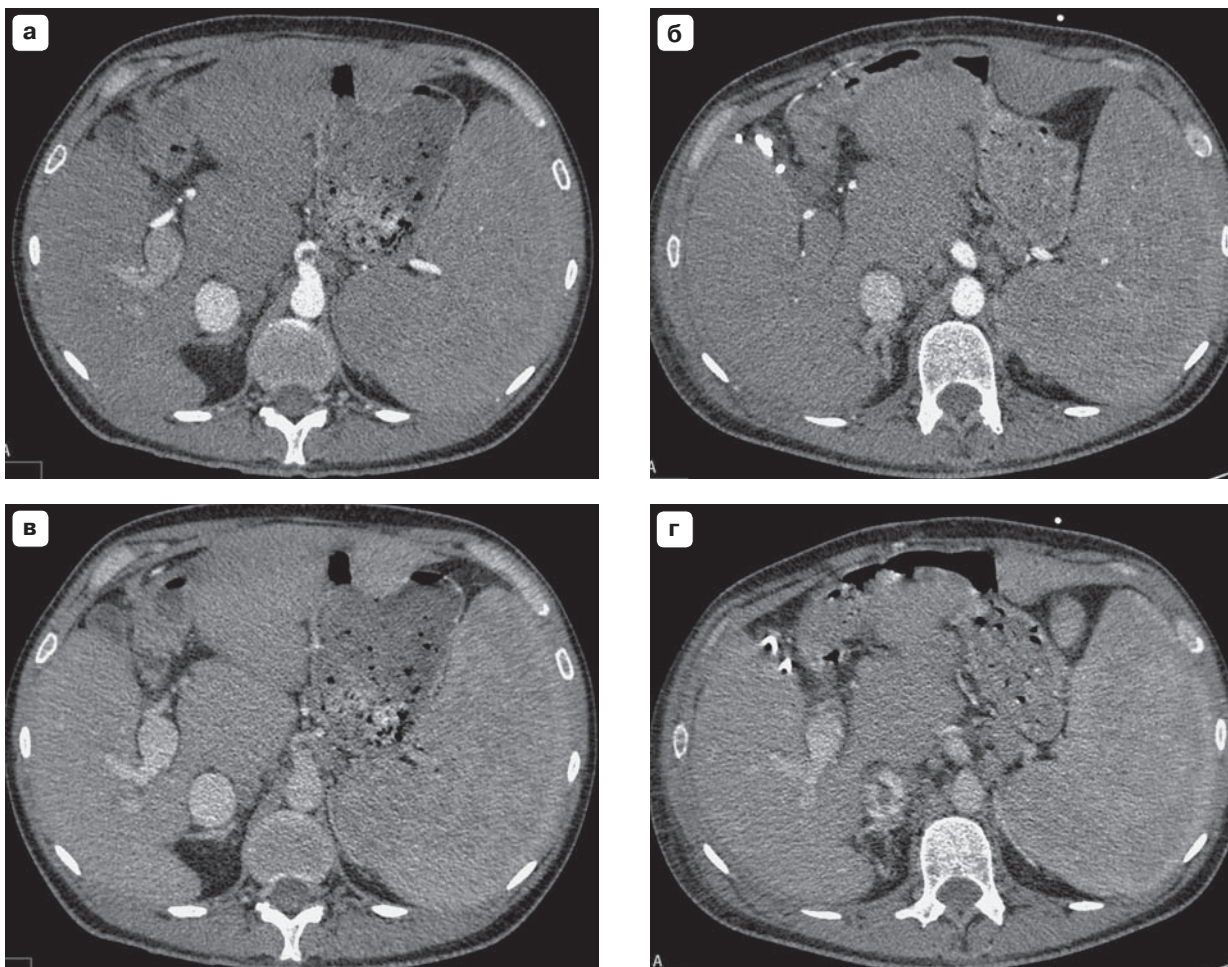


Рис. III.3.1. Протоколы сравнения при одинаковых объемах, но с разными концентрациями и скоростями введения контрастного вещества.

Дозы контрастного вещества при одинаковом объеме (например, 90 мл) и близкой концентрации (350 и 370 мг/мл), естественно, немного различаются – 31,5 и 33,3 г соответственно.

Все мы встречались с ситуацией, когда возникает страх из-за угрозы экстравазации у пациента с «проблемными» венами. Давайте проанализируем ситуацию, когда контрастное вещество с большей концентрацией вводится медленнее (иногда психологически это очень важно как для пациента, так и для медицинского персонала).

Пациент 36 лет, рост 178 см, масса тела 70 кг, ИМТ = 21,15.

Слева (а, в) – первое обследование: КВ-350 (90 мл, скорость введения 4 мл/с); справа (б, г) – при контрольном исследовании использовалось 90 мл КВ-370 со скоростью 3,5 мл/с. В обоих протоколах использовали солевой раствор (50 мл, скорость 4 мл/с). Пороговое значение плотности составляло 100 ед.Н, а постпороговые задержки – 10 и 30 с в обоих случаях. Локатор находился на 2 см выше правого купола диафрагмы. Начальные (стартовые) уровни были на 1 и 5 см выше уровня правого купола диафрагмы. В первом протоколе (а, в) длительность введения контрастного вещества составляла 22,5 с, порог был достигнут на 17-й секунде. Следовательно, сканирование было начато через 27 с, уровень ствола воротной вены был достигнут через 1,5 с (или через 28,5 с от начала введения контрастного вещества). Плотность аорты составила 228 ед.Н. Во втором протоколе (б, г) продолжительность инъекции составила 25,7 с. Порог также был достигнут на 17-й секунде. Следовательно, сканирование началось через 27 с. Уровень ствола воротной вены был достигнут через 3 с (или через 4,3 с после окончания инъекции ($30 - 25,7 = 4,3$)). Плотность аорты составила 236 ед.Н. Контрастное усиление аорты, несмотря на меньшую скорость инъекции и большую ее продолжительность во втором протоколе, даже чуть выше. На 47-й секунде усиление воротной вены было практически идентичным, так как дозы контрастного вещества различаются лишь немного.

Резюме. Чуть большая доза контрастного вещества большей концентрации, вводимая с меньшей, но в то же время более безопасной скоростью, обеспечивает больший диапазон выбора временных задержек после достижения порогового значения 100 ед.Н.

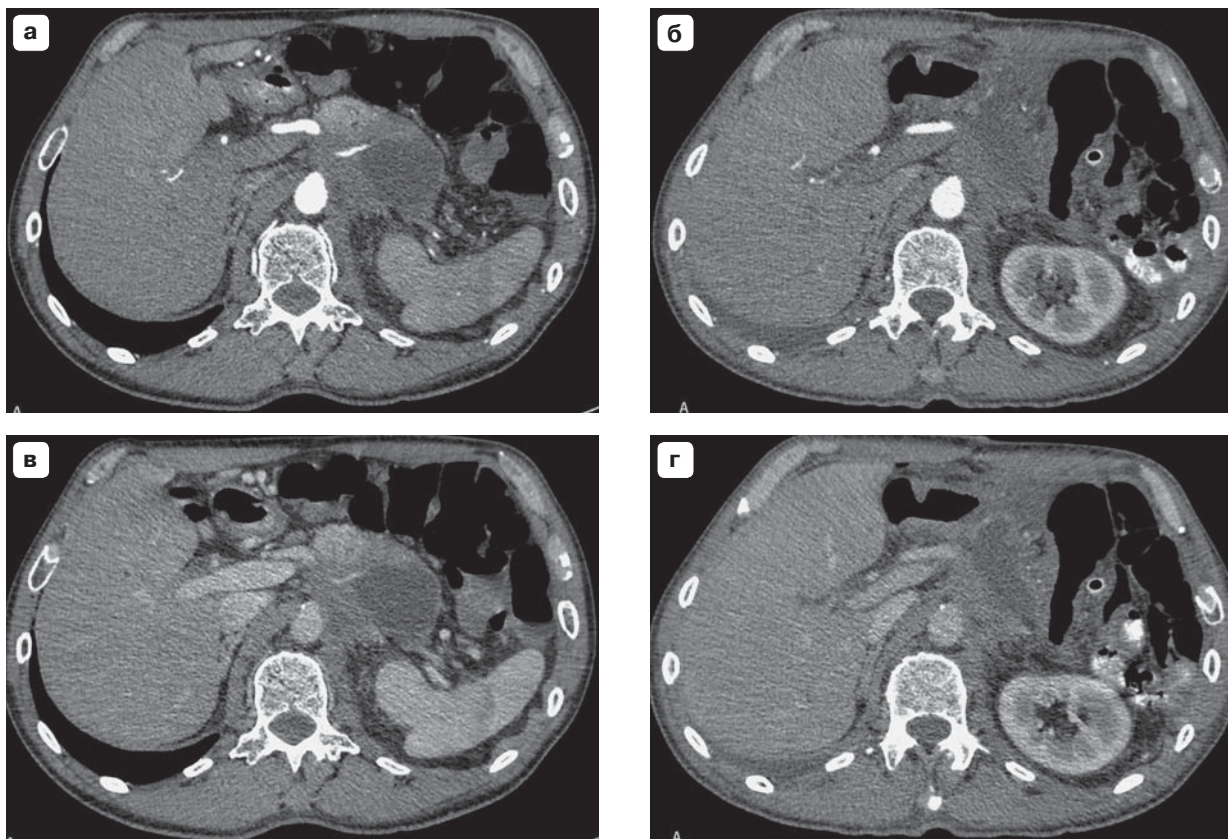


Рис. III.3.2. Сравнение разных объемов (95 и 80 мл) контрастного вещества, вводимых по одинаковым протоколам.

Пациент 64 лет, рост 180 см, масса тела 75 кг, ИМТ = 23,1. Обследовался дважды.

КВ-350 в объеме 95 мл (а, в) и 80 мл (б, г) вводили со скоростью 4 мл/с. В обоих протоколах использовали один и тот же физиологический раствор (50 мл, скорость 4 мл/с) и порог 100 ед.Н. Постпороговые задержки составляли 10 и 30 с. Локатор установлен на 5 см ниже бифуркации трахеи. Уровень начала сканирования был на 2 см ниже локатора. Пороговое значение плотности в обоих исследованиях было достигнуто за 17 с. Первое обследование: сканирование на уровне ствола портальной вены проводилось через 14 с после начала сканирования, или через 31 с после начала болюсного введения контрастного вещества, или через 7 с ($31 - (95 \text{ мл} : 4 \text{ мл/с} = 23,7)$) после окончания введения болюса, но в момент введения физиологического раствора. Во втором исследовании (б, г) сканирование на уровне ствола воротной вены происходило через 13 с после начала сканирования, или через 30 с после начала болюсного введения, или через 10 с после окончания инъекции контрастного вещества. Сравнение протоколов: в первом протоколе (а, в) плотность аорты на 31-й секунде от начала болюсного введения составляла 302 ед.Н, во втором (б, г) была 257 ед.Н. На 50-й секунде от начала введения плотность ствола воротной вены составляла 114 и 89 ед.Н соответственно. Более высокая плотность аорты и воротной вены (а, в) была достигнута благодаря большему объему (дозе) контрастного вещества.

Резюме. Хотя значения плотности аорты (второе обследование) вполне достаточно для диагностики и даже 3D-реконструкции, очевидно, что такой дозы контрастного вещества недостаточно для усиления воротной вены (ее плотность менее 100 ед.Н), если, например, возникнет необходимость исключить метастазы в печени в отдаленном послеоперационном периоде. Однако такого объема 80 мл (доза) будет достаточно для оценки паренхимы печени в раннем послеоперационном периоде. Но если сделать задержку более длительной, увеличение плотности воротной вены будет выше, потому что в данном случае задержка является короткой, поскольку еще четко выражены признаки контрастного усиления кортикального слоя почек.

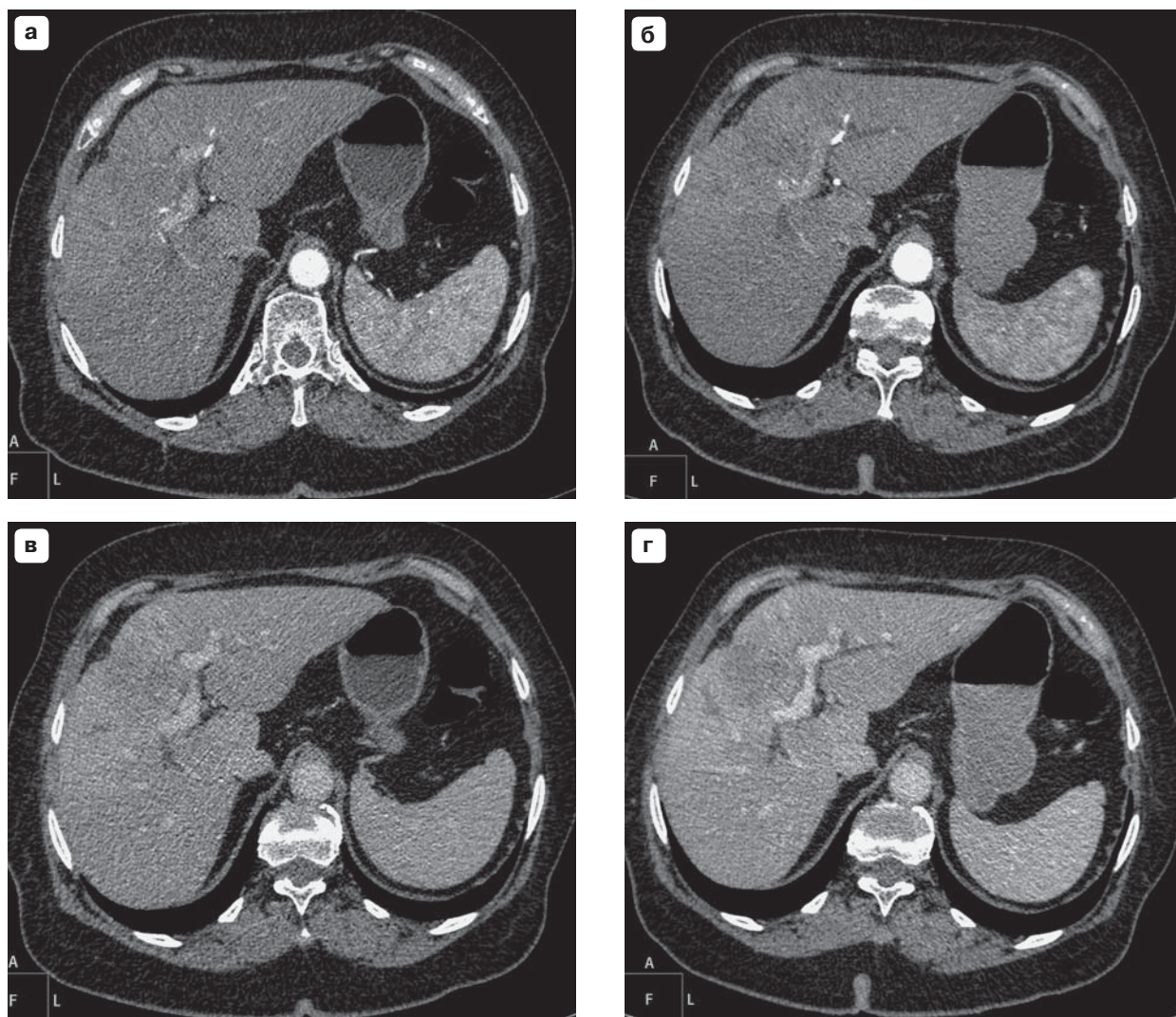


Рис. III.3.3. Сравнение разных объемов (95 и 120 мл) контрастного вещества, вводимых по одинаковым протоколам.

Пациентка 71 года, рост 167 см, масса тела 85, ИМТ = 30,57. Обследована дважды.

95 мл КВ-350 (а, в) вводили со скоростью 3,9 мл/с. При втором обследовании (б, г) использовали то же контрастное вещество (120 мл) и ту же скорость инъекции. В обоих протоколах использовали физиологический раствор (50 мл, скорость 4 мл/с) и порог плотности 120 ед.Н. Постпороговые задержки составляли 12 и 50 с соответственно. Локатор был установлен на 5 см каудальнее бифуркации трахеи. Стартовый уровень сканирования был на 2 см ниже уровня локатора. Пороговое значение плотности в первом исследовании (а, в) было достигнуто через 14 с, сканирование уровня ствола воротной вены было через 15 с после этого, или через 29 с от начала введения болюса контрастного вещества, или через 4,7 с = $(29 - (95 \text{ мл} : 3,9 \text{ мл/с} = 24,3))$ после окончания болюсной инъекции, но еще в момент введения болюса солевого раствора. Пороговое значение плотности во втором исследовании (б, г) было достигнуто через 13 с. Сканирование уровня воротной вены было через 16 с после этого, или через 29 с после начала введения болюса контрастного вещества, или еще продолжалось в течение 1,7 с = $(29 - (120 \text{ мл} : 3,9 \text{ мл/с} = 30,7))$ на протяжении болюсной инъекции контрастного вещества. Итак, при повторном исследовании солевой преследователь болюса контрастного вещества продолжал «действовать» в сосудах уже вне времени МСКТ-сканирования. Другими словами, мы сравниваем протоколы – болюс контрастного вещества плюс болюс солевого раствора (а, в) и только болюс контрастного вещества (б, г).

Рис. III.3.3 (окончание).

Сравнение протоколов: в первом протоколе (а, в) плотность аорты на 29-й секунде от начала болюсного введения контрастного вещества составила 273 ед.Н, во втором (б, г) она была 326 ед.Н.

На 67-й секунде от начала инъекции плотность воротной вены составила 100 и 149 ед.Н соответственно. При втором исследовании более высокая плотность аорты и воротной вены была достигнута благодаря большому объему (дозе) введенного контраста. Сравнение болюса контрастного вещества плюс солевой преследователь болюса (а, в) и лишь одного болюса контрастного вещества (б, г) показало преимущество болюса контрастного вещества в момент оценки на фоне продолжающегося введения препарата.

Резюме. При достаточно низком пороговом значении плотности (120 ед.Н) введение большого объема контрастного вещества будет явно связано с началом сканирования в момент продолжающегося введения контрастного вещества. В то же время меньший объем контрастного вещества обеспечивает практически такие же визуальные характеристики плотности аорты и ее ветвей, но имеет дополнительное преимущество – в случае экстравазации в конце инъекции болюса контрастного вещества можно прервать процедуру введения препарата, не начав сканирования. При продолжающемся введении контрастного вещества (большой его объем) теоретически можно сделать то же самое, но практически это не реально. Плотность воротной вены во втором исследовании только лишь подтверждает неизменность истины – большая доза контрастного вещества является основой более интенсивного контрастного усиления воротной вены в портально-венозную фазу.

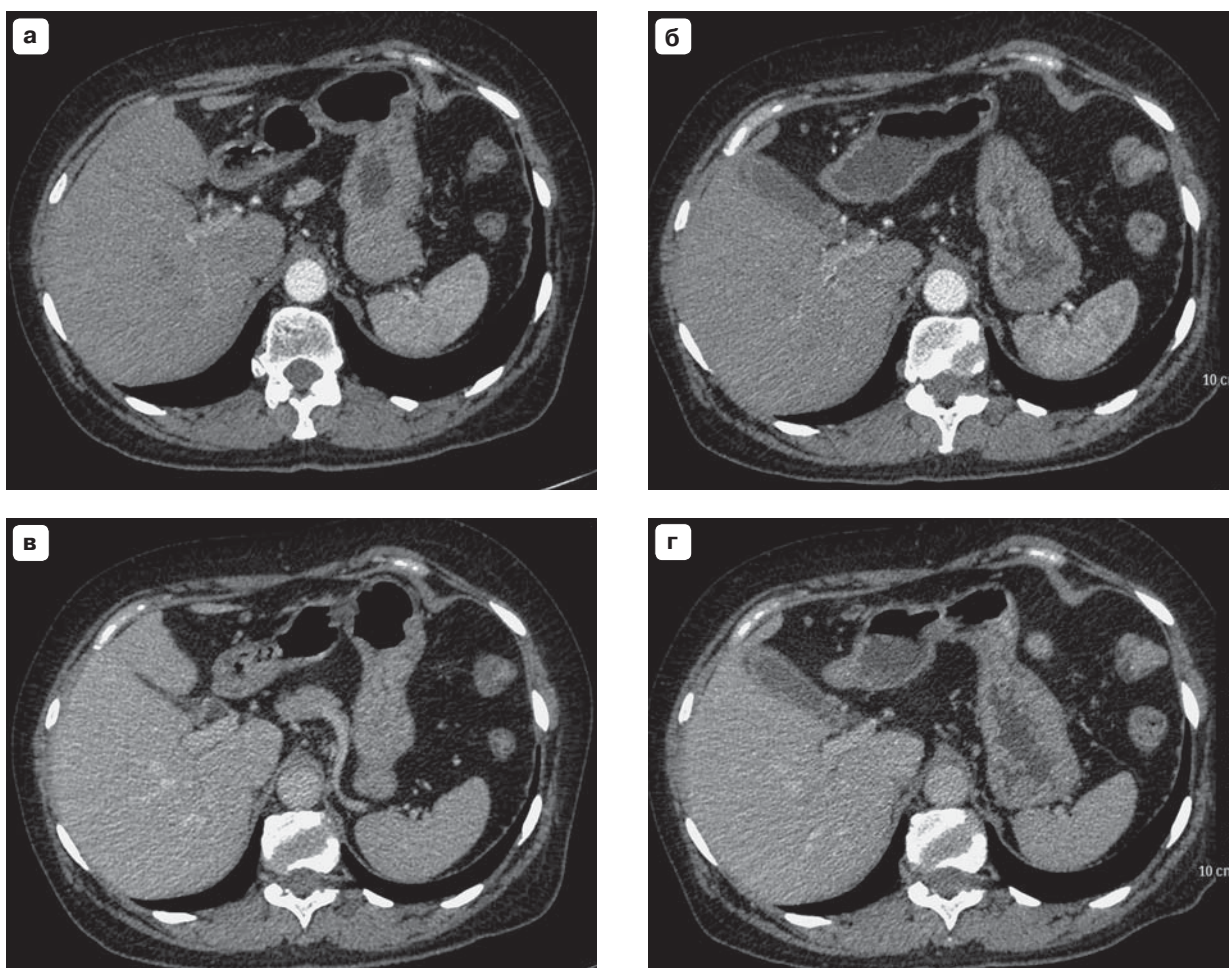


Рис. III.3.4. Сравнение разных объемов одного и того же контрастного вещества, введенного с разными скоростями при разных пороговых задержках плотности.

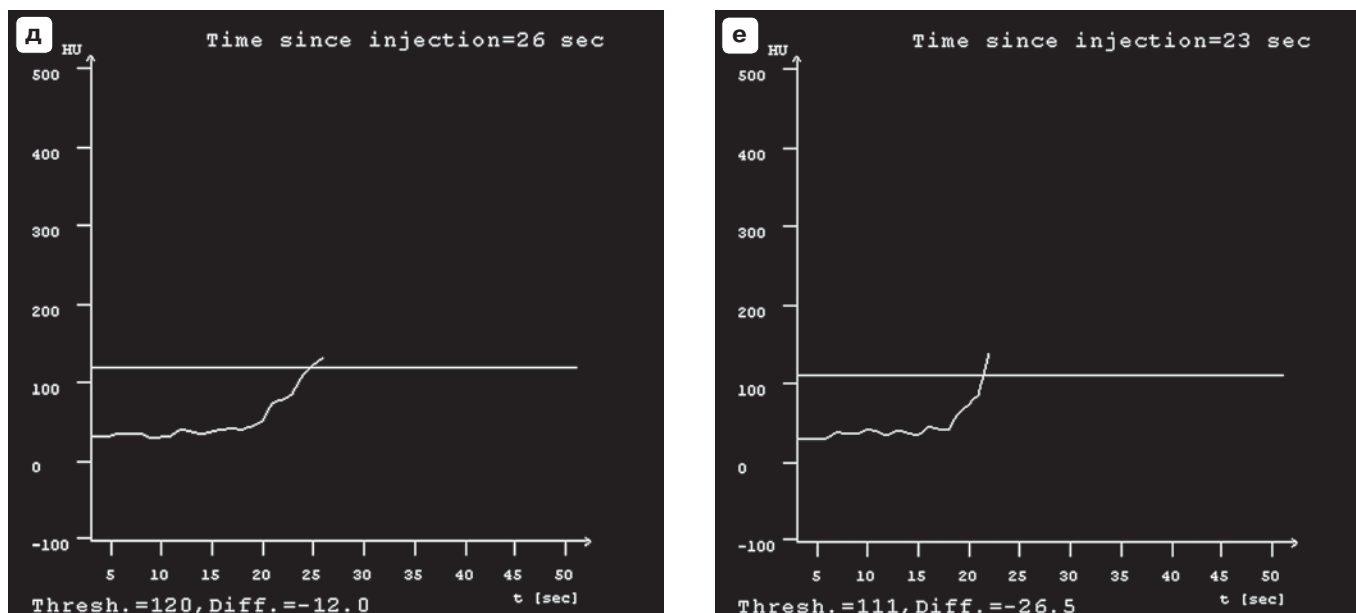


Рис. III.3.4 (окончание). Сравнение разных объемов одного и того же контрастного вещества, введенного с разными скоростями при разных пороговых задержках плотности.

Пациентка 54 лет, рост 174 см, масса тела 83 кг, ИМТ = 27,6. Обследована дважды.

КВ-350 был введен в обоих протоколах. В первом протоколе (а, в, д) вводили 90 мл контрастного вещества со скоростью 2,5 мл/с, во втором протоколе (б, г, е) – 85 мл контрастного вещества со скоростью 3 мл/с. За болюсом контрастного вещества следовал болюс 50 мл физиологического раствора с той же скоростью инъекции, что и инъекция контраста. Локатор был размещен на уровне бифуркации трахеи. Были использованы пороги 120 и 110 ед.Н. Время до достижения порога составило 26 и 23 с соответственно. Уровень ствола воротной вены сканировали через 41 и 37 с после начала введения контрастного вещества. В это время значения плотности брюшной аорты были 193 и 191 ед.Н, а контрастное усиление воротной вены 89 и 92 ед.Н соответственно. На 78-й и 62-й секундах контрастное усиление воротной вены составило 106 и 96 ед.Н.

Резюме. При низкой скорости инъекции и длительной постпороговой задержке запуск сканирования также будет достаточно запоздалым. Такие протоколы неприемлемы. Целесообразно использовать либо более высокую скорость введения, либо более высокие значения пороговой плотности. При более высокой скорости порог может быть меньше. При равной дозе контрастного вещества контрастное усиление ствола воротной вены будет одинаковым.

Не во всех странах разрешено использование больших объемов контрастного вещества. Так, например, в руководстве для пользователей двухголовчатого инжектора OptyVantage DH (Liebel-Flarsheim*) написано, что введение более 125 мл контрастного вещества одному пациенту не рекомендуется.

Возможно, более точная оценка соотношения объема вводимого контрастного вещества и объема циркулирующей крови сделает анализ контрастного усиления сосудов более объективным.

* • Liebel-Flarsheim Company LLC. Made in USA.

• Liebel-Flarsheim Company LLC, 2111 E. Galbraith Road, Cincinnati, OH 45237 USA.

• Guerbet, BP 57400, 95943 Roissy CdG Cedex, France (located at: 15 rue des Vanesses, 93420 Villepinte, France).

III.4. СКОРОСТЬ ИНЪЕКЦИИ ВВЕДЕНИЯ КОНТРАСТНОГО ВЕЩЕСТВА

Болюс низкомолекулярного контрастного вещества растворяется в кровотоке с первых же моментов его введения в вену. При этом одновременно часть болюса контрастного вещества проходит также сквозь стенку сосуда, между клетками эпителиальной выстилки, во внеклеточное пространство. Далее по законам гемодинамики из внеклеточного пространства с током крови контрастное вещество движется в направлении венозной системы пока по венозным сосудам различных диаметров не вернется в малый круг кровообращения для повторного прохождения (рециркуляции) по большому кругу кровообращения.

Другими словами, доставить неизменный болюс контрастного вещества из точки А (точки прокола вены, например, вены локтевого сгиба) в точку Б (произвольно выбранную область интереса в исследуемом органе пациента) невозможно. Этот процесс можно сравнить с ситуацией, когда вы расположились на привал на берегу реки, чтобы отдохнуть после длительного перехода. Перед выходом вы обязательно должны погасить костер. Но у вас есть только дырявый полиэтиленовый пакет небольшой емкости. Пока вы будете бегать к реке, зачерпывать из нее воду и нести ее к кострищу, большая часть воды будет пролита по пути. Какой выход?

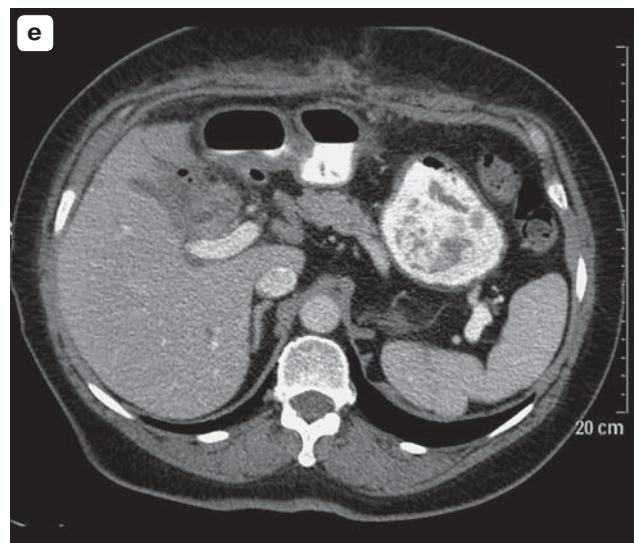
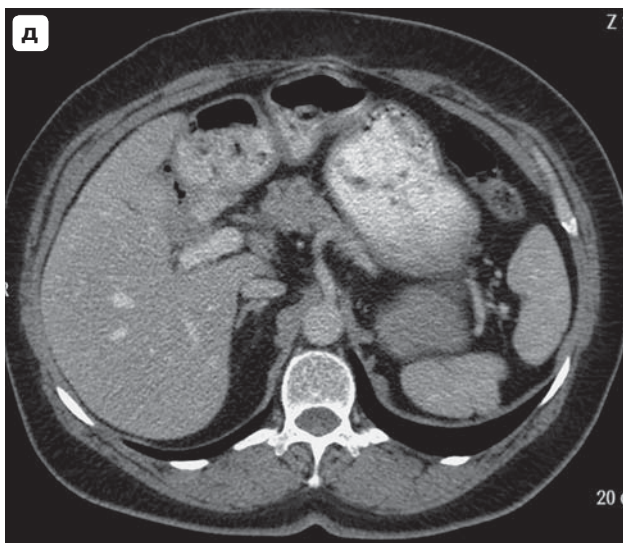
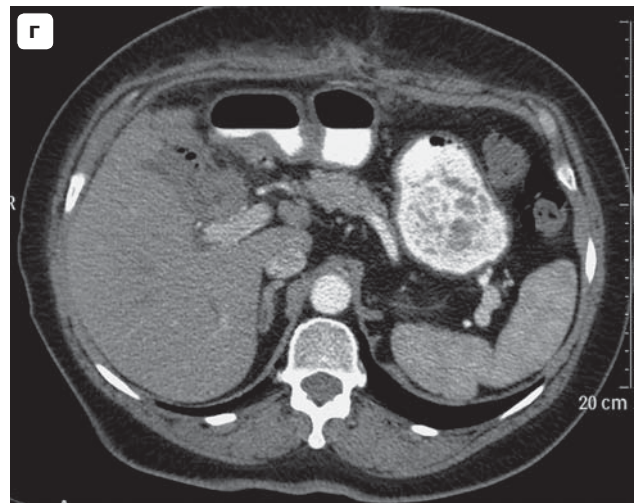
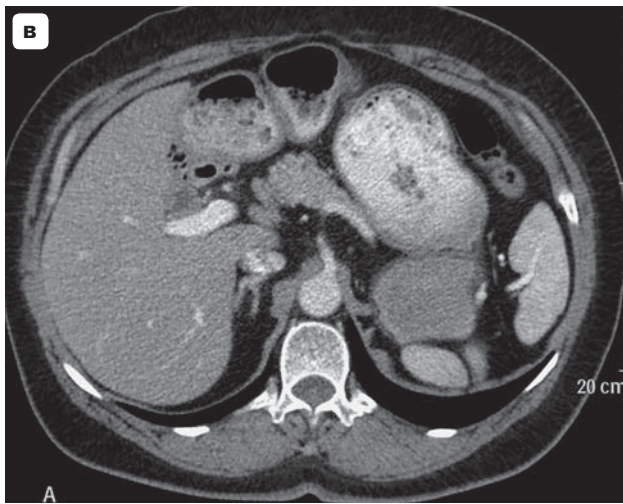
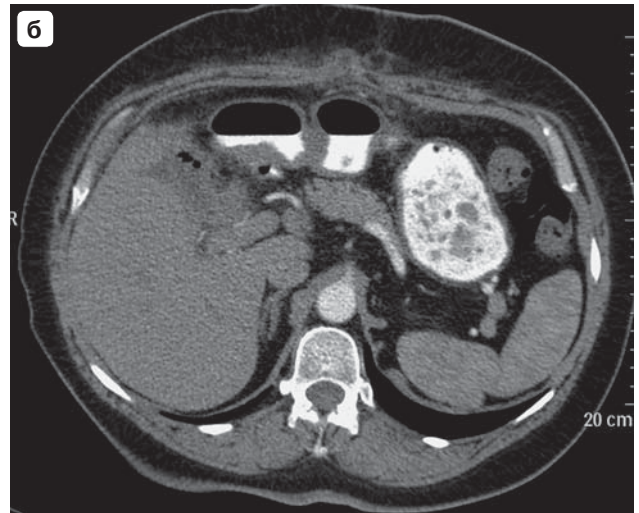
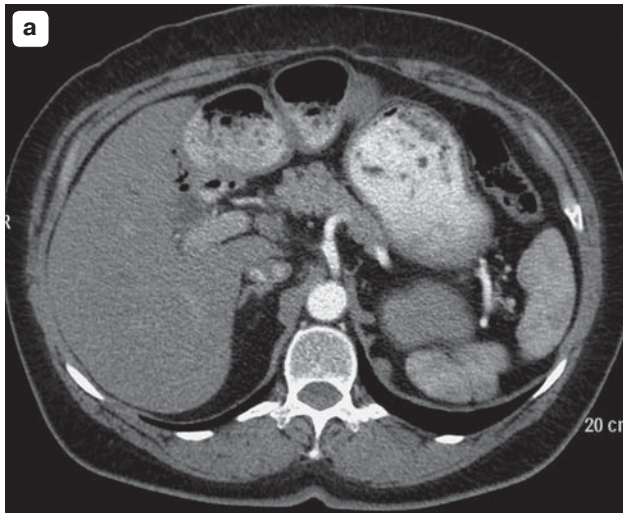
Необходимо набрать побольше воды и бежать как можно быстрее, тогда результат (погашенный костер) может быть достигнут достаточно быстро. Поэтому *эффективную (диагностическую) дозу контрастного вещества в зоне интереса можно получить либо путем инъекции большего объема препарата, либо за счет увеличения скорости доставки йода (большей скорости инъекции контрастного вещества)*. Дозу контрастного вещества, выбранную для каждого исследования, вводят с фиксированной скоростью инъекции или с фиксированной продолжительностью введения [Ichikawa T. et al., 2006]. Первый метод используется чаще всего. Преимущества второго метода обсуждаются в литературе.

Известно, что чем больше скорость инъекции, тем выше кривая «плотность–время», и пик такой кривой будет смещен влево [Вае К.Т., 2003; Fleischmann D., 2003]. Следовательно, время достижения пика контрастирования будет ближе к времени начала инъекции.

Частота сердечных сокращений является одним из ключевых компонентов, влияющих на эффективность использования протокола МСКТ при исследовании аорты и оценки эффективности артериальной фазы контрастного усиления органов и тканей.

Однако отношение к скорости инъекции при создании протоколов введения контрастного вещества противоречиво. *Высокая скорость инъекции обеспечивает быстрое достижение высокого значения пикового усиления. В то же время, если болюс короткий, кривая «плотность–время» после достижения пика начнет быстро опускаться вниз: чем короче болюс контрастного вещества, тем короче «плато» под кривой «плотность – время», во время существования которого значения плотности будут не ниже установленного перед инъекцией порогового уровня* (рис. III.4.1–III.4.4).

Одной из практических рекомендаций может быть следующее: для быстрого введения контрастного вещества необходимо использовать контрастное вещество с наименьшей вязкостью среди доступных в вашем отделении. Вязкость контрастного вещества варьируется при изменении температуры раствора контрастного вещества. Поэтому необходимо не забывать подогревать раствор контрастного вещества (необходимо всегда накладывать на шприц с контрастным веществом одеяло нагревателя, а перед заправкой инжектора подогревать флаконы с контрастным веществом



←

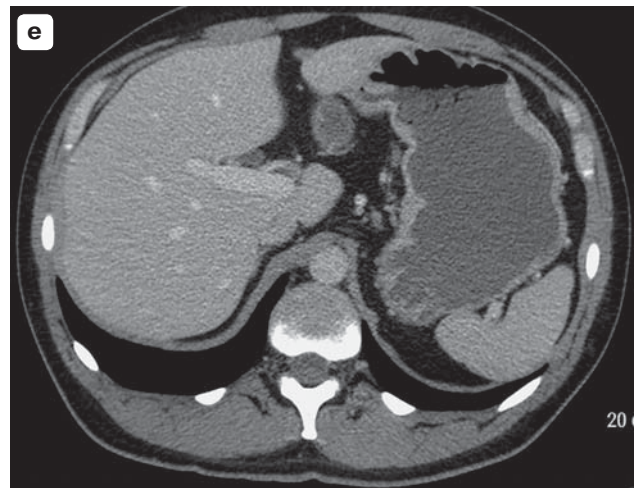
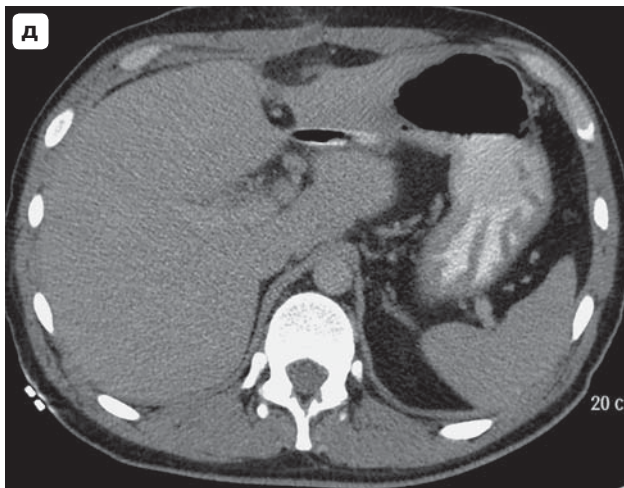
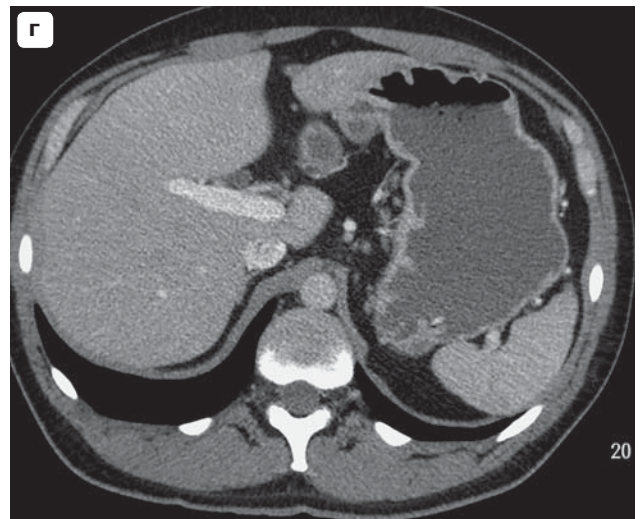
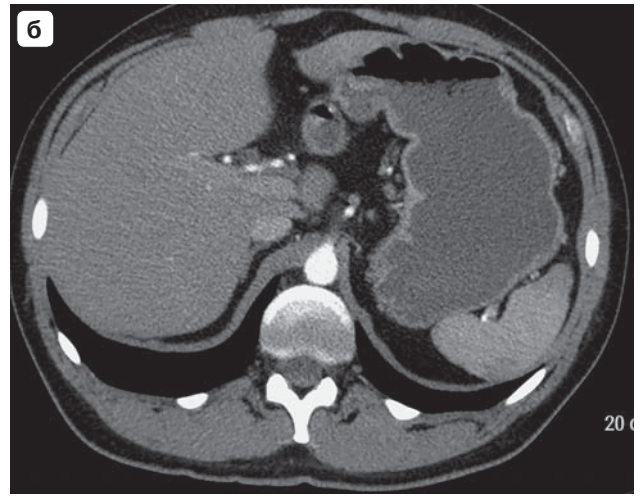
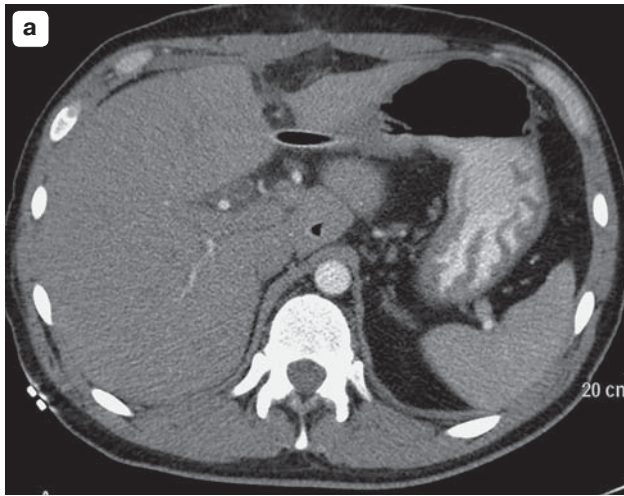
Рис. III.4.1. Сравнение разных скоростей (3 и 2 мл/с) при равных концентрациях и объемах контрастного вещества.

Пациентка 57 лет, рост 154 см, масса тела 74 кг, ИМТ = 31,22.

Обследована дважды.

Первый раз 80 мл KB-350 вводили со скоростью 3 мл /с (**а, в, д**), а во второй – со скоростью 2 мл /с (**б, г, е**). В обоих протоколах использовали один и тот же 50 мл солевой раствор, но его введение осуществляли со скоростью, равной скорости инъекции контрастного вещества (3 и 2 мл/с). Сканирование было в фиксированное время – 25–40–60 с в обоих исследованиях. Уровень начала сканирования был на 2 см выше правого купола диафрагмы. Сравнение протоколов: плотность аорты на 27-й секунде от начала введения болюса составила 214 ед.Н в первом протоколе (**а, в, д**) и 165 ед.Н во втором (**б, г, е**). На 42-й и 62-й секундах плотность воротной вены составила 169 и 110 ед.Н, 132 и 162 ед.Н соответственно. При первом исследовании сканирование на 27-й секунде начиналось практически в конце времени введения контрастного вещества. Во второй раз 80 мл контрастного вещества вводили 40 с. Это означает, что в течение сравниваемого времени со скоростью 2 мл было введено только 54 мл контрастного вещества. Естественно, что при введении всего (полного) объема (дозы контрастного вещества) в первом исследовании плотность аорты выше. Интерес представляет сравнение параметров плотности на 42-й секунде. Так, плотность аорты в первом протоколе уменьшилась до 149 ед.Н, в то время как во втором протоколе, наоборот, повысилась до 203 ед.Н. Итак, 42 с – время окончания инъекции во втором исследовании, которое идентично времени 27 с в первом протоколе, поскольку, как видно, плотность аорты в этих временных интервалах сопоставима (214 и 203 ед.Н). Такой же временной сдвиг отмечен при сравнении увеличения плотности портальной вены – на 42-й секунде при скорости 3 мл/с ее плотность была 169 ед.Н, а на 62-й секунде при скорости 2 мл/с ее плотность была равна 162 ед.Н. В первом протоколе интервал между окончанием инъекции контрастного вещества и максимальным (при сравнении всех трех этапов (фаз) сканирования) усилением воротной вены составлял 15 с (при скорости 3 мл/с). Во втором протоколе интервал между окончанием введения контрастного вещества (42 с) и максимальным усилением воротной вены (на 62-й секунде) (среди трех фаз сканирования) составлял 20 с (при скорости 2 мл/с). Так как после окончания введения контрастного вещества в обоих протоколах началось введение физиологического раствора с той же скоростью, то можно предположить, что это повлияло на увеличение плотности воротной вены.

Резюме. При небольшой скорости введения (2–3 мл/с) оценку контрастного усиления воротной вены нужно проводить в интервале 15–20 с с момента окончания болюсного введения контрастного вещества. Фазы контрастного усиления на 25–40-й секунде при скорости 3 мл/с фактически идентичны фазам контрастного усиления на 40–60-й секунде при скорости инъекции 2 мл/с. Другими словами, если скорость меньше, задержка сканирования должна быть больше.



←

Рис. III.4.2. Сравнение разных скоростей (3 и 5 мл/с) при равных концентрации и объеме контрастного вещества.

КВ-350 в объеме 80 мл вводили со скоростью 3 мл/с (а, в, д) и 5 мл/с (б, г, е). В обоих протоколах использовался один и тот же солевой раствор 50 мл со скоростью 4 мл/с. Сканирование происходило с фиксированной задержкой – 24–44–164 с в обоих исследованиях. Уровень начала сканирования был на 5 см выше правого купола диафрагмы. Протоколы сравнения первого и второго исследований: плотность аорты на уровне ствола воротной вены на 26-й секунде от начала введения болюса составила 171 и 242 ед.Н соответственно. На 46-й и 166-й секундах плотность ствола воротной вены составляла 130 и 154 ед.Н, 76 и 122 ед.Н соответственно. При первом исследовании длительность инъекции составляла 26,6 с, а уровень ствола портальной вены, на 26-й секунде, был пройден в момент непрерывного введения контрастного вещества. Продолжительность второй инъекции контрастного вещества (80 мл) составила 16 с. Это означает, что второе исследование началось после инъекции как всей дозы контрастного вещества, так и физиологического раствора. Ясно, что большая доза контрастного вещества обеспечила более высокое контрастное усиление аорты во втором протоколе. Очень показательны, что быстрое введение дозы (со скоростью 5 мл/с) позволило дольше сохранять высокую интенсивность самого болюса контрастного вещества. Данные, полученные на 46-й секунде, позволяют предположить, что в воротную вену со скоростью 3 мл/с поступило чуть меньше контрастного вещества, так как основная доза контрастного вещества еще не перфузировала внутренние органы и не поступила по венозной системе в воротную вену. Данные, полученные на 166-й секунде, показывают, что быстрое введение контрастного вещества обеспечивает компактную структуру болюса длительное время и довольно высокий уровень контрастного усиления портальной вены.

Видно, что изображение на 166-й секунде при инъекции со скоростью 5 мл/с практически идентично изображению на 46-й секунде при инъекции со скоростью 3 мл/с.

Резюме. Высокая скорость инъекции контрастного вещества обеспечивает достаточно продолжительный период интенсивного контрастирования воротной вены, что гарантирует повышение плотности печеночной паренхимы и облегчает процесс диагностики очаговых поражений печени, даже если сканирование выполняется не во время максимального контрастирования портальной системы.

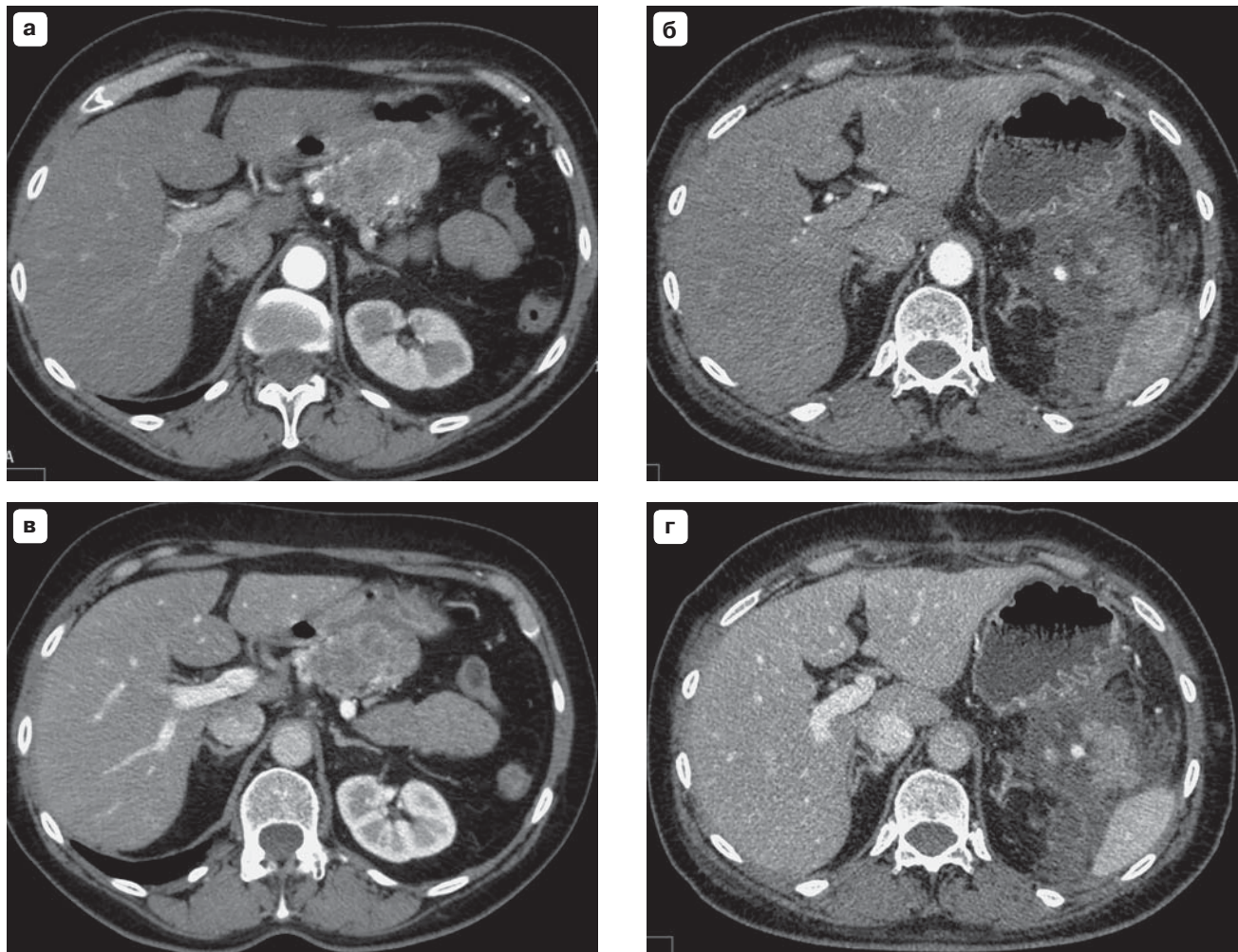


Рис. III.4.3. Сравнение близких скоростей (3,8 и 3,4 мл/с) при равных концентрации и объеме контрастного вещества.

Пациентка 57 лет, рост 170 см, масса тела 75 кг, ИМТ = 25,95.

Обследована с использованием 90 мл КВ-350. Контрастное вещество вводили со скоростью 3,8 мл/с (а, в) и 3,4 мл/с (б, г). В обоих протоколах был один и тот же физиологический раствор (50 мл, скорость введения 4 мл/с). При первом протоколе (а, в) использовалась фиксированная задержка сканирования (25 и 40 с). При первом исследовании начальный уровень сканирования был на 4 см выше правого купола диафрагмы. Время сканирования уровня воротной вены составило 27 и 42 с. Второе исследование (б, г): сканирование начиналось после достижения порогового значения плотности аорты 100 ед.Н, послепороговые задержки составили 10 и 30 с. Локатор был установлен на 2 см ниже бифуркации трахеи. Уровень начала сканирования был на 1 см ниже локатора. Пороговое значение плотности во втором исследовании (б, г) было достигнуто через 10 с, сканирование уровня воротной вены было через 14 и 34 с после этого или через 24 и 44 с от момента начала болюсного введения контрастного вещества. Протоколы сравнения: плотность аорты на 27-й секунде от начала введения болюса контрастного вещества в первом протоколе (а, в) и на 24-й секунде во втором (б, г) составляла 303 и 252 ед.Н соответственно. Плотность воротной вены на 42-й и 44-й секундах составила 185 и 173 ед.Н соответственно. В первом исследовании сканирование уровня ствола воротной вены проводилось после окончания инъекции контрастного вещества, а во втором – на фоне инъекции контрастного вещества. Во втором протоколе на момент сканирования была введена меньшая доза контрастного вещества. Но через 40 с в кровеносной системе циркулировали равные дозы контрастного вещества, и плотность воротной вены была практически одинаковой в обоих случаях.

Резюме. Даже при довольно невысокой скорости инъекции контрастного вещества (3,4 мл/с) пороговое значение плотности 100 ед.Н может быть достигнуто при условии продолжающегося введения контрастного вещества. То есть использование низкого порогового значения плотности при низкой скорости инъекции обеспечивает адекватное артериальное усиление.

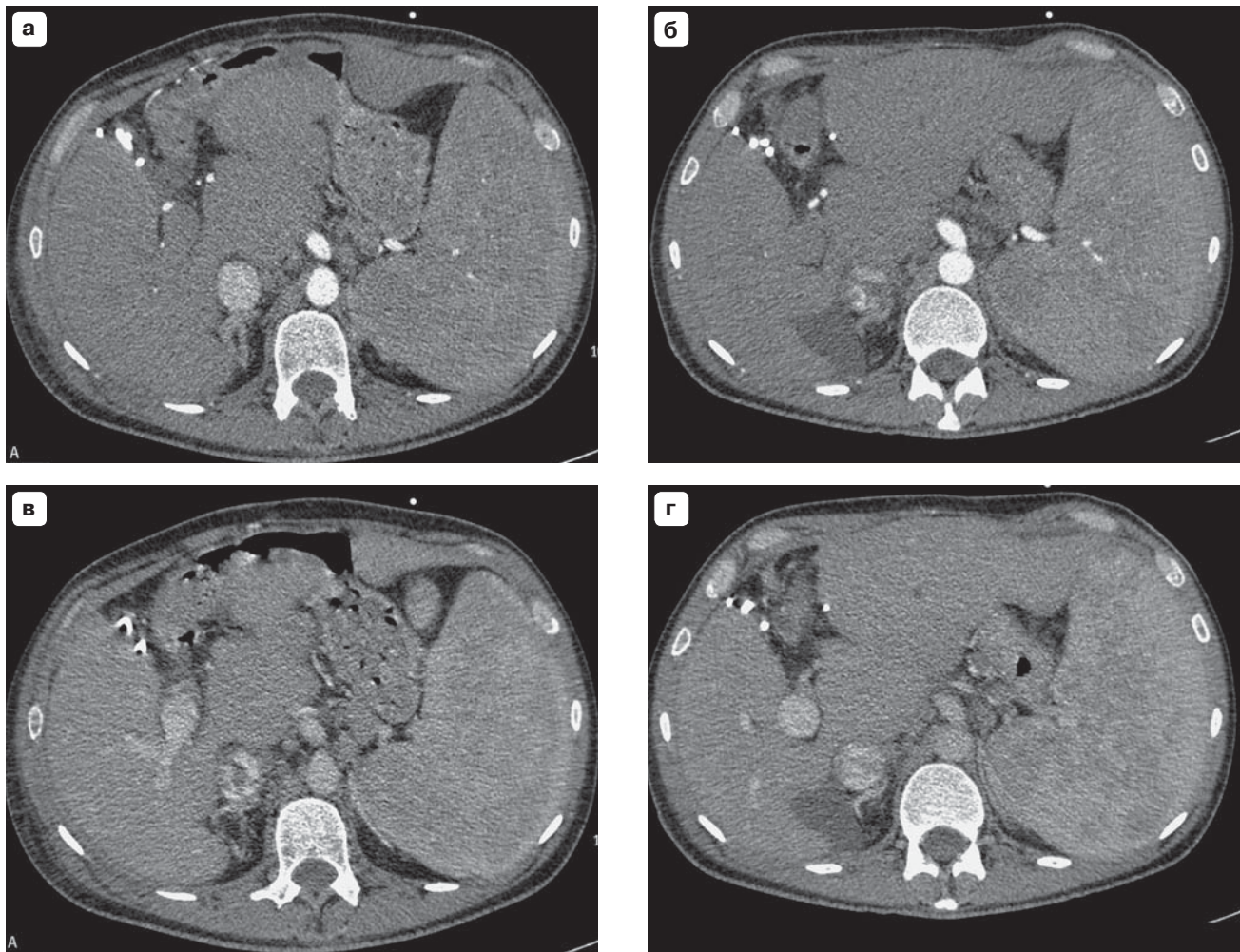


Рис. III.4.4. Протоколы сравнения при одинаковых объемах и концентрации контрастного вещества, но при разных скоростях (3,5 и 4 мл/с) инъекций.

Пациент 36 лет, рост 178 см, масса тела 70 кг, ИМТ = 21,15.

КВ-370 объемом 90 мл введено со скоростью 3,5 мл/с (а, в) и 4 мл/с (б, г). В обоих протоколах использовали один и тот же солевой раствор (50 мл, скорость введения 4 мл/с). Порог плотности 100 ед.Н. Постпороговые задержки – 10 и 30 с. Локатор был установлен на 5 см ниже бифуркации трахеи. Уровень начала сканирования был на 2 см ниже локатора. Пороговое значение плотности в первом исследовании (а, в) было достигнуто через 17 с. Сканирование уровня воротной вены было через 12 с после этого или через 29 с после начала введения болюса контрастного вещества. Пороговое значение плотности во втором обследовании (б, г) было достигнуто на 10-й секунде. Сканирование уровня воротной вены проводилось через 12 с после этого или через 22 с от начала введения болюса контрастного вещества. Сравнение протоколов: в первом протоколе (а, в) плотность аорты на 29-й секунде от начала болюсного введения контрастного вещества составляла 236 ед.Н, во втором (б, г) плотность аорты на 22-й секунде от начала болюсной инъекции контрастного вещества была 237 ед.Н. На 32-й секунде постпороговой задержки плотность воротной вены составила 123 и 122 ед.Н соответственно. Более высокая скорость введения во втором протоколе обеспечила более раннее увеличение плотности и более короткое время достижения установленного порога 100 ед.Н. Естественно, что в идентичной контрольной точке (время достижения пороговой плотности) при равной дозе в конце идентичного временного интервала (время для фазы воротной вены) плотность воротной вены была одинаковой.

Резюме. Высокая скорость инъекции контрастного вещества обеспечивает более раннее достижение пика контрастного усиления. Порог плотности преодолевается быстрее, поэтому оптимальное окно для улучшения визуализации аорты будет ближе к началу введения контрастного вещества. Улучшение контрастирования воротной вены в фазу воротной вены не зависит от скорости введения контрастного вещества. В течение соответствующего времени при равной дозе контрастное усиление будет идентичным.

Рис. III.4.4 (окончание).

Поэтому, прежде чем выбрать скорость инъекции контрастного вещества, необходимо точно представить, какова цель этого КТ-исследования, будет ли необходима высокая скорость инъекции или нет. Кроме того, следует помнить, что не всегда скорость инъекции является фактором, управляемым извне. Этому есть несколько причин. Во-первых, существует психологическое ограничение. Вы не станете рисковать и не начнете быстро доставлять йод (в контрастном веществе), если есть риск повреждения вены (флеботромбоз в анамнезе, многократные пункции вены до этого, химиотерапия в прошлом и т.д.). Во-вторых, даже если вы запрограммируете определенную скорость, контрастное вещество не обязательно будет доставляться с этой скоростью, потому что сопротивление, оказываемое потоку контрастного вещества, превышающее заданный вами определенный порог, является сигналом для перепрограммирования процессора инжектора, и скорость инъекции будет автоматически снижаться. Следует всегда обращать внимание на показатели, фиксированные на панели инжектора, – истинная скорость инъекции контрастного вещества может отличаться от запрограммированной. Этот фактор следует учитывать при оценке результатов сканирования с болюсным контрастным усилением. Как правило, физиологический раствор всегда доставляется с ранее запрограммированной скоростью. Причиной этого являются различия в вязкости контрастных веществ и физиологического раствора – солевой раствор вводится беспрепятственно.

или преднаполненные шприцы до температуры тела в специальных термостатных камерах). Используйте инъекционный катетер с максимально возможным диаметром. В нашем отделении используются катетеры, соединители и трубки, рассчитанные на сопротивление минимум 325 фунтов на квадратный дюйм.

Разумеется, все озабочены проблемой экстравазации контрастного вещества при использовании высокой скорости инъекции. Однако есть данные о безопасности процедуры даже при очень высокой скорости (8 мл/с) [Schueller G. et al., 2006] и даже при 10 мл/с [Bader et al., 1998]. Главное, нужно использовать безопасную методику пункции вены и правильно подключить все адаптеры в самой инъекционной системе.

Экстравазия контрастного вещества крайне неприятное, но не жизненно опасное осложнение. Даже тщательно наблюдая за всеми этапами подготовки к процедуре введения контрастного вещества и соблюдая все предосторожности, невозможно предвидеть, как поведет себя место прокола венозной стенки и не сместится ли бронюля, которую мы тщательно фиксируем не просто в просвете вены, но и пропускаем ее существенно проксимальнее места пункции.

Незначительный процент экстравазаций контрастного вещества всегда присутствует в каждом рентгенологическом отделении [Pond G.D., Dorr R.T., 1993; Jacobs J.E. et al., 1998]. Главное – вовремя распознать экстравазацию и прекратить дальнейшее введение контрастного вещества [Bellin M.-F. et al., 2002]. Однако если произошла экстравазация под апоневроз, пациент может не определить этот момент. Цитотоксическое воздействие раствора контрастного вещества на окружающие ткани наступает при осмоляльности 1420 мосм/кг воды. Даже у ионных рентгеноконтрастных веществ цитотоксичность гораздо ниже этого порога, а при использовании низкоосмолярных контрастных веществ она тем более намного ниже порогового уровня [Cohan R.H. et al., 1990; Jacobs J.E. et al., 1998]. Поэтому, как аргумент в пользу использования именно неионных рентгеноконтрастных средств, можно сказать, что они гарантируют пациенту отсутствие отсроченных проблем после экстравазации, чего нельзя сказать о состояниях после экстравазаций ионных контрастных веществ, которые приводили к контрактурам суставов и даже к обширным некрозам тканей.

Поэтому если экстравазация неионного контрастного вещества все же произошла, следует выполнить некоторые процедуры: верхнюю конеч-

ность держать в приподнятом положении, приложить к месту экстравазации холодный компресс (пузырь со льдом) в первый день и согревающие компрессы во второй день. Это позволит безопасно решить проблему лечения такого осложнения. Естественно, первые 2 дня пациент должен находиться под наблюдением медицинского персонала.

Считается, что скорость 4 мл/с является оптимальной для МСКТ-исследования [Eyer B.A. et al., 2005; Revel M.P. et al., 2005; Johnson P.T. et al., 2007], включая МСКТ-исследования у пациентов с циррозом печени [Ichikawa T. et al., 2006]. Продолжительность инъекции позволяет рассчитать не только время достижения пика контрастного усиления аорты, но и пики контрастного усиления в другие фазы сканирования. При введении контрастного вещества с фиксированной длительностью инъекции 4 мл/с время пиков усиления аорты, гепатоцеллюлярной карциномы, воротной вены и паренхимы печени было на 40, 45, 50 и 60-й секундах соответственно. Если длительность инъекции превышает 30 с, пик контрастного усиления аорты становится существенно ниже [Ichikawa T. et al., 2006].

III.5. ЗАДЕРЖКИ СКАНИРОВАНИЯ

На классической рентгенограмме или ангиограмме структурные элементы изображения возникают одновременно на всей плоскости зоны интереса. Оценка патологических состояний или динамики контрастного усиления сосудов производится также одновременно, по всей плоскости зоны диагностического интереса. Таким образом, осуществляется оценка динамики процессов по серии снимков или по киноплёнке.

КТ-изображение возникает в результате более сложных процессов спирального вращения рентгеновской трубки вокруг тела пациента и сбора данных о ее излучении из каждого детектора, находящегося во множестве их рядов (64 ряда – минимум в современных МСКТ-сканерах). КТ-изображение формируется из элементов (пикселей), полученных не одновременно, а с некоторой временной задержкой, необходимой для перемещения сканирующего луча через плоскость интересующей области. Сканирование области интереса, как правило, проводится в краниокаудальном направлении, но в некоторых случаях оно проводится в противоположном направлении. Благодаря быстрому МСКТ-сканированию и быстрому перемещению стола с пациентом можно комбинировать направление сканирования в зависимости от изучаемой фазы контрастного усиления. Естественно, что КТ-характеристики гемодинамики в разных органах полностью зависят от продолжительности сканирования. Например, при медленном сканировании плотность паренхимы печени и очаговых поражений печени в сегментах, расположенных под диафрагмой, будет отличаться от аналогичных данных, полученных на уровнях ниже ствола воротной вены. На краниальных уровнях сканирования данные соответствующей фазы будут «чище» (то есть иметь характеристики оптической плотности, характерные для этой фазы контрастного усиления). При продолжении сканирования в каудальном направлении на срезах будет больше характеристик последующей фазы контрастного усиления, так как изображения будут строиться с более длительной задержкой от начала введения контрастного вещества.

Когда имеется только лишь контрастное усиление печеночных артерий и нет признаков контрастного усиления портальной вены, такая печеночно-артериально-доминантная фаза сканирования проводится слишком рано. В то же время если печеночные вены имеют ту же плотность, что и портальные венозные структуры, задержка для такой печеночно-артериальной фазы слишком велика. Контрастное усиление печеночных вен

указывает на то, что будет достигнута значительная степень контрастного усиления печеночной паренхимы [Ichikawa T. et al., 2006].

При быстром сканировании, особенно при обследовании небольшого анатомического региона, такие различия фактически исчезают. Быстрое МСКТ-сканирование обеспечивает визуализацию совершенно новых КТ-признаков, которые при использовании спиральной КТ не могли быть получены во время соответствующей фазы контрастного усиления, поскольку рециркуляция крови с контрастным веществом в области исследования возникала раньше, чем сканирующий луч проникал через исследуемую плоскость. Например, одинаковое временное окно необходимо для артериальной фазы при спиральной КТ печени и для двух артериальных фаз при МСКТ. Естественно, что индивидуальная задержка сканирования зависит от многих функциональных факторов.

Динамика прохождения болюса контрастного вещества в аорте и артериях, диагностические окна, вымывание контрастного вещества, пик контрастного усиления и вымывание контрастного вещества изучены во многих исследованиях [Bae K.T., 2003; Fleischmann D., 2003].

На выбор индивидуальной задержки при контрастировании влияют различные факторы, в том числе морфологические и функциональные изменения исследуемых органов и очаговых поражений [Yamamoto K. et al., 2002]. В фармакокинетическом исследовании на модели свиньи было изучено время достижения максимального усиления аорты. Если длительность инъекции превышала время до пика контрастного усиления после тест-болюса, пик контрастного усиления аорты увеличивался, достигая максимума после окончания инъекции [Bae K.T. et al., 1998].

Сумма задержек сканирования плюс длительность сканирования используются при расчете объема контрастного вещества для многодетекторной КТ-ангиографии. На более быстром сканере задержка сканирования должна быть больше, чтобы сканирование было проведено в момент максимальной оптической плотности болюса [Cademartiri F. et al., 2004; Bae K.T., 2005].

Время перемещения контрастного вещества от правой половины сердца к аорте было рассчитано теоретически и названо временем прохождения, или транзитным временем, равным 9,7 с [Leggett R.W., Williams L.R., 1995]. В клинических исследованиях было показано, что время прохождения соответствует временной задержке от завершения введения контрастного вещества до времени пика контрастного усиления аорты (равного 10 с) [Ichikawa T. et al., 2006].

Таким образом, точный выбор задержки между началом инъекции контрастного вещества и началом сканирования является основным компонентом протокола каждого МСКТ-исследования. Задержка определяет «чистоту» фазы контрастного усиления. При неправильно выбранной задержке при сканировании могут быть признаки «смешанной» фазы. Например, будут визуализироваться контрастированные сосуды двух сосудистых систем.

В «классической» спиральной КТ были три принципа выбора задержки после запуска инъекции контрастного вещества. Существовала эмпирически выбранная задержка, фактически фиксированная задержка, задержка, рассчитанная после инъекции тест-болюса, и технология отслеживания болюса.

Эмпирически выбранная задержка может также применяться и при МСКТ, однако при МСКТ время сканирования значительно короче, чем при спиральной КТ, поэтому существует высокая вероятность того, что время достижения пика плотности болюса (в сосудах или органах) может наступить в начале или в конце, или вообще вне времени МСКТ-сканирования.

Временные параметры задержки, рассчитанные по данным пробного болюса (тест-болюса), отличаются от действительной «рабочей» задержки также потому, что пик пробного болюса наступает немного раньше, чем реального болюса. Например, из-за различий их объемов (рис. III.5.1). Кроме того, такая методика влечет за собой дополнительный расход контрастного вещества и дополнительную дозу облучения для пациента.

Поэтому сейчас технология отслеживания болюса контрастного вещества является наиболее оптимальной технологией расчета индивидуальной задержки сканирования. Она применяется для расчета времени начала МСКТ-исследования аорты и ее ветвей или артериальной фазы контрастного усиления паренхиматозных органов [Goshima S. et al., 2007; Kondo H. et al., 2007]. Технология отслеживания болюса основана на оценке динамики прохождения контрастного вещества через интересующую область (ROI) (рис. III.5.2).

Соответственно серия низкодозовых сканирований выполняется в плоскости, выбранной рентгенологом или рентгенолаборантом. Эта плоскость имеет специфическое название – уровень локатора. Сканирование начинается после превышения пороговой плотности в ROI (см. рис. III.5.2). Минимальное время начала сканирования – это время перемещения стола с уровня локатора на начальный уровень зоны исследования. Это время при выборе постпороговой задержки автоматически устанавливается процессором МСКТ-сканера и определяется как *минимальная постпороговая задержка*. В литературе время для перемещения стола от уровня локатора до уровня начала исследования описывается как время прохождения (время транзита, транзитное время) [Bae K.T. et al., 2007].

Ключевыми моментами для проведения МСКТ-исследования с технологией отслеживания болюса будут выбор области интереса, выбор значения пороговой плотности и задержки от начала введения контрастного вещества *В* до начала низкодозового сканирования, *постпороговая задержка для запуска МСКТ-исследования после достижения установленного порога плотности (для артериальной фазы) и при необходимости еще несколько задержек (для других фаз усиления контрастности)*.

Область интереса: необходимо правильно и особенно точно выбрать эту зону, чтобы разместить ее над сосудом или камерой сердца (см. рис. III.5.2.). В результате смещения тела пациента относительно выбранных координат небольшая часть области интереса (ROI) может оказаться за пределами сечения пульсирующего сосуда, особенно если она расположена не в центральной части сечения сосуда. Следовательно, лучше использовать большую область ROI, практически равную площади сечения сосуда, не соседствующую с верхней полой веной.

Если все же возникла такая неприятная ситуация и выбранная вами ROI оказалась вне плоскости сечения сосуда, такую проблему можно также решить. Если при отслеживании прохождения болюса контрастного вещества вы не отмечаете никаких изменений на кривой «плотность-время», но уверены, что контрастное вещество находится в сосудах (признаков экстравазации нет и пациент не жалуется на боли в руке или на озноб в теле), *сканирование можно запустить вручную*. Естественно, такое начало сканирования будет происходить не во время рассчитанной задержки, а после окончания введения контрастного вещества. Задержка будет дольше, но оценить степень контрастного усиления (в худших условиях) все же будет возможно.

Порог плотности (обычно это 100, 120, или 150 ед.Н) фактически означает, что сканирование может начаться при прохождении через область установленной вами ROI начального или даже среднего сегмента болюса контрастного вещества.

Несколько более высокая пороговая плотность обеспечивает большую задержку сканирования. Следовательно, высока вероятность того, что сканирование начнется во время максимального повышения контрастности [Cademartiri F. et al., 2004; Vae K.T., 2005].

Следовательно, очень важно правильно выбрать временной интервал (задержку) между достижением порога плотности и началом МСКТ-сканирования (см. рис. III.5.2). Если задержка является оптимальной, время прохождения болюса (время доставки контрастного вещества) будет максимально совпадать с продолжительностью сканирования выбранной области при МСКТ-исследовании. Повышение контрастности будет максимальным.

Правильно рассчитанная задержка от начала доставки контрастного вещества до начала сканирования низкой дозой позволяет уменьшить дополнительную лучевую нагрузку на пациента. Однако поскольку кровообращение (и перемещение болюса контрастного вещества)

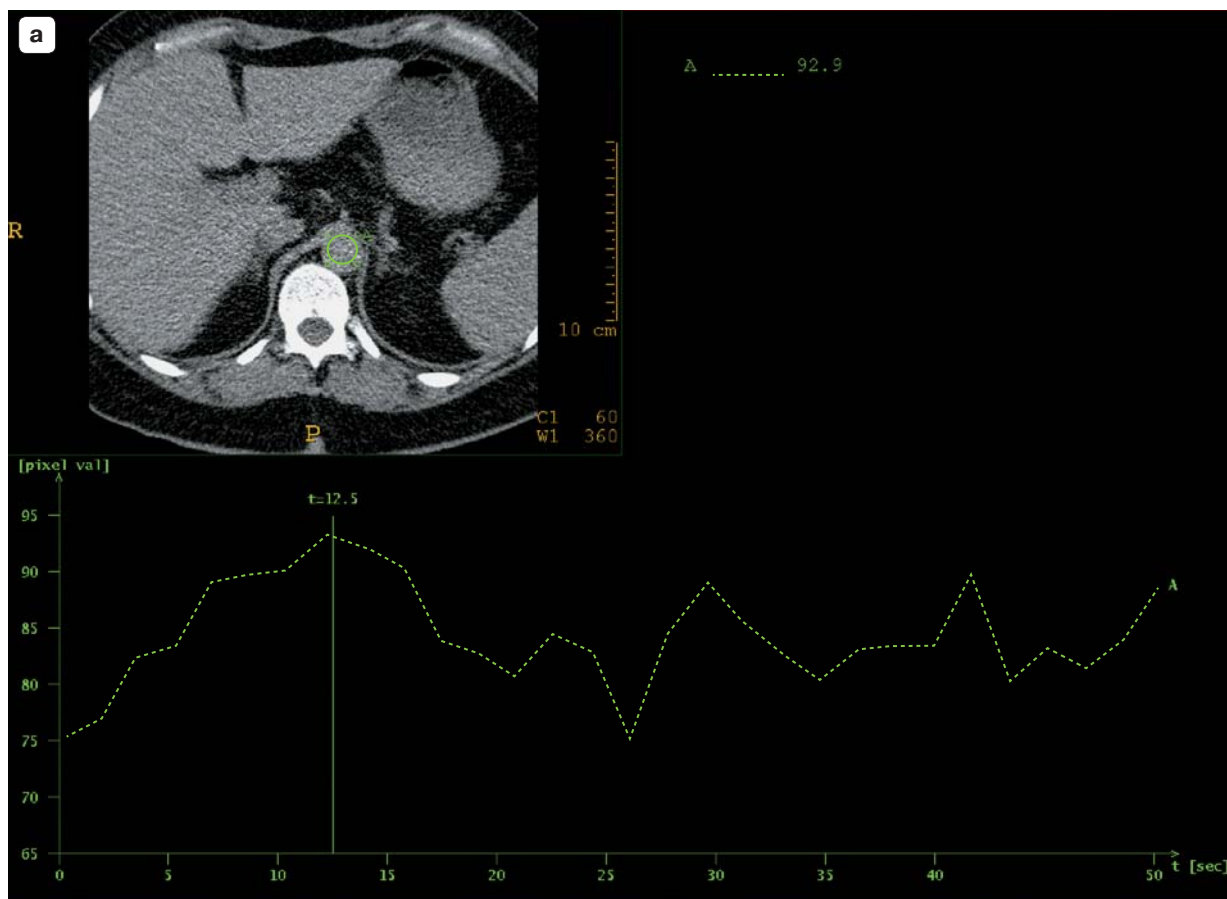
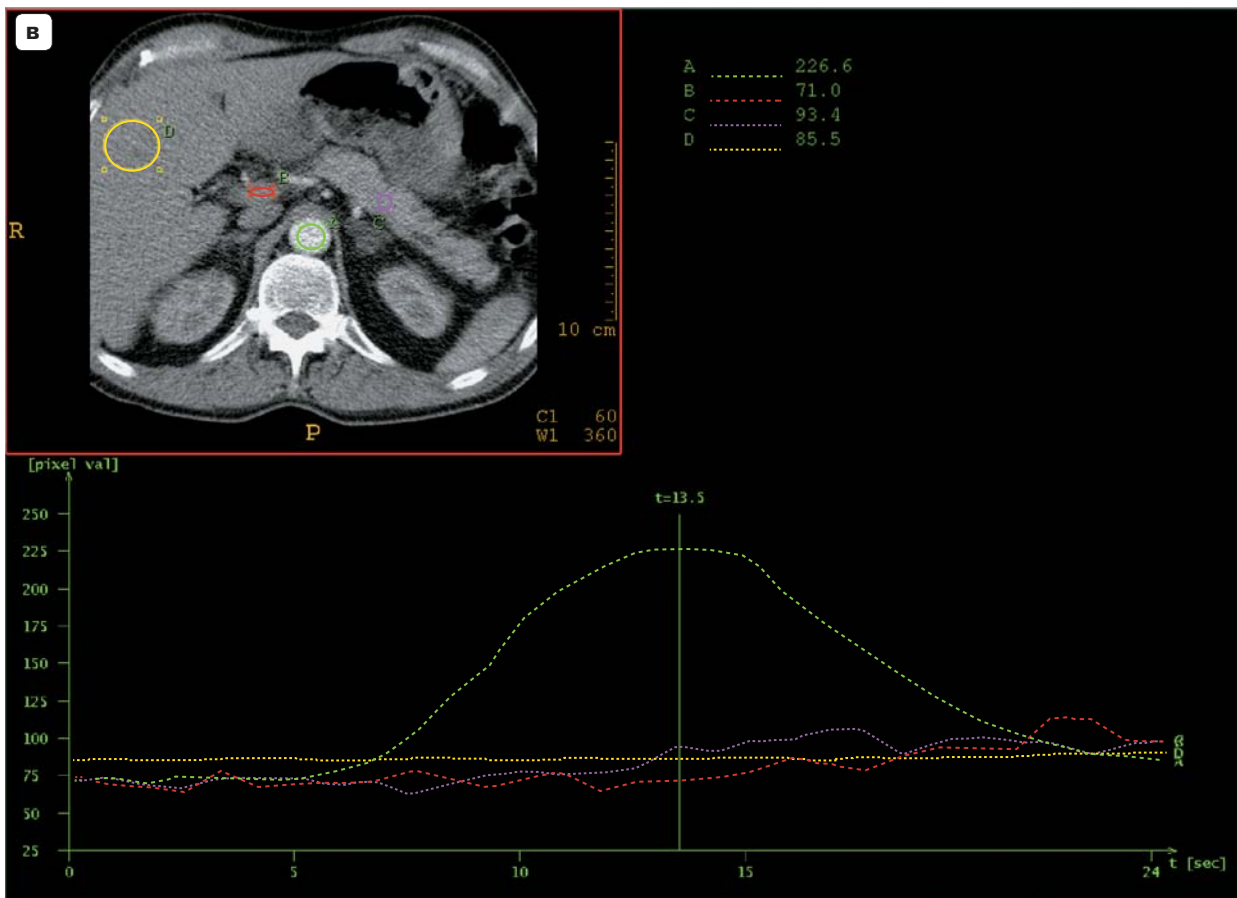
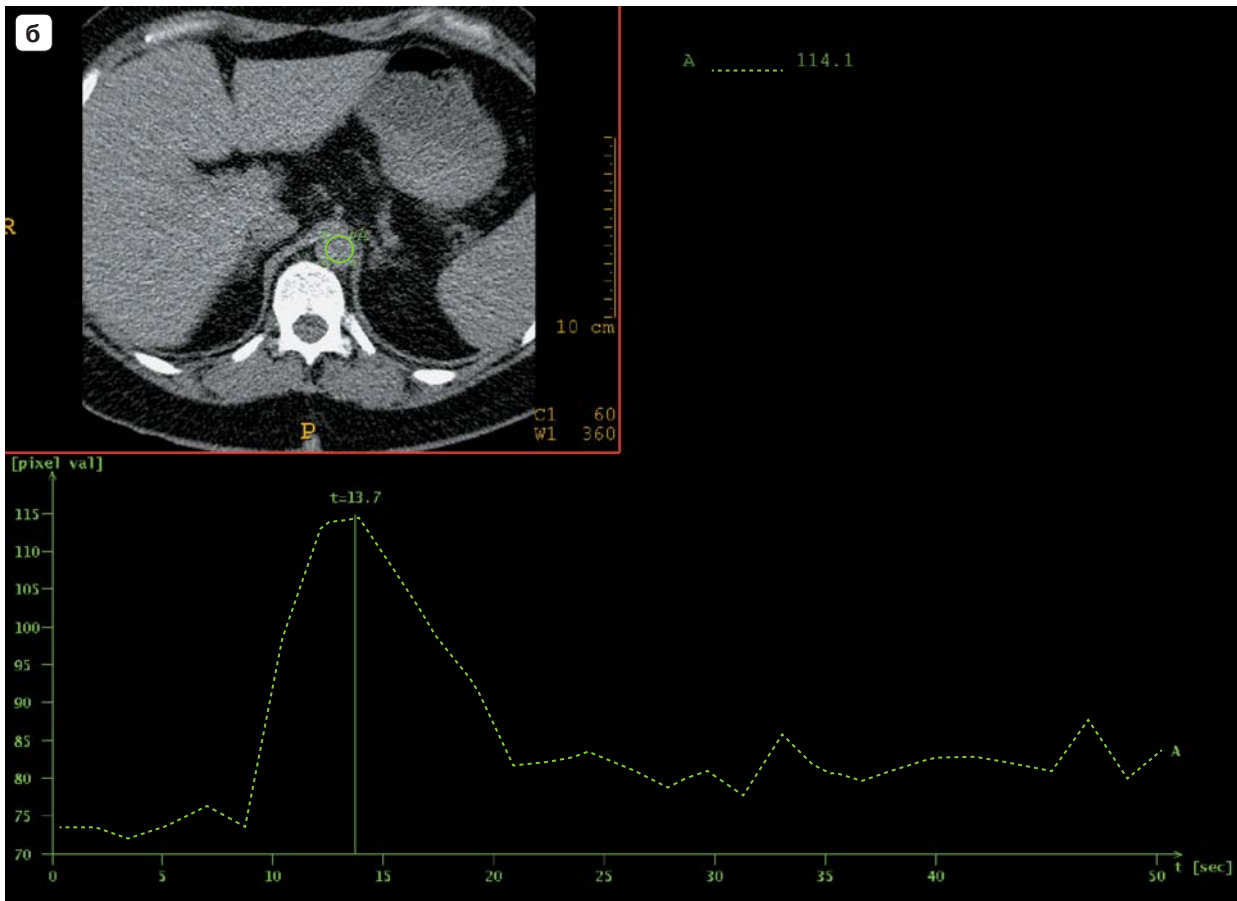


Рис. III.5.1. Пробный болюс (тест-болюс).

Если ввести 10 мл контрастного вещества и выполнить серию последовательных сканирований с низкой дозой рентгеновского излучения, без смещения стола, на одном уровне, например на уровне брюшной аорты, то можно получить данные для построения графика «время–плотность». На таком графике определяются максимальное значение плотности или пика контрастного усиления и время до пика контрастного усиления (а). Инъекция 10 мл контрастного вещества с последующим введением физиологического раствора (10 мл) позволяет получить более наглядные графики «время–плотность» (б). При введении 20 мл болюса контрастного вещества с последующим введением 20 мл физиологического раствора или солевого преследователя болюса контрастное усиление аорты определяют визуально (в). На кривых таких графиков можно выявить изменения плотности и пиков контрастного усиления в других ROI (зонах интереса), например в стволе воротной вены, паренхиме печени и поджелудочной железы.



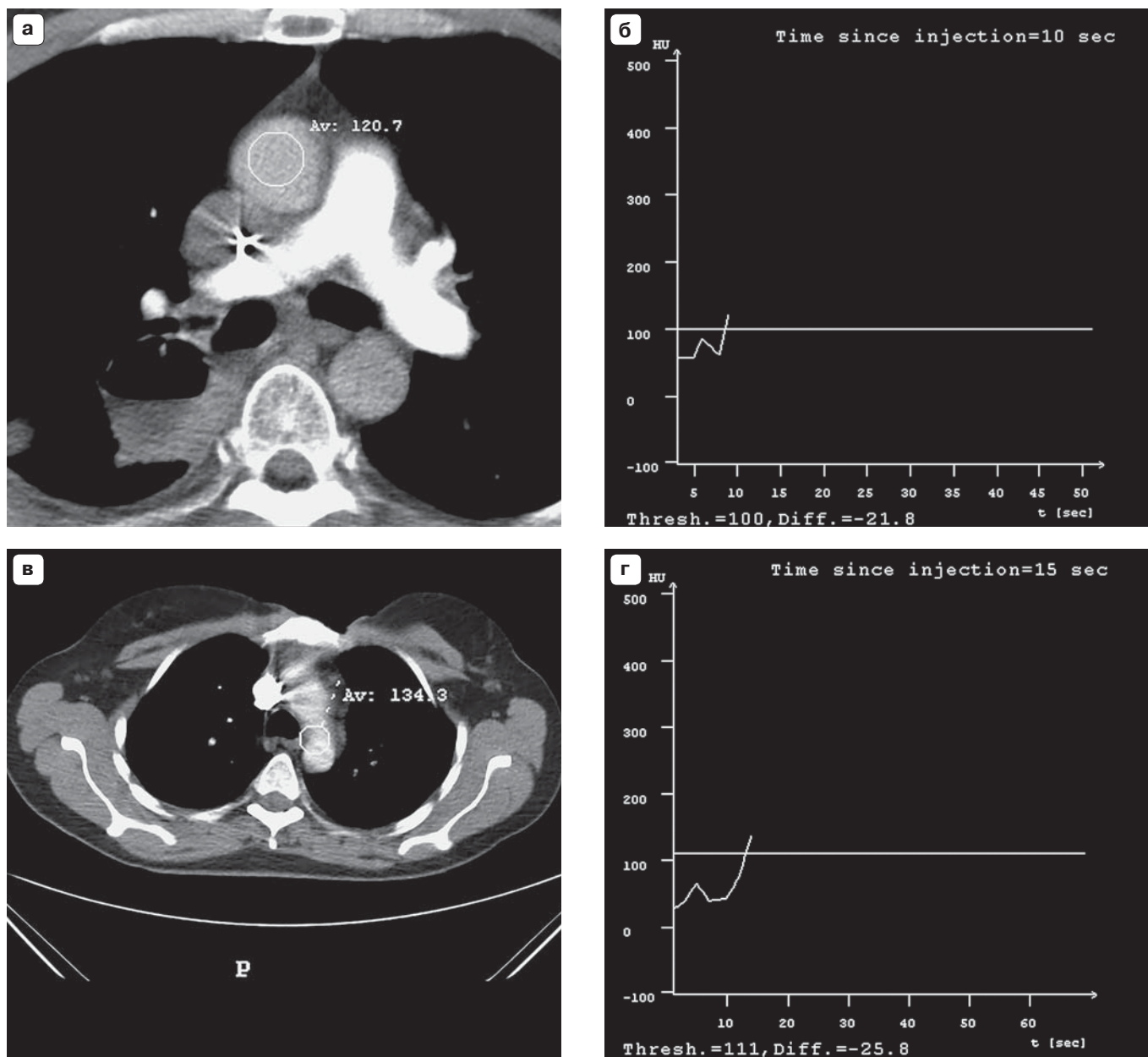


Рис. III.5.2. Технология отслеживания болюса КВ.

а – МСКТ-исследование больной 65 лет, рост 166 см, масса тела 62 кг, ИМТ = 22,5. После введения болюса 90 мл КВ-350 со скоростью 4 мл/с был введен физиологический раствор – 50 мл со скоростью 4 мл/с. ROI была помещена на восходящую аорту, порог плотности 100 ед.Н был достигнут на 10-й секунде (**б**). Непроизвольные движения пациента на столе во время исследования могут вызвать смещение ROI относительно запланированных координат (**в**): пациентка 34 лет, рост 170 см, масса тела 62 кг, ИМТ = 21,45, была обследована с тем же протоколом инъекции. Порог 110 ед.Н был достигнут за 15 с (**г**).

индивидуально для каждого пациента, для достоверного определения порогового значения плотности при процедуре повышения контрастности сосудов или тканей (болюсном контрастном усилении) нет необходимости делать такую задержку слишком длинной.

Проблема индивидуального выбора задержки становится еще более важной для пациентов с правожелудочковой недостаточностью или легочной гипертензией [Kirchner J. et al., 2000; Lee C.H. et al., 2007].

Задержка сканирования является важным фактором управления временем сканирования на заданном уровне (или в области исследования). По сути, это многокомпонентная задержка, которая включает в себя *истинную задержку или время достижения пороговой плотности* (выбираемой лучевым диагностом любым способом) и *минимальное время, необходимое для перемещения стола от уровня сбора информации в интересующей области (уровня локатора) в уровень начала сканирования* (время перемещения стола, которое зависит исключительно от основных характеристик сканера) (рис. III.5.3–III.5.7).

Проблема заключается в выборе точной задержки для сканирования в фазу воротной вены. Задержки от 50 до 60 с при использовании порога плотности 100 ед.Н позволяют получить оптимальное контрастирование печени [Chung Y.E. et al., 2006]. При фиксированных длительностях инъекций 20 и 30 с после завершения введения контрастного вещества обеспечивается максимальное контрастное усиление ствола воротной вены и печени соответственно [Erturk S.M. et al., 2005].

Пороговая задержка может также использоваться для запуска сканирования при достижении порогового контрастного усиления воротной вены. Но в таких протоколах МСКТ исключается возможность выполнения артериальной фазы, что сделает такие исследования неполными. Поэтому *время задержки для оценки контрастного усиления воротной вены определяется опытным путем.*

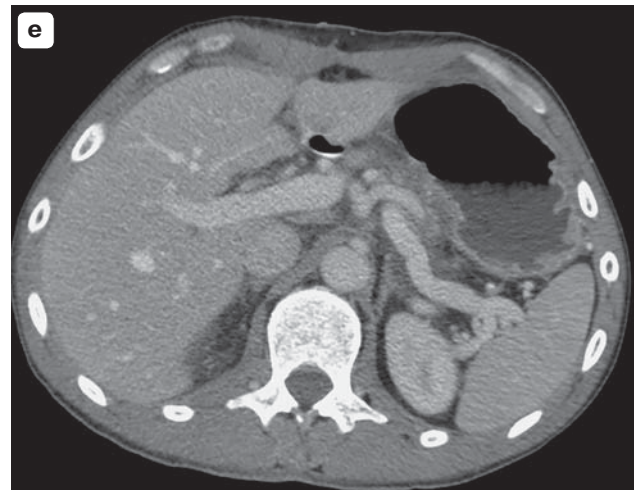
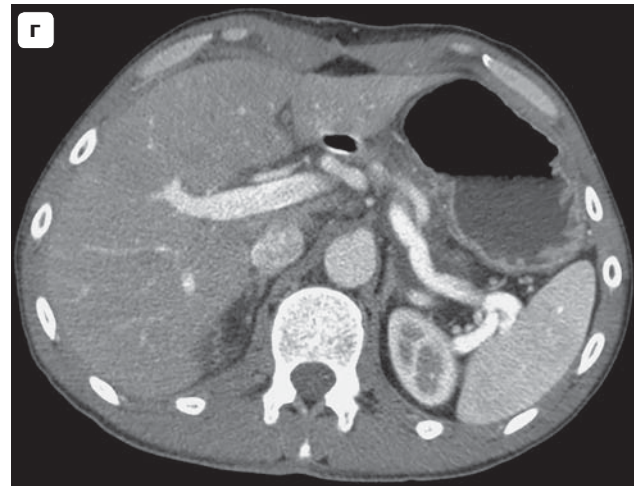
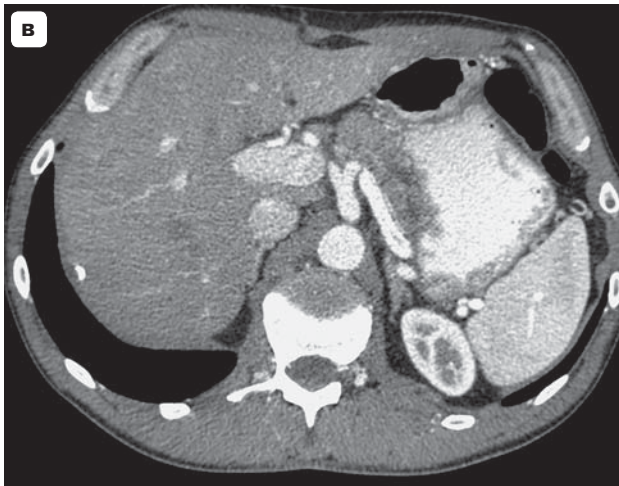
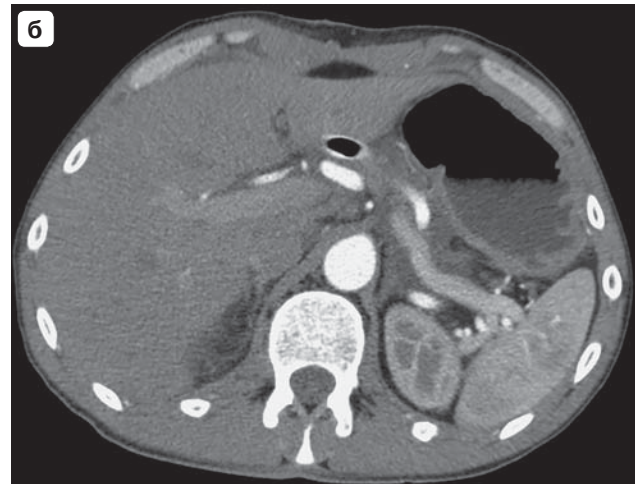
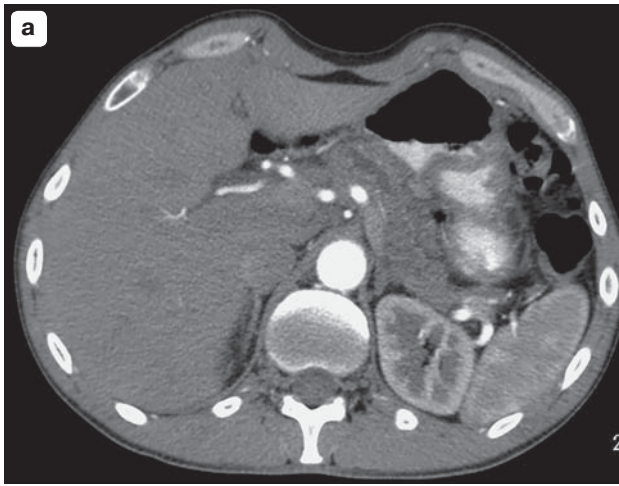
Однако если целью МСКТ-исследования является только диагностика метастазирования в печень, возможно использование технологии оценки порогового значения плотности воротной вены для планирования такого протокола.

В ряде научных публикаций были оценены варианты индивидуальных задержек при МСКТ-исследованиях различных органов [Goshima S. et al., 2007; Kondo H. et al., 2007; Ma X. et al., 2008].

Считается, что фиксированная длительность введения контрастного вещества является надежным способом избежать ошибок при выборе задержки сканирования, поскольку вычисление фиксированной продолжительности введения проще, чем вычисление времени задержки с использованием методов визуализации болюса или технологии отслеживания болюса [Goshima S. et al., 2007].

Если проанализировать два варианта задержек – фиксированную длительность введения и выбор задержки на основе порогового уровня плотности – в настоящее время методология отслеживания болюса более распространена. Эта методика более универсальна, она позволяет оптимизировать введение контрастного вещества для исследования области интереса любой протяженности.

Если правильно выбрать уровень локатора относительно уровня начала сканирования, точно задать порог плотности и направление движения, можно получить качественное контрастное усиление аорты и артерий во время обследования всего тела пациента (рис. III.5.8–III.5.12).



←

Рис. III.5.3. Сравнение протоколов инъекции при одинаковых скоростях введения и объемах контрастного вещества, но при разных задержках сканирования (порог 150 ед.Н и фиксированное время старта).

Пациент 43 лет, рост 180 см, масса тела 62 кг, ИМТ = 19. Обследован дважды. В обоих исследованиях вводили 90 мл KB-350 со скоростью 4 мл/с. За инъекцией препарата следовала инъекция 50 мл солевого раствора со скоростью 4 мл/с. В первом исследовании (**а, в, д**) начало сканирования было вызвано достижением порогового значения плотности 150 ед.Н (на 22-й секунде). Локатор был расположен на 5 см каудальнее бифуркации трахеи. Верхняя граница зоны сканирования находилась на 2 см каудальнее уровня локатора. Были использованы такие постпороговые задержки – 5, 20, 48 с. Уровень ствола воротной вены был отсканирован на 28, 42 и 70-й секундах после начала инъекции. Начало второго обследования (**б, г, е**) было запланировано через 25, 40, 60 с после начала инъекции с того же начального уровня, что и при первом обследовании. Уровень ствола воротной вены был отсканирован на 27, 42 и 62-й секундах. Плотность аорты на 28-й и 27 секундах составляла 269 и 234 ед.Н, на 42-й и 42-й секундах – 208 и 153 ед.Н, а на 70-й и 62-й секундах – 109 и 117 ед.Н. Сравнение плотности ствола воротной вены на 28-й и 27-й, 42-й и 42-й, 70-й и 62-й секундах: 41 и 73 ед.Н, 173 и 198 ед.Н и 118 и 123 ед.Н соответственно.

Резюме. Сканирование на 42-й секунде проводилось по обоим протоколам. При использовании одинаковых протоколов параметры плотности теоретически должны быть также равны. Однако в послеоперационном периоде плотность аорты в это время была ниже, а плотность ствола воротной вены была выше, что свидетельствует о более ранней фазе воротной вены. Это сравнение еще раз подчеркивает трудности сравнительного исследования даже у одного и того же пациента. При одинаковых внешних факторах воздействия (одинаковые протоколы инъекции) ранний послеоперационный период может влиять на характеристики кровотока, что указывает на абсолютную необходимость использования нефиксированных задержек, и при каждом последующем КТ-исследовании применять технологию отслеживания болюса. От 62-й до 70-й секунды плотность аорты и воротной вены по сути не меняется. В этот период преобладает контрастное усиление печеночных вен.

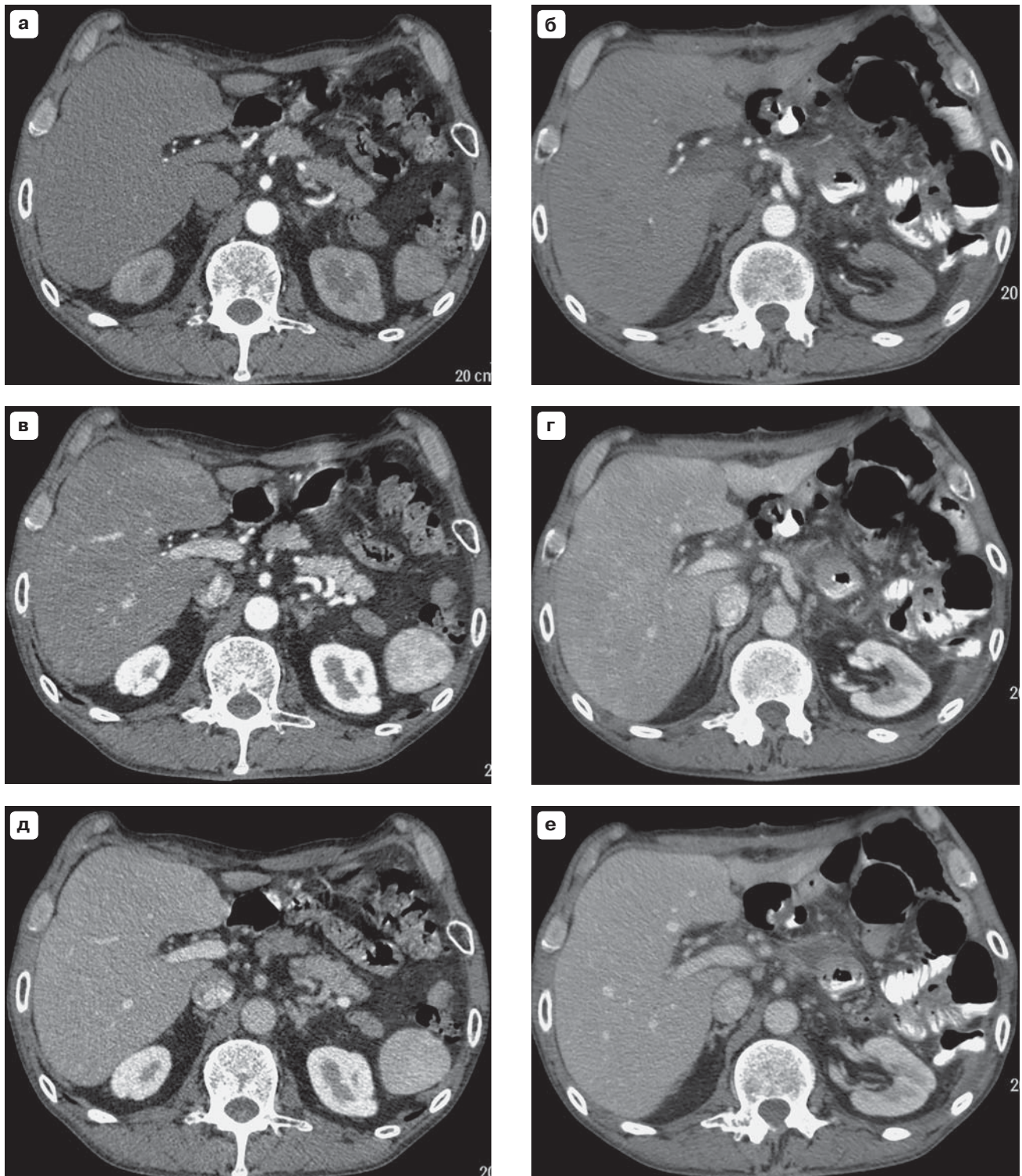


Рис. III.5.4. Сравнение денситометрии по протоколам с одинаковыми скоростями и объемами, но с разной задержкой (порог 100 ед.Н и время введения).

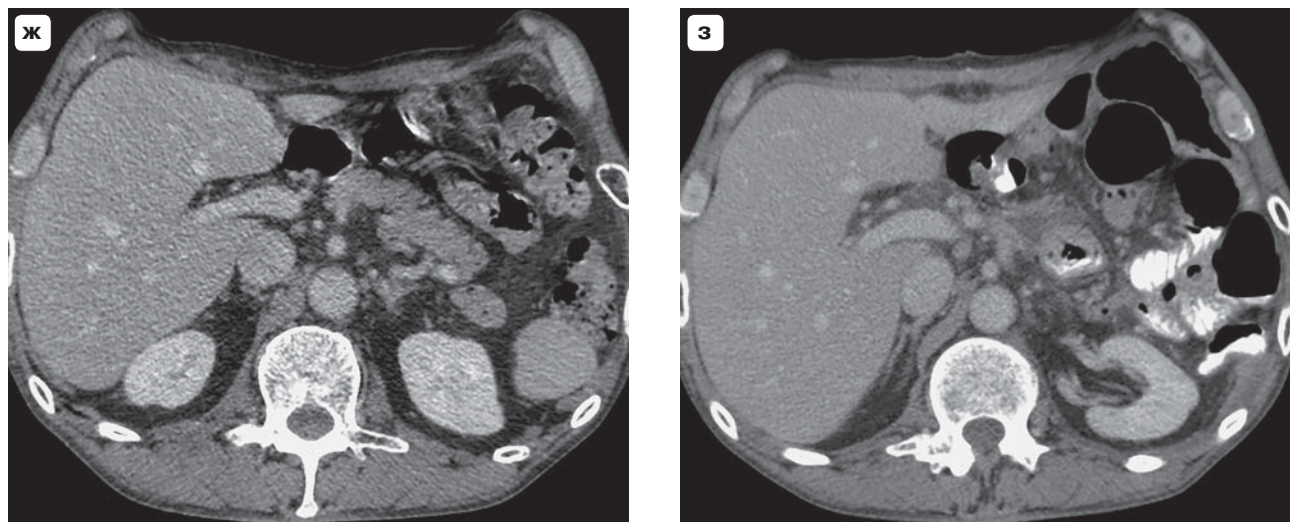


Рис. III.5.4 (окончание). Сравнение денситометрии по протоколам с одинаковыми скоростями и объемами, но с разной задержкой (порог 100 ед.Н и время введения).

Пациент 62 лет, рост 178 см, масса тела 62 кг, ИМТ = 19,6. Обследован дважды.

В обоих исследованиях вводили 85 мл КВ-350 со скоростью инъекции 3 мл/с, за контрастным веществом следовала инъекция 50 мл физиологического раствора (скорость 3 мл/с). В первом исследовании (а, в, д, ж) начало сканирования было вызвано достижением порогового значения плотности 100 ед.Н (на 19-й секунде). Локатор располагался на 5 см каудальнее бифуркации трахеи. Верхняя граница зоны сканирования находилась на 2 см каудальнее уровня локатора. Были использованы такие постпороговые задержки: 3, 23, 38 и 69 с. Уровень ствола портальной вены был отсканирован на 8, 28, 43 и 74-й секундах после достижения порогового уровня плотности (27, 47, 62 и 93 с от начала инъекции контрастного вещества). Начало второго исследования (б, г, е, з) было рассчитано с 18, 43, 58, 89-й секунд после начала инъекции с того же начального уровня, что и при первом исследовании. Уровень ствола воротной вены был отсканирован на 20, 45, 60 и 91-й секундах. Такие параметры второго протокола были выбраны для оценки различных фиксированных задержек по сравнению с первым протоколом: раннее сканирование (20-я и 27-я секунды) и более позднее сканирование (47-я и 45-я, 62-я и 60-я, 93-я и 91-я секунды соответственно). Плотность аорты была: на 20-й и 27-й секундах 217 и 287 ед.Н, на 47-й и 45-й секундах 147 и 253 ед.Н. Сравнение плотности воротной вены на 47-й и 45-й, 62-й и 60-й, 93-й и 91-й секундах: 142 и 142 ед.Н, 121 и 148 ед.Н, 103 и 102 ед.Н соответственно. Таким образом, при фиксированном времени задержки 20 с контрастирования аорты было достаточно, однако использование автоматического определения времени запуска после достижения заданного порогового значения обеспечило более высокую плотность (на 7 с позже). Характеристики плотности воротной вены практически идентичны, за исключением более интенсивного контрастирования воротной вены на 62-й секунде при первом исследовании. В целом динамика кровообращения больного в послеоперационном периоде изменена. Контрастирование аорты на 45-й секунде (г) ниже, чем до операции на 47-й секунде (в). Кроме того, интенсивность контрастирования кортикального слоя почек после операции значительно ниже. Поскольку параметры болюса практически идентичны по времени для обоих исследований (с 45-й секунды), единственным объяснением низкого уровня контрастного усиления воротной вены может быть задержка оттока крови из внутренних органов после гастрэктомии.

Резюме. В послеоперационном периоде динамика показателей кровообращения может существенно измениться по сравнению с первичным обследованием. Поэтому *использование запрограммированного запуска сканирования является более предпочтительным.*

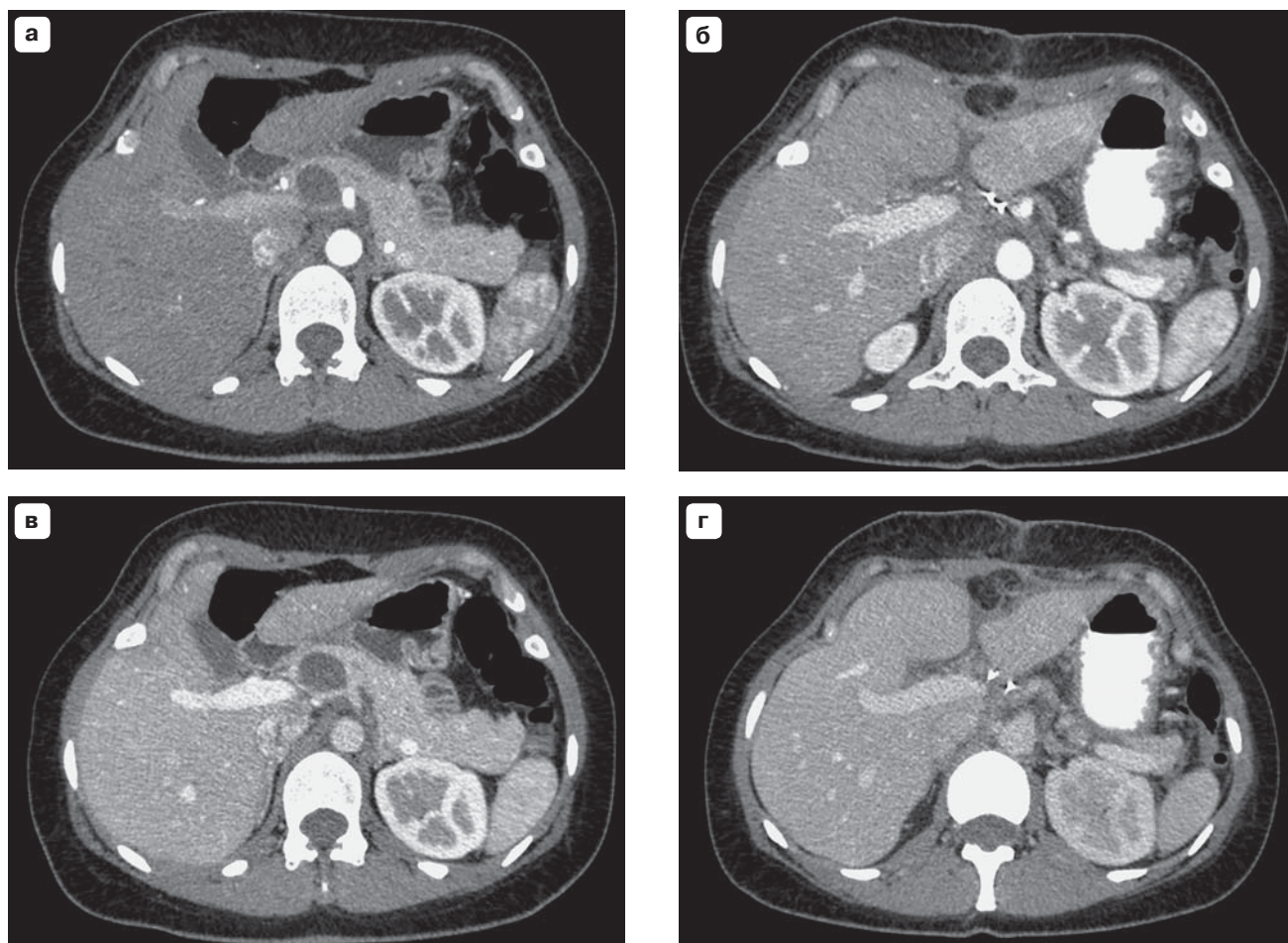


Рис. III.5.5. Сравнение протоколов с одинаковыми скоростями инъекции и объемами контрастного вещества, но с разной задержкой (порог 100 ед.Н и фиксированная задержка по времени).

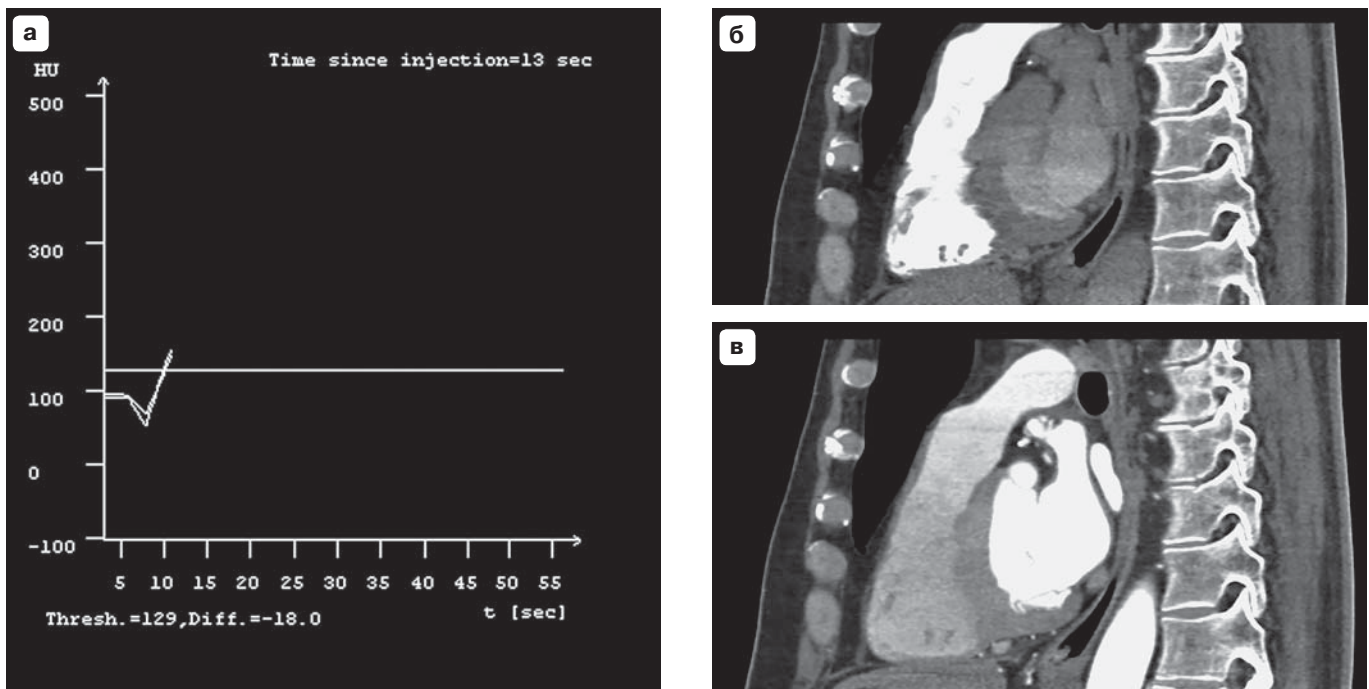
Пациентка 35 лет, рост 164 см, масса тела 66 кг, ИМТ = 24,62. Обследована дважды.

В обоих протоколах вводили 90 мл KB-350 со скоростью 4 мл/с, а затем 50 мл солевого раствора (скорость 4 мл/с). В первом исследовании (**а, в**) начало сканирования было вызвано достижением порогового значения плотности 100 ед.Н (на 16-й секунде). Локатор располагался на 5 см каудальнее бифуркации трахеи. Верхняя граница зоны сканирования находилась на 2 см каудальнее локатора. Постпороговые задержки составляли 10 и 30 с. Уровень ствола воротной вены был отсканирован на 29-й с и 49-й секундах после начала инъекции контрастного вещества. Начало второго исследования (**б, г**) было рассчитано как 30 и 50 с после начала инъекции контрастного вещества с того же стартового уровня, что и при первом исследовании. Уровень ствола воротной вены был отсканирован на 32-й и 52-й секундах. Как и в предыдущих случаях, приведенных в этом разделе, такой второй протокол был выбран для оценки эффективности фиксированных задержек по сравнению с протоколом, когда используется методика отслеживания болюса. Сканирование начиналось на 29-й и 32-й, 49-й и 52-й секундах соответственно. Плотность аорты на 29-й и 32-й секундах составляла 322 ед.Н (**а**) и 271 ед.Н (**б**), а плотность воротной вены на 49-й и 52-й секундах была 215 ед.Н (**а**) и 149 ед.Н (**б**) соответственно. Поскольку используются одни и те же параметры болюса контрастного вещества, можно оценить динамику плотности воротной вены во времени – на 29–32–49–52-й секундах. Измеренная плотность составила 119–173–215–149 ед.Н соответственно. По-видимому, в этом случае плотность была максимальной между 32-й и 49-й секундами.

Резюме. Если считать порог плотности 100 ед.Н оптимальным условием для достижения качественного контрастирования аорты, задержка 30 с является предельной. Соответственно фаза воротной вены выполняется с более длительной задержкой. При этом плотность воротной вены снижается. Кроме того, при поздней задержке к контрастированию артерий добавляется контрастирование воротной вены,

Рис. III.5.5 (окончание).

а значит, увеличивается плотность паренхимы печени. На фоне контрастированной паренхимы печени градиент плотности между очаговыми образованиями печени и ее паренхимой может оказаться незначительным для визуализации таких очаговых образований. Этот случай можно рассматривать как пример часто неизбежного использования для диагностики двух артериальных фаз (ранней и поздней), поскольку многие симптомы артериального кровоснабжения новообразований проявляются не только в артериальную, но и в позднюю артериальную фазу на фоне контрастирования вен портальной системы.

**Рис. III.5.6. Ранняя и оптимальная задержка сканирования.**

Локатор был расположен на восходящей аорте. Во время введения контрастного вещества у больного начался кашель. Движения грудной клетки привели к смещению реальной позиции ROI. Частично ROI покрыла верхнюю полую вену. В результате автоматический запуск сканирования был ранним (а). При такой короткой задержке отмечается лишь хорошее контрастное усиление правого сердца (б). Было выполнено повторное исследование, когда локатор был размещен на нисходящей аорте. Теперь доминирует контрастное усиление левого сердца (в).

Резюме. Очень важно правильно выбрать место для установки локатора. Нет необходимости размещать локатор и ROI рядом с пульсирующими органами или рядом с сосудами, плотность которых может быть значительно выше, чем в сосуде, над проекцией которого установлена ROI. Также необходимо объяснить пациенту его роль в получении точных данных КТ-исследования. Лишние движения пациента могут стать причиной потери диагностической информации. (У этого пациента кашель не был вызван побочными эффектами введения контрастного вещества.)

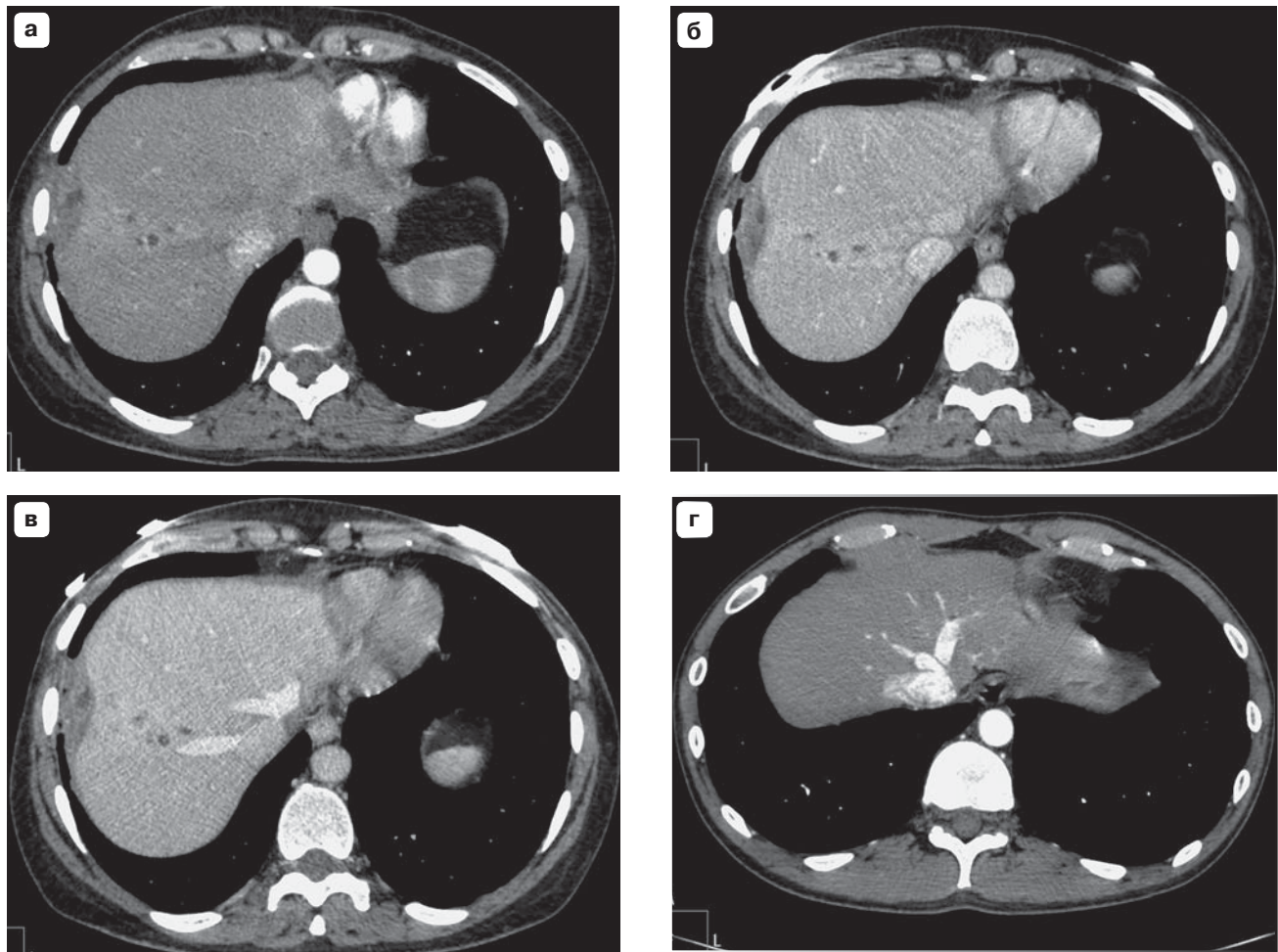


Рис. III.5.7. Контрастное усиление печеночных вен.

Давление в печеночных венах в норме низкое. Динамика контрастного усиления печеночных вен такая: в артериальную фазу (**а**) они обычно гиподенсны. В фазу воротной вены они могут быть изо- или даже умеренно гиперденсными (**б**). После окончания печеночной фазы печеночные вены имеют наибольшие значения плотности (**в**). Однако при гипертонии в правом сердце может наблюдаться регургитация контрастированной крови из правого предсердия в печеночные вены во время артериальной фазы (**г**). Такое парадоксальное усиление необходимо учитывать при оценке временных параметров контрастного усиления.

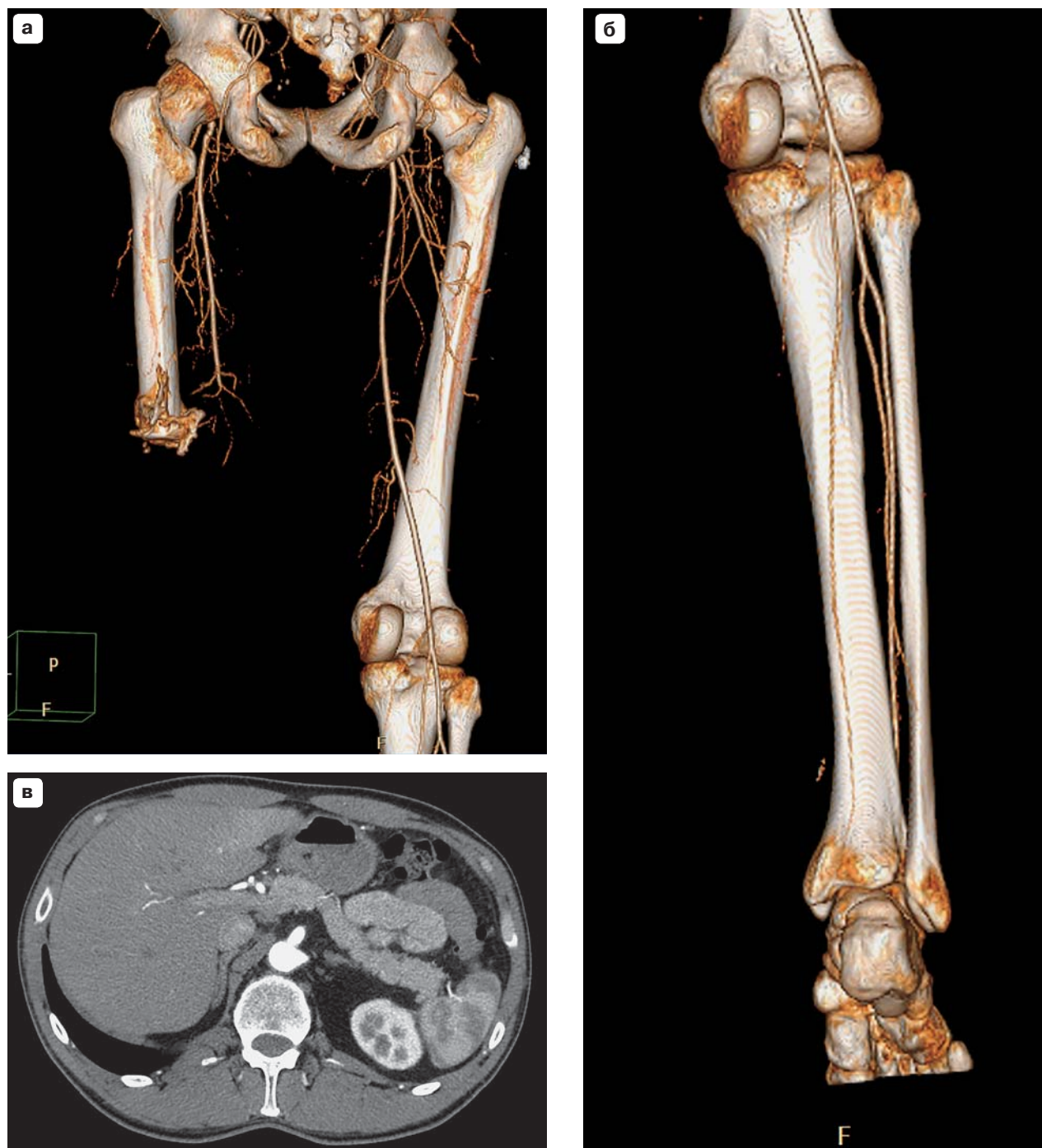


Рис. III.5.8. Оптимальная задержка для протокола МСКТ-ангиографии аорты и нижних конечностей.

Пациент 43 лет, рост 178 см, масса тела 72 кг, ИМТ = 22,78.

За 90 мл болюсом КВ-350 (скорость 4,5 мл/с) следовал болюс физиологического раствора (50 мл, скорость 4 мл/с). Локатор помещали на 3 см краниальнее гребня подвздошной кости. Сканирование проводилось от уровня правого купола диафрагмы до уровня стоп (МСКТ-ангиография аорты и нижних конечностей (а, б)). Порог плотности 75 ед.Н был достигнут за 19 с. Сканирование уровня ствола воротной вены было на 30-й секунде (19 + 11) (в). Значения плотности аорты и воротной вены были 403 и 91 ед.Н соответственно.

Резюме. Если локатор расположен достаточно удаленно по отношению к верхней границе зоны сканирования, то на начало сканирования будет влиять время, необходимое для перемещения стола в исходное положение. Постпороговая задержка 10 с в комбинации даже с очень низким значением порога обеспечивает отличное контрастное усиление аорты у пациента с нормальной массой тела.

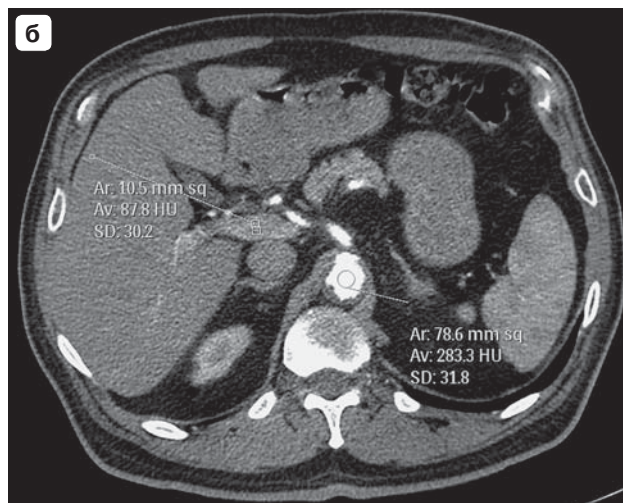
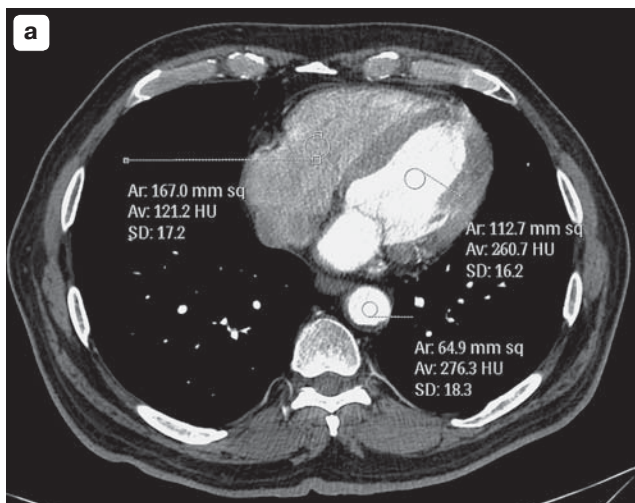
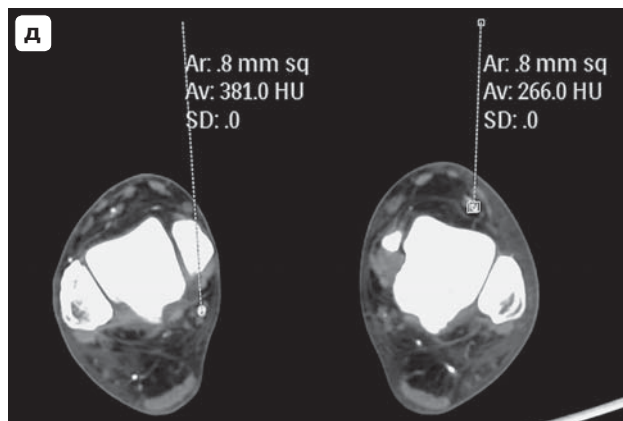
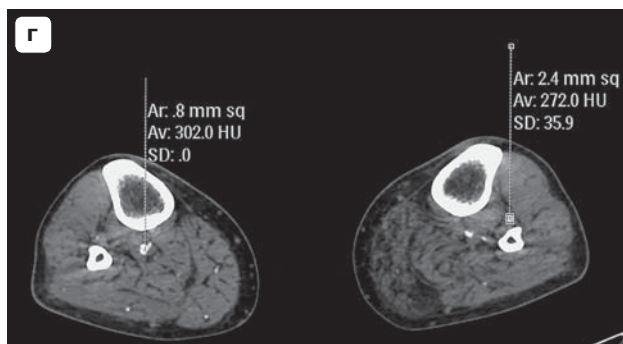
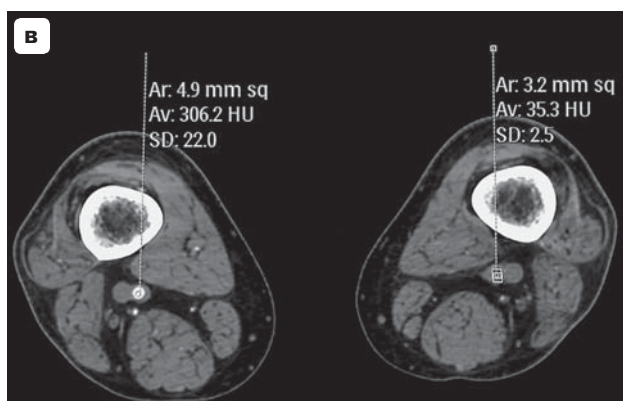


Рис. III.5.9. Оптимальная задержка для всего тела, МСКТ-ангиография.

Пациент 77 лет, рост 174 см, масса тела 75 кг, ИМТ = 25.

90 мл КВ-350 инъецировали со скоростью 4 мл/с и сопроводили инъекцию контрастного вещества болюсом солевого раствора – 50 мл со скоростью 4 мл/с. Локатор был помещен под бифуркацию трахеи. Порог 100 ед.Н был достигнут за 23 с. Сканирование от уровня дуги аорты. Задержка сканирования составила 5 с. На 30-й секунде от начала инъекции контрастного вещества было достигнуто оптимальное контрастное усиление левого сердца и нисходящей аорты (а). На 32-й секунде определяются только начальные признаки контрастного усиления воротной вены (б). Была выявлена окклюзия левой бедренной артерии (в). Значения плотности дистальных артерий были высокими (г, д).

Резюме. Несмотря на то что сканирование уровня ствола воротной вены выполнено на 32-й секунде, с момента достижения порогового значения плотности прошло 9 с. Технология отслеживания болюса позволяет исключить влияние индивидуальных особенностей кровотока. Размещение локатора каудальнее верхней границы зоны сканирования позволяет использовать низкие значения пороговой плотности и достаточно длительные задержки.



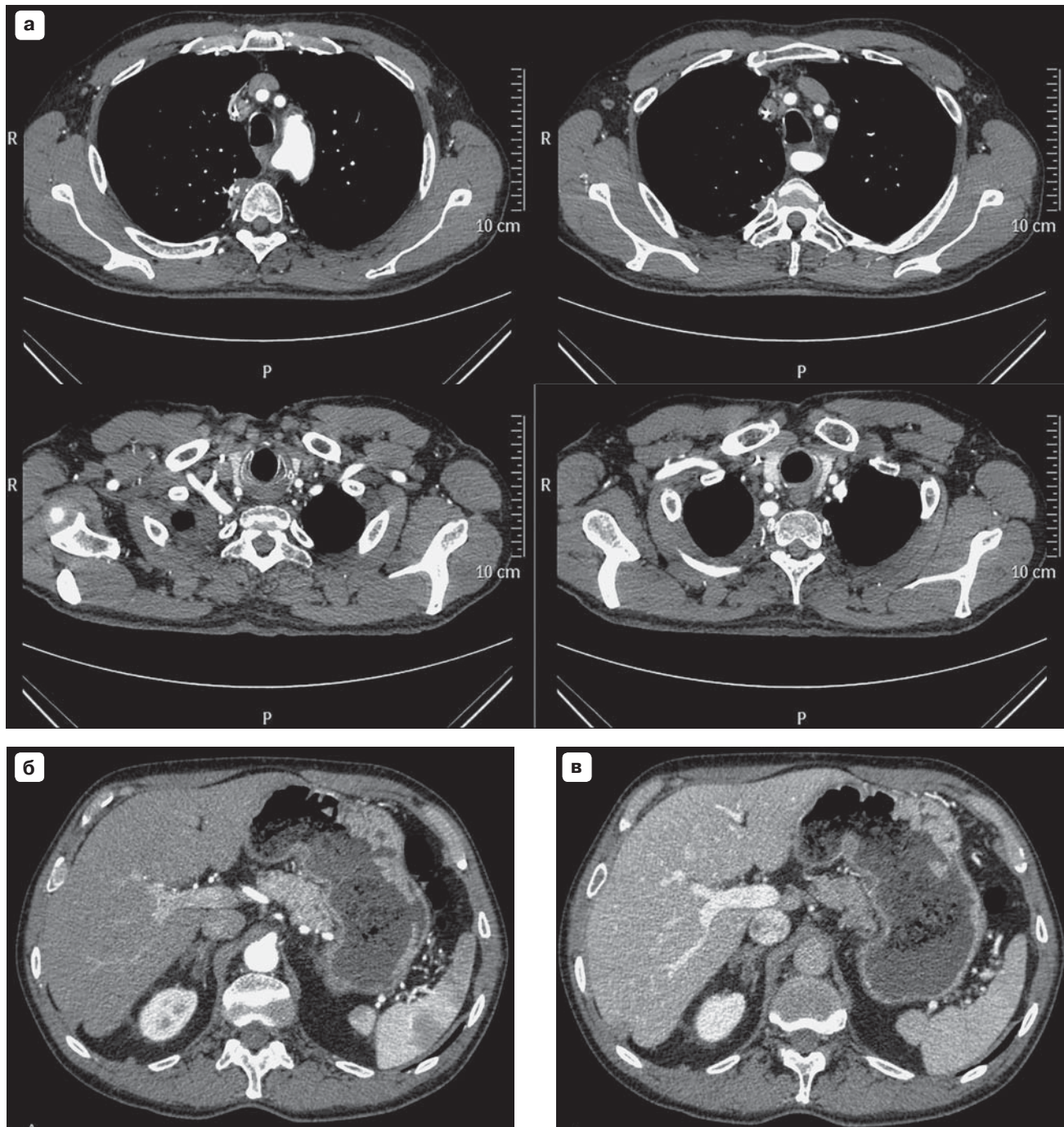


Рис. III.5.10. Оптимальная задержка для совмещения сканирования грудной клетки и живота.

Пациент 65 лет, рост 166 см, масса тела 62 кг, ИМТ = 22,5.

Контрастное вещество (90 мл KB-350) вводили со скоростью 4 мл/с. Затем следовала инъекция солевого раствора (50 мл со скоростью 4 мл/с). Локатор был размещен на восходящей аорте, использовался порог 100 ед.Н. Постпороговые задержки составляли 10 и 35 с. Порог плотности был достигнут за 10 с. Сканирование в каудальном направлении начато с уровня верхушки правого легкого. Была выявлена индивидуальная анатомия правой подключичной артерии (а). Уровень ствола воротной вены сканировали через 27 с после начала инъекции (б). Значения плотности аорты и воротной вены составили 336 и 130 ед.Н соответственно. На 47-й секунде после начала инъекции (в) значения плотности были 110 ед.Н (аорта), 195 ед.Н (ствол воротной вены).

Резюме. Если локатор находится на восходящей аорте, можно использовать порог плотности 100 ед.Н. Сканирование с интервалом 20 с обеспечивает точное дифференцирование контрастного усиления аорты и воротной вены.

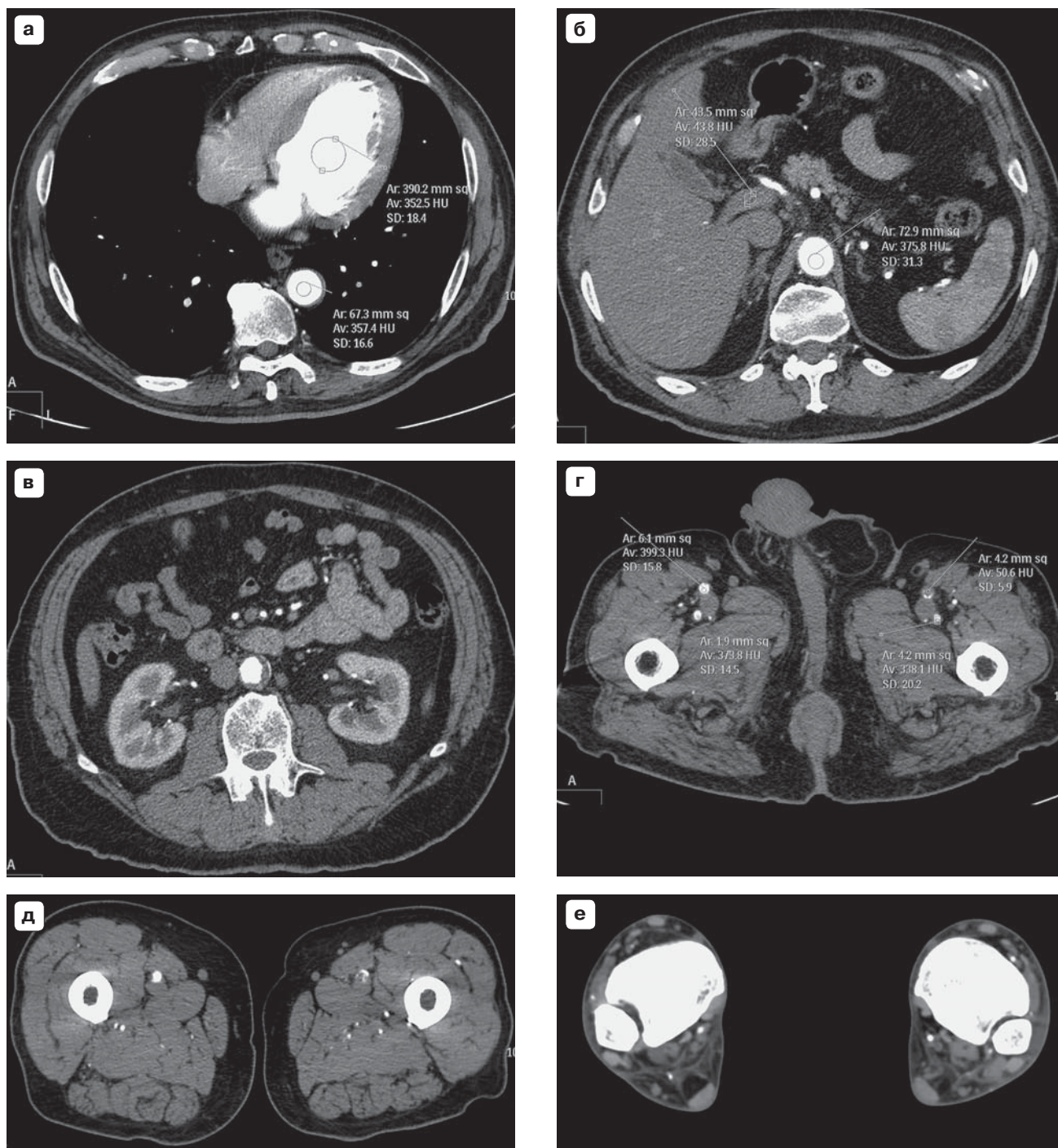


Рис. III.5.11. Протокол с использованием низкого значения пороговой плотности (75 ед.Н), низкого расположения (уровня) локатора и малого объема контрастного вещества.

Пациент 73 лет, рост 170 см, масса тела 72 кг, ИМТ = 24,9.

70 мл КВ-350 вводили со скоростью 4 мл/с, сопровождая инъекцию контрастного вещества 50 мл солевого раствора со скоростью 4 мл/с. Локатор был размещен на уровне бифуркации аорты. Значение пороговой плотности 75 ед.Н было достигнуто за 22 с. Постпороговая задержка составила 7,6 с. Начало сканирования было с уровня 5 см над правым куполом диафрагмы (а). Уровень ствола воротной вены сканировали через 24 с после начала болюсной инъекции контрастного вещества (б). Были выявлены атеросклероз аорты (в), окклюзия левой бедренной артерии (г, д). Артерии голени визуализируются (е).

Резюме. Если локатор размещен достаточно низко даже при низких значениях пороговой плотности, сканирование выполняется при оптимальных значениях контрастного усиления. Быстрое сканирование дает изображения с высоким уровнем контрастности дистальных артерий нижних конечностей.

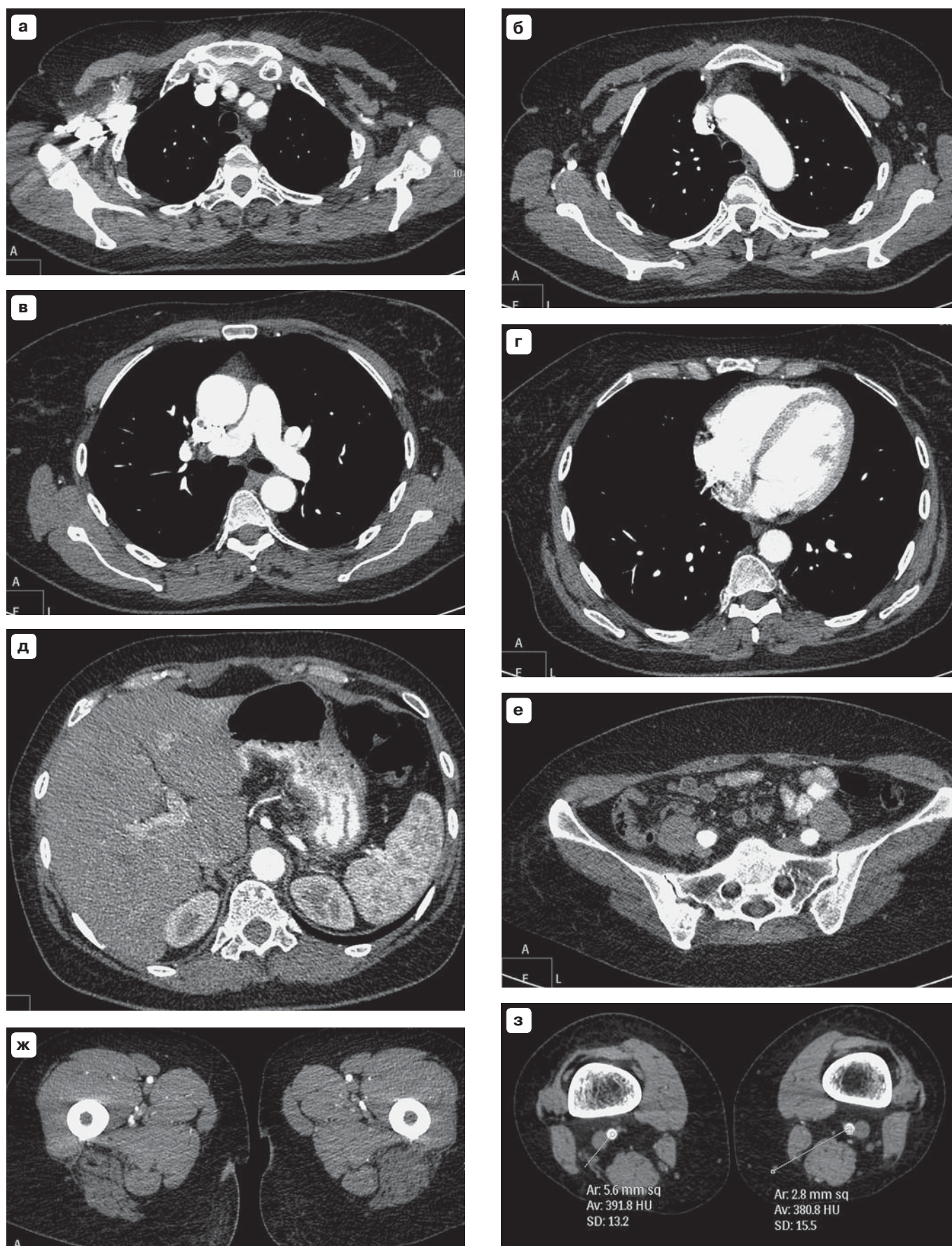


Рис. III.5.12. Оптимальная задержка при МСКТ-сканировании всего тела.

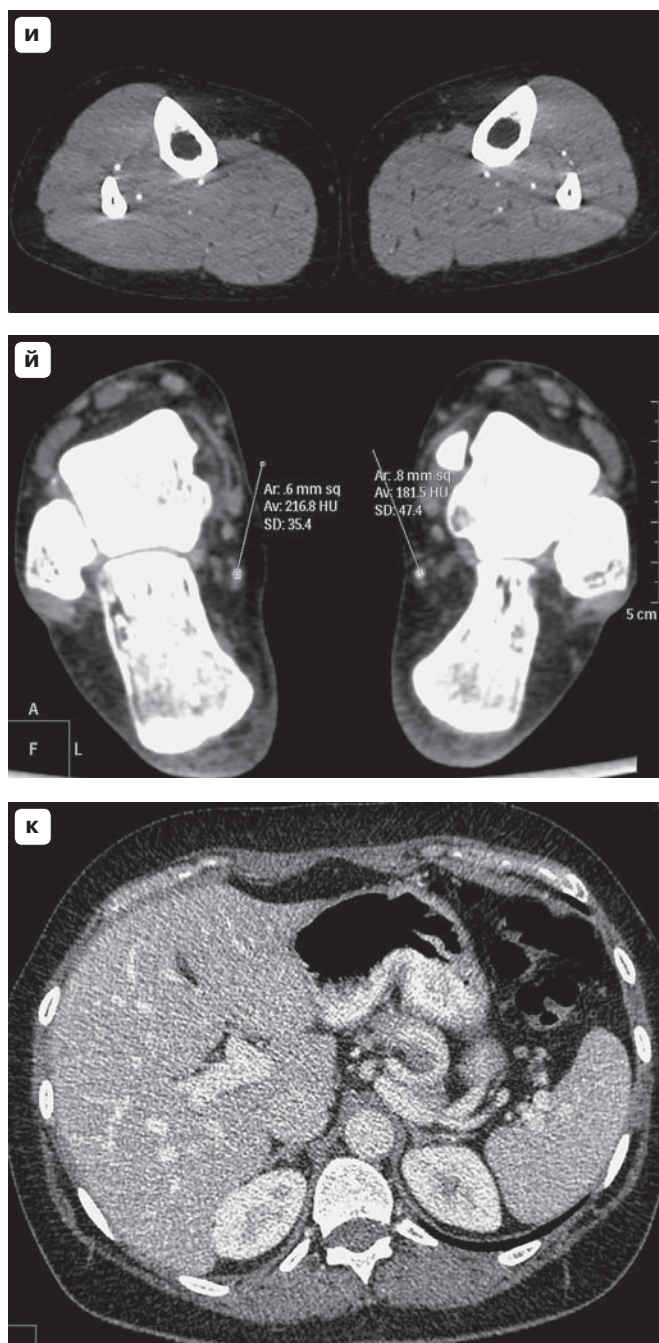


Рис. III.5.12 (оконание). Оптимальная задержка при МСКТ-сканировании всего тела.

Пациентка 44 лет, рост 168, масса тела 68 кг, ИМТ = 24.

Протяженность сканирования 1496,0 мм. Время сканирования 11,65 с. 136 мл КВ-350 (2 мл на 1 кг массы тела (доза 47,6 г йода)) вводили со скоростью 4 мл/с (продолжительность инъекции 34 с). За контрастным веществом следовало 50 мл физиологического раствора со скоростью 7 мл/с. Начало сканирования было с уровня дуги аорты (а, б) с фиксированной задержкой 27 с. Сканирование было начато во время введения контрастного вещества, которое продолжалось еще 7 с. Плотность верхней полой вены составила 971 ед.Н. Артерии дуги аорты имели плотность более 325 ед.Н. Значения плотности легочной артерии, восходящей аорты, нисходящей аорты составляли 302, 368, 328 ед.Н соответственно (в). Камеры сердца (г) имели практически идентичную плотность: 356 и 313 ед.Н. Уровень ствола воротной вены был сканирован на 29-й секунде (д). Контрастное усиление аорты 318 ед.Н, воротной вены 119 ед.Н. Общие подвздошные артерии (е) имели плотность 337 и 328 ед.Н. Плотность бедренных артерий была выше 300 ед.Н (ж, з), ветви большой и малоберцовой артерий сохраняют высокую плотность (и, й). При сканировании уровня ствола воротной вены через 119 с после начала инъекции контрастного вещества было отмечено хорошее контрастное усиление воротной вены (к).

Резюме. В этом исследовании сканирование длилось 11,65 с. В течение 7 с продолжалась инъекция контрастного вещества. Протяженность сканирования составила 1496,0 мм. Доза контрастного вещества 2 мл КВ-350 на 1 кг массы тела позволила получить отличное изображение артерий на протяжении всего МСКТ-исследования.

III.6. МАССА ТЕЛА ПАЦИЕНТА

Степень контрастного усиления напрямую зависит от количества введенного йода и массы тела пациента [Heiken J.P. et al., 1995; Platt J.F. et al., 1999; Bae K.T., Heiken J.P., 2005]. В то же время для КТ-исследований традиционно используют фиксированные дозы контрастного вещества, определяемые объемом и количеством используемых флаконов с контрастным веществом. Однако для многих диагностических случаев такой выбор не совсем адекватен. У крупных пациентов ограничения дозы контрастного вещества могут повлиять на диагностический результат. То есть доза будет недостаточной для достижения хорошего эффекта контрастного усиления. У худых пациентов превышение дозы оказывает дополнительную нагрузку на экскреторную систему почек, не вызывая дополнительного эффекта контрастного усиления. Поэтому многие исследователи стремятся использовать дозу контрастного вещества, адекватную массе тела пациента [Yamashita Y. et al., 2000; Bae K.T., 2003; Shinagawa M. et al., 2003]. Объем вводимого контрастного вещества, разделенный на индекс массы тела, измеряется в миллилитрах на килограмм массы тела [Bae K.T. et al., 2007].

Оптимизация дозы контрастного вещества привела к появлению протоколов, специально адаптированных под параметры тела пациента. Основными из таких параметров являются его/ее масса тела и соотношение «доза/масса тела», а также продолжительность инъекции контрастного вещества (*между длительностью инъекции и скоростью инъекции существует обратная зависимость*) (рис. III.6.1–III.6.5).

Для оптимизации протоколов МСКТ следует использовать и другие параметры. Например, учитывать не просто характеристики массы тела пациента, но и рассчитанную массу тела и измеренную рассчитанную массу тела [Ho L.M. et al., 2007]. Для обследования пациентов с низкой массой тела (<70 кг) для диагностики заболеваний аорты используют низкоконтрастные контрастные вещества (40 мл контрастного вещества с концентрацией 300 мг/мл) и низковольтные (90 кВ) сканы [Nakayama Y. et al., 2006]. Использование других физиологических параметров и показателей (масса тела, рост, индекс массы тела, площадь поверхности тела) показало, что существуют сильные обратные корреляционные связи между этими параметрами и контрастированием аорты [Bae K.T. et al., 2008]. Тип сканера также может влиять на параметры контрастного усиления. Установлено, что во время легочной КТ-ангиографии на более быстрых сканерах (64-МСКТ) доза контрастного вещества может быть меньше, чем при использовании более медленных сканеров (например, 16-МСКТ) [Bae K.T. et al., 2007].

Основная идея таких адаптированных протоколов – достижение максимально эффективного использования контрастного вещества, то есть персонализации дозы контрастного вещества для каждого пациента. Адаптированная доза контрастного вещества не всегда больше стандартной, чаще такая доза даже меньше. Для индивидуализации дозы вводимого йода при обследовании крупных пациентов протокол инъекции контрастного вещества может быть адаптирован следующим образом. Можно увеличить дозу, увеличить объем или продолжительность инъекции или необходимо увеличить скорость доставки йода путем более быстрой инъекции или за счет более высокой концентрации йода в контрастном веществе [Bae K.T. et al., 2007].

Прежде всего доза контрастного вещества должна обеспечивать адекватное контрастное усиление. Всегда важно знать, как доза контрастного вещества влияет на улучшение контрастирования аорты, артерий и паренхимы печени. По сути, это два основных вопроса диагностики во многих практических случаях.

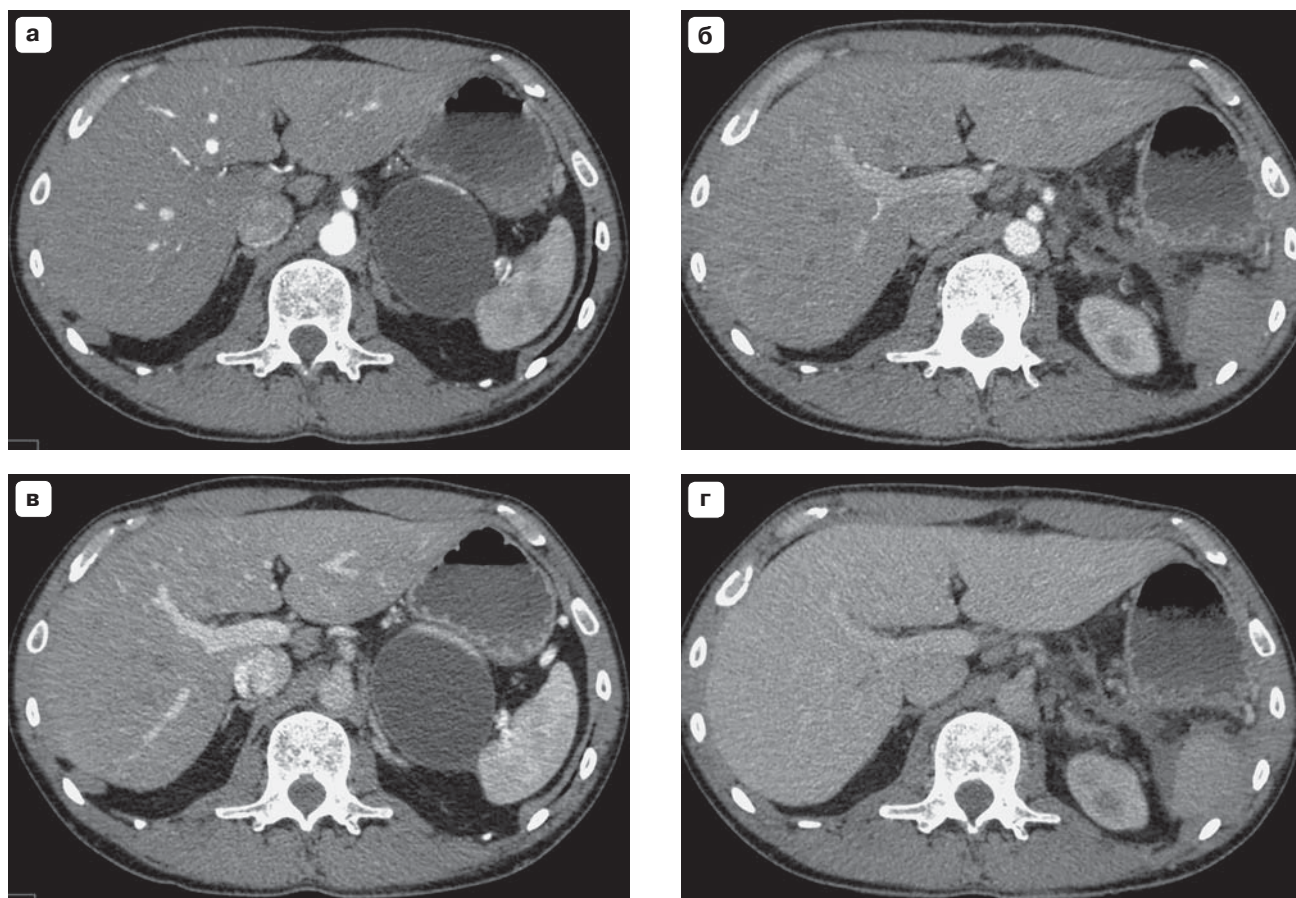


Рис. III.6.1. Сравнение протоколов с одинаковыми скоростями инъекции контрастного вещества, порогом плотности 100 ед.Н при разных объемах (дозах) контрастного вещества.

Пациент 59 лет, рост 183 см, масса тела 63 кг, ИМТ = 18,86. Обследован дважды.

В обоих протоколах вводили КВ-350 со скоростью 3,7 мл/с, а затем 50 мл физиологического раствора (скорость 4 мл/с). При первом обследовании (**а, в**) использовали стандартный объем 90 мл, во втором обследовании (**б, г**) была рассчитана доза (объем) контрастного вещества, равная 1 мл/кг (63 мл контрастного вещества). Начало сканирования было вызвано достижением порогового значения плотности 100 ед.Н (в первом случае оно наступило на 16-й секунде, а во втором – на 13-й секунде). Локатор устанавливали на уровне правого купола диафрагмы. Постпороговые задержки составляли 10 и 30 с. Уровень ствола воротной вены сканировали через 28 и 26 с, 49 и 45 с после начала инъекции при первом и втором обследовании. Протоколы сравнения на 28-й и 26-й секундах – 90 и 63 мл контрастного вещества – плотность аорты была 274 и 203 ед.Н. Различия в плотности объяснимы, так как в первом исследовании продолжительность инъекции составляла 24 с, а во втором – инъекция контрастного вещества закончилась на 17-й секунде. Во втором протоколе небольшая доза контрастного вещества и длительная постпороговая задержка являются причиной более низкого значения плотности аорты (по сравнению со стандартным протоколом). Если используется длительная задержка, то во время артериальной фазы (при продолжающемся введении контрастного вещества) можно увидеть контрастное усиление обеих сосудистых систем. Например, значение плотности воротной вены при втором обследовании в артериальную фазу равно 107 ед.Н. При стандартном протоколе в портально-венозную фазу плотность воротной вены составляла 147 ед.Н, а во втором исследовании ее плотность ниже (112 ед.Н), что свидетельствует о корреляции между плотностью воротной вены и введенной дозой в течение этого временного окна.

Резюме. Если малая доза приемлема для визуализации аорты (например, для ее оценки после сосудистых операций), то система воротной вены при применении малых доз контрастного вещества контрастируется слабо. Такого контрастного усиления недостаточно для выявления очаговых образований печени.

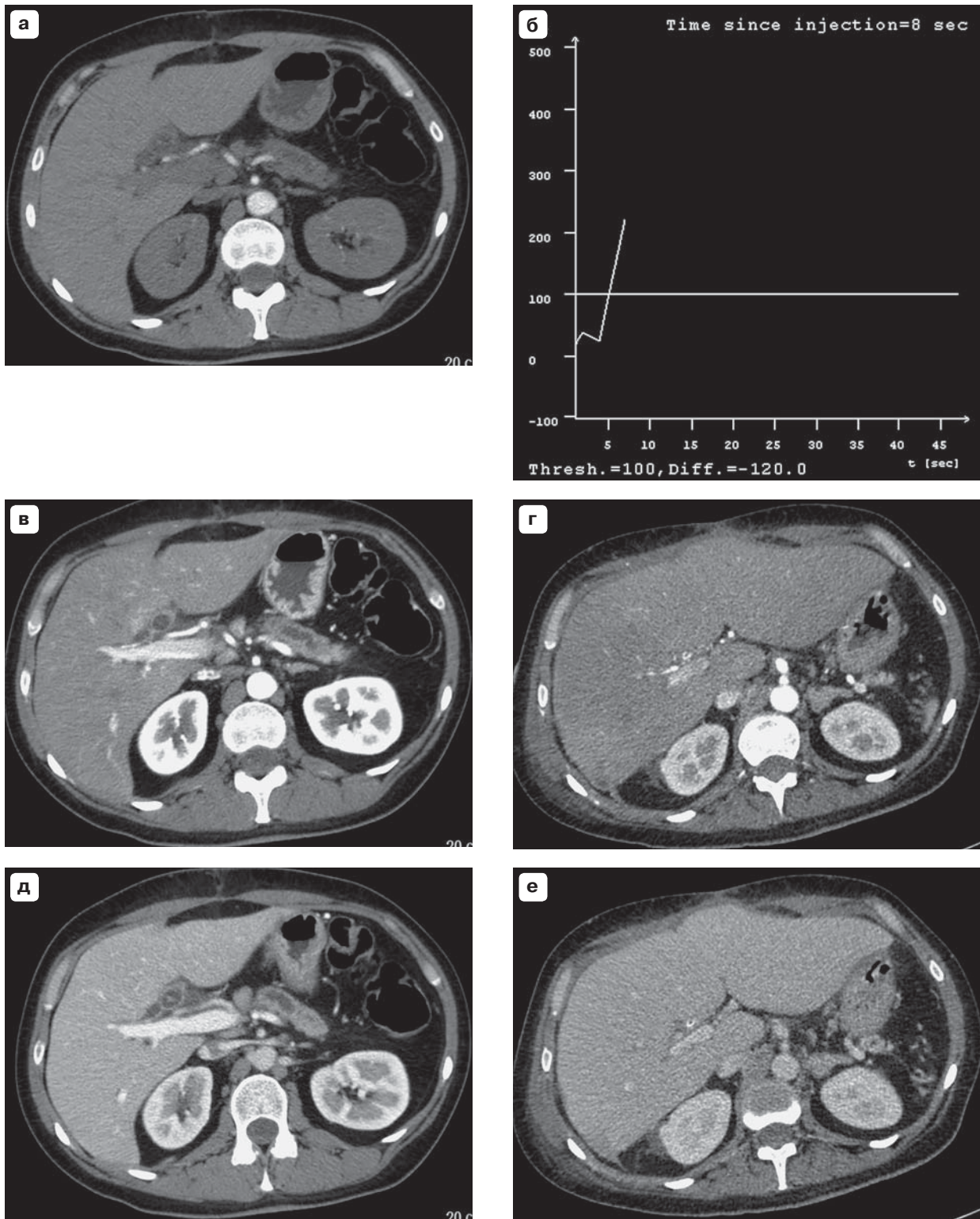


Рис. III.6.2. Сравнение протоколов с близкими скоростями инъекции контрастного вещества (4 и 4,3 мл/с), но с разными задержками (фиксированная задержка и порог плотности 100 ед.Н) при разных объемах (дозах) контрастного вещества – стандартной и 1,5 мл/ кг.

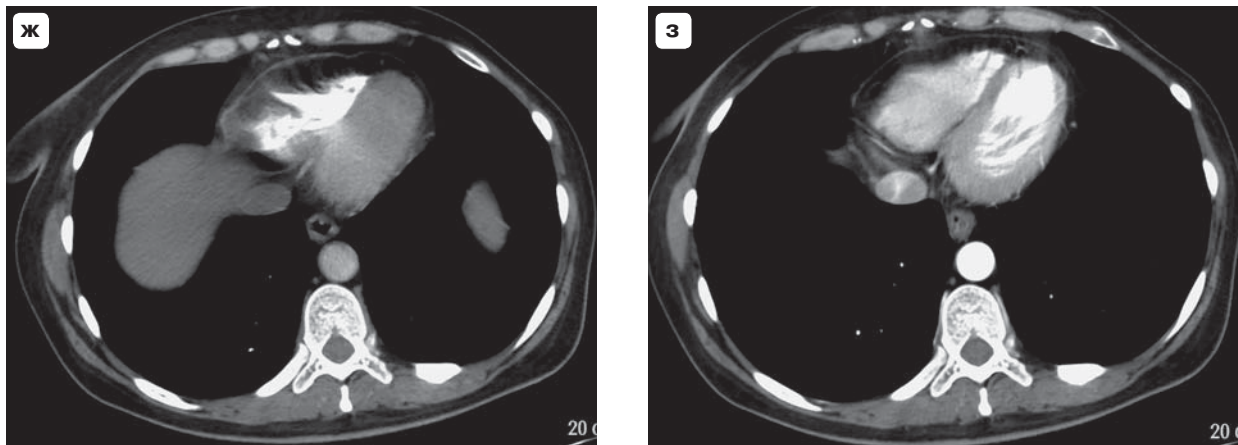


Рис. III.6.2 (окончание). Сравнение протоколов с близкими скоростями инъекции контрастного вещества (4 и 4,3 мл/с), но с разными задержками (фиксированная задержка и порог плотности 100 ед.Н) при разных объемах (дозах) контрастного вещества – стандартной и 1,5 мл/кг.

Пациентка 36 лет, рост 158 см, масса тела 60 кг, ИМТ = 24.

В обоих протоколах КВ-350 вводили со скоростью 4,3 мл/с (а, в, д) и 4 мл/с (б, г, е). За инъекцией контрастного вещества следовало 50 мл солевого раствора (скорость 4 мл/с). В первом исследовании (а, в, д) использовался объем 80 мл контрастного вещества, во втором исследовании (б, г, е) доза (объем) контрастного вещества была равна 1,5 мл КВ/кг массы тела (90 мл КВ). Начало сканирования при первом исследовании – через 9, 24 и 34 с после начала инъекции контрастного вещества. Во втором протоколе задержка была вызвана достижением порогового значения плотности 100 ед.Н (оно было на 8-й секунде). Локатор устанавливали на уровне правого купола диафрагмы. Постпороговые задержки составили 10 и 30 с. Уровень ствола воротной вены сканировали через 11, 26 и 36 с [2+ (9, 24, 34) с] после начала инъекции в первом исследовании и через 21, 50 и 79 с (8 + 13, 8 + 42 и 8 + 71 с) во втором исследовании. Ранее сканирование в первом исследовании практически совпало по времени с запуском второго при пороге 100 ед.Н. Однако начинать сканирование на 9-й секунде (г) слишком рано, так как контрастное вещество находится только в правом сердце. Если в это время сканировать уровень воротной вены, ее контрастное усиление будет недостаточным. Однако на 11-й секунде более высокая скорость введения (4,3 мл/с) обеспечила увеличение плотности аорты до 186 ед.Н. В это время портальная вена и корковый слой почек не меняют плотности. На 24-й секунде (ж) контрастирование аорты превосходное. Сравнение протоколов: на 21-й секунде (г) второго исследования (на фоне продолжающегося введения контрастного вещества (90: 4 = 22,5 с или через 13 с после прохождения порогового уровня плотности) контрастирование аорты было равно 290 ед.Н, плотность воротной вены составила 128 ед.Н, кортикальный слой почек умеренно контрастирован. Но на 26-й секунде (первый протокол), даже при чуть меньшей дозе введенного контрастного вещества, плотность аорты существенно выше (310 ед.Н), кортикальный слой почек контрастирован, а плотность воротной вены стала 165 ед.Н. На 36-й секунде (д) первого исследования плотность аорты была меньше (151 ед.Н), однако плотность воротной вены повысилась до 201 ед.Н. На 79-й секунде (е) второго исследования контрастирование аорты, воротной вены и коркового слоя почек было практически одинаковым.

Резюме. В первом исследовании меньший объем контрастного вещества был введен с большей скоростью. На 26-й секунде, поскольку сканирование проводилось спустя 7 с после завершения введения контрастного вещества, более высокое контрастное усиление аорты обусловлено влиянием болюса солевого раствора. Во втором исследовании сканирование проводилось в конце введения контрастного вещества (22,5 и 21 с). Сравнение протоколов – 80 мл контрастного вещества плюс болюс солевого раствора и 90 мл контрастного вещества «в одиночку»: более высокие значения плотности аорты в первом протоколе свидетельствуют о важной роли солевого болюса для контрастного усиления аорты. *Неправильно выбранные временные задержки резко ухудшают качество изображения, даже при использовании больших доз контрастного вещества.* У этого пациента контрастное усиление воротной вены начало нарастать на 21-й секунде, было максимальным в интервале времени 26–36 с и на 79-й секунде имело практически те же значения плотности, что и плотность аорты. Это сравнение показывает, что для изучения портальной системы точный расчет дозы (у этого пациента это было 80 и 90 мл контрастного вещества с концентрацией раствора 350 мг йода в 1 мл) не столь важен. Использование правильной временной задержки позволяет получить хорошее контрастное усиление воротной вены.

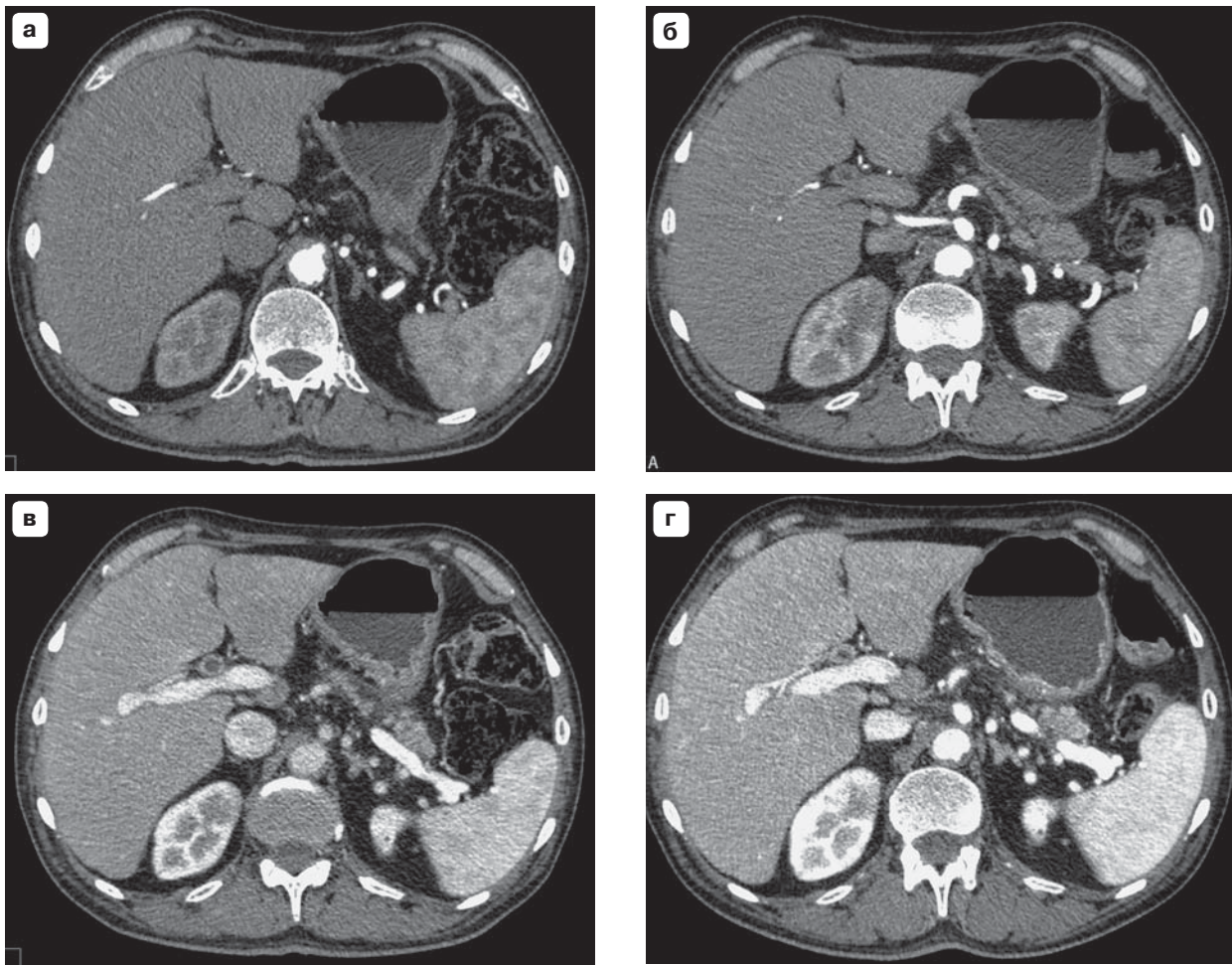


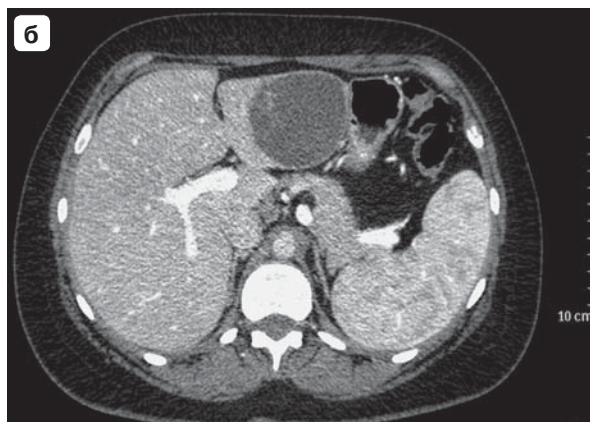
Рис. III.6.3. Сравнение протоколов с одинаковыми скоростями инъекции контрастного вещества, порогом плотности 150 ед.Н, но с разными объемами (дозами) контрастного вещества.

Пациент 69 лет, рост 170 см, масса тела 60 кг, ИМТ = 20,76. Обследован дважды.

В обоих протоколах вводили КВ-350 со скоростью 3,7 мл/с, а затем 50 мл физиологического раствора (скорость 4 мл/с). В первом исследовании (а, в) использовали стандартный объем 90 мл, во втором исследовании (б, г) была рассчитана доза (объем), равная 2 мл/кг (120 мл контрастного вещества). Запуск сканирования был вызван достижением порогового значения плотности 150 ед.Н (в обоих случаях на 22-й секунде). Локатор располагали на 5 см каудальнее бифуркации трахеи. Верхняя граница зоны сканирования находилась на 2 см ниже локатора. Постпороговые задержки составляли 5 и 30 с. Уровень ствола воротной вены был отсканирован на 29-й, 54-й секундах после начала инъекции. Протоколы сравнения по 29-й секунде – 90 и 120 мл контрастного вещества – плотность аорты составила 316 и 361 ед.Н. Различия в плотности объяснимы, так как в первом исследовании инъекция длилась 24 с, а во втором – 32 с. Таким образом, во втором исследовании сканирование начинается на фоне продолжающегося введения контрастного вещества. На 54-й секунде аорта все еще имела высокую плотность при дозе 2 мл/кг • 350 I/мл, сопоставимую с плотностью воротной вены (224 ед.Н). В то же время при первом исследовании плотность аорты была существенно ниже (156 ед.Н) плотности воротной вены (202 ед.Н). Таким образом, в обоих случаях наступила фаза контрастирования воротной вены. Однако при более высокой дозе (второе исследование) увеличение плотности аорты вызвано более длительным введением контрастного вещества.

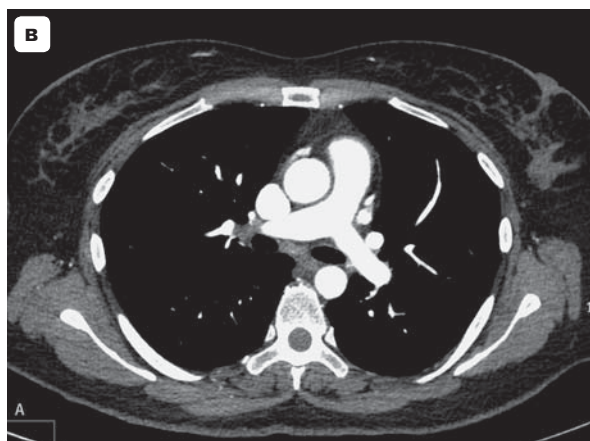
Рис. III.6.3 (окончание).

Резюме. Большая доза (объем) контрастного вещества, несмотря на установленный высокий порог плотности, может стать причиной сканирования в момент продолжающегося введения контрастного вещества, что приведет к одновременной повышенной плотности артериальной и портальной венозной системы. В некоторых случаях это может быть полезно (например, объемная реконструкция сосудистой системы). Но чаще это может осложнить диагностику, если это не МСКТ-ангиография всего тела. Если сравнить несколько многофазных протоколов, то можно сделать вывод: многофазный протокол имеет преимущества перед однофазным протоколом, если скорость инъекции нарастает. Плотность аорты в этом случае растет и увеличивается продолжительность контрастного усиления. Если скорость инъекции уменьшается, интенсивность усиления уменьшается, хотя продолжительность контрастного усиления аорты остается более продолжительной, чем при монофазном протоколе.

**Рис. III.6.4. Протокол с рассчитанной дозой.**

Пациентка 46 лет, рост 170 см, масса тела 66 кг, ИМТ = 22,8.

120 мл КВ-350 вводили со скоростью 5 мл/с, следом был запущен преследователь болюса – солевой раствор (50 мл, скорость 5 мл/с). Локатор был размещен на уровне бифуркации трахеи. Пороговое значение плотности составило 120 ед.Н. Порог плотности был достигнут на 15-й секунде. Постпороговые задержки составляли 10 и 30 с. Было использовано каудокраниальное направление сканирования. Начало сканирования с уровня 3 см ниже гребня подвздошной кости. Продолжительность введения контрастного вещества составила 24 с. Уровень ствола воротной вены сканировали на 18-й и 38-й секундах. Плотность аорты и воротной вены составила 454 и 146 ед.Н, 171 и 259 ед.Н соответственно (а, б). Легочную артерию сканировали на 33-й секунде (437 ед.Н). Значения плотности восходящей и нисходящей аорты составляли 462 и 318 ед.Н (в).



Резюме. Пациентка имела нормальную массу тела (ИМТ < 25). Доза 1,8 мл КВ-350 на 1 кг массы тела и правильно подобранные временные задержки позволили получать изображения с превосходными значениями плотности в выбранные фазы контрастного усиления.

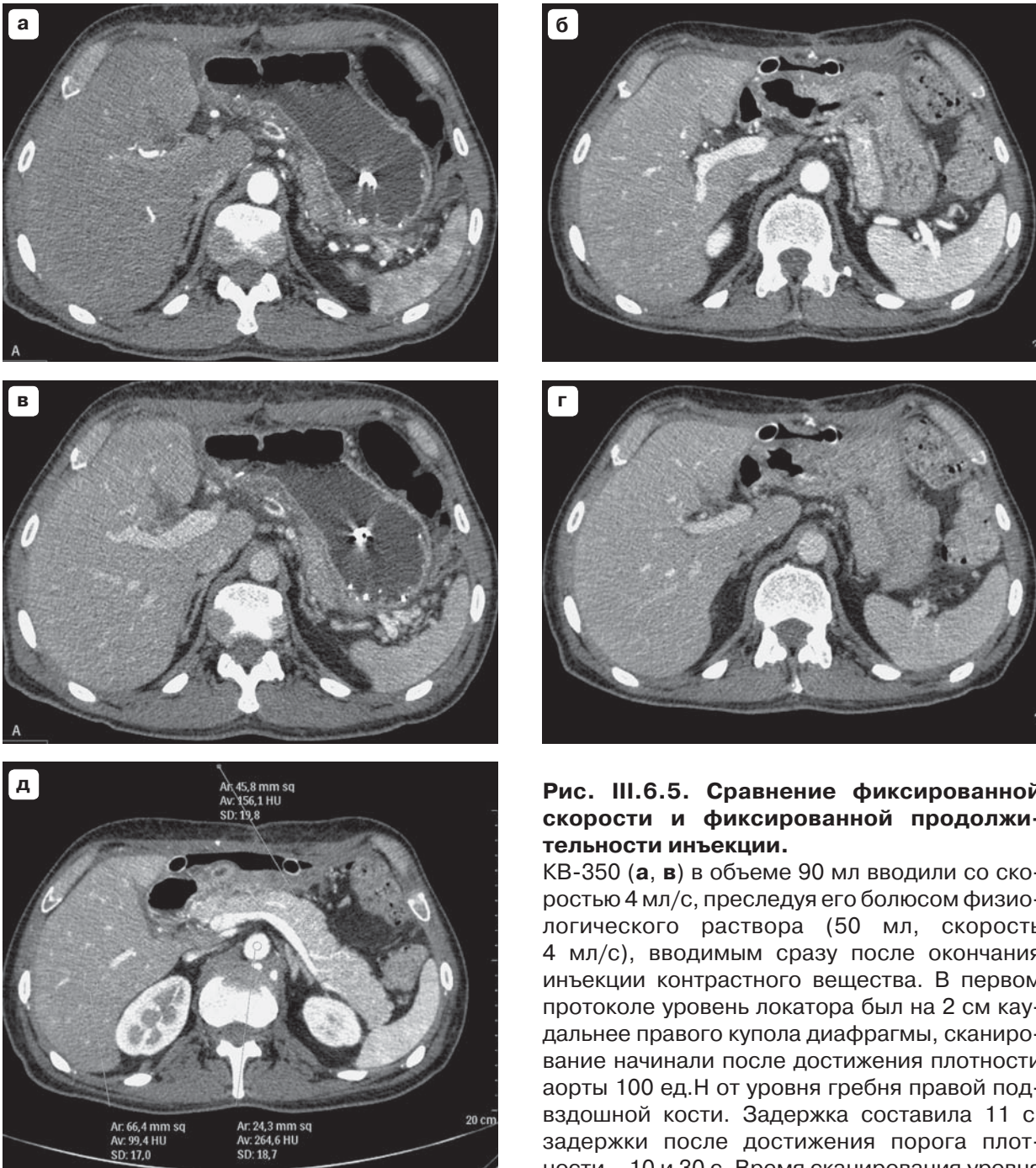


Рис. III.6.5. Сравнение фиксированной скорости и фиксированной продолжительности инъекции.

КВ-350 (а, в) в объеме 90 мл вводили со скоростью 4 мл/с, преследуя его болюсом физиологического раствора (50 мл, скорость 4 мл/с), вводимым сразу после окончания инъекции контрастного вещества. В первом протоколе уровень локатора был на 2 см каудальнее правого купола диафрагмы, сканирование начинали после достижения плотности аорты 100 ед.Н от уровня гребня правой подвздошной кости. Задержка составила 11 с, задержки после достижения порога плотности – 10 и 30 с. Время сканирования уровня

ствола воротной вены составило 26 и 46 с от начала инъекции контрастного вещества. В артериальную фазу плотность аорты была 315 ед.Н., плотность ствола портальной вены в портально-венозную фазу – 157 ед.Н. Во втором протоколе (б, г) при фиксированной продолжительности инъекции (30 с) введено 95 мл КВ-350 со скоростью 3,1 мл/с (1,7 мл контрастного вещества на 1 кг массы тела), после чего последовало введение 50 мл солевого преследователя болюса со скоростью 4 мл/с. Начальный уровень сканирования – 5 см каудальнее правого купола диафрагмы. В артериальную фазу значения плотности аорты и ствола воротной вены составляли 263 и 220 ед.Н, а в портально-венозную фазу – 150 и 161 ед.Н. Плотность паренхимы поджелудочной железы (д) значительно выше при фиксированной продолжительности инъекции.

Резюме. На 30–31-й секунде сканирования при рассчитанной дозе и фиксированной продолжительности сканирования контрастное усиление аорты, ствола воротной вены и поджелудочной железы выше, чем при использовании стандартного протокола.

Между массой тела пациента и контрастированием легочных артерий существует отрицательная корреляция [Schoellnast H. et al. 2006; Roggenland D. et al., 2008]. Использование дозы 1,2 мл/кг контрастного вещества с концентрацией 350 мг/мл со скоростью 4 мл/с (или 0,4 г йода на килограмм массы тела, вводимой со скоростью 1,4 грамма йода в секунду) позволяет визуализировать эмболы в легочной артерии, плотность просвета которой увеличивается до 250 ед.Н [Bae K.T. et al., 2007]. Контрастирование аорты до 355 ед.Н было бы достигнуто при дозе 1,0 мл контрастного вещества на 1 кг массы тела при концентрации 350 мг/мл и скорости 4,5 мл/с (то есть контрастное вещество – 0,35 г/кг массы тела, вводимого при скорости 1,6 г/с) с последующим введением солевого преследователя болюса [Bae K.T. et al., 2008].

Контрастирование печеночной паренхимы в портальную фазу находится в прямой корреляции с дозой контрастного вещества [Yamamoto K. et al., 2002; Orlandini F. et al., 2006]. В ряде работ было показано, что контрастное усиление печени адекватно, когда плотность печеночной паренхимы во время печеночной паренхиматозной фазы более чем на 50 ед.Н выше плотности неконтрастированной печени [Heiken J.P. et al., 1995; Yamashita Y. et al., 2000; Megibow A.J. et al., 2001]. Только повышение плотности выше такого порога может гарантировать визуализацию поражений печени с низким контрастированием [Brink J.A. et al., 1995]. *Изменение плотности печеночной паренхимы менее чем на 50 ед.Н может стать причиной диагностических ошибок.* При МСКТ печени доза 1,5 мл контрастного вещества/кг массы тела не позволяет достигать порогового уровня 50 ед.Н [Ichikawa T. et al., 2006; Orlandini F. et al., 2006].

Оптимальная доза контрастного вещества с концентрацией 300 мг/мл для динамической КТ брюшной полости, рассчитанная по массе тела пациента, соответствует дозе 1,7–2,5 мл/кг (510–750 мг/кг) [Yamashita Y. et al., 2000; Ichikawa T. et al., 2006; Yanaga Y. et al., 2007]. При фиксированной продолжительности инъекции и дозе, рассчитанной на массу тела пациента, пик времени контрастного усиления аорты, ствола воротной вены и паренхимы печени составляет приблизительно 10, 20 и 30 с соответственно [Erturk S.M. et al., 2008].

Повышение контрастности в портально-венозную фазу было одинаковым при протоколах с дозой, рассчитанной в соответствии с массой тела и с фиксированной продолжительностью инъекции [Behrendt F.F. et al., 2008] или при протоколах с одинаковыми дозой йода и скоростью доставки йода [Suzuki H. et al., 2004; Sandstede J.J. et al., 2006], так как вводятся одинаковые дозы контрастного вещества.

Для МСКТ-исследования у худых пациентов используют адаптированные к массе тела протоколы инъекций контрастного вещества (2,0–2,5 мл контрастного вещества/кг массы тела с концентрацией контрастного вещества 300 мг/мл), что позволяет избежать инъекции избыточной дозы контрастного вещества и получить такое же контрастное усиление поджелудочной железы, что и при стандартных протоколах, в которых используется фиксированная доза контрастного вещества (140–150 мл). Различные дозы контрастного вещества 300 мг/мл (1,7 мл/кг при продолжительности инъекции <25 с или 2,0 мл контрастного вещества/кг массы тела при продолжительности инъекции <30 с) позволяют четко визуализировать гиперваскулярные гепатоцеллюлярные раки в артериальную фазу [Yanaga Y. et al., 2007].

Продолжительность инъекции контрастного вещества является наиболее важным фактором для прогнозирования времени пикового кон-

трастного усиления в каждом органе [Ichikawa T. et al., 2006]. Когда используют фиксированную продолжительность инъекции, скорость инъекции сильно зависит от массы тела пациента. Однако длительность введения контрастного вещества позволяет точно определить, какое количество йода вводилось каждую секунду, чтобы унифицировать протоколы МСКТ-исследований у разных пациентов, даже когда используются одинаковые дозы контрастных веществ с различной концентрацией, скорость доставки йода всегда остается постоянной.

К сожалению, пока неясно, какое время введения контрастного вещества соответствует «оптимальной продолжительности инъекции» [Yanaga Y. et al., 2007].

III.7. СОЛЕВОЙ ПРЕСЛЕДОВАТЕЛЬ БОЛЮСА КОНТРАСТНОГО ВЕЩЕСТВА

При рентгенологических исследованиях физиологический раствор используют с двумя целями: для профилактики индуцированной контрастным веществом нефропатии (контраст-индуцированной нефропатии) и в качестве компонента болюсной инъекции контрастного вещества. В первом случае физиологический раствор используют отдельно (изотонический физиологический раствор или гипотонический раствор) или в сочетании с другими лекарственными средствами [Mueller C. et al., 2002; Trivedi H.S. et al., 2003].

При инъекции физиологического раствора эффективность использования болюса контрастного вещества выше, потому что физиологический раствор позволяет быстро «протолкнуть» остатки контрастного вещества (остатки «хвоста» болюса контрастного вещества из инъекционной системы и вен пациента в его/ее сосудистое русло) [Haage P. et al., 2000; Schoellnast H. et al., 2004; Matoba M. et al., 2005].

Так как физиологический раствор должен «толкать», смыть хвост болюса контрастного вещества в кровоток, который не используется эффективно, во время артериальной фазы динамического контрастного усиления или КТ-ангиографии в литературе также используются и другие определения солевого болюса, такие как подталкивание солевого раствора, подталкивание солевого раствора после введения контрастного вещества, промывка солевым раствором, методика солевого преследования. Для инъекций контрастного вещества и солевого раствора применяют доступ через переднекубитальные или проксимальные надбрахиальные вены.

Существует несколько методов «промывки» солевым раствором инъекционной системы и вены пациента после болюсного введения контрастного вещества.

Солевой раствор может быть медленно «загружен» поверх раствора контрастного вещества в один инжектор [Hopper K.D. et al., 1997], или используются два автоматических инжектора [Irie T. et al., 2002], или шприц с двумя головками (двухголовчатый инжектор).

Инжектор с двумя головками имеет два отдельных шприца, соединенных между собой соединительной линией, для введения контрастного материала (обычно этот шприц называют шприцем А) и для введения солевого раствора (шприц В). Высокая стоимость неионных контрастных веществ и необходимость снижения дозы у пациентов с почечной недостаточностью являются одними из причин использования солевого раствора. Применение двухголовчатого инжектора позволяет улучшить характеристики контрастной МСКТ-ангиографии или динамической МСКТ.

Когда пациентам вводили 80–85–100 мл неионного контрастного вещества (300–350–370–400 мг/мл) отдельно или сочетали с инъекцией 20–30–50 мл солевого раствора, то было установлено, что использование солевого преследователя болюса контрастного вещества позволяет снизить дозу йода [Matoba M. et al., 2005], снизить концентрацию контрастного вещества [Tatsugami F. et al., 2006], значительно улучшить паренхиматозное и сосудистое контрастирование во время абдоминальной динамической МСКТ с использованием низкого содержания йода [Schoellnast H. et al., 2004], увеличить значения КТ-плотности воротной вены и улучшить дифференциацию портальной веной от окружающих тканей [Matoba M. et al., 2005], уменьшить дозу контрастного вещества без снижения печеночного и сосудистого контрастного усиления при адекватном времени сканирования [Kubo S. et al., 2006], уменьшить выраженное контрастное усилением в верхней полой вене для снижения перивенозных артефактов.

Также необходимо напомнить, что в руководящих принципах ESUR (Европейского общества урогенитальной радиологии) подчеркивается необходимость применения отдельного доступа к вене для лечения побочных (нежелательных) проявлений введения контрастных веществ. Тем не менее можно использовать тот же доступ к вене после окончания введения контрастного вещества после ее «промывания» физиологическим раствором [Morcos S.K. et al., 2005]. Следовательно, использование двухголовчатого инжектора можно рассматривать как надежный и быстрый фактор подготовки венозного доступа для лечения непредвиденных последствий введения контрастных веществ в организм пациента.

Очевидно, что использование инжектора с двумя шприцами позволяет экономить от 15 до 20 мл неионного контрастного вещества при каждой процедуре контрастного усиления (или 15–25% контрастного вещества при стандартном объеме 100 мл). Соответственно расходы больницы на покупку такого шприца-силового инжектора покрываются экономией контрастного вещества, и в последующем можно говорить о снижении себестоимости контрастного усиления при МСКТ. Конечно, возникает вопрос: куда девать «сэкономленные» миллилитры контрастного вещества? Самый простой способ – использование таких небольших доз контрастного вещества в течение текущего дня для рентгенофистулографий или ретроградных и антеградных диагностических и лечебных процедур под контролем рентгеноскопии/графии. Вопрос становится весьма актуальным при бесколбовых технологиях доставки йода.

Имеет ли значение скорость инъекции физиологического раствора для улучшения контрастного усиления аорты? В фантомном исследовании было показано, что увеличение в два раза скорости инъекции физиологического раствора приводит к увеличению пикового контрастного усиления аорты, и, наоборот, уменьшение в два раза скорости инъекции способствует продлению пикового плато контрастного усиления аорты [Schindera S.T. et al., 2008].

Очевидно, что проблема инъекции различных объемов солевого раствора с разными скоростями во время инъекции контрастного вещества или после завершения такой инъекции требует дальнейшего изучения при МСКТ-диагностике различных заболеваний (рис. III.7.1–III.7.3).

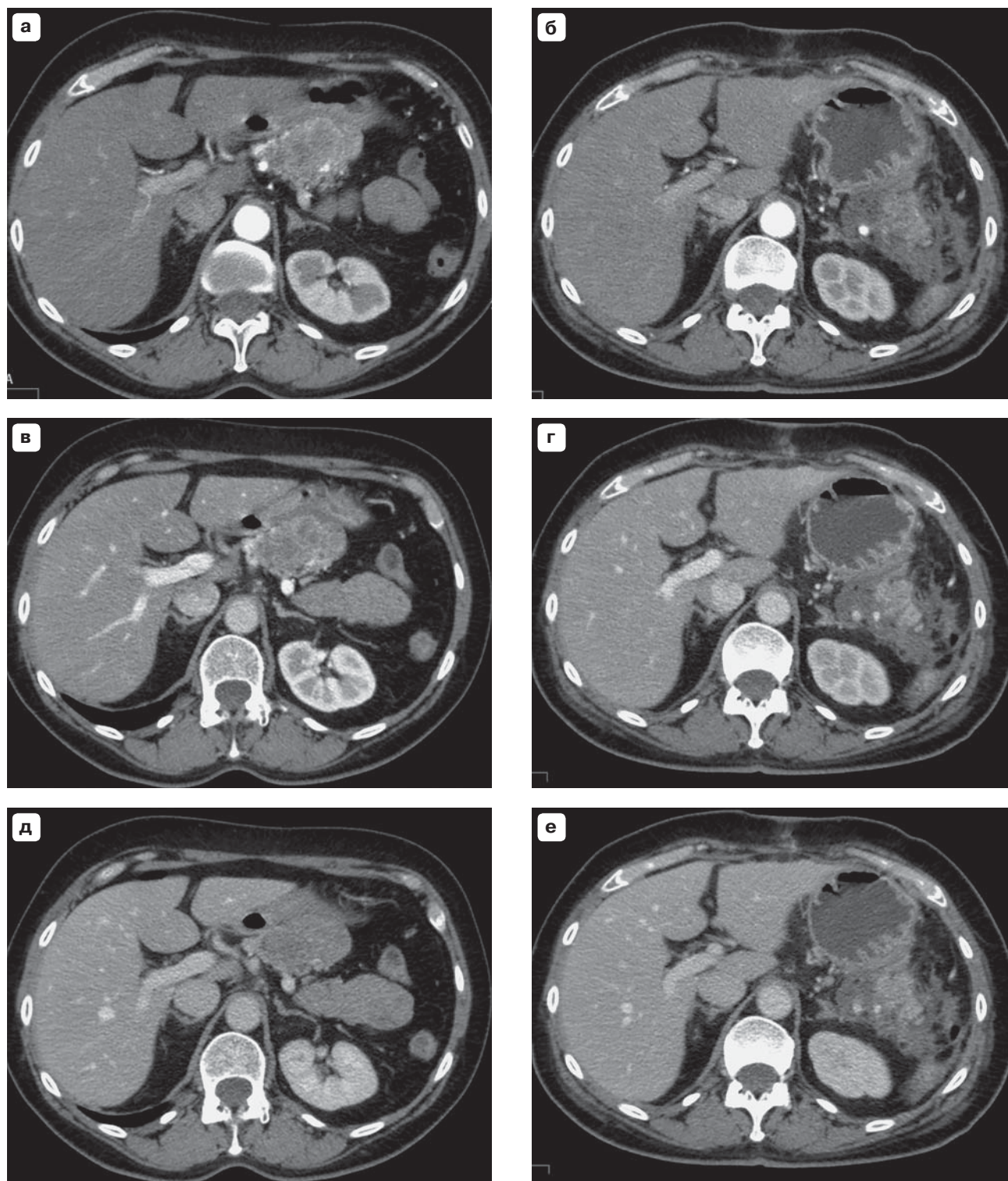


Рис. III.7.1. Сравнение протоколов (контрастное вещество + солевой «погонщик» и только лишь контрастное вещество) с одинаковыми скоростями инъекции и временной задержкой.

Рис. III.7.1 (окончание). Сравнение протоколов (контрастное вещество + солевой «погонщик» и только лишь контрастное вещество) с одинаковыми скоростями инъекции и временной задержкой.

Пациентка 57 лет, рост 170 см, масса тела 75 кг, ИМТ = 25,85.

Обследована с использованием 90 мл КВ-350. Скорость введения контрастного вещества составила 3,8 мл/с. При первом КТ-исследовании за контрастным веществом следовало 50 мл физиологический раствор (скорость 5 мл/с). Начало сканирования было назначено по времени (через 25, 40 и 60 с после начала инъекции контрастного вещества). Сканирование начинали в краниокаудальном направлении с уровня 2 см выше правого купола диафрагмы. Уровень главной воротной вены был отсканирован через 27, 42 и 62 с после начала инъекции контрастного вещества. Сравнение протоколов на 27-й секунде – 90 мл контрастного вещества и 50 мл физиологического раствора (**а, в, д**) и 90 мл контрастного вещества (**б, г, е**) – плотность аорты составляла 303 и 270 ед.Н. На 42-й секунде контрастное усиление воротной вены при первом исследовании (**а, в, д**) было выше (185 и 167 ед.Н). На 42-й секунде интенсивность контрастирования коркового слоя почек выше при использовании физиологического раствора. Но на 62-й секунде контрастное усиление аорты, воротной вены и почек было одинаковым (поскольку в это время важна только введенная доза йода. Доза была одинаковой в обоих исследованиях).

Резюме. Дополнительное введение солевого раствора улучшает качественные (визуальная оценка) и количественные характеристики контрастного усиления в соответствующий период времени. В этом сравнении максимальное увеличение плотности воротной вены было на 42-й секунде. В это же время контрастное усиление кортикального слоя почек было наиболее высоким при использовании физиологического раствора. В обоих случаях продолжительность инъекции контрастного вещества составляла 23,7 с, но при использовании физиологического раствора компактность болюса контрастного вещества была выше даже через 18 с после окончания введения контрастного вещества.

Рис. III.7.2. Сопоставление протоколов контрастное вещество + солевой преследователь болюса и только контрастное вещество при различных объемах контрастного вещества (90 и 95 мл), скоростях инъекции (4 и 3,9 мл/с) и при разных задержках начала сканирования (преодоление порогового уровня плотности и фиксированное время старта).

Пациентка 49 лет, рост 161 см, масса тела 57 кг, ИМТ = 22. Обследована дважды.

При первом исследовании (**а, в, д**) вводили КВ-350 в объеме 90 мл со скоростью 4 мл/с, сопровождая инъекцию контрастного вещества 50 мл солевого раствора (со скоростью 4 мл/с). Порог 100 ед.Н был достигнут за 11 с. Постпороговые задержки составляли 10, 30 и 60 с. Локатор был размещен на уровне 5 см каудальнее бифуркации трахеи. Верхний уровень сканирования был на 2 см каудальнее уровня локатора. Уровень ствола воротной вены был отсканирован на 23, 43 и 63-й секундах после начала инъекции контрастного вещества. По второму протоколу (**б, г, е**) вводили только контрастное вещество. Для сканирования используются временные задержки 25, 40 и 60 с. Верхний уровень области сканирования был одинаковым. Сканирование ствола воротной вены происходило на 27, 42 и 62-й секундах. Сравнение протоколов на 23-й и 27-й секундах: продолжительность первого введения (90 мл контрастного вещества) составила 22,5 с, второго (95 мл контрастного вещества) – 24,3 с. Хотя второе сканирование началось чуть позже, за это время был введен дополнительный объем контрастного вещества (5 мл), что обеспечило чуть более интенсивное контрастное усиление аорты (298 и 310 ед.Н). На 43-й и 42-й секундах различия изображений также объяснимы. Плотность воротной вены составила 183 и 220 ед.Н. Во втором обследовании объем контрастного вещества больше на 5 мл. Наконец, на 63-й и 62-й секундах отчетливо проявляется влияние введения большей дозы контрастного вещества (100 и 171 ед.Н).

Резюме. При использовании протокола без физиологического раствора пиковое контрастное усиление воротной вены оценивали на 1 с раньше, чем при стандартном протоколе с физиологическим устройством. Однако наиболее вероятные различия в плотности вызваны не временной задержкой, а дополнительной дозой контрастного вещества, введенной во втором случае. Следовательно, в артериальную фазу болюс физиологического раствора обеспечивает его компактность. Без физиологического раствора болюс контрастного вещества растягивается во времени. Четкие границы временных окон для последующих фаз исчезают.

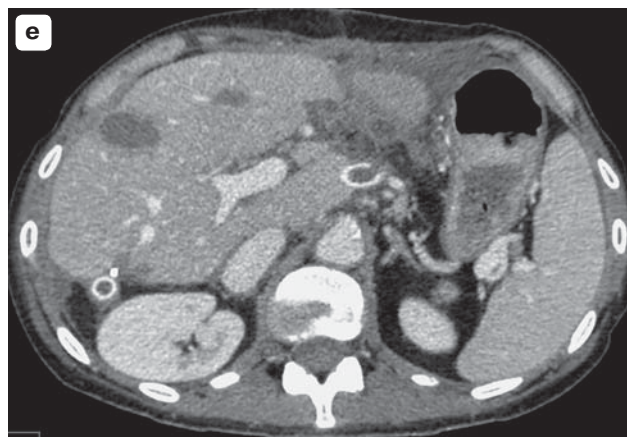
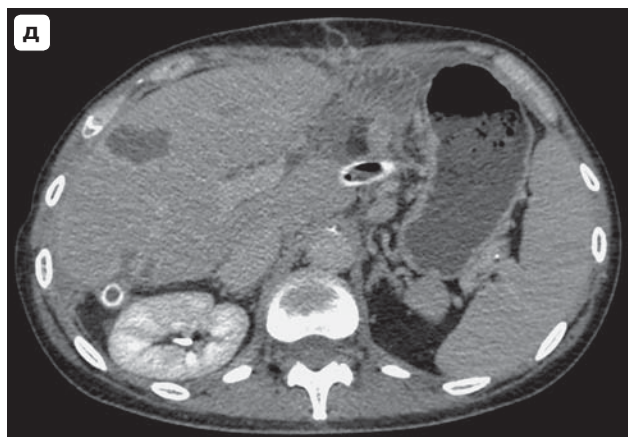
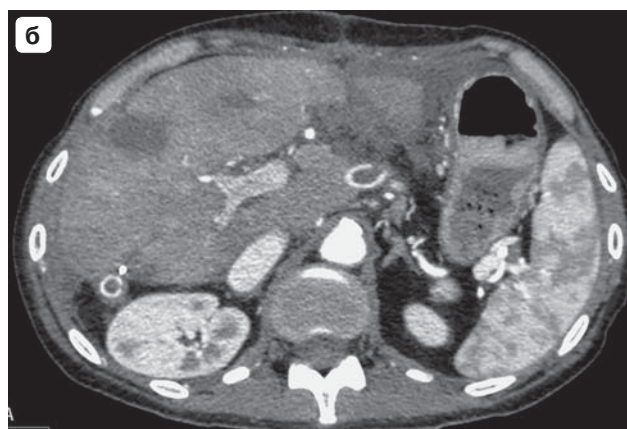




Рис. III.7.3. Сравнение протоколов контрастное вещество + солевой преследователь болюса и только контрастное вещество при одинаковых скоростях инъекции, но разным времени сканирования.

Пациент 20 лет, рост 182 см, масса тела 62 кг, ИМТ = 18,73.

Обследован дважды. В обоих исследованиях вводили 90 мл КВ-350 со скоростью 3,8 мл/с. За инъекцией контрастного вещества следовал 50 мл физиологический раствор (скорость 4 мл/с) по первому протоколу, а при втором исследовании то же контрастное вещество вводили отдельно. Уровень старта был на 2 см выше правого купола диафрагмы. Начало сканирования было через 40 и 60 с (**а, в**) и через 35 и 55 с (**б, г**). Уровень ствола воротной вены сканировали на 42-й и 37-й, 62-й и 57-й секундах соответственно. Сравнение протоколов на 42-й и 37-й секундах: длительность введения контрастного вещества по обоим протоколам составила 23,6 с. Следовательно, сканирование длилось намного дольше, чем инъекция контрастного вещества. Однако при использовании солевого раствора (**а, в**) даже на 42-й секунде плотность аорты равна 248 ед.Н, и это выше, чем при обследовании с более короткой задержкой (37 с) без солевого раствора (184 ед.Н). На 62-й и 57-й секундах усиление воротной вены было практически идентичным (171 и 165 ед.Н).

Резюме. Даже в течение более позднего периода времени от начала введения контрастного вещества после введения физиологического раствора улучшаются качественные (визуальная оценка) и количественные характеристики контрастного усиления в течение поздней артериальной фазы. Иными словами, даже если произошел сбой процесса отслеживания болюсного, при использовании солевого болюса есть шанс получить качественное контрастирование аорты на 40–42-й секунде (то есть в то время, когда сканирование еще возможно запустить вручную).

III.8. ПРЕДНАПОЛНЕННЫЕ ШПРИЦЫ

Традиционно для КТ с контрастным усилением используют растворы контрастного вещества, расфасованные в стеклянные флаконы. Некоторые производители заменяют стеклянные флаконы на пластиковые, руководствуясь соображениями их безопасного использования и удобством работы с ними.

Известно, что для приготовления инъекционных систем независимо от того, используются ли они в стеклянных или пластиковых флаконах, требуется время для набора контрастного вещества и ряда последовательных процедур, которые должен выполнить рентгенолаборант.

Наряду с традиционными принципами хранения контрастных веществ во флаконах и соответственно подготовки инъекционных систем для их использования в последние годы все чаще используются так называемые предварительно заполненные шприцы, или преднаполненные шприцы [Sendo T. et al., 1998].

Основная идея использования предварительно заполненных шприцев была основана на концепции, согласно которой, помимо ускорения процедуры рентгенологического исследования, даже теоретическая вероятность бактериального или пирогенного загрязнения такого шприца или контрастного вещества в нем была резко снижена [Ninomiya N. et al., 2001].

В 90-х годах прошлого века выражалось беспокойство, что силиконовое масло на внутренней поверхности шприца и микрочастицы резинового поршня шприца могут циркулировать в растворе контрастного вещества [Sendo T. et al., 1995]. Однако повышенное качество пластика, используемого для медицинских шприцев и инструментов, и постоянно растущие объемы потребления такой продукции позволяют думать, что такая проблема ничтожно мала.

Предварительно заполненные шприцы применяются не только в лучевой диагностике. Они очень популярны и широко используются для инъекций вакцин и различных лекарств.

Теперь есть три возможности для введения болюса контрастного вещества с помощью автоматического инжектора. Можно использовать шприц, заполненный контрастным материалом из флакона, или предварительно заполненный картридж для контрастного шприца, или предварительно заполненный контрастным веществом шприц. В современных системах автоматических инжекторов предусмотрена возможность быстрой замены крепления главной лицевой панели силовой головки инжектора на люльку объемом 125 мл, что позволяет использовать предварительно заполненные шприцы.

Число сторонников использования шприцев, предварительно заполненных контрастным веществом, увеличивается, и существуют серьезные объяснения такой тенденции. Поскольку предварительно заполненные шприцы известны в медицине более двух десятилетий, доказано, что предварительно заполненные шприцы повышают эффективность, рентабельность и качество обслуживания. При сравнении предпочтений большинства рентгенолаборантов, работающих в кабинетах КТ, предпочитают предварительно заполненные шприцы, считая их более безопасными и удобными [Femano P.A., 2001].

Используя шприц, предварительно заполненный контрастным веществом, рентгенолаборант имеет возможность быстрее подготовить инъекционную систему к следующему КТ-исследованию, сокращая время контакта с ней, что способствует снижению риска бактериального загрязнения.

Поскольку пациент не является свидетелем процедуры заполнения шприца, это очень важная составляющая успешного выполнения МСКТ-

исследования, особенно у пациентов с повышенной эмоциональной реакцией. При использовании шприцев, предварительно заполненных контрастным веществом, присутствует минимальный риск инъекции пузырьков воздуха, тогда как при быстром наборе контрастного вещества из флаконов возможно появление пузырьков на внутренней поверхности шприца.

И хоть неправильно подготовленная к МСКТ-исследованию инъекционная система явление чрезвычайно редкое, все же необходимо учитывать ситуации, когда это может представлять угрозу для жизни пациента. Например, в литературе есть описания инфузии в венозную систему пациента больших объемов воздуха, когда шприц инжектора не был заполнен контрастным веществом [Pham K.L., Cohen A.J., 2003].

Основное преимущество предварительно заполненных шприцев в том, что их нельзя использовать повторно и, как оказалось, проблемы повторного использования шприцев и внутрибольничного инфицирования кровеносной системы актуальны не только для стран третьего мира [Gura K.M., 2004].

Неправильное применение контрастного вещества из-за неправильной маркировки при использовании шприцев, заполненным контрастным веществом вручную, является дополнительным подтверждением предпочтительного использования шприца, предварительно заполненного контрастным веществом. Все мы знаем, что недопустимо смешивать в одном шприце не только разные лекарства, но и одно лекарство, например контрастные вещества не только различной концентрации, но и контрастные вещества одинаковой концентрации из коробок с разными серийными номерами. Благодаря использованию преднаполненных шприцев такая опасность исключается.

Использование предварительно заполненных шприцев позволяет сэкономить время на подготовку пациента к МСКТ-исследованию. В течение одного года такая экономия может равняться нескольким рабочим дням.

III.9. НАПРАВЛЕНИЕ СКАНИРОВАНИЯ

При КТ, в отличие от классического традиционного рентгенологического исследования, возможности влияния на его результат при изменении положения тела пациента существенно ограничены.

Пациент находится в горизонтальном положении, как правило, на спине, реже обследование проводится в положении лежа на животе или на боку. Используется краниокаудальное или каудокраниальное направление сканирования.

Каждое направление имеет свои достоинства и недостатки. Прежде всего, выбор направления сканирования обусловлен тенденцией к достижению наибольшего контрастного усиления исследуемых сосудов или органов с минимальным количеством артефактов от болюса контрастного вещества и от движения и дыхания пациента.

Традиционно применяют направление сканирования, совпадающее с направлением тока артериальной крови. Например, сканирование сонных артерий начинается с уровня дуги аорты и заканчивается на уровне основания черепа или чуть выше (каудокраниальное направление). Однако возможно сканирование и в обратном направлении.

Использование краниокаудального направления сканирования при МСКТ-ангиографии сонных артерий приводит к немного более низкому контрастному усилению сонных артерий и более низкому контрастированию верхней полой вены, но оно позволяет уменьшить количество

и выраженность перивенозных артефактов, связанных с контрастным веществом [de Monyé C. et al., 2006].

Для обследования нисходящей аорты, ветвей брюшной аорты, подвздошных артерий и артерий нижних конечностей традиционно используют краниокаудальное направление.

В зависимости от общего состояния пациента, например при заболеваниях, сопровождающихся дыхательной недостаточностью, когда пациенту трудно задержать дыхание на период сканирования, могут возникать артефакты дыхания в конце сканирования, отрицательно влияющие на качество изображения базальных сегментов легких, и т.д.

Изменение краниокаудального направления сканирования у таких пациентов на каудокраниальное направление обеспечивает меньшее количество артефактов в конце сканирования, когда сканирующий луч проходит через верхушки легких.

Например, при специальных обследованиях – МСКТ для диагностики тромбоэмболии легочной артерии – каудокраниальное направление является более предпочтительным, так как уменьшается количество линейных артефактов от сверхконтрастированной верхней полой вены.

Для обнаружения опухоли и оценки ее резектабельности у пациентов с подозрением на рак поджелудочной железы однофазное сканирование в каудокраниальном направлении может быть полезной альтернативой стандартному двухфазному протоколу МСКТ [Imbriaco M. et al., 2005].

Коронарная МСКТ-ангиография зависит от начальной частоты сердечных сокращений и направления сканирования. Качество изображения при сканировании, проводившемся в каудокраниальном направлении, не зависело от исходной частоты сердечных сокращений, тогда как при сканировании в краниокаудальном направлении качество изображения было хуже, если исходная частота сердечных сокращений составляла ≥ 65 в минуту [Hazirolan T. et al., 2009].

Очевидно, что направление сканирования не влияет на информативность исследования в портально-венозную фазу или в одной из отсроченных фаз. Например, в комбинированных протоколах МСКТ-исследований, когда необходимо оценить экскреторную функцию почек или вовлечение мочеточника в опухоль забрюшинного пространства или опухоль малого таза, можно выбрать любое направление сканирования.

Использование быстрых сканеров позволяет формировать такие протоколы, когда направление сканирования не отразится на качестве контрастного усиления в целом. Правильно выбранная позиция локатора, уровень порога плотности и время постпороговой задержки позволяют начинать сканирование в любом направлении без потери качества изображения и оптической плотности (рис. III.9.1–III.9.8).

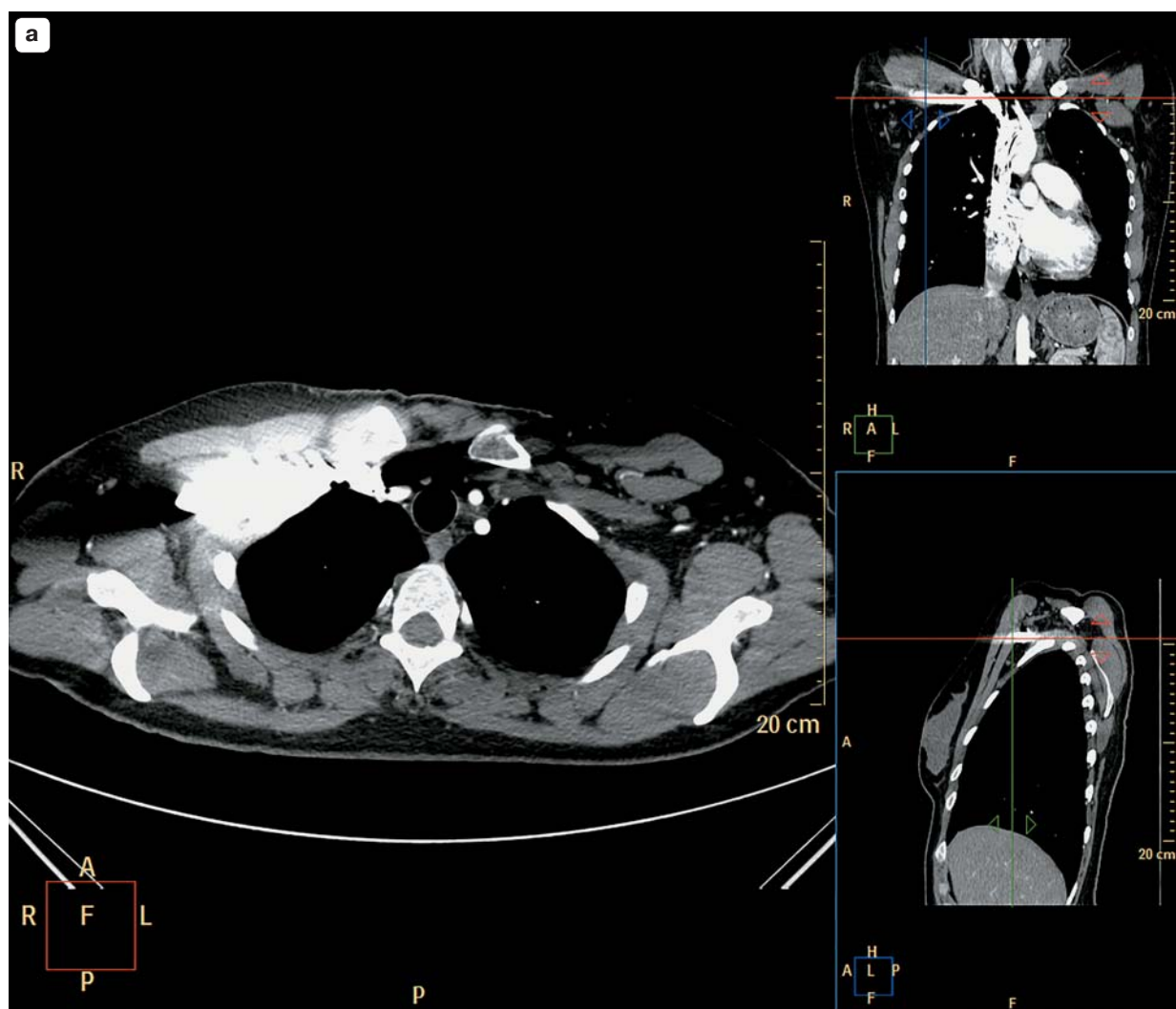


Рис. III.9.1. Артефакты.

Быстрое введение контрастного вещества может вызвать артефакты, которые затрудняют оценку близлежащих структур (а, б), особенно при высоком давлении в правом предсердии. Артефакты на периферической вене вызваны струей контрастного вещества очень высокой оптической плотности. Плотность раствора контрастного вещества в периферической вене может превышать значения 2000 ед.Н. Линейные артефакты от контрастных веществ в верхней полой вене могут усложнить оценку изображения восходящей аорты (в). В правом сердце контрастированная кровь смешивается (г) с неконтрастированной кровью, притекающей из нижней полой вены, и течет по малому кругу кровообращения, постоянно еще больше перемешиваясь с неконтрастированной кровью. Затем контрастированная кровь с гораздо меньшей плотностью (200–400 ед.Н) течет в левое сердце. Еще больше перемешиваясь с циркулирующей кровью и приобретая меньшие значения плотности, такая контрастированная кровь (по сути, остатки вводимого болюса контрастного вещества) по системе воротной вены попадает в печень. Далее наступает период рециркуляции контрастированной крови с еще более выраженным снижением ее плотности (д).

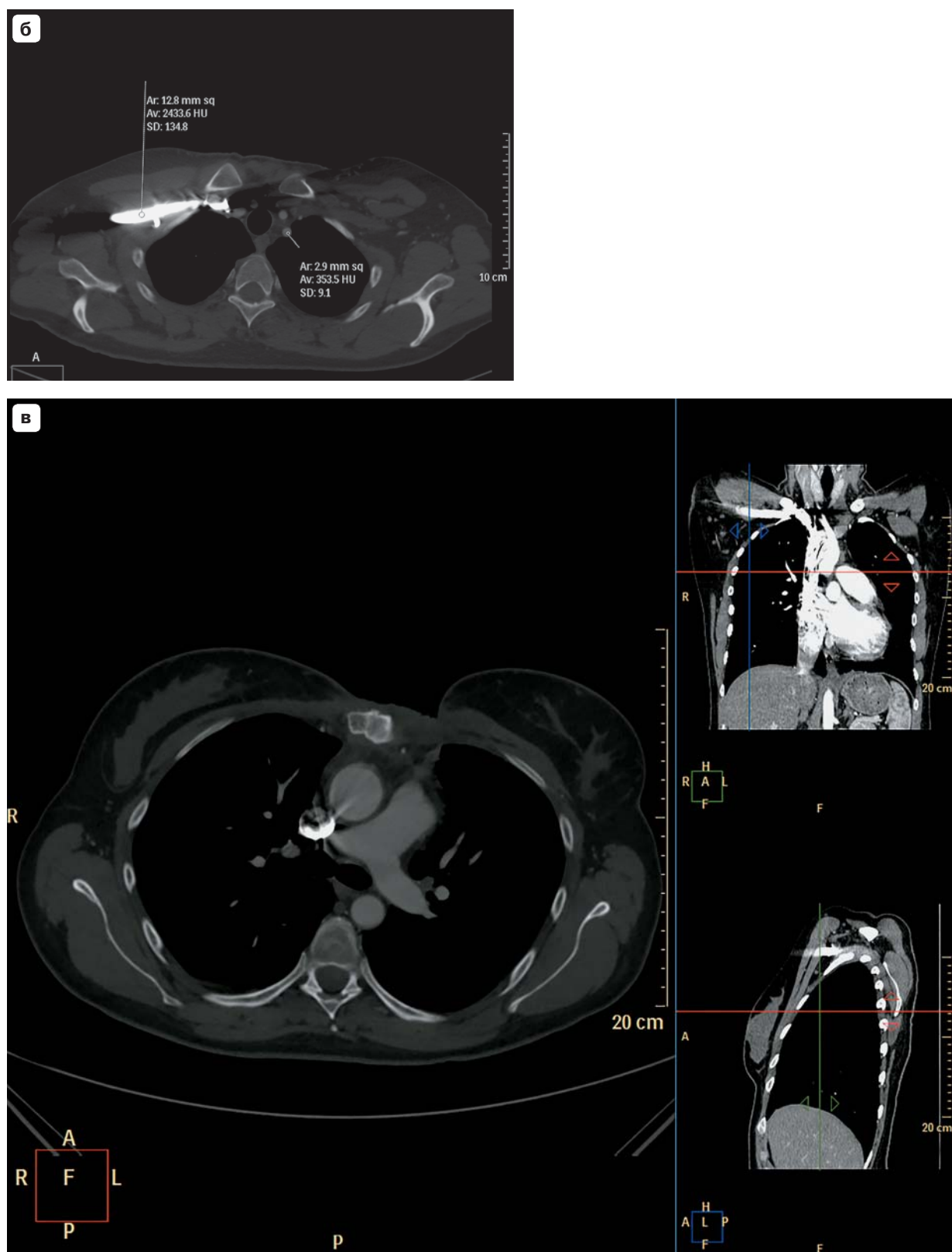


Рис. III.9.1 (продолжение). Артефакты.

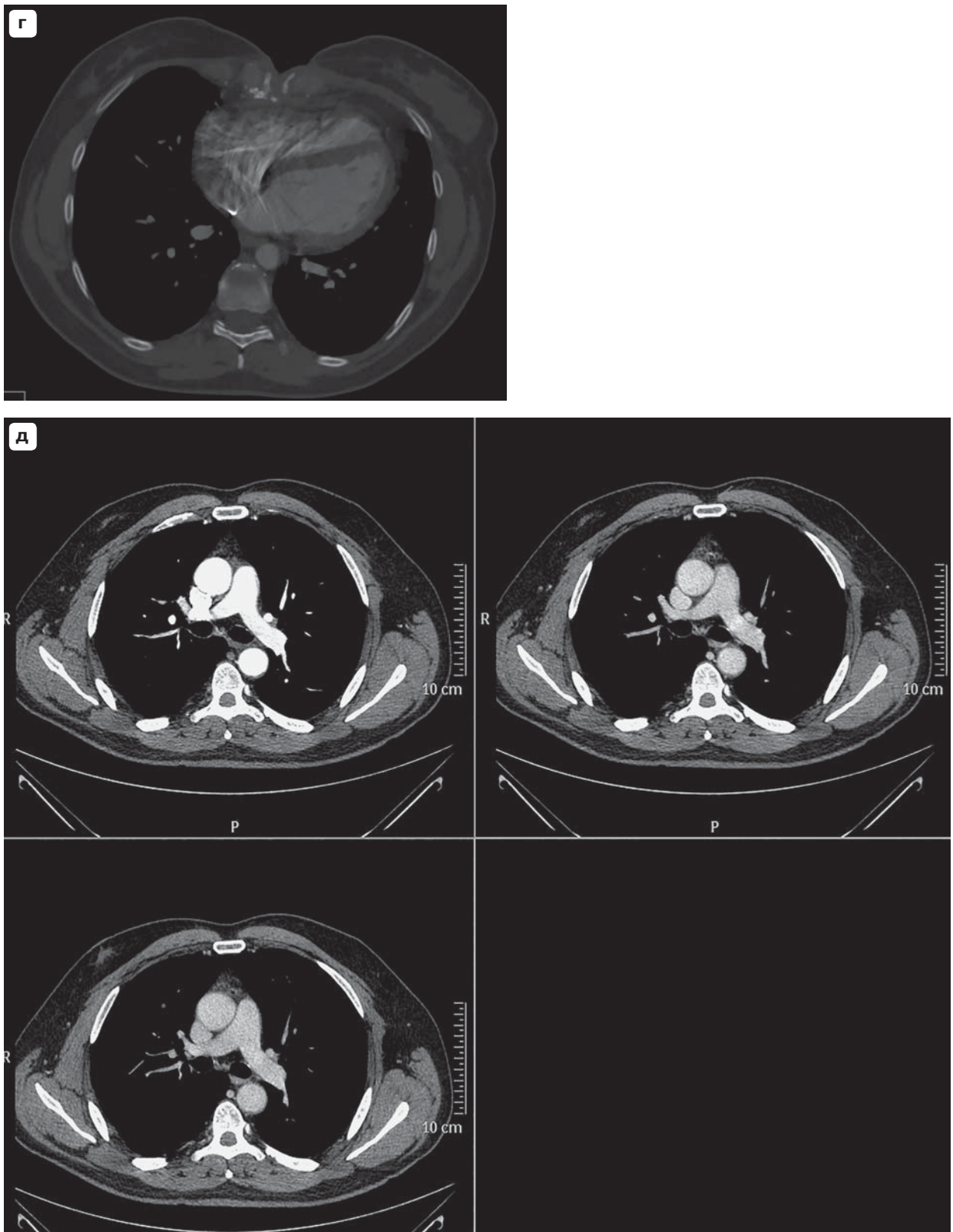


Рис. III.9.1 (окончание). Артефакты.

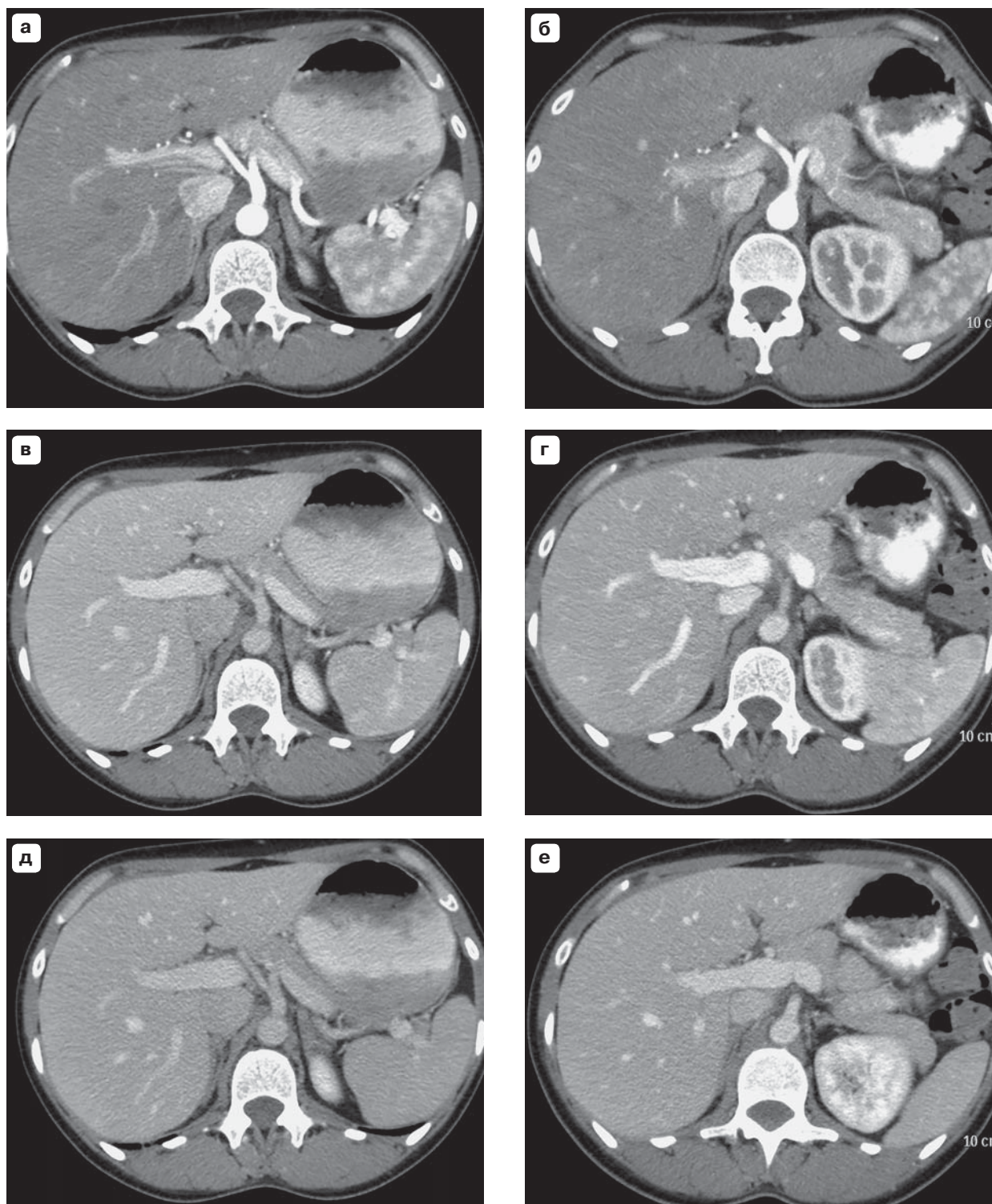


Рис. III.9.2. Сравнение одинаковых протоколов введения контрастного вещества, но при разных направлениях сканирования.

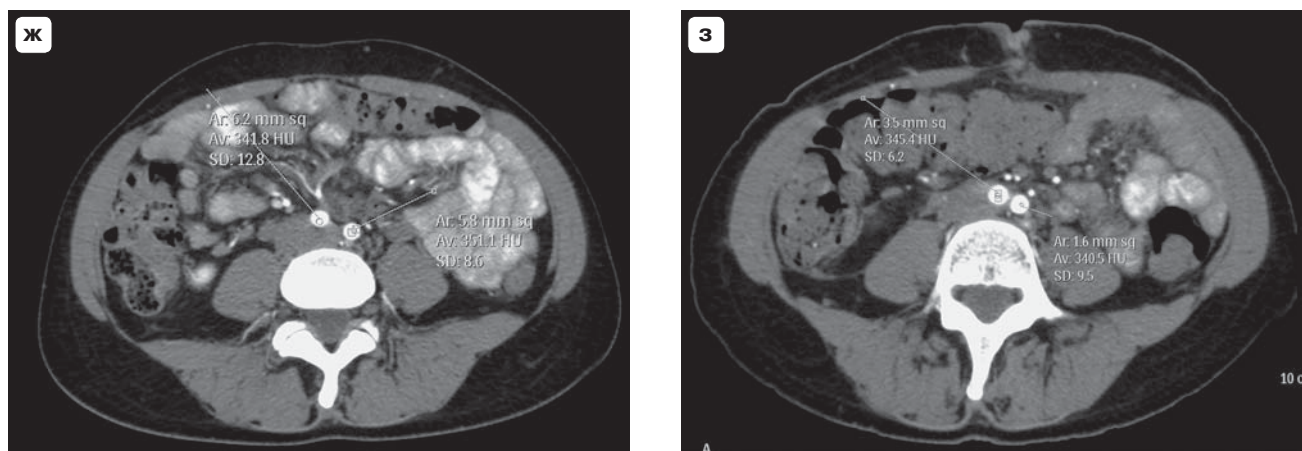


Рис. III.9.2 (окончание). Сравнение одинаковых протоколов введения контрастного вещества, но при разных направлениях сканирования.

Пациент 42 лет, рост 160 см, масса тела 55 кг, ИМТ = 21,48.

В обоих исследованиях вводили 90 мл КВ-350 со скоростью 4 мл/с. Болюс контрастного вещества сопровождало 50 мл солевого раствора (скорость 4 мл/с). В первом исследовании (а, в, д, ж) использовалось краниокаудальное направление сканирования. Во втором протоколе (б, г, е, з) направление сканирования было каудокраниальным. Сканирование было синхронизировано по обоим протоколам (25, 40 и 60 с). Уровень ствола воротной вены был отсканирован на 27, 42 и 62-й секунды после начала инъекции контрастного вещества при сканировании в обоих направлениях. Сравнение протоколов на 27-й секунде (а, б). Плотность аорты при сканировании в краниокаудальном направлении была выше (339 и 319 ед.Н). Вероятно, это связано с тем, что в противоположном направлении этот уровень сканировался с реальной задержкой, которая была больше, чем в первом исследовании, а начальный, стартовый, уровень был ниже этого контрольного уровня. В то же время при сканировании в противоположном направлении плотность портальной вены во вторую и третью фазы контрастного усиления была выше (185 и 211 ед.Н и 140 и 159 ед.Н соответственно). Поскольку доза контрастного вещества была одинаковой, возможно, увеличился временной интервал прохождения болюса контрастного вещества через воротную вену. Плотность аорты и подвздошных артерий была практически одинаковой при исследованиях в краниокаудальном (ж) и противоположном (з) направлениях.

Резюме. Так как МСКТ-сканирование брюшной полости проводится в течение очень короткого времени, направление сканирования не влияет на оценку контрастности аорты, артерий и портальной вены. Тем не менее этот анализ показывает преимущества обоих направлений сканирования. Для оптимального диагностического окна можно спланировать такой протокол: артериальную фазу исследования печени проводить в краниокаудальном направлении, а портальную вену и паренхиму печени целесообразно исследовать при сканировании в противоположном (каудокраниальном) направлении.

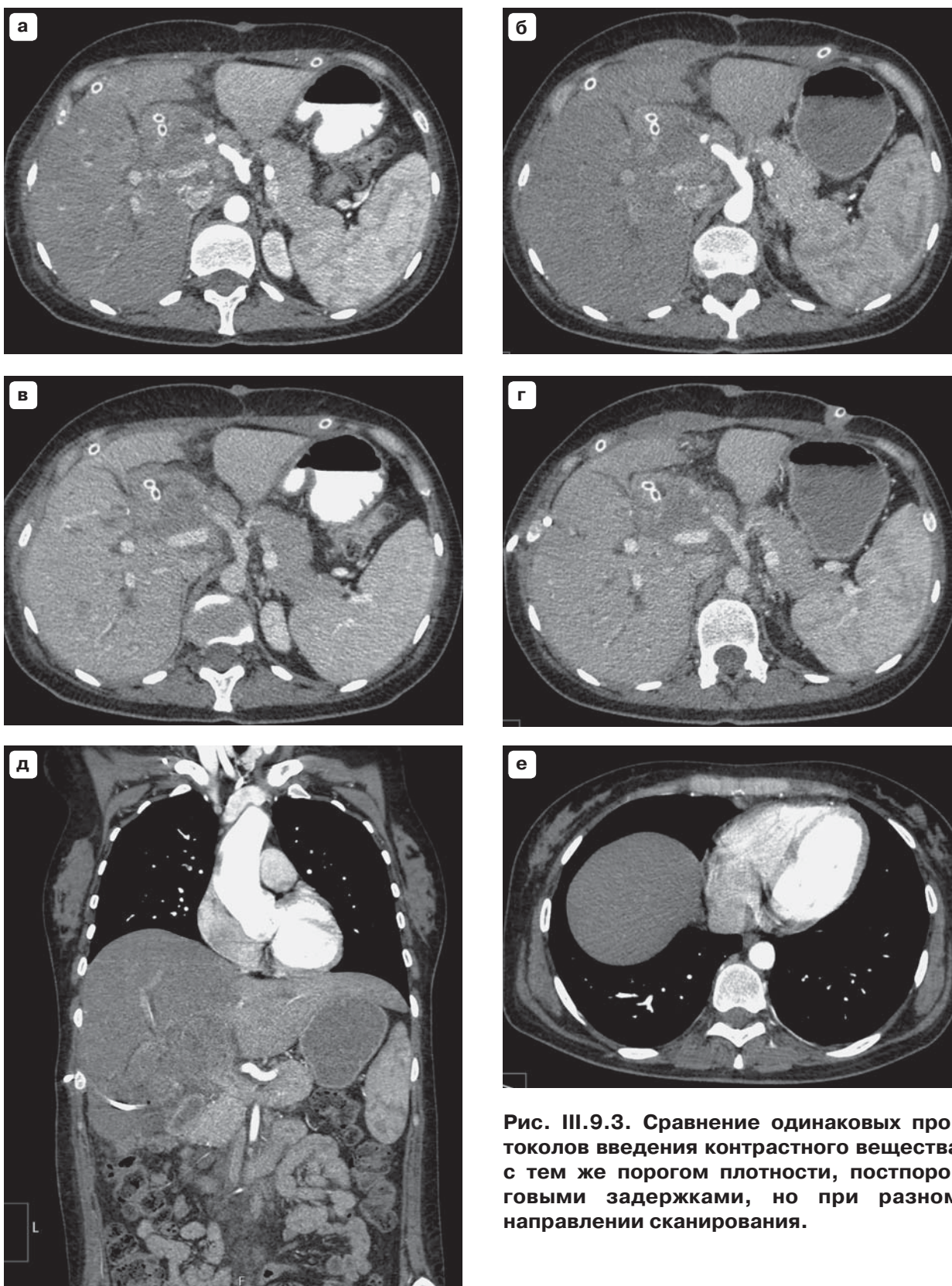


Рис. III.9.3. Сравнение одинаковых протоколов введения контрастного вещества с тем же порогом плотности, постпороговыми задержками, но при разном направлении сканирования.

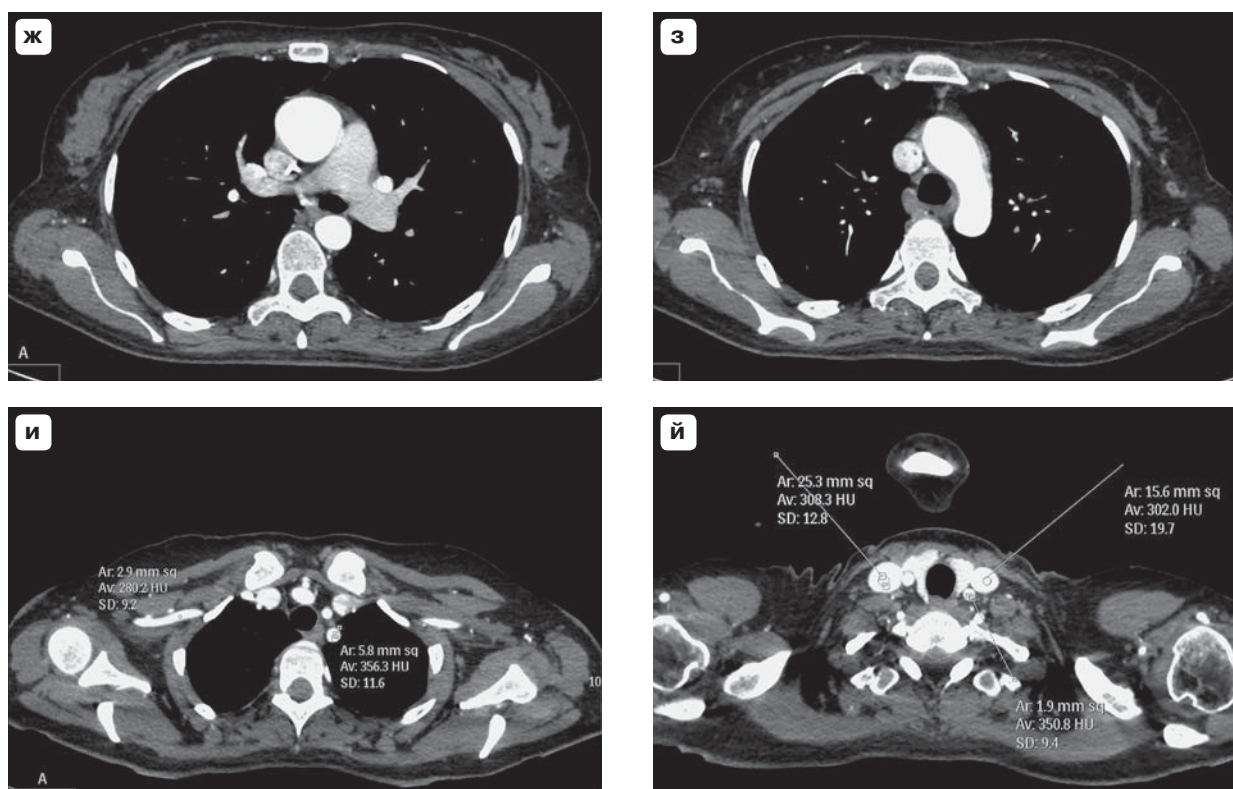


Рис. III.9.3 (окончание). Сравнение одинаковых протоколов введения контрастного вещества с тем же порогом плотности, постпороговыми задержками, но при разном направлении сканирования.

Пациент 38 лет, рост 162 см, масса тела 56 кг, ИМТ = 21,37.

В обоих исследованиях (а, в) и (б, г) вводили 90 мл КВ-350 со скоростью 4 мл/с, а затем 50 мл физиологического раствора (скорость 4 мл/с). Локатор был размещен на 5 см ниже уровня бифуркации трахеи. Использовали пороговую задержку 100 ед.Н. В первом исследовании начало сканирования было на 12-й секунде, во втором – на 10-й секунде. Первое исследование грудной клетки и живота было проведено в краниокаудальном направлении, второе – в противоположном направлении. Сравнение протоколов: визуально изображения практически неразличимы, но денситометрия показала, что при сканировании в краниокаудальном направлении плотность аорты в артериальную фазу чуть выше (321 и 298 ед.Н). Время сканирования уровня ствола воротной вены при втором протоколе (каудокраниальное направление) за счет перемещения стола на уровень начала сканирования было более длительным (на 1 с позже, чем в первом случае, на 15 с). Однако плотность портальной вены в портально-венозную фазу, когда плотность сосуда зависит от дозы йода, практически одинакова (154 и 155 ед.Н). Очевидно, что при необходимости комбинированного исследования брюшной полости и грудной клетки (д, е) каудокраниальное направление сканирования является более предпочтительным, так как позволяет избежать артефактов от гиперконтрастированной верхней полой вены или от центрального катетера (ж, з, и, й). Контрастирование артерий грудной клетки составило более 250 ед.Н.

Резюме. В целом при использовании быстрых сканеров направление сканирования принципиально не влияет на изменения плотности в зоне интереса.

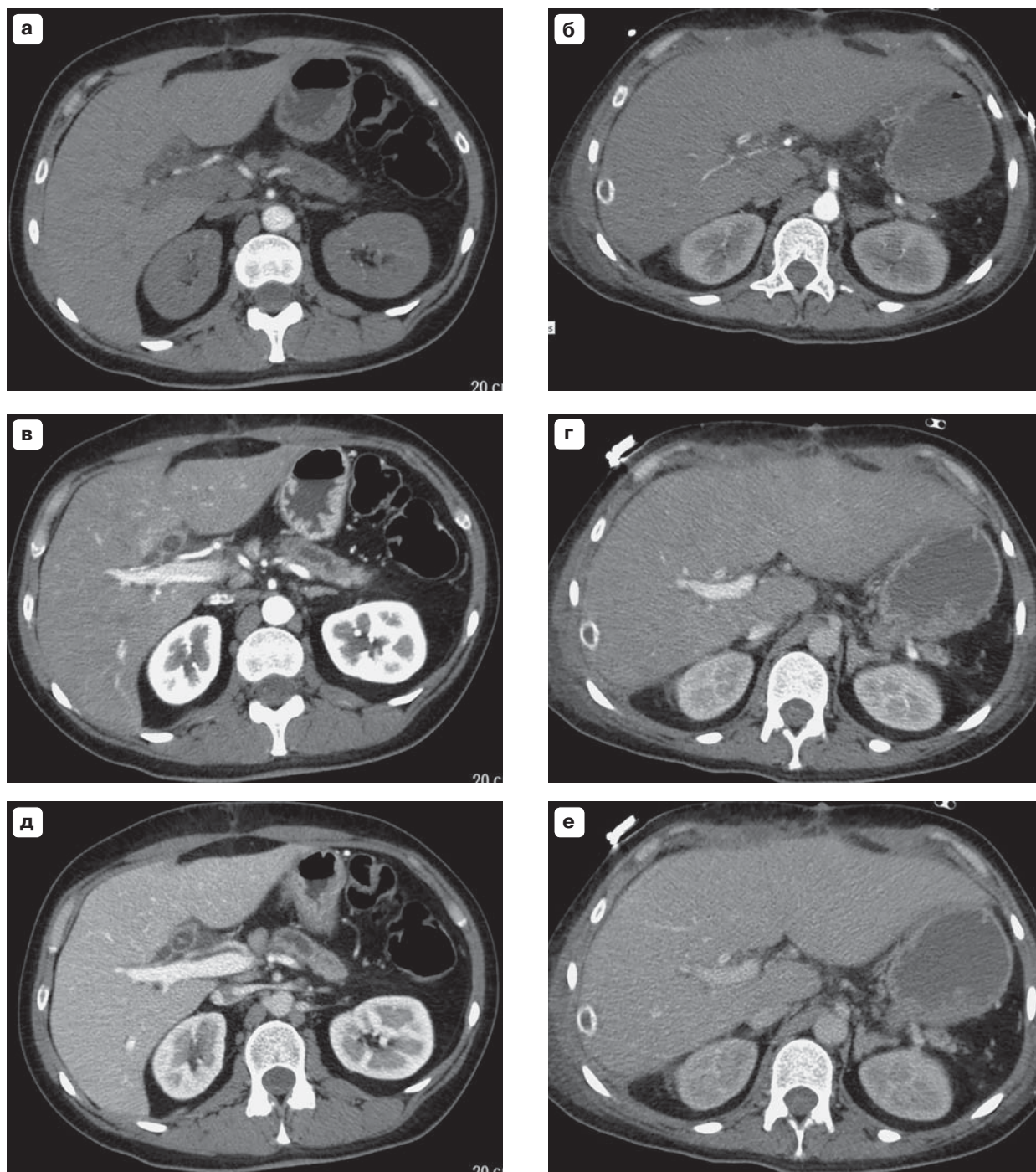


Рис. III.9.4. Сравнение одинаковых протоколов введения контрастного вещества, но при разном направлении сканирования.

Рис. III.9.4 (окончание). Сравнение одинаковых протоколов введения контрастного вещества, но при разном направлении сканирования.

Пациентка 36 лет, рост 158 см, масса тела 60 кг, ИМТ = 24.

Обследована в краниокаудальном направлении, от правого купола диафрагмы до гребня подвздошной кости (**а, в, д**) и в обратном направлении (каудокраниальное направление – **б, г, е**). В обоих протоколах вводили 80 мл КВ-350 со скоростью 4,3 мл/с, а затем болюс физиологического раствора (50 мл, скорость 5 мл/с). Использовался центральный доступ – через подключичный катетер. Сканирование было с фиксированными задержками. Уровень ствола воротной вены сканировали на 10, 25 и 39-й секундах (краниокаудальное направление) и на 12, 28 и 45-й секундах (каудокраниальное направление). Значения плотности аорты составили: 186–250–310–117–151–108 ед.Н (на 10, 12, 25, 28, 39 и 45-й секундах соответственно). Динамическое контрастное усиление воротной вены в эти же временные интервалы было такими: 26, 26, 165, 172, 201, 114 ед.Н. Контрастирование аорты на 12-й секунде (**б**) и 25-й секунде (**в**) типично для ранней и поздней артериальных фаз. На 28-й секунде (**г**) и 39-й секунде (**д**) контрастное усиление воротной вены преобладает над контрастным усилением аорты. Однако на 39-й секунде контрастное усиление печеночной паренхимы значительно выше. Второе исследование было в раннем послеоперационном периоде – после операции на поджелудочной железе, что, возможно, повлияло на задержку портального контрастного усиления. В обоих исследованиях продолжительность инъекции составила 18,6 с. На 10-й секунде плотность аорты была достаточной для визуальной оценки, а на 12-й секунде она была существенной (310 ед.Н). Таким образом, если в это время приступят к сканированию аорты, в течение 6 с одновременно будет продолжаться сканирование с инъекцией контрастного вещества, что обеспечит высокие показатели плотности аорты и артерий нижних конечностей.

Резюме. В целом при фиксированной задержке эффективность сканирования уровня ствола портальной вены зависит от каудальной границы зоны обследования. Если начальный уровень близок к уровню ствола воротной вены, то влияние направления сканирования на значения плотности минимально. Разумеется, индивидуальные особенности кровотока могут влиять на значения плотности. Поэтому лучше использовать не фиксированное время задержки, а начинать сканирование после преодоления порогового значения плотности (порог 120–130 ед.Н более предпочтителен, чем порог 100 ед.Н).

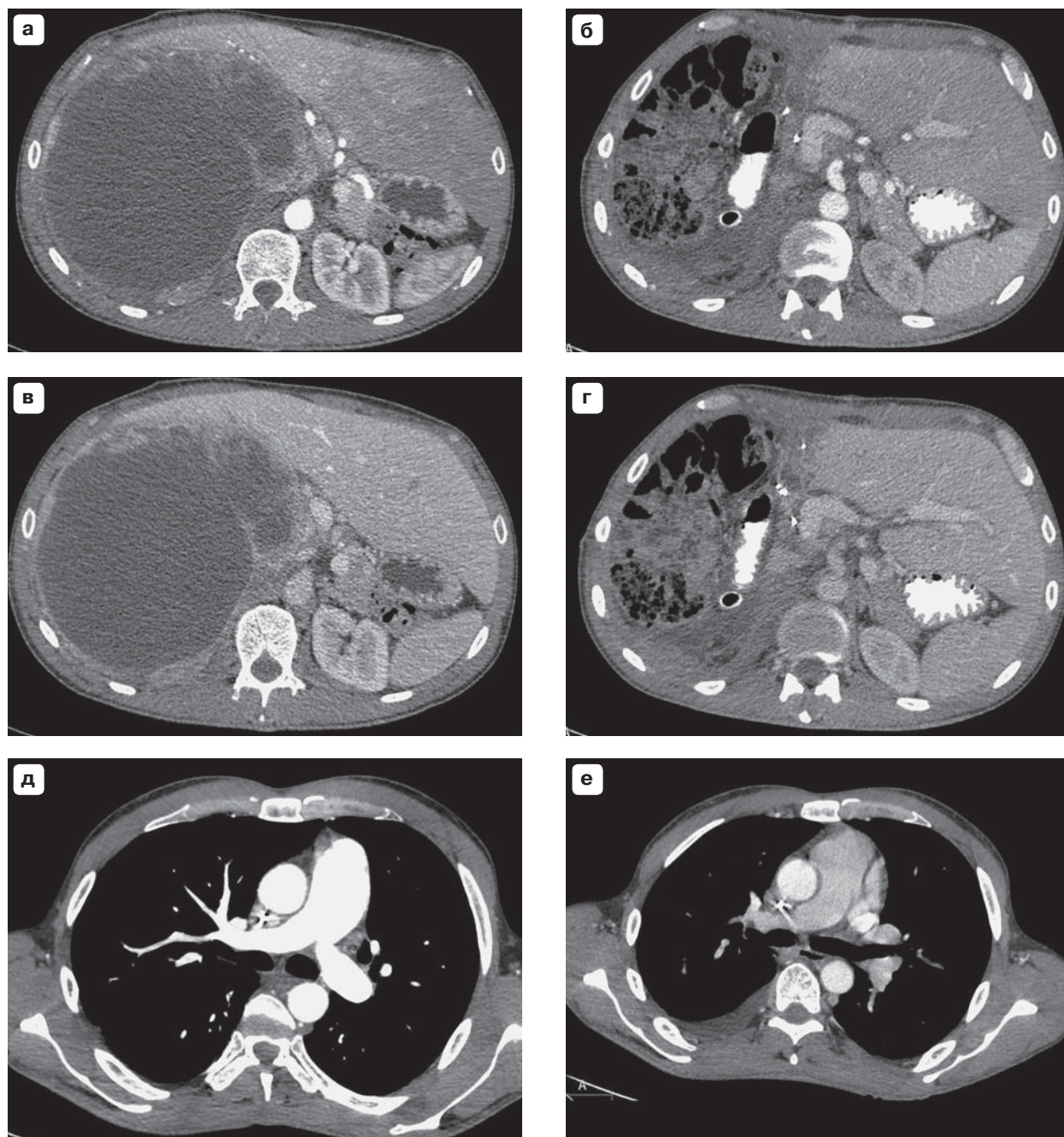


Рис. III.9.5. Сравнение протоколов при одинаковых скоростях инъекции контрастного вещества и его объемах, но при разных порогах плотности (100 и 150 ед.Н) и направлениях сканирования.

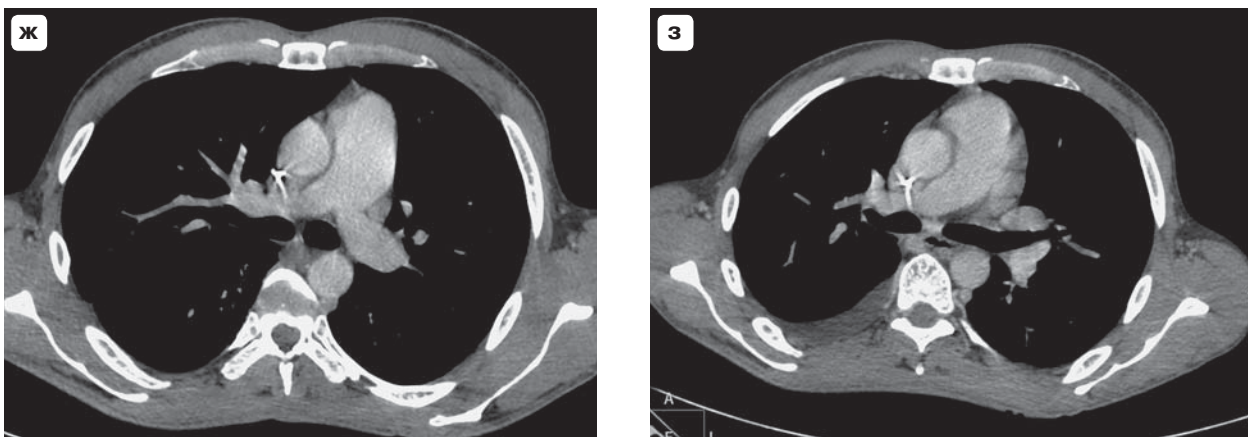


Рис. III.9.5 (окончание). Сравнение протоколов при одинаковых скоростях инъекции контрастного вещества и его объемах, но при разных порогах плотности (100 и 150 ед.Н) и направлениях сканирования.

Пациент 38 лет, рост 174 см, масса тела 66 кг, ИМТ = 21,65.

В обоих протоколах, используя центральный доступ, вводили 90 мл КВ-350 со скоростью 3,9 мл/с (катетер в подключичной вене), а затем 50 мл солевого раствора со скоростью 4 мл/с. В обоих исследованиях локатор был расположен на 2 см ниже бифуркации трахеи. В первом исследовании (а, в, д, ж) начало сканирования было вызвано достижением порогового значения плотности 100 ед.Н (на 10-й секунде). Сканирование проводилось в краниокаудальном направлении от уровня щитовидной железы до уровня гребня подвздошной кости. Во втором исследовании направление сканирования было каудокраниальным (б, г, е, з). Был использован порог 150 ед.Н. Это значение плотности было достигнуто за 15 с. Постпороговые задержки были одинаковыми (10 и 30 с) в обоих исследованиях, но время сканирования уровня ствола воротной вены было разным – 16 с (краниокаудальное направление) и 54 с (каудокраниальное направление). Контрастное усиление аорты (а, б) было 278 ед.Н (краниокаудальное направление) и 202 ед.Н (каудокраниальное направление). При этом плотность ствола портальной вены составляла 102 и 128 ед.Н. Во время портально-венозной фазы контрастное усиление ствола воротной вены составляло 147 и 117 ед.Н соответственно. Несмотря на высокий порог плотности (150 ед.Н), а значит, и ожидаемую высокую плотность аорты, ее плотность при сканировании в противоположном направлении ниже, что обусловлено более поздним сканированием уровня ствола воротной вены во втором исследовании. Следовательно, этим же фактором можно объяснить более низкое контрастное усиление ствола воротной вены при противоположном направлении сканирования. При каудокраниальном направлении сканирования ухудшились показатели плотности аорты, так как было необходимо более длительное время для достижения уровня ствола воротной вены.

Резюме. Порог 150 ед.Н при коротком болюсе ухудшает значения оптической плотности. Такой порог можно применять только при более длительном введении контрастного вещества, в противном случае исследование начинается ближе к концу инъекции контрастного вещества. Если при краниокаудальном направлении сканирования (д) определялось контрастное усиление аорты и легочной артерии, то при каудокраниальном направлении (е) преобладает контрастирование аорты, плотность которой существенно снижена. Если необходимо применить противоположное (каудокраниальное) направление сканирования, то локатор должен располагаться возможно ближе к стартовому уровню сканирования, а порог плотности должен быть меньше, чем при краниокаудальном направлении сканирования, чтобы исследование в артериальную фазу проводилось на фоне максимального контрастного усиления аорты.

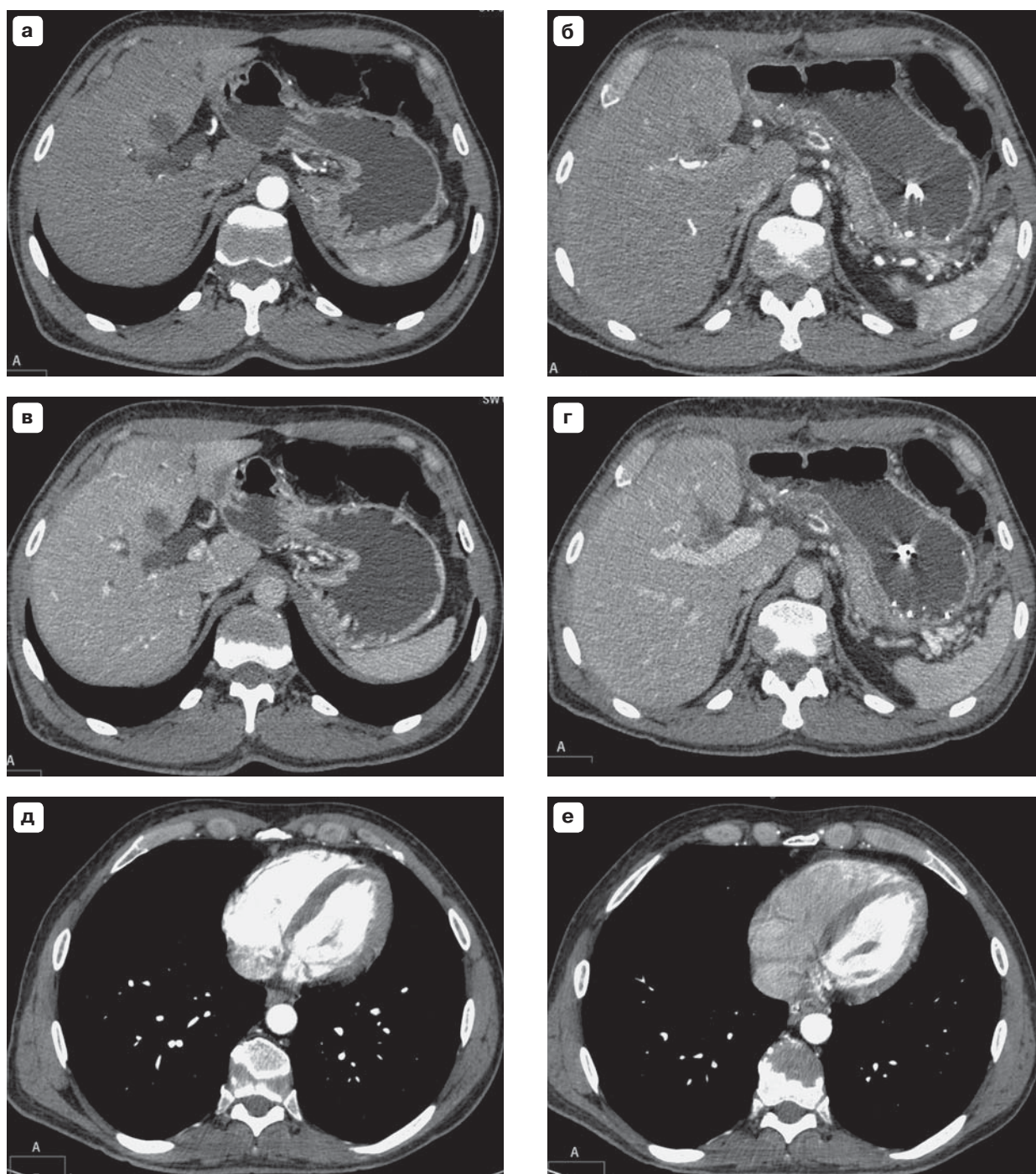


Рис. III.9.6. Сравнение одинаковых скоростей инъекции, объемов контрастного вещества и солевых преследователей болюса, порогов плотности, но при противоположных направлениях сканирования.

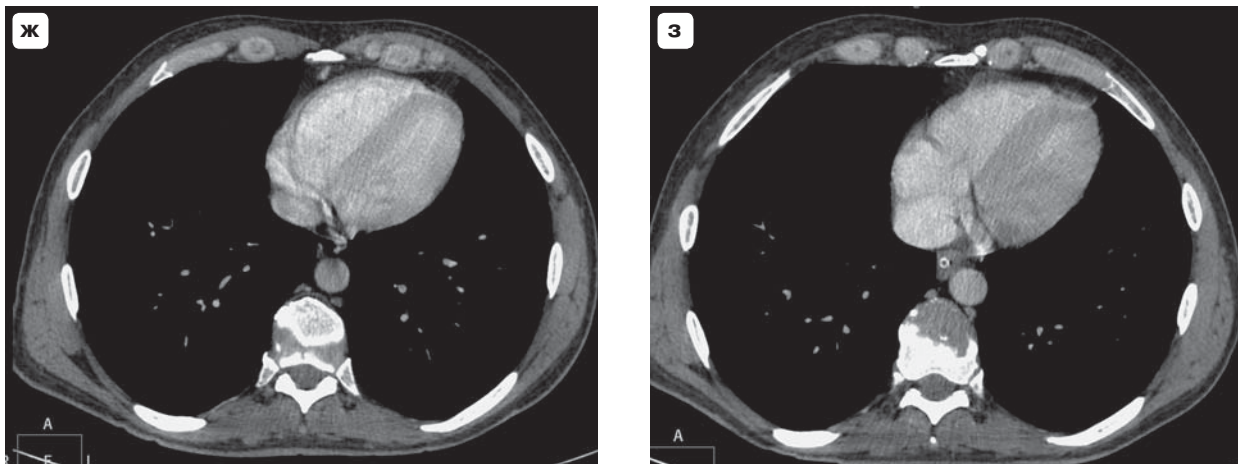


Рис. III.9.6 (окончание). Сравнение одинаковых скоростей инъекции, объемов контрастного вещества и солевых преследователей болюса, порогов плотности, но при противоположных направлениях сканирования.

Пациент 42 лет, рост 176 см, масса тела 65 кг, ИМТ = 21.

КВ-350 в объеме 90 мл вводили со скоростью 4 мл/с. В обоих протоколах использовали один и тот же физиологический раствор – 50 мл со скоростью 4 мл/с. Сканирование было начато после достижения пороговой плотности в аорте 100 ед.Н. Уровень локатора был на правом куполе диафрагмы в обоих протоколах. Начальные уровни сканирования были разными: в первом протоколе – уровень локатора, а во втором протоколе это был уровень гребня подвздошной кости. Время начала сканирования составило 18 с (первый протокол) и 11 с (второй протокол). Постпороговые задержки составляли 10 и 30 с в обоих протоколах. Время сканирования уровня воротной вены составляло 13 и 33 с после достижения порогового уровня плотности, или 31 и 51 с после начала инъекции при первом обследовании и 15 и 35 с, 26 и 46 с во втором протоколе соответственно. Таким образом, несмотря на одинаковую продолжительность инъекции контрастного вещества (90 мл: 4 мл/с = 22,5 с), время сканирования уровня ствола воротной вены было разным (это объясняется различием расстояния до уровня ствола воротная вена от шеи и от подвздошного гребня). Тем не менее плотность аорты в артериальную фазу (на уровне ствола воротной вены) была одинаковой, а именно 315 и 316 ед.Н. Вероятно, различное время достижения порога 100 ед.Н при абсолютно одинаковых протоколах было обусловлено индивидуальными особенностями динамики кровотока в послеоперационном периоде (признаков билиарной гипертензии, наблюдаемой при первом исследовании (а, в, д, ж), при втором обследовании (б, г, е, з) нет). Однако, если исходить из того, что постпороговая задержка идентична, продолжительность введения контрастного вещества после достижения порога составила 4,5 с в первом протоколе и 11,5 с во втором протоколе. Таким образом, время сканирования уровня воротной вены составило 8,5 с = (13–4,5) и 3,5 с = (15–11,5) после окончания инъекции при первом и втором обследованиях соответственно. Можно предположить, что были отсканированы: в первом протоколе на уровне ствола воротной вены часть болюса, которая расположена ближе к его головке, а во втором протоколе – часть, которая расположена ближе к хвосту болюса. На 51-й и 46-й секундах плотность воротной вены была практически одинаковой (153 и 152 ед.Н), что соответствует общему принципу, свидетельствующему об исключительной важности дозы контрастного вещества для контрастного усиления воротной вены. Если сравнивать исследования грудной клетки, плотность аорты одинаковая (309 и 302 ед.Н). При сканировании в краниокаудальном направлении (д, ж) все камеры сердца контрастированы. Кроме того, интенсивность усиления ветвей легочной артерии выше. При каудокраниальном направлении сканирования контрастировано только левое сердце (е, з). На 51-й и 46-й секундах отмечается слабое контрастирование камер сердца и аорты.

Резюме. Особенности кровотока в раннем послеоперационном периоде могут влиять на результаты МСКТ-исследования. Это может быть вызвано воспалительными изменениями в зоне анастомозов, изменениями моторики кишечника, воздействием лекарственных средств и другими часто трудно устанавливаемыми факторами. Поэтому *после операций при МСКТ лучше использовать нефиксированные задержки. Лучше проводить сканирование с технологией отслеживания болюса.* Низкий порог плотности гарантирует начало сканирования во время прохождения «головки» болюса, в то время как при высоком значении порога сканирование начинается ближе к каудальной части болюса.

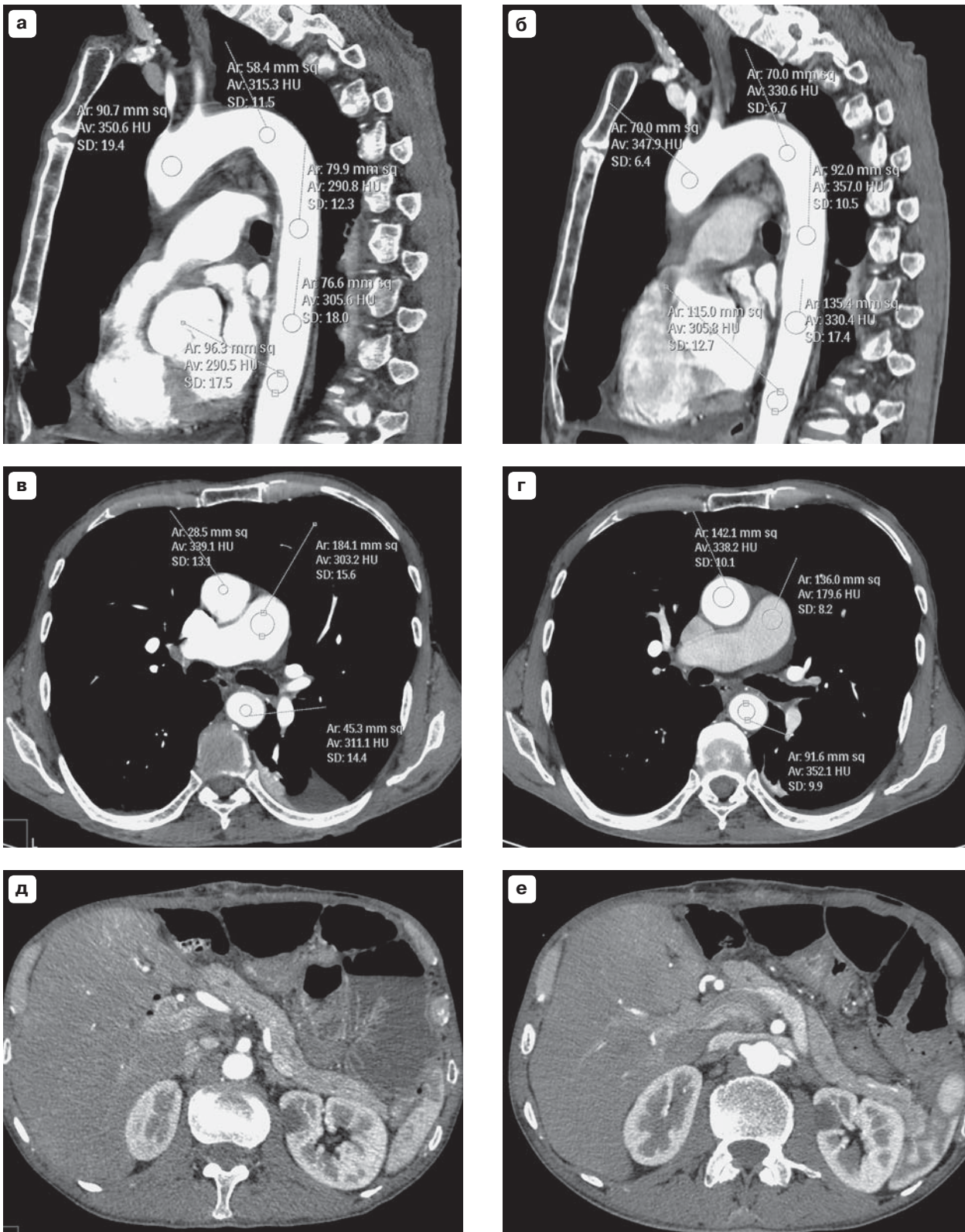


Рис. III.9.7. Сравнение тех же протоколов, но при разных направлениях сканирования и при разном венозном доступе.

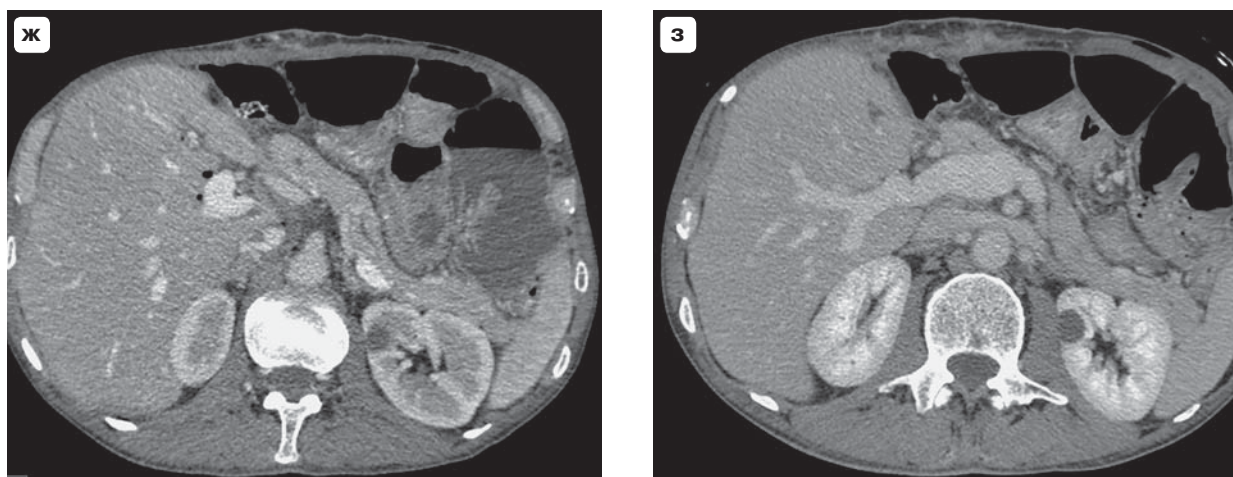


Рис. III.9.7 (окончание). Сравнение тех же протоколов, но при разных направлениях сканирования и при разном венозном доступе.

Пациент 69 лет, рост 178 см, масса тела 58 кг, ИМТ = 18,35. Обследован дважды.

В обоих протоколах использовались КВ-350 (90 мл, скорость 4 мл/с) и физиологический раствор (50 мл, скорость 4 мл/с). В обоих случаях локатор был размещен на уровне бифуркации трахеи. При первом исследовании (**а, в, д, ж**) инъекция контрастного вещества была осуществлена через центральный доступ (подключичный катетер). При втором исследовании (каудокраниальное направление сканирования) (**б, г, е, з**) катетер был помещен в переднюю кубитальную вену. Значение пороговой плотности 100 ед.Н было достигнуто за 12 и 19 с соответственно. Уровень ствола воротной вены сканировали на 29-й и 32-й секундах соответственно. Значения плотности аорты были 297 и 335 ед.Н, а воротной вены – 125 и 96 ед.Н (**д, е**). При каудокраниальном направлении сканирования контрастное усиление аорты было выше (**б, г**). В фазу воротной вены (49 с от начала введения контрастного вещества) значения плотности воротной вены при краниокаудальном направлении сканирования выше (168 ед.Н), чем при каудокраниальном направлении на 92-й секунде (132 ед.Н) (**ж, з**). Время сканирования уровня легочной артерии составило 14 и 36 с после начала инъекции соответственно.

Резюме. С точки зрения оценки качества контрастности параметры обоих протоколов для МСКТ-исследования брюшной полости идентичны. Судить о качестве изображений грудной клетки можно в зависимости от цели обследования. Если необходимо диагностировать легочную эмболию, первый протокол более предпочтителен (**а, в**). Для коронарной МСКТ-ангиографии необходим второй протокол (**б, г**).

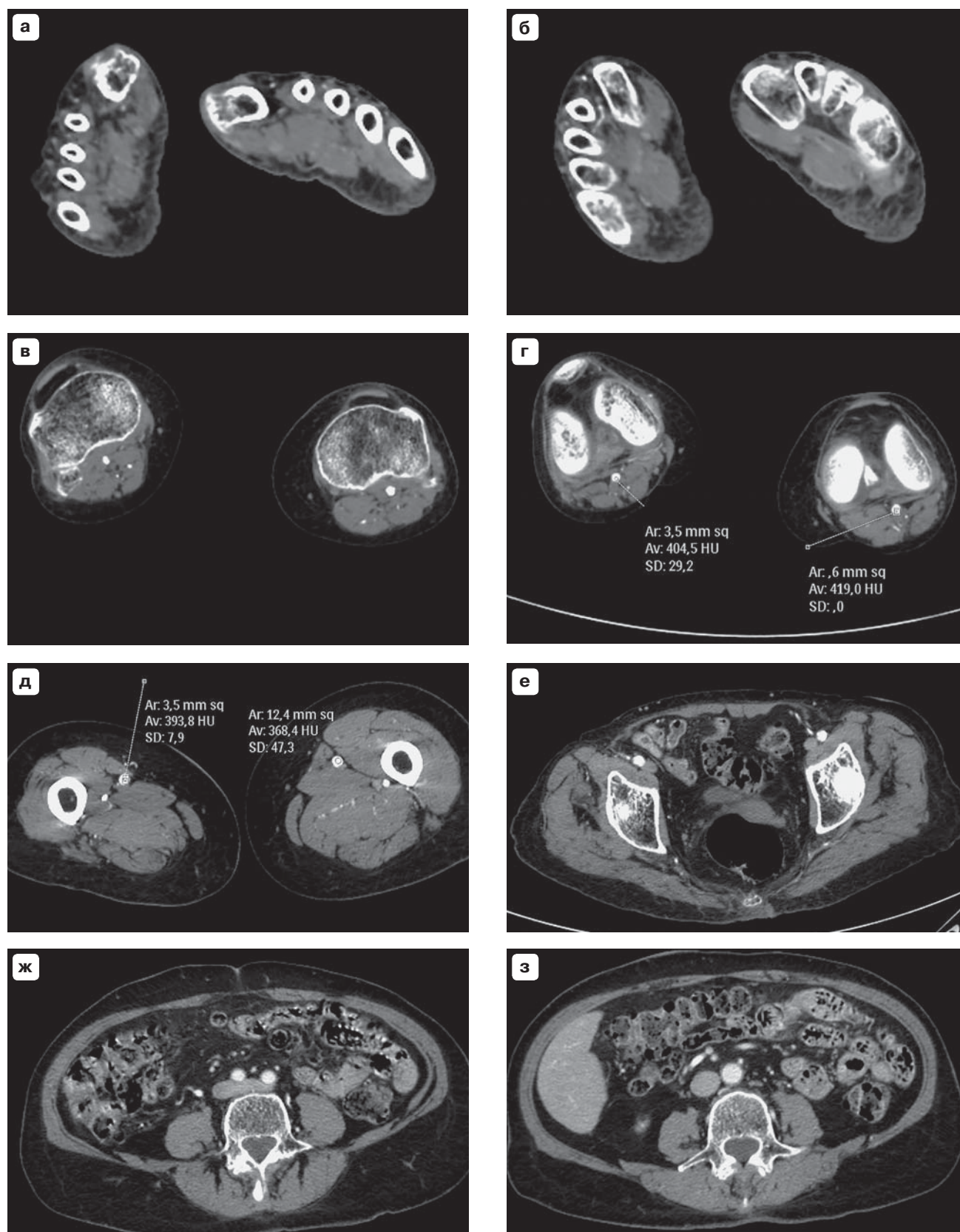


Рис. III.9.8. Каудокраниальное направление сканирования нижних конечностей.

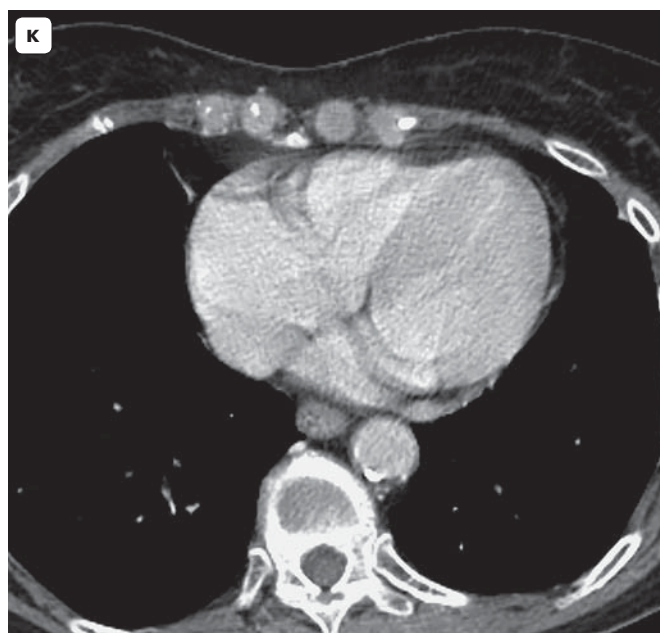
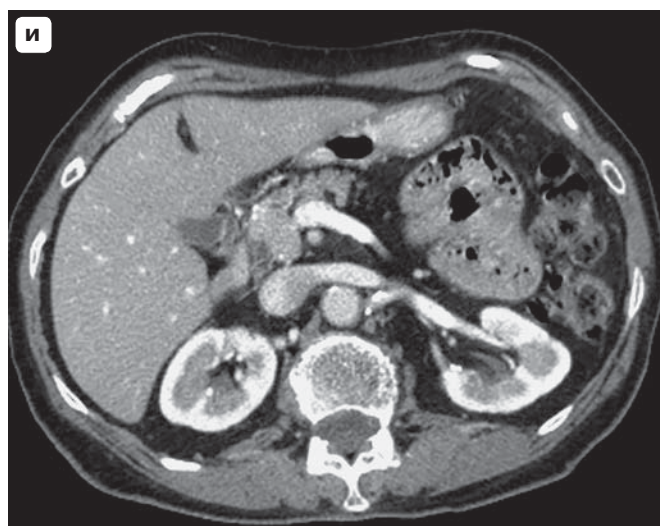


Рис. III.9.8 (окончание). Каудокраниальное направление сканирования нижних конечностей.

Пациентка 85 лет, рост 154 см, масса тела 48 кг, ИМТ = 20.

90 мл КВ-350 вводили со скоростью 3,5 мл/с, затем – болюс солевого раствора 50 мл (со скоростью 3,5 мл/с). Протяженность области сканирования 1149 мм. Локатор был размещен на уровне бифуркации аорты. Значения пороговой плотности были достигнуты к 4-й секунде. Сканирование начинали с уровня стопы (а, б) через 39 с после начала болюсной инъекции. Значения плотности артерий нижних конечностей были высокими (в, г, д, е). Контрастирование общих подвздошных артерий и аорты было умеренным (ж, з, и, й). Получено превосходное контрастирование системы воротной вены (228 ед.Н) (и, й) через 50 с после начала инъекции контрастного вещества. Контрастирование полостей сердца на 52-й секунде было низким (к).

Резюме. Низкий порог плотности можно использовать в качестве критерия отсчета времени для сканирования у пожилых пациентов. Длительная задержка гарантирует контрастное усиление сосудов. Каудокраниальное направление сканирования может быть рекомендовано для обследования у пациентов с заболеваниями артерий нижних конечностей (МСКТ-ангиография) и при подозрении на метастазы в печень (фаза воротной вены контрастного усиления печени).

III.10. ТИП ВВЕДЕНИЯ БОЛЮСА КОНТРАСТНОГО ВЕЩЕСТВА

Если выбрать любую плоскость, например плоскость брюшной аорты, и выполнить серию последовательных сканирований через эту плоскость после внутривенного введения болюса контрастного вещества, можно получить серию томограмм с контрастным усилением. На начальных снимках плотность аорты будет слабой, но на последующих снимках она будет повышена. Некоторое время плотность аорты будет оставаться высокой и затем начнет уменьшаться. Если измерить плотности аорты на томограммах серии, можно получить таблицу корреляции плотности и времени, которую можно представить в виде кривой «время–плотность». Каждый компонент такой кривой получил собственное определение [Cademartiri F. et al., 2002; Fleischmann D., 2003; Bae K.T., 2003]. Тем не менее основные атрибуты такой кривой – это пик контрастного усиления и время достижения пикового контрастирования (см. также Введение, рисунок 1).

Если представить, что, используя инжектор и изменяя параметры инъекции, мы можем влиять на параметры болюса, это верно только отчасти. Очевидно, что механический инжектор позволяет генерировать такую скорость введения контрастного вещества, которая будет превышать скорость кровотока в центральном сосудистом русле. Контрастное вещество, вводимое в венозную систему со скоростью перемещения поршня механического инжектора шприца (или под давлением, создаваемым поршнем), достигает правых отделов сердца.

В дальнейшем многие характеристики болюса уже зависят от функции правого сердца, а затем от функции левого сердца. Этот и многие другие факторы являются основой специфических особенностей контрастирования сосудов и органов у разных пациентов [Ichikawa T. et al., 2006].

Если после основного болюса контрастного вещества ввести еще один маленький болюс, плотность хвоста основного болюса контрастного вещества, «упавшая» практически до начальных значений неоконтрастированной аорты, снова возрастет. Если проследить прохождение такого сложного болюса через плоскость исследуемого сосуда, кривая будет иметь два пика возрастания плотности. Если же не ждать времени снижения плотности основного болюса, а ввести новый, очередной, болюс, плотность хвоста основного болюса не упадет до исходной плотности, а напротив, останется высокой или даже увеличится еще больше.

Если инъекция контрастного вещества повторяется постоянно, пик кривой «время–плотность» будет все время повышаться и сдвигаться вправо [Bae K.T., 2003; Fleischmann D., 2003; Bae K.T., Heiken J.P., 2005]. Другими словами, будет процесс постоянного расширения пика контрастирования, который мы превращаем в «плато». Если в дополнение к основному болюсу вводится определенный объем контрастного вещества даже с меньшей скоростью, чем у основного болюса, такое устойчивое плато продержится еще дольше. *Большой объем контрастного вещества является основой для длительной инъекции.*

Для удлинения «очерченного» болюса промежутки времени между концом введения предыдущего болюса контрастного вещества и началом введения последующего болюса контрастного вещества можно заполнить болюсом физиологического раствора. Таким образом, в вене будет постоянно находиться дополнительный объем жидкости.

Если ввести большую часть болюса контрастного вещества, а затем ввести болюс солевого раствора, то можно на определенное время обеспечить стабильность каудальной части болюса контрастного вещества, и это время явно более продолжительное, чем в случае введения лишь болюса контрастного вещества.

Таким образом, *или добавляя солевой раствор после основной инъекции контрастного вещества, или вводя дополнительную порцию контрастного вещества, мы стремимся дольше сохранять высокое и широкое плато контрастного усиления.*

Наличие программного обеспечения позволяет разделить общий объем вводимого раствора контрастного вещества на несколько фаз, а наличие двух шприцев в двухголовчатом автоматическом инжекторе позволяет создавать различные комбинации вводимых порций контрастного вещества и физиологического раствора в различной очередности, при различных скоростях инъекции и временных задержках (рис. III.10.1–III.10.8).

Основной целью таких комбинаций является поддержание высокой плотности хвоста болюса контрастного вещества начальной, а затем и последующими фазами такого болюса.

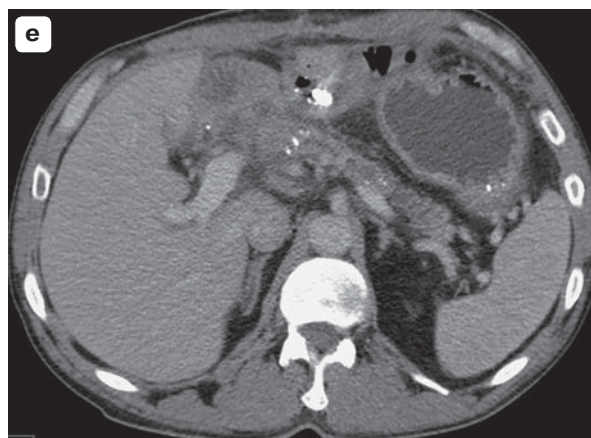
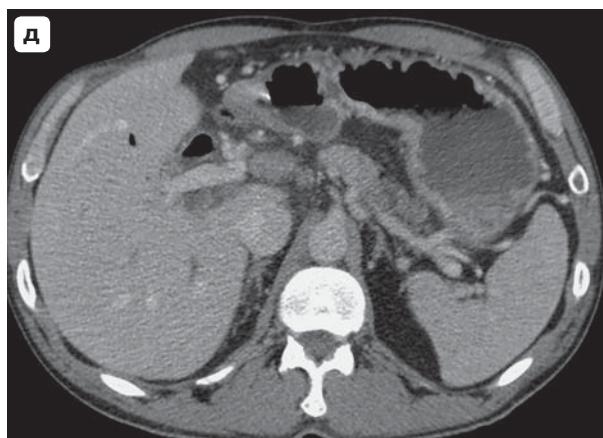
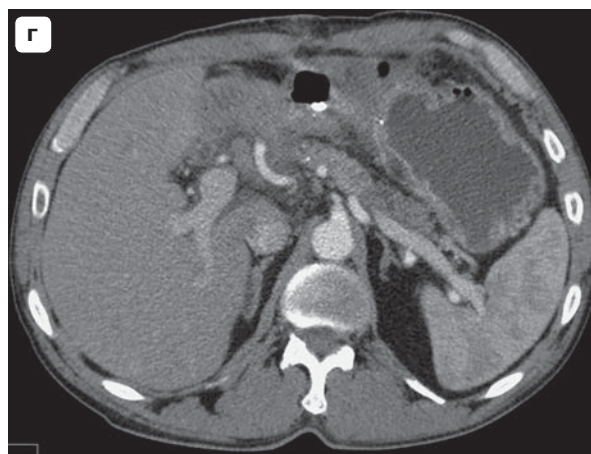
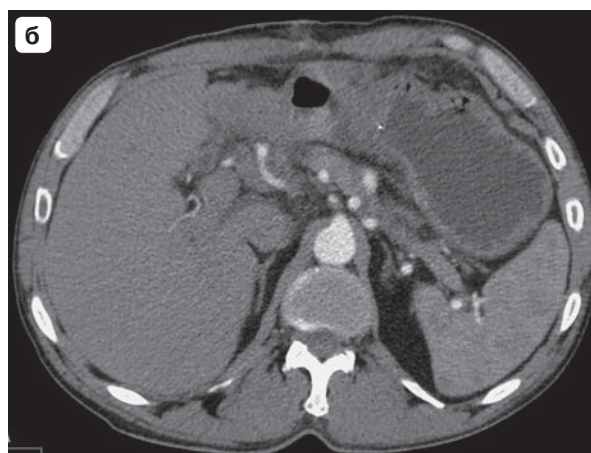
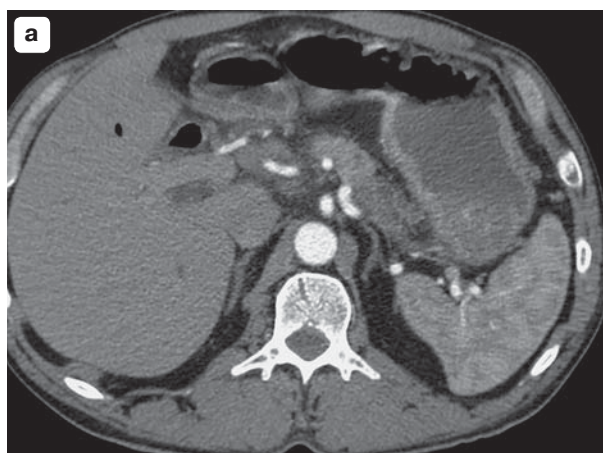
Классический вариант введения общего объема контрастного вещества можно назвать однофазным протоколом инъекций. В литературе имеются данные о двухфазных и трехфазных протоколах [Awai K. et al., 2004; Litmanovich D. et al., 2008].

Рис. III.10.1. Сравнение однофазных и двухфазных протоколов при различных объемах контрастного вещества и солевого раствора, но при одинаковом времени сканирования.

Пациент 49 лет, рост 169 см, масса тела 71 кг, ИМТ = 24,9. Обследован дважды.

В обоих протоколах использовался КВ-350. При первом исследовании (**а, в, д**) вводили 71 мл контрастного вещества (1 мл на 1 кг массы тела) со скоростью 3,4 мл/с. За контрастным веществом следовал физиологический раствор – 50 мл (скорость 5 мл/с). Во втором протоколе (**б, г, е**) инъекция контрастного вещества была двухфазной: А (контрастное вещество) = 50 мл (скорость 3,4 мл/с), В (физиологический раствор) = 10 мл (скорость 2,0 мл/с), А = 15 мл (скорость 3,0 мл/с), В = 30 мл (скорость 3 мл/с). В обоих протоколах сканирование было рассчитано по времени: начало сканирования было через 25, 40, 60 с после начала инъекции. Начало сканирования было с уровня 5 см выше правого купола диафрагмы. Уровень ствола воротной вены был отсканирован на 27, 42 и 62-й секундах. Продолжительность введения контрастного вещества составляла 20,8 с при первом исследовании (71 мл: 3,4 мл/с) и 24,7 с во втором (50: 3,4 = 14,7 + 10: 2 = 5 + 15: 3 = 5). Сравнение протоколов: плотность аорты (**а, б**) была выше при первом протоколе (221 и 172 ед.Н). Несмотря на 5-секундный разрыв болюса контрастного вещества с помощью физиологического раствора, плотность аорты во втором протоколе была достаточно высокой. На 42-й и 62-й секундах контрастное усиление воротной вены также было выше при первом протоколе (144 и 88 ед.Н и 114 и 107 ед.Н соответственно).

Резюме. Несмотря на то что во втором протоколе плотность аорты на 27-й секунде меньше, чем в первом, на 42-й секунде ее плотность практически не изменилась, в сравнении с плотностью на 27-й секунде (168 ед.Н) при монофазной инъекции плотность аорты составила 113 ед.Н. Таким образом, этот двухфазный протокол позволил продлить время контрастного усиления аорты, а воротная вена значительно увеличила свою плотность.



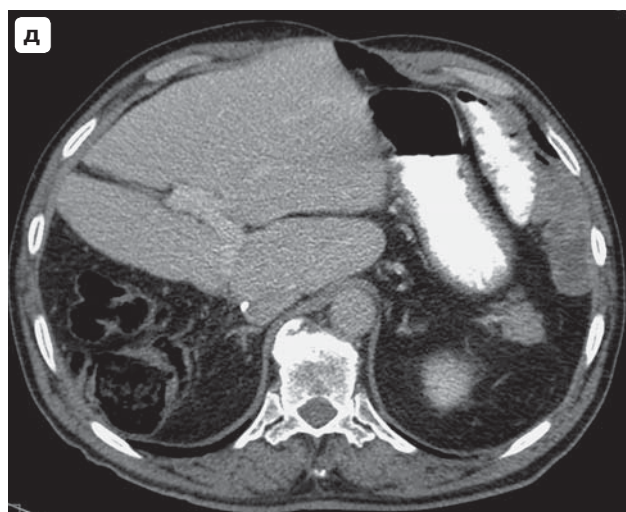
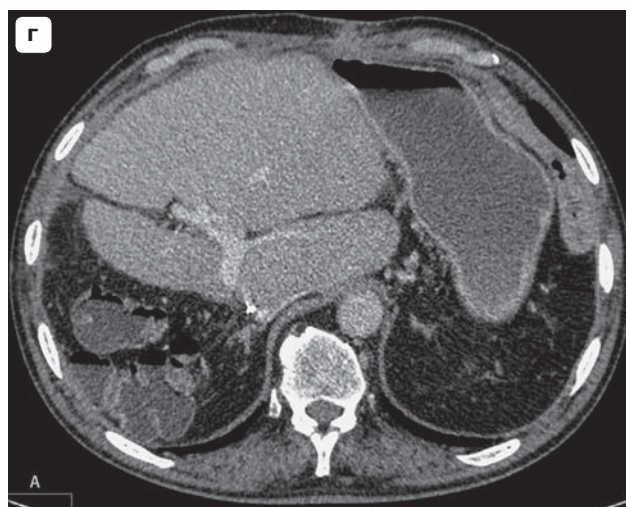
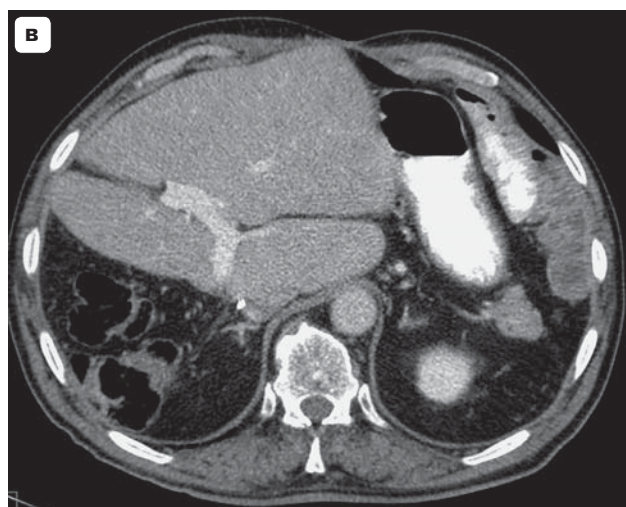
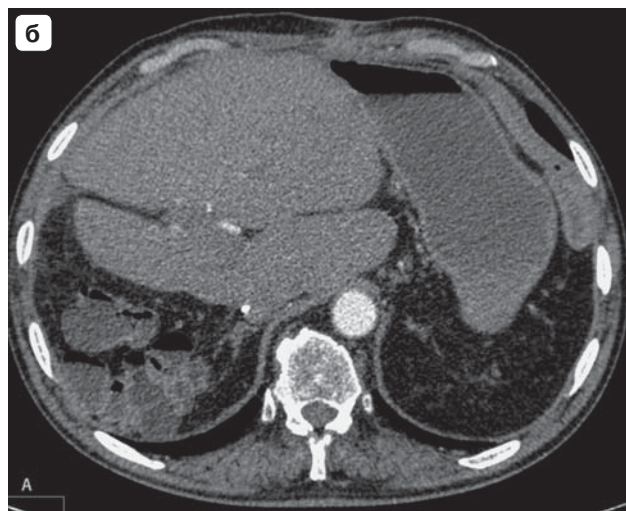
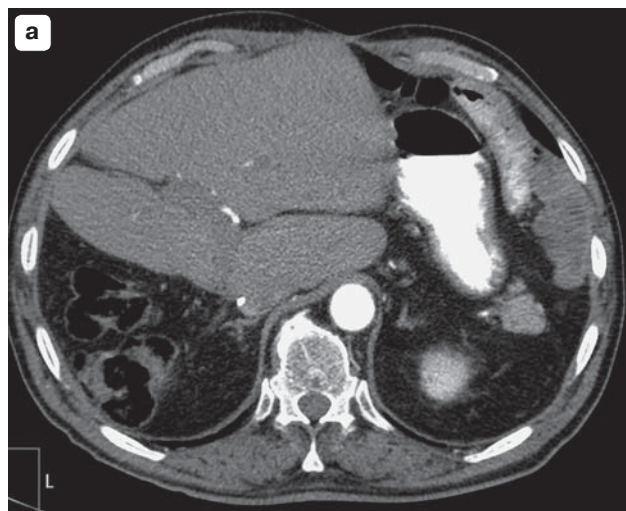


Рис. III.10.2. Сравнение однофазных и двухфазных протоколов при одинаковом пороге плотности 150 ед.Н.

Пациент 57 лет, рост 172 см, масса тела 67 кг, ИМТ = 22,7. Обследован дважды.

В обоих протоколах вводили 90 мл КВ-350. За контрастным веществом следовало 50 мл солевого раствора (скорость 5 мл/с). Первый протокол (а, в, д) был монофазным, скорость введения контрастного вещества составляла 5 мл/с. Второй протокол инъекции контрастного вещества (б, г, е) был двухфазным: А (контрастное вещество) = 60 мл (скорость 5 мл/с), А (контрастное вещество) = 30 мл (скорость 2,5 мл/с), В (физиологический раствор) = 50 мл (скорость 5 мл/с). Начало сканирования было вызвано достижением порогового значения плотности 150 ед.Н (20 и 16 с соответственно). В обоих протоколах локатор располагался на 5 см каудальнее бифуркации трахеи, а верхняя граница зоны сканирования находилась на 2 см каудальнее уровня локатора. Постпороговые задержки составляли 5, 30 и 50 с. Уровень ствола портальной вены был отсканирован через 28 и 24 с, 53 и 49 с, 73 и 69 с после начала инъекции соответственно. Сравнение протоколов: на 28-й и 24-й секундах плотность аорты составила 342 и 192 ед.Н соответственно. В первом протоколе продолжительность введения контрастного вещества составляла 18 с, во втором протоколе – 24 с ($60 : 5 = 12 + 30 : 2,5 = 12$). Следовательно, в первом протоколе аорта на уровне воротной вены сканируется через 10 с после окончания инъекции контрастного вещества. Во втором протоколе сканирование проводится в момент окончания инъекции контрастного вещества. Понятно, что не вся вводимая доза контрастного вещества участвовала в повышении плотности аорты во втором исследовании. Порог плотности при первом исследовании был преодолен через 2 с после окончания введения контрастного вещества, а во втором – это произошло в момент введения 70 мл контрастного вещества (60 мл со скоростью 5 мл/с и 10 мл со скоростью 2,5 мл/с). Продолжающееся введение контрастного вещества с низкой скоростью также не способствовало повышению плотности аорты. На 53-й и 49-й секундах и 73-й и 69-й секундах после начала инъекции плотность воротной вены составила 153 и 129 ед.Н, 119 и 108 ед.Н соответственно. Таким образом, на 53-й и 49-й секундах отражается принцип влияния на контрастное усиление высоких и низких скоростей инъекции. На 73-й и 69-й секундах одинаковая доза обеспечила практически одинаковое контрастное усиление воротной вены.

Резюме. Изменение скорости инъекции (использование фаз введения контрастного вещества) приводит к изменению времени продолжительности инъекции. Так называемая поддерживающая доза, которая вводится с меньшей скоростью после основного болюса, должна обеспечивать стабильность его хвоста, предотвращать быстрое вымывание болюса. При использовании двухголовчатых инжекторов такую функцию успешно выполняет физиологический преследователь болюса контрастного вещества. *Если использовать вторую порцию контрастного вещества, лучше вводить ее быстрее.* Тот же принцип можно использовать и в других, многофазных протоколах, например для обследования всего тела. Скажем, сканирование начнется после преодоления порога 100 ед.Н, а затем проводится обследование с увеличением скорости последующих фаз, что должно обеспечить высокую плотность и равномерность контрастирования аорты и артерий. Второе исследование можно рассматривать как «модель», вариант самопроизвольного падения скорости инъекции (что часто наблюдается при обследовании пациентов с «плохими венами», у которых имеются морфологические причины затруднению венозного оттока). Если первую порцию сделать короткой, а вторую порцию вводить с большей скоростью, интенсивность болюсного контрастного усиления становится выше. Если бы использовался меньший порог, сканирование началось бы с момента прохождения уровня локатора головки болюса. Высокий порог плотности для короткого введения и длительного сканирования не подходит, так как при высоком значении порога большая часть болюса успевает пройти до включения старта сканирования. Соответственно плотность аорты будет меньше. И последнее, несмотря на минимальную скорость инъекции контрастного вещества «хвоста» болюса во втором протоколе, изображения диагностически значимы. Это возможно именно благодаря введению солевого преследователя болюса. Другими словами, перепады скорости инъекции контрастного вещества при использовании двухголовчатых инжекторов менее заметны. И практически всегда достигается диагностический результат.

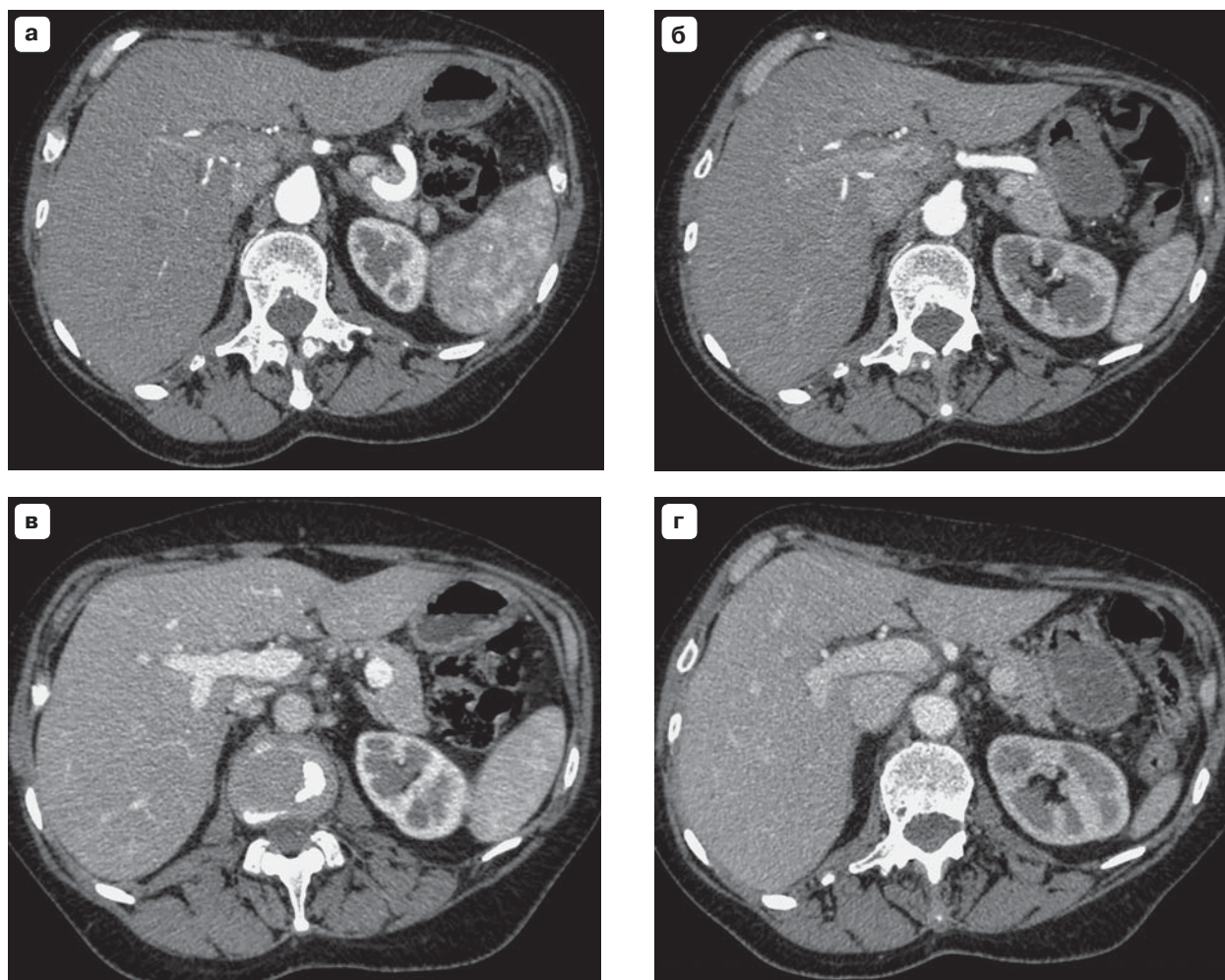


Рис. III.10.3. Сравнение однофазных и двухфазных протоколов при одинаковом пороге плотности 100 ед.Н.

Пациентка 61 года, рост 171 см, масса тела 77 кг, ИМТ = 26,4. Обследована дважды.

В обоих протоколах вводили 90 мл КВ-350. Первый протокол (а, в) был монофазным, скорость введения составляла 4 мл/с. За контрастным веществом следовало 50 мл солевого раствора (скорость 4 мл/с). Второй протокол инъекции контрастного вещества (б, г) был двухфазным: А = 60 мл (скорость 3,8 мл/с), В = 50 мл (скорость 4 мл/с), А = 30 мл (скорость 3 мл/с), В = 30 мл (скорость 3 мл/с). Начало сканирования было вызвано достижением порогового значения плотности 100 ед.Н (19-я и 20-я секунды соответственно). В обоих протоколах локатор располагался на 5 см каудальнее бифуркации трахеи. Верхняя граница зоны сканирования находилась на 2 см каудальнее уровня локатора. Постпороговые задержки составляли 10 и 30 с. Уровень ствола воротной вены был отсканирован через 32 и 33 с, 52 и 53 с после начала инъекции в обоих протоколах соответственно. Сравнение протоколов: на 32-й и 33-й секундах плотность аорты при монофазной инъекции была выше (340 и 264 ед.Н). В момент сканирования уровня воротной вены введение физиологического раствора между фазами введения контрастного вещества привело к уменьшению дозы контрастного вещества, используемой для построения изображения (введение контрастного вещества во втором протоколе было завершено на 38-й секунде, и сканирование уровня воротной вены было начато на 33-й секунде). В то же время продолжающееся введение дозы контрастного вещества обеспечило более интенсивное контрастное усиление аорты на 52-й и 53-й секундах (135 и 176 ед.Н соответственно). Начало инъекции второй порции контраста было на 28-й секунде. Это означает, что порог 100 ед.Н был достигнут, когда продолжалось введение болюса солевого раствора ($A1 = 60: 3,8 = 15,7$ с, $B1 = 50: 4 = 12,5$ с, $A2 = 30: 3 = 10$ с), или через 4,3 с = (20–15,7) после начала

Рис. III.10.3 (окончание). Сравнение однофазных и двухфазных протоколов при одинаковом пороге плотности 100 ед.Н.

введения болюса физиологического раствора, или после введения 17,2 мл физиологического раствора (4 мл/с · 4,3 с). Другими словами, такая плотность аорты во втором протоколе на 33-й секунде наступила после введения 60 мл контрастного вещества по сравнению с 90 мл контрастного вещества в первом протоколе. Ввиду практически одновременного достижения порога 100 ед.Н в обоих протоколах можно предположить, что разница плотности 76 ед.Н (340 ед.Н – 264 ед. Н) была вызвана дополнительными 30 мл контрастного вещества. Рассуждая далее, можно предположить, что в момент достижения порога 100 ед.Н в первом протоколе было введено 76 мл контрастного вещества = (4 мл/с · 19 с), а во втором протоколе за это же время было использовано 60 мл контрастного вещества и 17,2 мл физиологического раствора. Естественно, если бы постпороговая задержка была бы короче, вполне вероятно, что плотность аорты в обоих исследованиях была бы сопоставимой. Большая часть солевого раствора продлила время введения контрастного вещества в систему воротной вены. На 52-й и 53-й секундах плотность аорты остается высокой (по второму протоколу) и это естественно, так как вызвано второй порцией контрастного вещества, в это время при монофазном введении контрастное вещество уже поступило в воротную вену, плотность аорты существенно уменьшилась.

Резюме. Двухфазный протокол (как и любой многофазный протокол) должен решать две основные задачи: или должна увеличиться плотность аорты в артериальную фазу, или должно быть обеспечено длительное контрастирование аорты. Плотность аорты 176 ед.Н на 53-й секунде позволяет предположить, что инъекции контрастного вещества с не очень высокой скоростью, чередующиеся с введением солевого раствора, позволяют составлять разные протоколы для продолжительного сканирования аорты и артерий, не исключая такой возможности на медленных сканерах.

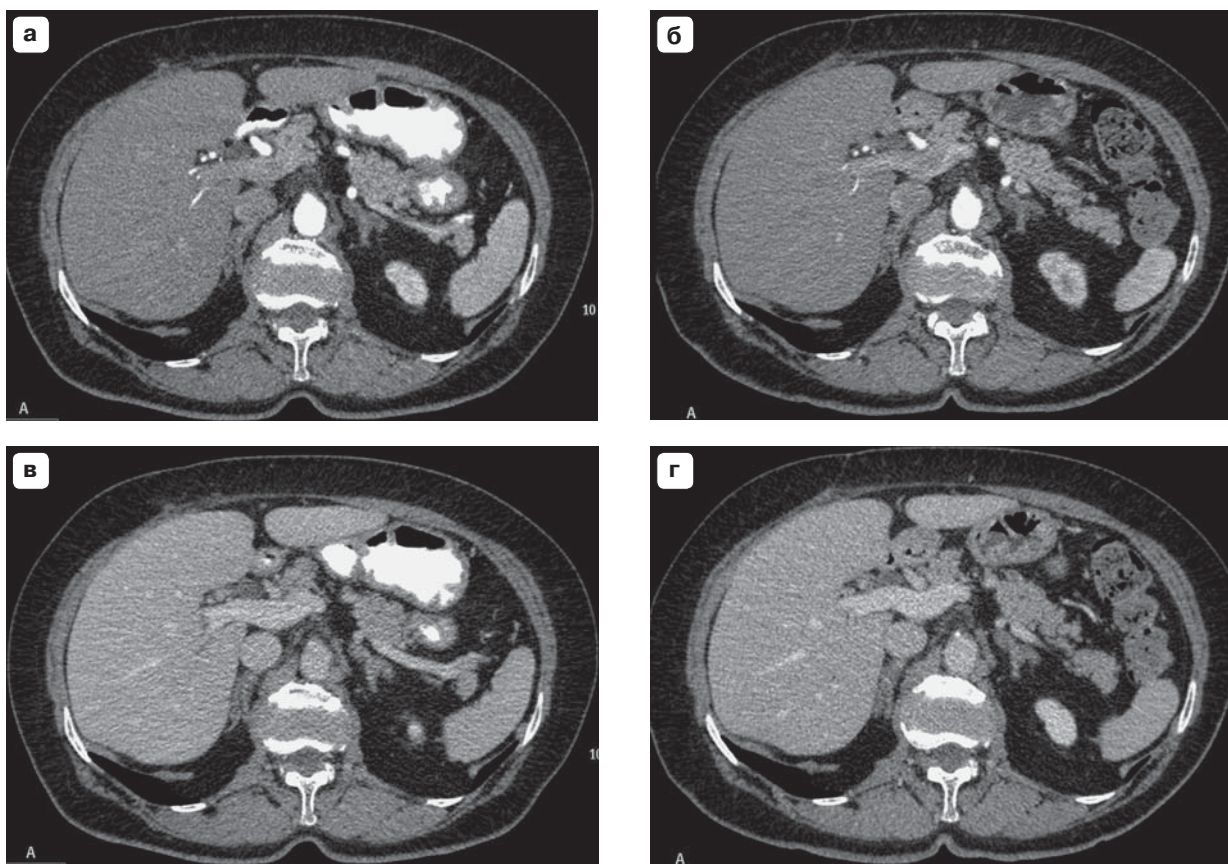


Рис. III.10.4. Сравнение однофазного и трехфазного протоколов при одинаковых объемах контрастного вещества, солевого раствора и порогах плотности.

Рис. III.10.4 (окончание). Сравнение однофазного и трехфазного протоколов при одинаковых объемах контрастного вещества, солевого раствора и порогах плотности.

КВ-350 вводили монофазным (90 мл, скорость 4 мл/с) (**а, в**) и трехфазным (A = 40 мл, скорость 4 мл/с, A = 30 мл, скорость 3 мл/с, A = 20 мл, скорость 5 мл/с) (**б, г**) протоколами. Болюс физиологического раствора (50 мл, скорость 4 мл/с) вводили сразу после окончания инъекции контрастного вещества в обоих протоколах. Также в обоих протоколах уровень локатора был на 2 см каудальнее правого купола диафрагмы. Сканирование от уровня локатора начинали после достижения в аорте пороговой плотности 100 ед.Н (на 17-й и 15-й секундах соответственно). Постпороговые задержки составляли 10 и 50 с в обоих протоколах. Время сканирования уровня ствола портальной вены составляло 30 и 28 с, 70 и 68 с после начала инъекции контрастного вещества. Сравнение протоколов: на 30-й и 28-й секундах плотность аорты составила 333 и 274 ед.Н соответственно. В первом протоколе продолжительность введения контрастного вещества составила 22,5 с, во втором протоколе она была 24 с ($40 : 4 = 10 + 30 : 3 = 10 + 20 : 5 = 4$). Следовательно, в первом протоколе аорту на уровне воротной вены сканировали через 7,5 с после окончания инъекции, а во втором протоколе сканирование проводили через 4 с после окончания инъекции. Порог 100 ед.Н был преодолен после введения 68 мл контрастного вещества со скоростью 4 мл/с при первом исследовании и после введения 55 мл контрастного вещества при комбинации скоростей 4 и 3 мл/с ($40 : 4 = 10 + 15 : 3 = 5$ с) во втором исследовании. Можно предположить, что при низкой скорости инъекции имеется низкое сосудистое сопротивление, поэтому контрастное вещество быстрее достигает уровня локатора, но при этом более низкая скорость введения контрастного вещества не обеспечивает достаточной компактности болюса в аорте, поэтому интенсивность контрастного усиления остается низкой. Более длительное введение контрастного вещества обеспечило немного более высокую плотность аорты (на 70-й и 68-й секундах 114 и 127 ед.Н соответственно). В это время плотность портальной вены почти идентичная (126 и 130 ед.Н), так как вводилась идентичная доза контрастного вещества. Можно отметить, что как в этом случае, так и в случае введения контрастного вещества при пороговой плотности 150 ед.Н инъекция второй порции контрастного вещества с более низкой скоростью приводит к более раннему достижению порогового уровня, однако снижает интенсивность контрастного усиления аорты.

Резюме. Второй протокол имитирует ситуацию, когда скорость инъекции при наличии периферического сопротивления варьируется процессором инжектора. Введение третьей порции контрастного вещества в какой-то мере корректирует динамику введения контрастного вещества. Поэтому при МСКТ-исследовании у пациентов с «проблемными» венами после химиотерапии и при ряде других причин вместо шприца В с физиологическим раствором можно использовать шприц В с контрастным веществом («второй» шприц А). Если по какой-либо причине произойдет падение скорости инъекции контрастного вещества, весьма вероятно, что через несколько секунд возможно будет продолжать инъекцию с более высокой скоростью благодаря чередованию старта инъекции из разных шприцев. Во втором исследовании плотность аорты была 274 ед.Н на 28-й секунде и 127 ед.Н на 68-й секунде. Можно предположить, что, например, сканирование в диапазоне времени от 28-й до 55-й секунды будет проходить на фоне высокой плотности аорты. Такое сканирование можно использовать для МСКТ-ангиографии всего тела на более медленных сканерах.

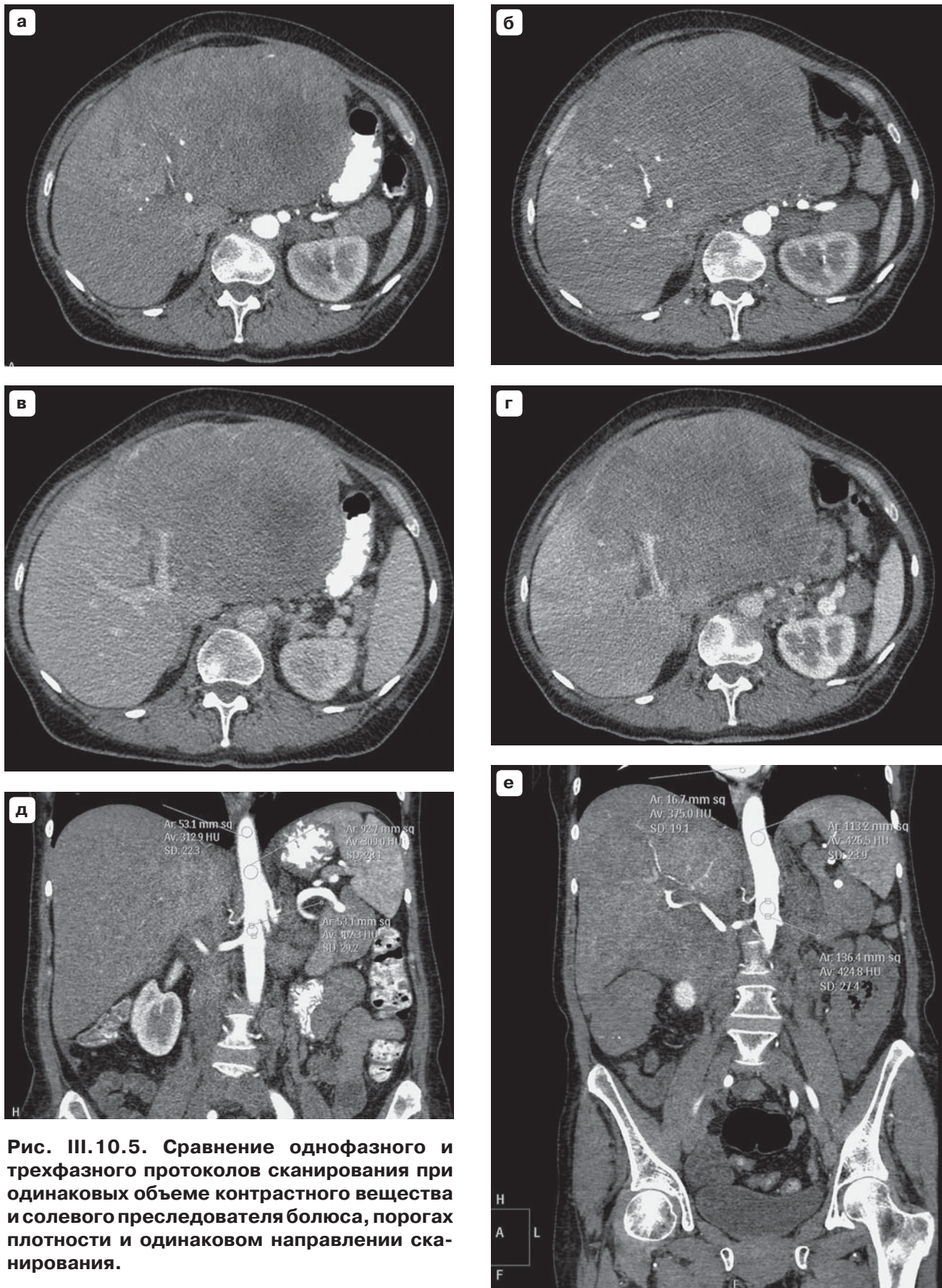


Рис. III.10.5. Сравнение однофазного и трехфазного протоколов сканирования при одинаковых объеме контрастного вещества и солевого преследователя болюса, порогах плотности и одинаковом направлении сканирования.

Рис. III.10.5 (окончание). Сравнение однофазного и трехфазного протоколов сканирования при одинаковых объеме контрастного вещества и солевого преследователя болюса, порогах плотности и одинаковом направлении сканирования.

Пациентка 55 лет, рост 167 см, масса тела 65 кг, ИМТ = 23,38. Обследована дважды.

В обоих исследованиях вводили 90 мл КВ-350 со скоростью 4 мл/с. За контрастным веществом следовал физиологический раствор (50 мл, скорость инъекции 4 мл/с). В первом исследовании (**а, в, д**) инъекция была однофазной, а во втором исследовании (**б, г, е**) – трехфазной: А=70 мл (скорость 4 мл/с), А = 10 мл (скорость 4,5 мл/с), А = 10 мл (скорость 4,2 мл/с), В = 50 мл (скорость 4 мл/с). В обоих протоколах был использован пороговый уровень плотности 100 ед.Н. Постпороговые задержки составляли 10 и 50 с. Локатор устанавливали над аортой на уровне правого купола диафрагмы, запуск сканирования осуществляется с уровня на 1 см краниальнее уровня локатора. Порог плотности 100 ед.Н в первом исследовании был преодолен на 21-й секунде. Во втором исследовании порог был достигнут на 18-й секунде. Уровень ствола воротной вены был отсканирован на 34-й и 32-й секундах и 74-й и 72-й секундах при первом и втором исследованиях соответственно. Сравнение протоколов по 34-й и 32-й секундам (**а, б**). Плотность аорты при трехфазном протоколе выше (312 и 431 ед.Н). Во втором протоколе время сканирования было ближе к моменту окончания введения болюса (11,5 и 8,9 с). Контрастирование воротной вены на момент 74 и 72 с также более интенсивно во втором протоколе (125 и 159 ед.Н). Таким образом, трехфазный протокол обеспечил более раннее контрастирование аорты и более высокую его плотность (**д, е**). Следовательно, введение 70 мл контрастного вещества из 90 мл контрастного вещества со скоростью 4 мл/с, а затем более быстрая инъекция дополнительно 10 мл контрастного вещества с чуть более медленной скоростью и после этого дополнительная инъекция 10 мл контрастного вещества является более оптимальной, чем однофазная инъекция 90 мл контрастного вещества со скоростью 4 мл/с.

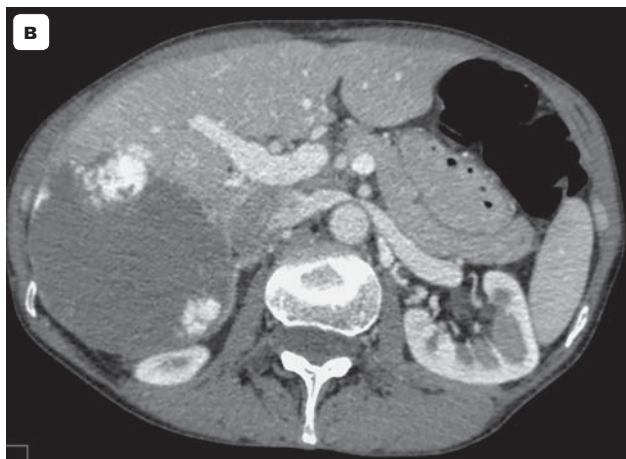
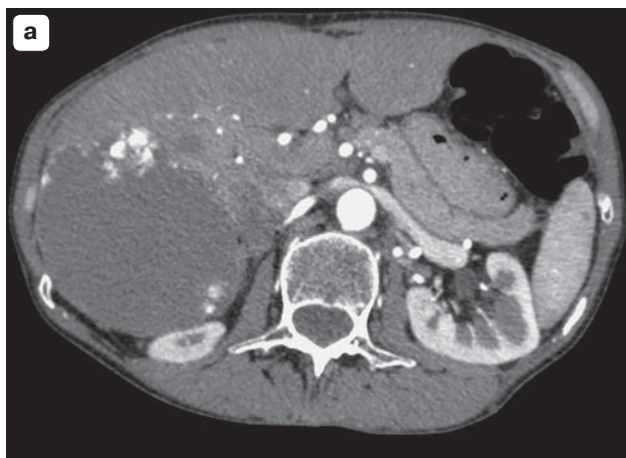
Резюме. Такой трехфазный протокол можно рекомендовать, когда существует опасение, что процессор инжектора будет рассматривать скорость 5 мл/с как опасную и компромиссную и даже как альтернативное решение при выборе высокой скорости инъекции.

Рис. III.10.6. Сравнение трехфазных протоколов (контрастное вещество + физиологический раствор и только контрастное вещество) при одинаковых скоростях инъекции и пороге плотности 100 ед.Н.

Пациентка 37 лет, рост 164 см, масса тела 43 кг, ИМТ = 16. Обследована дважды.

В обоих исследованиях КВ-350 вводили трехфазно (А = 25 мл, скорость 4 мл/с, А = 25 мл, скорость 3 мл/с, А = 20 мл, скорость 5 мл/с). Затем следовало введение физиологического раствора 20 мл (скорость 4 мл/с). При втором обследовании (**б, г, е**) это же контрастное вещество вводили тем же трехфазным протоколом, а физиологический раствор не вводили. Запуск сканирования был вызван достижением порогового значения плотности 100 ед.Н (в обоих исследованиях – на 20-й секунде). Локатор устанавливали на уровне правого купола диафрагмы. Постпороговые задержки составляли 10, 30 и 60 с. Уровень ствола воротной вены был отсканирован на 33, 53 и 83-й секундах после начала инъекции. Сравнение протоколов на 33-й секунде – 70 мл контрастного вещества + 20 мл солевого раствора и 70 мл контрастного вещества – плотность аорты составила 417 и 360 ед.Н. На 53-й секунде контрастное усиление воротной вены при первом исследовании (**а, в, д**) было выше (180 и 172 ед.Н). На 33-й и 53-й секундах интенсивность контрастного усиления коркового слоя почек выше при использовании физиологического раствора. Но на 83-й секунде контрастное усиление аорты, воротной вены и почек было одинаковым (поскольку в это время играет роль только введенная доза, которая была одинаковой в обоих исследованиях). Кроме того, признаки гемангиомы печени ярче при применении физиологического раствора.

Резюме. У пациента с таким низким индексом массы тела порог плотности 100 ед.Н преодолевается достаточно поздно. Это свидетельствует о низкой скорости инъекции. Если бы использовалось стандартное фиксированное время, плотность аорты была бы ниже. Другими словами, порог плотности является надежным фактором, обеспечивающим сканирование при прохождении болюса через интересующую зону. Продолжительность введения контрастного вещества была равна 18 с (25: 4 + 25: 3 + 20: 5). Сканирование в обоих случаях начиналось через 20 с после окончания введения контрастного вещества. В первом случае болюс был «спрессован» физиологическим раствором, это значит, что болюс контрастного вещества был более компактным. Дополнительное введение физиологического раствора улучшает качественные (визуальная оценка) и количественные характеристики контрастного усиления.



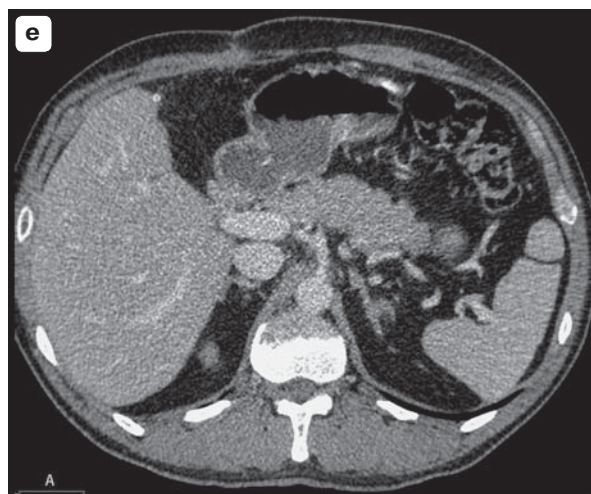
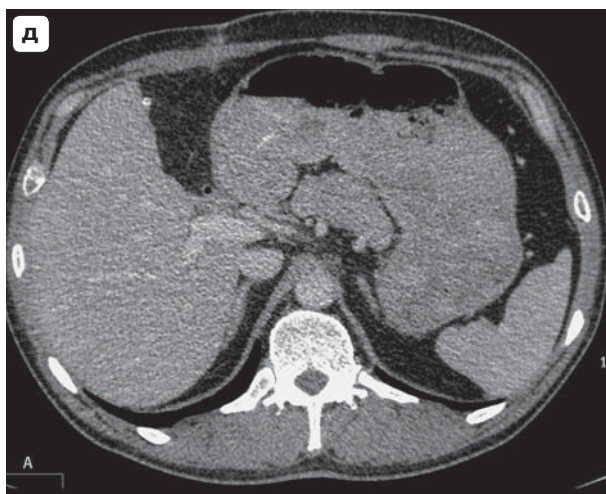
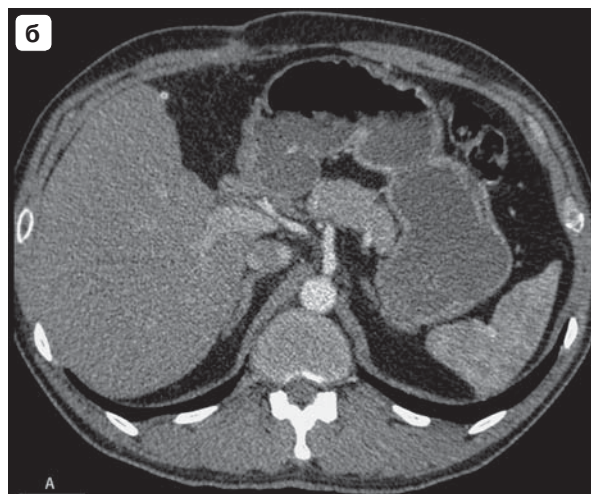
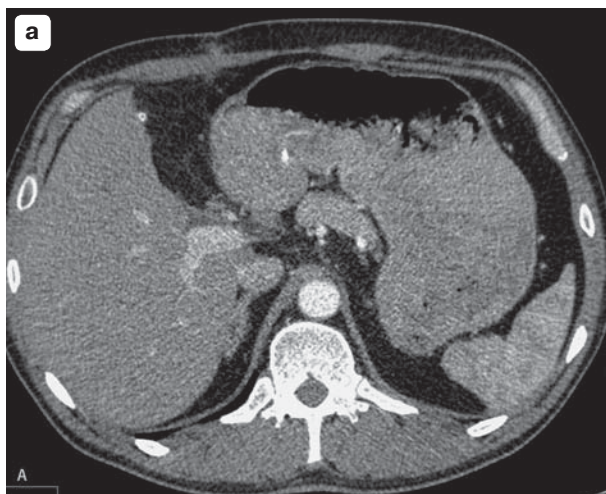


Рис. III.10.7. Сравнение разных трехфазных протоколов с разными объемами контрастного вещества (120 и 150 мл).

Наверное, многие из вас сталкивались с ситуацией, когда идеально рассчитанная скорость инъекции «внезапно» становится меньше вследствие обновления, выполняемого процессором инжектора из-за повышенного периферического сопротивления, распознанного инжектором. Причин для такой ситуации много. Наиболее простые среди них, это когда рука пациента, поднятая над головой, способствует нарушению венозного оттока из нее и соответственно стимулирует сопротивление потоку контрастированной венозной крови. Поскольку при однофазном болюсном введении восстановить значение скорости во время инъекции невозможно, возникает естественное желание повлиять на такую ситуацию. Если при однофазном введении контрастного вещества в какой-то момент скорость автоматически падает, она остается такой до конца инъекции. Но если перед исследованием запрограммировать фактически аналогичный протокол, но с наличием третьей фазы болюса, когда инъекция проводится с более высокой скоростью, можно надеяться, что эта третья фаза болюса контрастного вещества «спасет» диагностическую ситуацию после медленного введения контрастного вещества во вторую фазу болюсной инъекции. В инжекторах с двумя головками традиционно шприцы с контрастным веществом имеют название А-шприц. Шприц с физиологическим раствором представляет собой В-шприц. Пациент 45 лет, рост 173 см, масса тела 79 кг, ИМТ = 26,42.

При первом исследовании (**а, в, д**) вводили KB-350 объемом 120 мл по такому протоколу: А = 50 мл (скорость 4 мл/с), А = 30 мл (скорость 3 мл/с), А = 40 мл (скорость 5 мл/с), В = 50 мл (скорость 4 мл/с). При втором исследовании (**б, г, е**) использовали такой протокол: вводили то же контрастное вещество (150 мл) – А = 60 мл (скорость 4 мл/с), А = 40 мл (скорость 3 мл/с), А = 50 мл (скорость 5 мл/с), В = 50 мл (скорость 4 мл/с). В обоих протоколах порог плотности составлял 150 ед.Н. Постпороговые задержки составляли 10, 50 и 90 с. Локатор был установлен на 2 см краинальнее правого купола диафрагмы. Уровень для начала сканирования был одинаковым. Сканирование уровня ствола воротной вены происходило на 3 с позже начала сканирования. Сравнение протоколов: в первом протоколе (**а, в, д**) на 29-й секунде от начала болюсной инъекции плотности аорты на уровне воротной вены составляла 198 ед.Н, во втором (**б, г, е**) на 30-й секунде (17 + 13 = 30 с) плотность была 172 ед.Н. Через 50 и 90 с после достижения пороговых плотностей плотность воротной вены составляла 138 и 162 ед.Н, 121 и 132 ед.Н соответственно. Более высокая плотность воротной вены была достигнута благодаря большему объему (дозе), введенному при втором исследовании. Однако возникает вопрос, почему при явно большем объеме контрастного вещества во втором исследовании плотность аорты (172 ед.Н) ниже, чем в первом (198 ед.Н), выполненном с меньшим объемом контрастного вещества. Так, при первом исследовании сканирование аорты на уровне воротной вены выполняется на 29-й секунде, то есть практически в конце введения всего объема контрастного вещества (12,5 с + 10 с + 8 с = 30,5 с). Последняя порция (40 мл) вводилась со скоростью 5 мл/с. В то же время во втором исследовании сканирование аорты на уровне воротной вены произошло на 30-й секунде, что соответствует времени инъекции только $\frac{2}{3}$ расчетного объема (100 мл из 150 мл контрастного вещества). Вся длительность введения контрастного вещества во втором протоколе была равна 38,3 с = (15 с + 13,3 с + 10 с).

Резюме. Поскольку рентгенолог знает, что большой объем (доза) контрастного вещества должен гарантировать эффективность визуализации, он ожидает достижения оптимального диагностического результата. Однако это не совсем так, если протокол исследования был создан неправильно. Диагностический результат очень сильно зависит от параметров сканирования, которые следует правильно подобрать и осмыслить. В этих двух сравниваемых протоколах параметры плотности сосудов могли бы быть намного выше, если бы были выбраны иные постпороговые задержки (5, 30, 60 с) и другой уровень локатора (более предпочтителен уровень на 5 см каудальнее бифуркации трахеи) или иной порог плотности (например, 100 или 120 ед.Н). Фазы введения контрастного вещества в этих протоколах также требуют коррекции. Продолжительность второго этапа со скоростью 3 мл/с не должна превышать 3 с (объем контрастного вещества на этом этапе не более 10 мл).

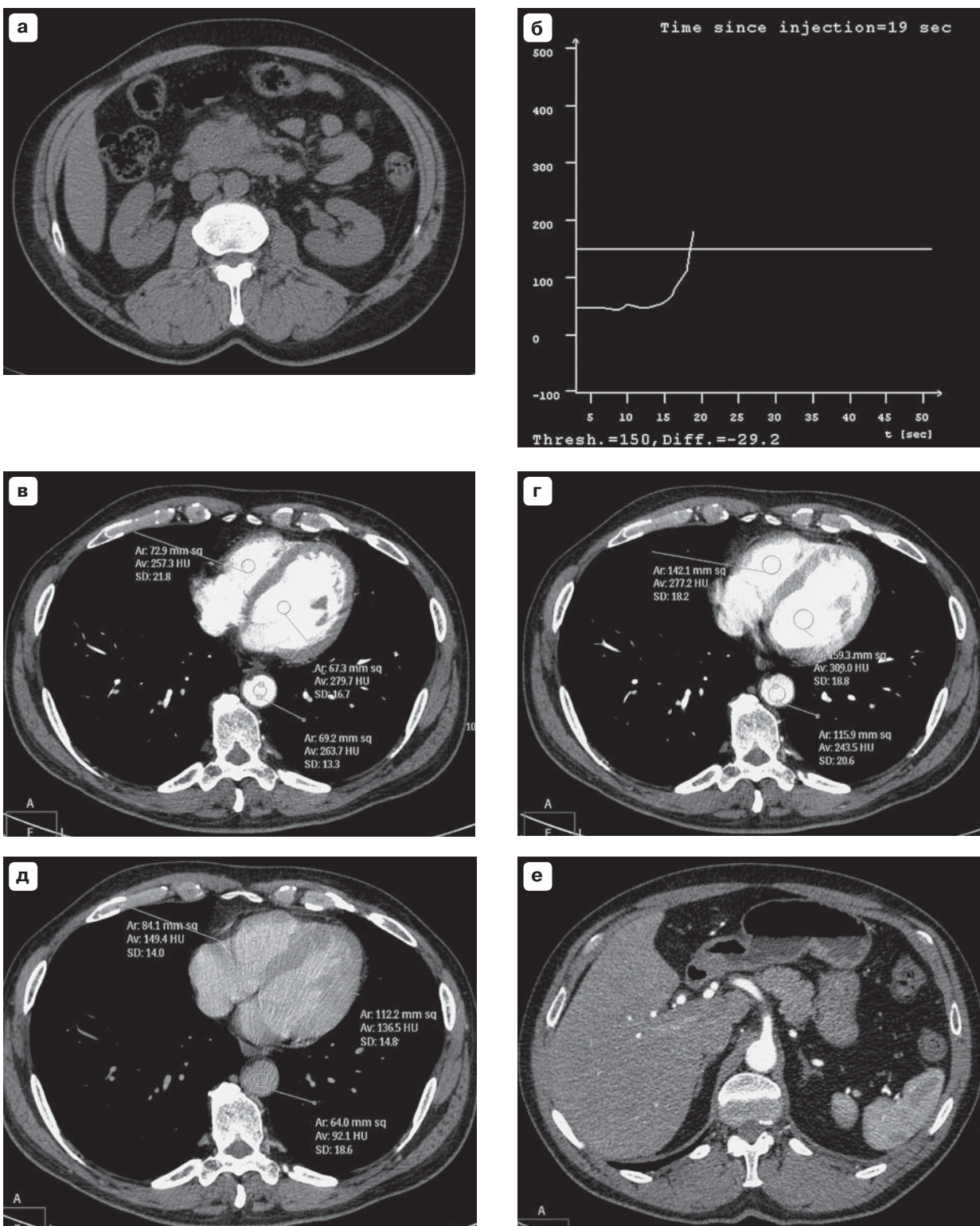


Рис. III. 10.8. Двухфазный протокол без солевого преследователя болюса контрастного вещества.

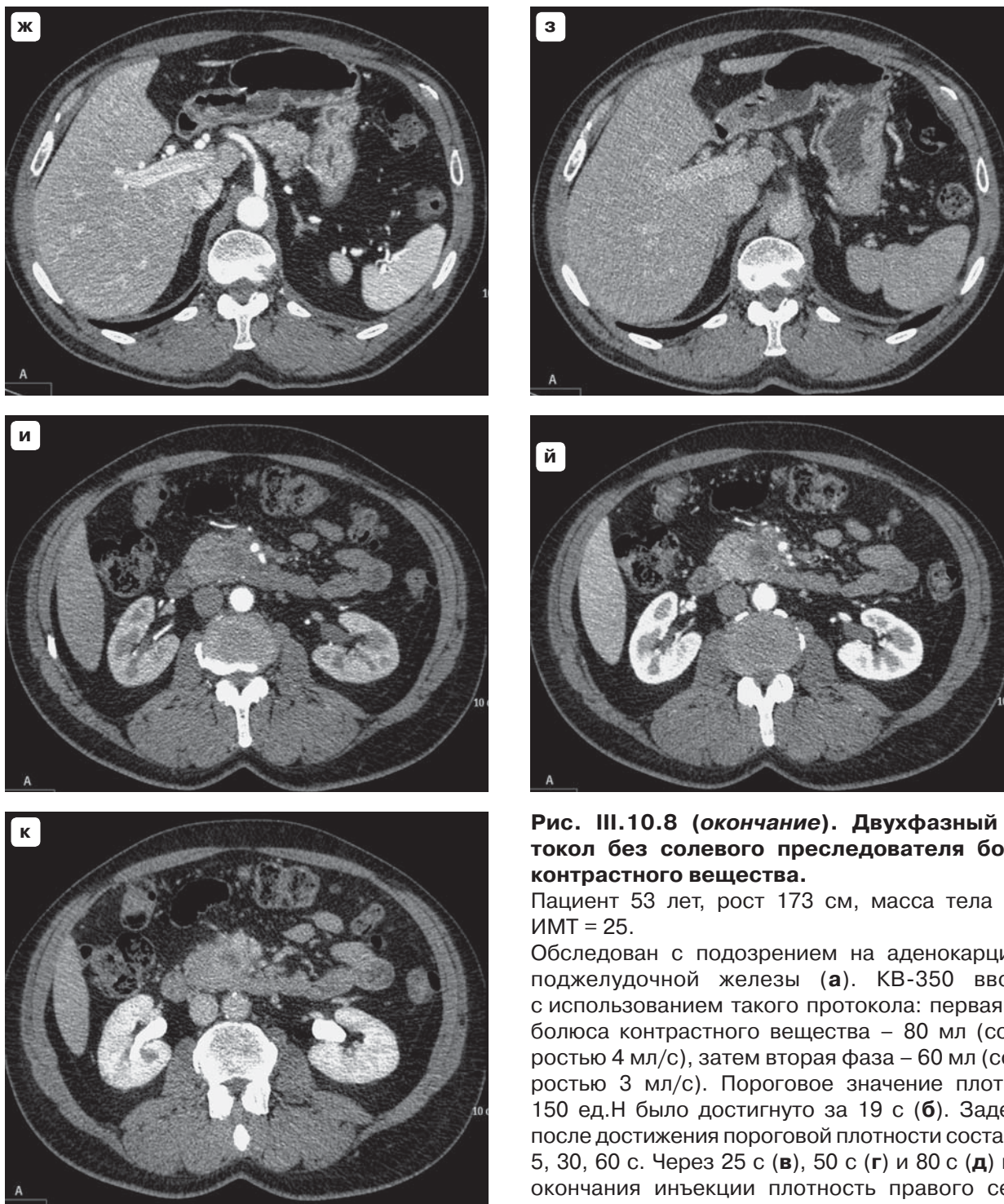


Рис. III.10.8 (окончание). Двухфазный протокол без солевого преследователя болюса контрастного вещества.

Пациент 53 лет, рост 173 см, масса тела 75 кг, ИМТ = 25.

Обследован с подозрением на аденокарциному поджелудочной железы (а). КВ-350 вводили с использованием такого протокола: первая фаза болюса контрастного вещества – 80 мл (со скоростью 4 мл/с), затем вторая фаза – 60 мл (со скоростью 3 мл/с). Пороговое значение плотности 150 ед.Н было достигнуто за 19 с (б). Задержки после достижения пороговой плотности составляли 5, 30, 60 с. Через 25 с (в), 50 с (г) и 80 с (д) после окончания инъекции плотность правого сердца составляла 257, 277 и 149 ед.Н соответственно.

Левое сердце имело плотность 279, 309 и 136 ед.Н, нисходящая аорта – 263, 243 и 92 ед.Н соответственно. На 27-й (е), 52-й (ж) и 82 секундах (з) после окончания инъекции значения плотности аорты и воротной вены составляли 282 и 48 ед.Н, 287 и 167 ед.Н, 129 и 132 ед.Н соответственно. Признаки опухоли на 28-й секунде (и) видны хуже, чем при сканировании на 53-й (й) и 83-й секундах (к).

Резюме. Общая доза контрастного вещества составила 28 г йода (350 x 80). Общая продолжительность инъекции составила 40 с, что позволяет получить высокое значение плотности аорты на 52-й секунде. Кроме того, вторая фаза инъекции обеспечила стабильные значения болюса в течение этого времени, что улучшило диагностику опухоли поджелудочной железы.

Теоретически, равномерность контрастного усиления просвета артериального сосуда необходима для любых исследований (МСКТ-ангиография или артериальная фаза контрастного усиления). Однако наибольшее значение это имеет при выполнении комплексных исследований (например, КТ всего тела или МСКТ-ангиографии аорты и периферических артерий), поскольку высокая плотность просвета артерии является основой для качественной объемной реконструкции артериального дерева.

Интенсивное контрастное усиление коронарных артерий не менее важно. Низкая плотность просвета артерии может быть ошибочно расценена как ее стеноз. Быстрое сканирование (МСКТ) и выполнение нескольких этапов контрастного усиления для дифференциальной диагностики очаговых образований делают многофазное исследование с контрастным усилением не столь зависимым от качества однородности контрастирования артериальных сосудов.

Неравномерный ритм инъекции может обеспечить равномерное контрастное усиление просвета сосуда. На некоторых типах инжекторов возможна установка дополнительной опции, например *OptiBolus® Feature* (на *OptyVantage DH**). Это позволяет оптимизировать использование контрастного вещества и обеспечивает продолжительное равномерное контрастирование области интереса. Фаза введения физиологического раствора обеспечивает не только промывание венозного доступа, но и обеспечивает защитное воздействие на клетки медуллярного слоя почек.

Целью «классической» двухфазной инъекции (контрастное вещество и физиологический раствор) является продление времени нахождения болюса контрастного вещества в аорте и артериях. Естественно, что основой любого протокола введения контрастного вещества является его доза йода.

Если доза мала, невозможно иметь высокую плотность контрастирования в течение всего исследования, которое было растянуто в пространстве и во времени. Такой протокол очень удобен для оценки качества контрастирования сосудов при скрининге сосудистых заболеваний, а также при оценке состояния сосудов в послеоперационном периоде. Возможно, такой протокол будет плохо приспособлен для постпроцессорной реконструкции сосудов.

Сравнение однофазного протокола с двухфазным протоколом, используемым при МСКТ для скрининга заболеваний всего тела, показало, что после введения большей части болюса и достаточно большой задержке введение остатка контрастного вещества позволяет получить хорошее контрастное усиление артерий и вен, расположенных дистально.

Логично, что верхняя полая вена лучше контрастируется при использовании монофазного протокола, тогда как контрастирование инфраренального отдела нижней полой вены и печени при двухфазном протоколе было значительно лучше, чем при монофазном протоколе. Также при двухфазном протоколе было лучше контрастирование почек. Естественно, что уменьшение общей дозы контрастного вещества при введении первой, большей порции по существу не влияет на появление артефактов в подключичной вене (Awai K. et al., 2004).

В некоторых исследованиях многофазное введение контрастного вещества названо *переменной инъекцией*. Такие протоколы рассматриваются как альтернатива комбинации болюсов контрастного вещества и физиологического раствора [Terasawa K. et al., 2005].

Такой подход отчасти справедлив, если использовать исключительно инжектор с одним шприцем. Если есть возможность использования двух-

* • Liebel-Flarsheim Company LLC. Made in USA.

• Liebel-Flarsheim Company LLC, 2111 E. Galbraith Road, Cincinnati, OH 45237 USA.

• Guerbet, BP 57400, 95943 Roissy CdG Cedex, France (located at: 15 rue des Vanesses, 93420 Villepinte, France).

головчатых инжекторов, широкое использование болюса солевого раствора не только не усложняет процедуру (так как используется один венозный доступ), но и наоборот, делает ее еще более безопасной (капельное введение физиологического раствора после установки инъекционной системы перед запуском протокола введения контрастного вещества, «очистка» венозного доступа, если необходимо срочно вводить лекарственные средства в случае неблагоприятных событий при введении контрастного вещества и по другим причинам).

Примером двухфазного протокола с уменьшенным объемом и скоростью второй порции может быть введение первой порции контрастного вещества (50 мл при скорости потока 4 мл/с) и второй порции контрастного вещества (30 мл при скорости потока 2,5 мл/с или 3 мл/с), за которыми следует болюс 50 мл физиологического раствора, вводимый с той же скоростью потока, что и ранее введенное контрастное вещество [Mahnken A.H. et al., 2007].

Трехфазные протоколы могут включать инъекцию 50 мл неионного контрастного вещества, вводимого со скоростью 4,5 мл, за которым следует 50 мл смеси с 60% контрастного вещества и физиологического раствора, после чего вводится 30 мл физиологического раствора [Litmanovich D. et al., 2008], или это может быть инъекция 50–75 мл чистого, неразбавленного йодированного контрастного вещества, далее 50 мл смеси (70% физиологического раствора : 30% контрастного вещества), а затем – 30 мл чистого физиологического раствора [Kerl J.M. et al., 2008].

Такие протоколы, в которых вторая фаза инъекции осуществляется смесью контрастного вещества и солевого раствора, получили название *split-bolus*. Смешивание обеспечивается одновременным введением контрастного вещества и физиологического раствора при различной скорости движения поршней в обоих шприцах (что возможно в некоторых моделях инжекторов) [Kerl J.M. et al., 2008]. Авторы всех исследований подчеркивают преимущества многофазных инъекций перед монофазными.

Количество комбинаций фаз инъекции контрастного вещества и физиологического раствора ограничено продолжительностью инъекции и качеством контрастного усиления в зависимости от протяженности области исследования вдоль оси тела пациента.

III. 11. ТИП КОНТРАСТНОГО ВЕЩЕСТВА

Более 20 лет назад после серии публикаций, посвященных сравнению ионных и неионных контрастных средств, стало очевидно, что неионные контрастные вещества имеют существенные преимущества, в первую очередь частота побочных проявлений после использования неионных контрастных средств во много раз ниже [Crypne B.H. et al., 1995; Rudnick M.R. et al., 1995]. Долгое время термин «неионное контрастное вещество» указывал только на мономерные неионные контрастные вещества, и целью всех сравнительных исследований было изучение контрастного усиления и побочных проявлений, вызванных использованием различных неионных контрастных средств. Однако после появления на фармакологическом рынке неионного димерного контрастного вещества, рентгенологи начали изучать их особенности по сравнению с неионными мономерными контрастными веществами [Carraro M. et al., 1998; Becker C.R., Reiser M.F., 2005].

В одной молекуле димера находится 6 атомов йода в отличие от мономерной молекулы, содержащей всего 3 атома йода. Если брать растворы мономерных и димерных неионных контрастных веществ с одинаковым количеством йода, количество димерных молекул в растворе будет в два раза меньше.

Однако в клинической практике концентрации димерных и мономерных неионных контрастных веществ не совпадают. Поэтому научные исследования проводятся лишь между сопоставимой концентрацией контрастного вещества (например, 270 и 300, 320 и 350 или 370 мг/мл в димерном и мономерном неионных контрастных веществ соответственно).

Поскольку рентгеновское контрастное вещество удаляется из организма пациента с помощью почечной фильтрации, критерий безопасности контрастного вещества всегда учитывает даже минимальное его влияние на функцию почек. У пациентов без нарушений функции почек контраст-индуцированная нефропатия (КИН) может быть менее чем у 3%. Однако чем больше факторов риска имеется у пациента, тем больше вероятность возникновения КИН (по литературным данным, 12–50%) [Kuettner A. et al., 2004; Cademartiri F. et al., 2005; Tsai I.C. et al., 2007].

В начале 2000-х годов интенсивно проводились сравнительные исследования, основная цель которых состояла в том, чтобы показать преимущества низкоосмолярных или изоосмолярных контрастных агентов при ангиографии (внутриартериальный доступ) или КТ (внутривенный доступ). В большинстве таких исследований оценивали частоту КИН пациентов с диабетом и хроническими заболеваниями почек.

К настоящему времени уже очевидно, что внутривенный доступ для введения контрастного вещества более предпочтителен, чем артериальный доступ, поскольку риск КИН при этом доступе ниже более чем в два раза [Baker C.S.R. et al., 2003; McCullough P.A. et al., 2006; Sandstede J.J. et al., 2007].

Ориентиром для сравнительных исследований того времени всегда было исследование Nephric [Aspelin P. et al., 2003], в котором были показаны преимущества использования димерного неионного контрастного вещества у пациентов с серьезными заболеваниями почек. С определенной периодичностью в рентгенологической литературе появляются публикации сторонников и противников применения того или иного типа неионных рентгеноконтрастных веществ. Одни из авторов сообщили о преимуществах KB-320 [McCullough P.A. et al., 2006; Schachner T. et al., 2006]. В других работах высказывается противоположное или более ограниченное мнение [Solomon R., Dumouchel W., 2006].

Например, в исследовании PREDICT [Kuhn M.J. et al., 2008] было показано, что выбор контрастного вещества (низкоосмолярное – KB-370 или изоосмолярное – KB-320) не оказывает существенного влияния на частоту развития КИН после КТ у больных сахарным диабетом и хронической почечной недостаточностью. Естественно, что у пациентов с тяжелой формой почечной недостаточности требуются специальные исследования о целесообразности и предпочтениях использования мономерных или димерного контрастного вещества. Но уже сейчас всем очевидно, что важнейшей характеристикой контрастного вещества является не его тип, а неионность раствора.

Тем не менее следует признать, что МСКТ в основном выполняют у пациентов без серьезных нарушений почечной функции, для которых проблема возможного развития КИН не столь актуальна. Поэтому у таких пациентов выбор контрастного вещества для МСКТ основан исключительно на тех протоколах исследований, которые приняты в данном лечебном учреждении (рис. III.11.1, III.11.2).

Так как риск развития КИН при внутривенном введении контрастного вещества ниже, предполагается, что МСКТ с внутривенным введением контрастных веществ может быть альтернативой ангиографии с внутриартериальной инъекцией контрастного вещества [Tsai I.-C. et al., 2008].

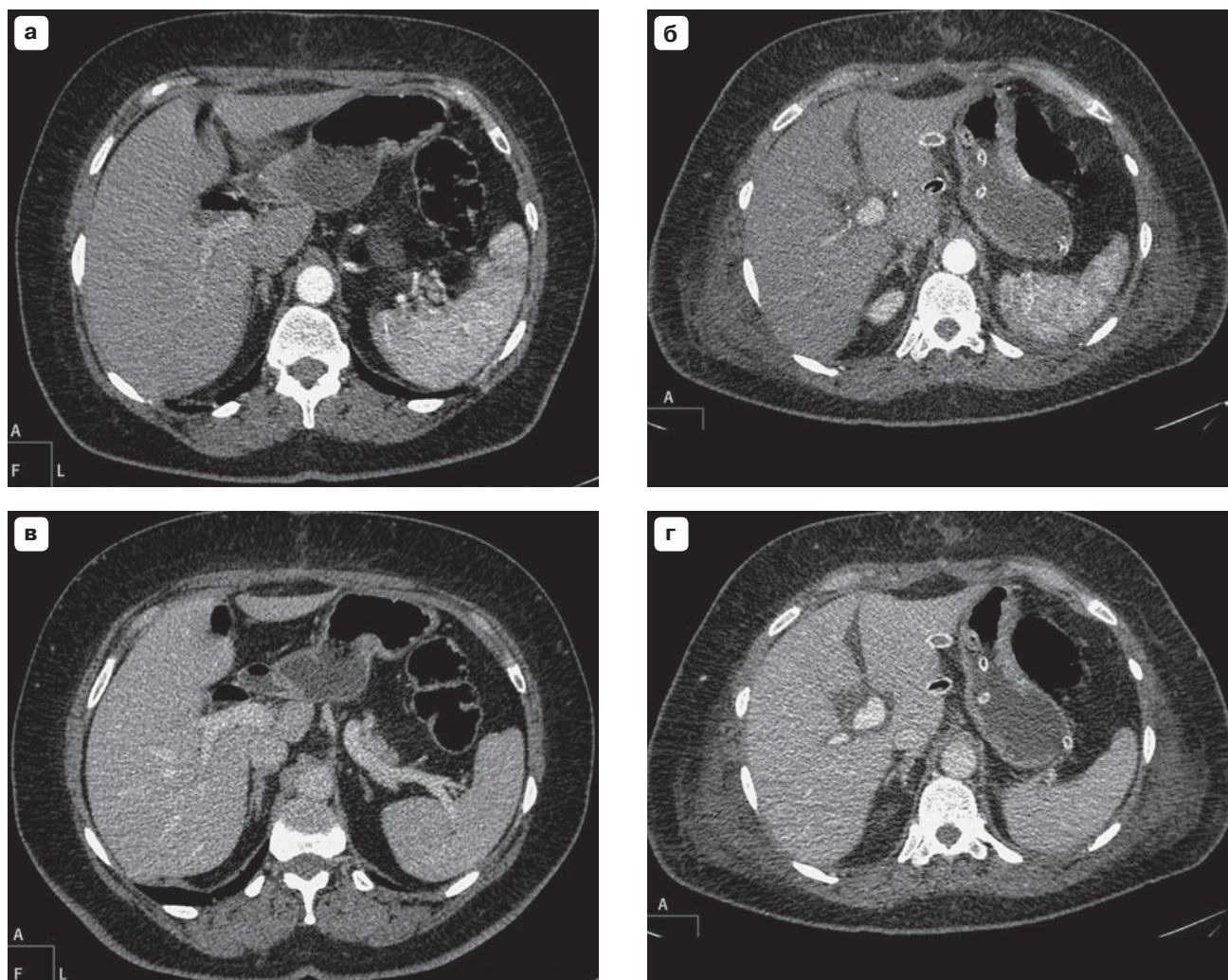


Рис. III.11.1. Сравнение протоколов МСКТ при одинаковых скоростях инъекции контрастного вещества, их доз, одинаковом объеме солевых растворов, но разных типах контрастного вещества, объемах контрастного вещества и задержках сканирования.

Пациентка 64 лет, рост 158 см, масса тела 82 кг, ИМТ = 32,53.

Обследовалась дважды с использованием одинаковой дозы йода – 94 мл KB-350 (а, в) и 102 мл KB-320 (б, г) вводили с той же скоростью 3,9 мл/с, вслед контрастному веществу вводили болюс солевого раствора (40 мл, скорость 4 мл/с). В первом протоколе уровень локатора был на 2 см краниальнее правого купола диафрагмы. Сканирование началось на 14-й секунде с того же уровня после достижения плотности аорты 100 ед.Н. Постпороговые задержки составляли 10 и 30 с. Время сканирования уровня ствола воротной вены было 27 и 47 с после начала инъекции контрастного вещества. Во втором протоколе были использованы фиксированные задержки 24 и 44 с. Уровень начала сканирования был тем же. Время сканирования уровня ствола воротной вены было 26 и 46 с. Продолжительность инъекций составила $94 : 3,9 = 24$ с и $102 : 3,9 = 26$ с соответственно. Более длительное введение равной дозы изоосмолярного контрастного вещества вызвало более интенсивное контрастное усиление аорты (237 и 309 ед.Н) на 27-й и 26-й секундах и более интенсивное контрастное усиление воротной вены (132 и 175 ед.Н) на 47-й и 46-й секундах. Кроме того, во втором исследовании в артериальную фазу контрастное усиление воротной вены было более выраженным (91 и 141 ед.Н).

Резюме. Сравнение равных доз низкоосмолярного и изоосмолярного контрастного вещества свидетельствует о более интенсивном контрастном усилении сосудов при использовании изоосмолярного контрастного вещества. С одной стороны, это может быть вызвано более длительным введением большего объема контрастного вещества с меньшей концентрацией, с другой стороны, известно, что изоосмолярное контрастное вещество обладает большей вязкостью. *Большая вязкость обеспечивает большую устойчивость болюса контрастного вещества к размыванию.* Соответственно концентрация йода в кровотоке в сравниваемые интервалы времени выше при применении изоосмолярного контрастного вещества.

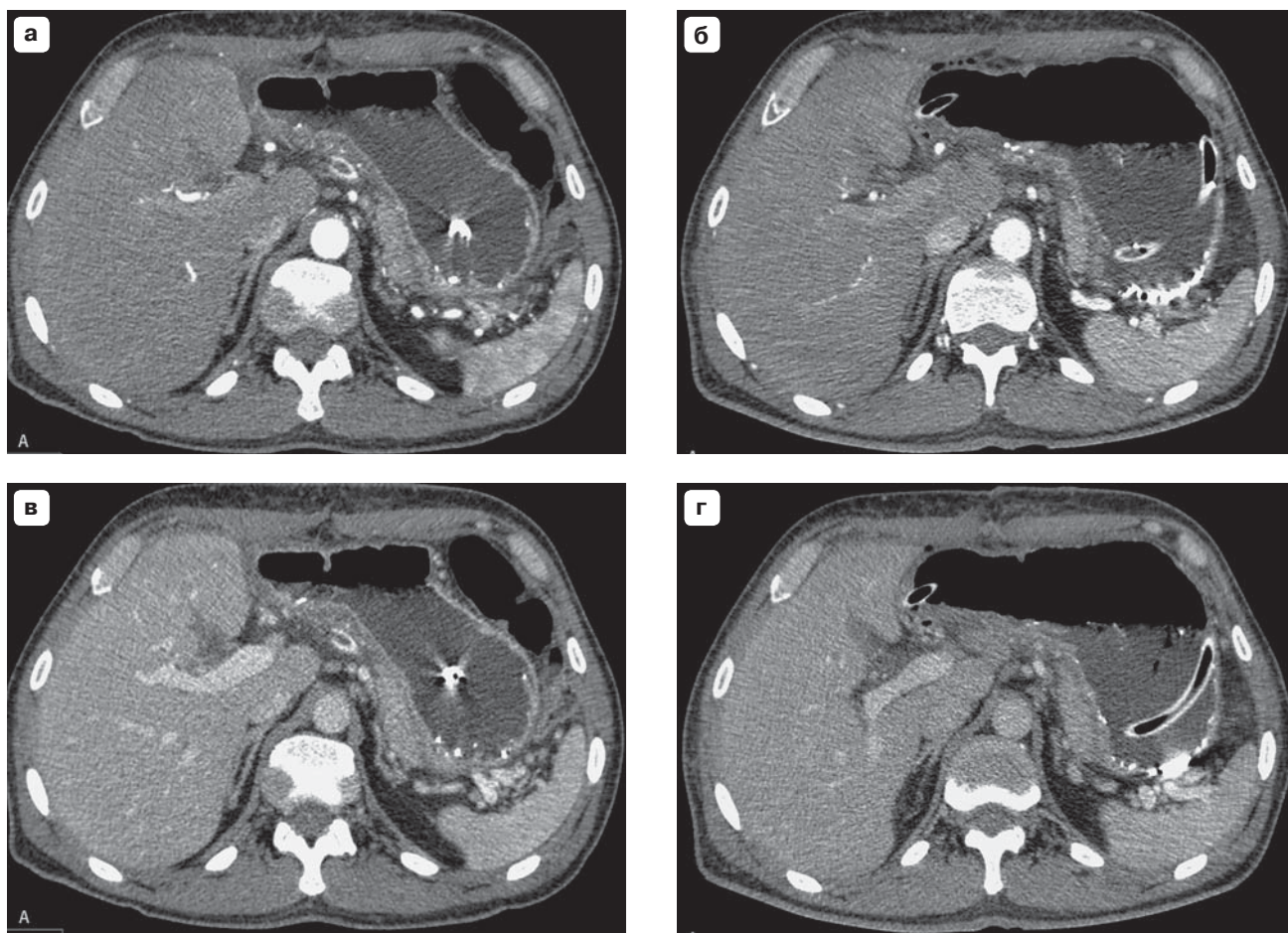


Рис. III.11.2. Сравнение одинаковых скоростей инъекции, объемов контрастного вещества, солевых преследователей болюса контрастного вещества при разных типах контрастного вещества, направлении сканирования и разных задержках начала сканирования.

Пациент 42 лет, рост 176 см, масса тела 65 кг, ИМТ = 21.

КВ-350 (а, в) и КВ-320 (б, г), оба в объеме 90 мл, вводили со скоростью 4 мл/с и затем вводили болюс солевого раствора (50 мл, скорость 4 мл/с). В первом протоколе уровень локатора был на 2 см краниальнее правого купола диафрагмы. Постпороговые задержки составляли 10 и 30 с. Сканирование началось после достижения пороговой плотности аорты 100 ед.Н. Было использовано каудокраниальное направление сканирования. Пороговый уровень плотности был достигнут за 11 с. Время сканирования ствола воротной вены после начала введения контрастного вещества составило 26 и 46 с. Фиксированные задержки 26 и 46 с были использованы во втором протоколе. Начало сканирования было с уровня правого купола диафрагмы (краниокаудальное направление сканирования). Время сканирования уровня воротной вены было 28 и 48 с. Таким образом, несмотря на одинаковую продолжительность инъекции контрастного вещества (90 мл: 4 мл/с = 22,5 с), введенная доза контрастного вещества была различной ($350 \cdot 90 = 31,5$ г (а, в) и $320 \cdot 90 = 28,8$ г (б, г)). Сканирование в обоих случаях начиналось после окончания введения контрастного вещества. Продолжительность введения после достижения порогового значения плотности составила 11,5 с. Время сканирования уровня воротной вены составило 3,5 с ($26 - 22,5 = 3,5$ с) после окончания инъекции в первом исследовании и 5,5 с ($28 - 22,5 = 5,5$ с) во втором. Возможно, различия в плотности аорты (315 и 258 ед.Н) обусловлены не только меньшей дозой контрастного вещества при втором исследовании, но и более поздним сканированием после окончания инъекции контрастного вещества. Меньшая доза контрастного вещества вызвала менее интенсивное контрастное усиление воротной вены на 46-й и 48-й секундах (157 и 122 ед.Н соответственно).

Резюме. Хотя изоосмолярное контрастное вещество (320 мг/мл) часто сравнивают с низкоосмолярными контрастными веществами (350 мг/мл), для сравнения лучше использовать идентичные дозы, в таких случаях растворы никогда не могут быть равными по объему.

Так как вязкость димерного неионного контрастного вещества (изоосмолярного контрастного вещества) выше, чем у неионных мономеров (низкоосмолярных контрастных веществ), у этого контрастного вещества есть ограничения по максимально возможной концентрации, подходящей для использования в клинической практике, – 320 мг/мл. Вязкость раствора KB-320 считается преимуществом для выполнения КТ-ангиографии или артериальной фазы контрастного усиления, когда необходимо поддерживать высокую концентрацию контрастного вещества в зоне интереса. Можно предположить, что «неразмытый» болюс изоосмолярного контрастного вещества для этих целей более предпочтителен. В то же время мономерные неионные контрастные агенты используются с более высокой концентрацией йода в растворе (350, 370 и даже 400 мг/мл).

Известно, что низкоосмолярные контрастные вещества абсорбируют воду и оказывают последующее разбавляющее действие [Pannu H.K. et al., 2005]. Поэтому болюс постоянно вымывается, соответственно его плотность и контрастирование сосудов также уменьшаются. В то же время KB-320, хотя и имеет более низкую концентрацию йода, благодаря собственной изоосмолярности обеспечивает большую стабильность болюса, который защищает его от чрезмерного разведения [Tsai I.-C. et al., 2008].

В исследованиях по КТ-ангиографии была проведена сравнительная оценка контрастирования коронарных артерий во время МСКТ с использованием KB-320 мг/мл и KB-350 мг/мл. Существенных отличий выявлено не было. В артериальную фазу получена аналогичная интенсивность контрастирования артерий и миокарда. Обычно контрастное вещество появляется в миокарде после его выхода из коронарных артерий, а в отсроченную фазу оно вымывается циркулирующей кровью [Mahnken A.H. et al., 2005; Lardo A.C. et al., 2006]. KB-320 в отсроченную фазу не покидает миокард, и даже несмотря на то что у него более низкая концентрация йода, препарат обеспечивает большее контрастное усиление миокарда левого желудочка [Cademartiri F. et al., 2006]. Возможно, причиной является большой размер молекулы этого контрастного вещества [Tsai I.-C. et al., 2008].

В целом ежегодно увеличиваются объемы использования изоосмолярного и низкоосмолярных неионных контрастных веществ для внутриа-териального или внутривенного введения. Различия, обусловленные особенностями строения их молекул, еще долгие годы будут основным вопросом исследований, публикаций и дискуссий об использовании этих представителей самой популярной группы лекарственных средств.

В этом разделе приведены сравнительные характеристики протоколов контрастного усиления без упоминания диагнозов и технических параметров МСКТ-исследований. Акцент был сделан исключительно на характеристиках внутривенных болюсных инъекций контрастных веществ. Конечно, многие протоколы эффективны, потому что исследования выполнялись на сканере МСКТ-64. На более медленных сканерах эти протоколы будут менее эффективными.

В IV разделе этой книги будут показаны сравнительные характеристики различных диагностических протоколов.

СПИСОК РЕКОМЕНДУЕМОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

Achenbach S., Ropers D., Pohle F.K. et al. (2005). Detection of coronary artery stenoses using multi-detector CT with 16.0.75 collimation and 375 ms rotation. Eur Heart J. 26: 1978–1986.

- Aspelin P., Aubry P., Fransson S.G. et al.* (2003). Nephrotoxicity in High-Risk Patients Study of Iso-Osmolar and Low-Osmolar Non-Ionic Contrast Media Study Investigators. Nephrotoxic effects in high-risk patients undergoing angiography. *N Engl J Med.* 348: 491–499.
- Auler M.A., Heagy T., Aganovic L. et al.* (2006). Saline chasing technique with dual-syringe injector systems for multi-detector row computed tomographic angiography: rationale, indications, and protocols. *Curr Probl Diagn Radiol.* 35 (1): 1–11.
- Awai K., Imuta M., Utsunomiya D. et al.* (2004a). Contrast enhancement for whole-body screening using multidetector row helical CT: comparison between uniphasic and biphasic injection protocols. *Radiat Med.* 22 (5): 303–309.
- Awai K., Inoue M., Yagyu Y. et al.* (2004b). Moderate versus high concentration of contrast material for aortic and hepatic enhancement and tumor-to-liver contrast at multi-detector row CT. *Radiology.* 233 (3): 682–688.
- Bader T.R., Herneth A.M., Blaicher W. et al.* (1998) Hepatic perfusion after liver transplantation: noninvasive measurement with dynamic single-section CT. *Radiology.* 209: 129–134.
- Bae K.T.* (2003a). Peak contrast enhancement in CT and MR angiography: when does it occur and why? Pharmacokinetic study in a porcine model. *Radiology.* 227: 809–816.
- Bae K.T.* (2003b). Technical aspects of contrast delivery in advanced CT: patient characteristics, the approach to contrast injection, and the scan itself all influence contrast enhancement. *Applied Radiology.* 32: December suppl. 12–19.
- Bae K.T., Heiken J.P.* (2005). Scan and contrast administration principles of MDCT. *Eur Radiol. Suppl* 5: E46–459.
- Bae K.T.* (2005). Test-bolus versus bolus-tracking techniques for CT angiographic timing [reply]. *Radiology.* 236: 369–370.
- Bae K.T., Heiken J.P., Brink J.A.* (1998a). Aortic and hepatic peak enhancement at CT: effect of contrast medium injection rate—pharmacokinetic analysis and experimental porcine model. *Radiology.* 206: 455–464.
- Bae K.T., Heiken J.P., Brink J.A.* (1998b). Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. II. Effect of reduced cardiac output in a porcine model. *Radiology.* 207: 657–662.
- Bae K.T., Seeck B.A., Hildebolt C.F. et al.* (2008). Contrast enhancement in cardiovascular MDCT: effect of body weight, height, body surface area, body mass index, and obesity. *Am J Roentgenol.* 190 (3): 777–84.
- Bae K.T., Tao C., Gürel S. et al.* (2007). Effect of Patient Weight and Scanning Duration on Contrast Enhancement during Pulmonary Multidetector CT Angiography. *Radiology.* 242 (2): 582–589.
- Baker C.S.R., Wragg A., Kumar S. et al.* (2003). A rapid protocol for the prevention of contrast-induced renal dysfunction: the RAPPID study. *J Am Coll Cardiol.* 41: 2114–2118.
- Becker C.R., Reiser M.F.* (2005). Use of isoosmolar nonionic dimeric contrast media in multidetector row computed tomography angiography for patients with renal impairment. *Invest Radiol.* 40: 672–675.
- Behrendt F.F., Mahnken A.H., Keil S. et al.* (2008). Contrast enhancement in multidetector-row computed tomography (MDCT) of the abdomen: intraindividual comparison of contrast media containing 300 mg versus 370 mg iodine per ml. *Eur Radiol.* 18: 1199–1205.
- Bellin M.-F., Jakobsen J.Å., Tomassin I., Thomsen H.S., Morcos S.K.* and members of the Contrast Media Safety Committee of the European Society of Urogenital Radiology (ESUR) (2002) Contrast medium extravasation injury: guidelines for prevention and management. *Eur Radiol.* 12 (11): 2807–2812.

- Brink J.A., Heiken J.P., Forman H.P.* et al. (1995). Hepatic spiral CT: reduction of dose of intravenous contrast material. *Radiology*. 197: 83–88.
- Brink J.A.* (2003). Use of high concentration contrast media (HCCM): principles and rationale-body CT. *Eur J Radiol*. 45 Suppl 1: S53–8.
- Cademartiri F., van der Lugt A., Luccichenti G.* et al. (2002). Parameters affecting bolus geometry in CTA: a review. *J Comput Assist Tomogr*. 26 (4): 598–607.
- Cademartiri F., Mollet N.R., Lemos P.A.* et al. (2006). Higher intracoronary attenuation improves diagnostic accuracy in MDCT coronary angiography. *Am J Roentgenol*. 187: W430–W433.
- Cademartiri F., Mollet N.R., van der Lugt A.* et al. (2005). Intravenous contrast material administration at helical 16-detector row CT coronary angiography: effect of iodine concentration on vascular attenuation. *Radiology*. 236: 661–665.
- Cademartiri F., Nieman K., van der Lugt A.* et al. (2004). Intravenous contrast material administration at 16-detector row helical CT coronary angiography: test bolus versus bolus-tracking technique. *Radiology*. 233: 817–823.
- Carraro M., Malalan F., Antonione R.* et al. (1998). Effects of a dimeric vs a monomeric nonionic contrast medium on renal function in patients with mild to moderate renal insufficiency: a doubleblind, randomized clinical trial. *Eur Radiol*. 8: 144–147.
- Chung Y.E., Kim K.W., Kim J.H.* et al. (2006). Optimal delay time for the hepatic parenchymal enhancement at the multidetector CT examination. *J Comput Assist Tomogr*. 30 (2):182–188.
- Cohan R.H., Leder R.A., Bolick D.* et al. (1990). Extravascular extravasation of radiographic contrast media: effects of conventional and low-osmolar contrast agents in the rat thigh. *Invest Radiol*. 25: 504–510.
- Crynne B.H., Nossen J.O., Bolstad B., Borch K.W.* (1995). Main results of the first comparative clinical studies on Visipaque. *Acta Radiol*. 36: 265–270.
- Erturk S.M., Ichikawa T., Tsukamoto T.* et al. (2005). Effect of contrast material injection duration on peak enhancement times and values of main portal vein and liver at MDCT. In: *Proceedings of the 91st scientific Assembly and Annual Meeting of Radiological Society of North America (RSNA)*. Chicago, p. 501.
- Erturk S.M., Ichikawa T., Sou H.* et al. (2008). Effect of duration of contrast material injection on peak enhancement times and values of the aorta, main portal vein, and liver at dynamic MDCT with the dose of contrast medium tailored to patient weight. *Clin Radiol*. 63 (3): 263–271.
- Eyer B.A., Goodman L.R., Washington L.* (2005). Clinicians' response to radiologists' reports of isolated subsegmental pulmonary embolism or inconclusive interpretation of pulmonary embolism using MDCT. *Am J Roentgenol*. 184: 623–628.
- E-Z-EM Announces Agreements with Berlex Labs for ULTRAVIST Pre-Filled Cartridge (2003). *Business Wire*. Tuesday, December 16.
- Femano P.A.* (2001). *The Use of Prefilled Syringes In CT Contrast Administration: A Research Report*. American Society of Radiologic Technologists (ASRT) Education and Research Foundation. P. 1–8.
- Fleischmann D.* (2003). Use of high concentration contrast media: principles and rationale-vascular district. *Eur J Radiol*. 45, Suppl 1: S88–93.
- Furuta A., Ito K., Fujita T.* et al. (2004). Hepatic enhancement in multiphasic contrast-enhanced MDCT: comparison of high- and low-iodine-concentration contrast medium in same patients with chronic liver disease. *Am J Roentgenol*. 183: 157–162.
- Goshima S., Kanematsu M., Nishibori H.* et al. (2007). Multi-detector row CT of the kidney: Optimizing scan delays for bolus tracking techniques of arterial, corticomedullary, and nephrographic phases. *Eur J Radiol*. 63: 420–426.

- Gura K.M.* (2004). Incidence and Nature of Epidemic Nosocomial Infections. *J Infusion Nursing*. 27 (3): 175–180.
- Haage P., Schmitz-Rode T., Hubner D.* et al. (2000). Reduction of contrast material dose and artifacts by a saline flush using a double power injector in helical CT of the thorax. *Am J Roentgenol*. 174: 1049–1053.
- Hamoir X.L., Flohr T., Hamoir V.* et al. (2005). Coronary arteries: assessment of image quality and optimal reconstruction window in retrospective ECG-gated multislice CT at 375-ms gantry rotation time. *Eur Radiol*. 15: 296–304.
- Hazirolan T., Turkbey B., Akpinar E.* et al. (2009) The Impact of Warmed Intravenous Contrast Material on the Bolus Geometry of Coronary CT Angiography Applications. *Korean J Radiol*. 10 (2): 150–155. Published online 2009 Mar 3. doi: 10.3348/kjr.2009.10.2.150.
- Heiken J.P., Brink J.A., McClennan B.L.* et al. (1995). Dynamic incremental CT: effect of volume and concentration of contrast material and patient weight on hepatic enhancement. *Radiology*. 195: 353–357.
- Ho L.M., Nelson R.C., DeLong D.M.* (2007). Determining Contrast Medium Dose and Rate on Basis of Lean Body Weight: Does This Strategy Improve Patient-to-Patient Uniformity of Hepatic Enhancement during Multi-Detector Row CT? *Radiology*. 243 (2): 431–437.
- Holmquist F., Nyman U.* (2006). Eighty-peak kilovoltage 16-channel multidetector computed tomography and reduced contrast-medium doses tailored to body weight to diagnose pulmonary embolism in azotaemic patients. *Eur Radiol*. 16 (5): 1165–1176.
- Hopper K.D., Mosher T.J., Kasales C.J.* et al. (1997). Thoracic spiral CT: delivery of contrast material pushed with injectable saline solution in a power injector. *Radiology*. 205: 269–271.
- Ichikawa T., Erturk S.M., Araki T.* et al. (2006). Multiphasic contrast-enhanced multidetector-row CT of liver: contrast-enhancement theory and practical scan protocol with a combination of fixed injection duration and patients' body-weight-tailored dose of contrast material. *Eur J Radiol*. 58 (2): 165–176.
- Imbriaco M., Megibow A.J., Ragozzino A.* et al. (2005). Value of the single-phase technique in MDCT assessment of pancreatic tumors. *Am J Roentgenol*. 184 (4): 1111–1117.
- Irie T., Kajitani M., Yamaguchi M., Itai Y.* (2002). Contrast-enhanced CT with saline flush technique using two automated injectors: how much contrast medium does it save? *J Comput Assist Tomogr*. 26: 287–291.
- Itoh S., Ikeda M., Satake H.* et al. (2006). The effect of patient age on contrast enhancement during CT of the pancreatobiliary region. *Am J Roentgenol*. 187 (2): 505–510.
- Jacobs J.E., Birabaum B.A., Langlotz C.P.* (1998). Contrast media reactions and extravasation: relationship to intravenous injection rates. *Radiology*. 209: 411–416.
- Johnson P.T., Naidich D., Fishman E.K.* (2007). MDCT for suspected pulmonary embolism: multiinstitutional survey of 16MDCT data acquisition protocols. *Emerg Radiol*. 13: 243–249.
- Keil S., Plumhans C., Behrendt F.F.* et al. (2008). MDCT angiography of the pulmonary arteries: intravascular contrast enhancement does not depend on iodine concentration when injecting equal amounts of iodine at standardized iodine delivery rates. *Eur Radiol*. 18: 1690–1695.
- Kerl J.M., Ravenel J.G., Nguyen S.A.* et al. (2008). Right Heart: Split-Bolus Injection of Diluted Contrast Medium for Visualization at Coronary CT Angiography. *Radiology*. 247 (2): 356–364.
- Kirchner J., Kickuth R., Laufer U.* et al. (2000). Optimized enhancement in helical CT: experiences with a realtime bolus tracking system in 628 patients. *Clin Radiol*. 55: 368–373.

- Kloska S.P., Fischer T., Nabavi D.G.* et al. (2007). Comparison of different iodine concentration contrast media in perfusion computed tomography of the brain: Is high iodine concentration useful? *Invest Radiol.* 42 (8): 564–568.
- Kondo H., Kanematsu M., Goshima S.* et al. (2007). MDCT of the Pancreas: Optimizing Scanning Delay with a Bolus-Tracking Technique for Pancreatic, Peripancreatic Vascular, and Hepatic Contrast Enhancement. *Am J Roentgenol.* 188: 751–756.
- Kubo S., Tadamura E., Yamamuro M.* et al. (2006). Thoracoabdominal-Aortoiliac MDCT Angiography Using Reduced Dose of Contrast Material. *Am J Roentgenol.* 187: 548–554
- Kuettner A., Trabold T., Schroeder S.* et al. (2004). Noninvasive detection of coronary lesions using 16-detector multislice spiral computed tomography technology: initial clinical results. *J Am Coll Cardiol.* 44:1230–1237
- Kuhn M.J., Chen N., Sahani D.V.* et al. (2008). The PREDICT Study: A Randomized Double-Blind Comparison of Contrast-Induced Nephropathy After Low- or Isoosmolar Contrast Agent Exposure. *Am J Roentgenol.* 191: 151–157.
- Lardo A.C., Cordeiro M.A., Silva C.* et al. (2006). Contrastenhanced multidetector computed tomography viability imaging after myocardial infarction: characterization of myocyte death, microvascular obstruction, and chronic scar. *Circulation.* 113: 394–404.
- Las Vegas clinic accused of reusing syringes – USATODAY.com www.usatoday.com/news/health/2008-02-29-hepatitis-exposure_N.htm – 40k -
- Leber A.W., Knez A., von Ziegler F.* et al. (2005). Quantification of obstructive and nonobstructive coronary lesions by 64-slice computed tomography: a comparative study with quantitative coronary angiography and intravascular ultrasound. *J Am Coll Cardiol.* 46: 147–154.
- Lee C.H., Goo J.M., Lee H.J.* et al. (2007). Determination of optimal timing window for pulmonary artery MDCT angiography. *Am J Roentgenol.* 188: 313–317.
- Leggett R.W., Williams L.R.* (1995). A proposed blood circulation model for reference man. *Health Phys.* 69 (2): 187–201.
- Litmanovich D., Zamboni G.A., Hauser T.H.* et al. (2008). ECG-gated chest CT angiography with 64-MDCT and tri-phasic IV contrast administration regimen in patients with acute non-specific chest pain. *Eur Radiol.* 18: 308–317.
- Ma X., Samir A.E., Holalkere N.S., Sahani D.V.* (2008). Optimal Arterial Phase Imaging for Detection of Hypervascular Hepatocellular Carcinoma Determined by Continuous Image Capture on 16-MDCT. *Am J Roentgenol.* 191: 772–777.
- Mahnken A.H., Koos R., Katoh M.* et al. (2005) Assessment of myocardial viability in reperfused acute myocardial infarction using 16-slice computed tomography in comparison to magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol.* 45: 2042–2047.
- Mahnken A.H., Rauscher A., Klotz E.* et al. (2007). Quantitative prediction of contrast enhancement from test bolus data in cardiac MSCT. *Eur Radiol.* 17: 1310–1319.
- Matoba M., Yokota H., Kuga G.* et al. (2005). Influence of saline flushing on the optimal temporal window for CT of the liver using a time-density analysis. *Radiat Med.* 23 (8): 557–562.
- McCullough P.A., Bertrand M.E., Brinker J.A., Stacul F.* (2006). A meta-analysis of the renal safety of isosmolar iodixanol compared with low-osmolar contrast media. *J Am Coll Cardiol.* 48: 692–699.
- Megibow A.J., Jacob G., Heiken J.P.* et al. (2001). Quantitative and qualitative evaluation of volume of low osmolality contrast medium needed for routine helical abdominal CT. *Am J Roentgenol.* 176: 583–589.
- McNulty N.J., Francis I.R., Platt J.F.* et al. (2001). Multi-detector row helical CT of the pancreas: effect of contrast-enhanced multiphase imaging on

- enhancement of the pancreas, peripancreatic vasculature, and pancreatic adenocarcinoma. *Radiology*. 220: 97–102.
- de Monyé C., de Weert T.T., Zaalberg W.* et al. (2006). Optimization of CT angiography of the carotid artery with a 16-MDCT scanner: craniocaudal scan direction reduces contrast material-related perivenous artifacts. *Am J Roentgenol*. 186 (6): 1737–1745. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/utils/fref.fcgi?PrId=3048&itool=AbstractPlus-def&uid=12598032&db=pubmed&url=http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0720048X02003650>.
- Morcos S.K., Thomsen H.S., Exley C.M.* and Members of Contrast Media Safety Committee of European Society of Urogenital Radiology (ESUR) (2005). Contrast media: interactions with other drugs and clinical tests. *Eur Radiol*. 15: 1463–1468.
- Morcos S.K., Thomsen H.S., Webb J.A.* (1999). Contrast media induced nephrotoxicity: a consensus report. Contrast Media Safety Committee, European Society of Urogenital Radiology (ESUR). *Eur Radiol*. 9: 1602–1613.
- Mueller C., Burkle G., Buerkle H.J.* et al. (2002). Prevention of contrast media-associated nephropathy. Randomized comparison of 2 hydration regimens in 1620 patients undergoing coronary angioplasty. *Arch Int Med*. 162: 329–336.
- Nakayama Y., Awai K., Funama Y.* et al. (2006). Lower tube voltage reduces contrast material and radiation doses on 16-MDCT aortography. *Am J Roentgenol*. 187 (5): W490–497.
- Ninomiya N., Koido Y., Yamamoto Y.* (2001). Aseptic efficacy of prefilled syringes in a polluted environment. *Prehosp Disast Med*. 16 (1): 14–17.
- Orlandini F., Boini S., Iochum-Duchamps S.* et al. (2006). Assessment of the use of a saline chaser to reduce the volume of contrast medium in abdominal CT. *Am J Roentgenol*. 187 (2): 511–515.
- Pannu H.K., Thompson R.E., Phelps J.* et al. (2005). Optimal contrast agents for vascular imaging on computed tomography: iodixanol versus iohexol. *Acad Radiol*. 12: 576–584.
- Patient safety issues with X-ray contrast media (2007). *Hospital Pharmacy Europe*. 1: 1–2.
- Pham K.L., Cohen A.J.* (2003). Iatrogenic venous air embolism during contrast enhanced computed tomography: a report of two cases. *Emerg Radiol*. 10 (3): 147–151.
- Platt J.F., Reige K.A., Ellis J.H.* (1999). Aortic enhancement during abdominal CT angiography: correlation with test injections, flow rates, and patient demographics. *Am J Roentgenol*. 172: 53–56.
- Pond G.D., Dorr R.T.* (1993). Extravasation injury with non-ionic contrast material. *Am J Roentgenol*. 160: 203–204.
- Prokesch R.W., Chow L.C., Beaulieu C.F.* et al. (2002). Isoattenuating pancreatic adenocarcinoma at multi-detector row CT: secondary signs. *Radiology*. 224: 764–768.
- Prokesch R.W., Chow L.C., Beaulieu C.F.* et al. (2002). Local staging of pancreatic carcinoma with multi-detector row CT: use of curved planar reformations—initial experience. *Radiology*. 225: 759–765.
- Revel M.P., Petrover D., Hernigou A.* et al. (2005). Diagnosing pulmonary embolism with four-detector row helical CT: prospective evaluation of 216 outpatients and inpatients. *Radiology*. 234: 265–273.
- Rist C., Nikolaou K., Kirchin M.A.* et al. (2006). Contrast Bolus Optimization for Cardiac 16-Slice Computed Tomography: Comparison of Contrast Medium Formulations Containing 300 and 400 Milligrams of Iodine Per Milliliter. *Investig Radiol*. 41 (5): 460–467.
- Roggenland D., Peters S.A., Lemburg S.P.* et al. (2008). CT Angiography in Suspected Pulmonary Embolism: Impact of Patient Characteristics and

- Different Venous Lines on Vessel Enhancement and Image Quality. *Am J Roentgenol.* 190: W351–W359.
- Rudnick M.R., Coldfarb S., Wexler L.* et al. (1995). Nephrotoxicity of ionic and nonionic contrast media in 1196 patients: a randomised trial. *Kidney Int.* 47: 254–261.
- Sahani D.V., Soulez G., Chen K.M.* et al. (2007). A comparison of the efficacy and safety of iopamidol-370 and iodixanol-320 in patients undergoing multidetector-row computed tomography. *Invest Radiol.* 42 (12): 856–861.
- Sandstede J.J., Roth A., Machann W.* et al. (2007). Evaluation of the nephrotoxicity of iodixanol in patients with predisposing factors to contrast medium induced nephropathy referred for contrast enhanced computed tomography. *Eur J Radiol.* 63: 120–123.
- Sandstede J.J., Werner A., Kaupert C.* et al. (2006). A prospective study comparing different iodine concentrations for triphasic multidetector row CT of the upper abdomen. *Eur J Radiol.* 60: 95–99.
- Schachner T., Bonatti J., Bonaros N.* et al. (2006). Risk factors of postoperative nephropathy in patients undergoing innovative CABG and intraoperative graft angiography. *Eur J Cardiothorac Surg.* 30: 431–435.
- Schindera S.T., Nelson R.C., Howle L.* et al. (2008) Effect of varying injection rates of a saline chaser on aortic enhancement in CT angiography: phantom study. *Eur Radiol.* 18: 1683–1689.
- Schoellnast H., Deutschmann H.A., Berghold A.* (2006). MDCT angiography of the pulmonary arteries: influence of body weight, body mass index, and scan length at different iodine flow rates. *Am J Roentgenol.* 187: 1074–1078.
- Schoellnast H., Tillich M., Deutschmann H.A.* et al. (2004). Improvement of parenchymal and vascular enhancement using saline flush and power injection for multiple-detector-row abdominal CT. *Eur Radiol.* 14: 659–664.
- Schoepf U.J., Costello P.* (2004). CT angiography for diagnosis of pulmonary embolism: state of the art. *Radiology.* 230: 329–337.
- Schueller G., Schima W., Schueller-Weidekamm C.* et al. (2006). Multidetector CT of pancreas: effects of contrast material flow rate and individualized scan delay on enhancement of pancreas and tumor contrast. *Radiology.* 241: 441–448.
- Sendo T., Hirakawa M., Yaginuma M.* et al (1998). Quality evaluation of radiographic contrast media in large-volume prefilled syringes and vials. *Acad Radiol.* 5 (6): 444–447.
- Sendo T., Otsubo K., Hisazumi A.* et al. (1995). Particle contamination in contrast media induced by disposable syringe. *J. Pharm Sci.* 84: 1490–1491.
- Setty B.N., Sahani D.V., Ouellette-Piazza K.* et al. (2006). Comparison of enhancement, image quality, cost, and adverse reactions using 2 different contrast medium concentrations for routine chest CT on 16-slice MDCT. *J Comput Assist Tomogr.* 30 (5): 818–822.
- Shetty A.N., Bis K.G., Vyas A.R.* et al. (2008). Contrast Volume Reduction with Superior Vena Cava Catheter-Directed Coronary CT Angiography: Comparison with Peripheral IV Contrast Enhancement in a Swine Model. *Am J Roentgenol.* 190: W247–W254.
- Shinagawa M., Uchida M., Ishibashi M.* et al. (2003). Assessment of pancreatic CT enhancement using a high concentration of contrast material. *Radiat Med.* 21: 74–79.
- Solomon R., Dumouchel W.* (2006). Contrast media and nephropathy: findings from systematic analysis and Food and Drug Administration reports of adverse effects. *Invest Radiol.* 41: 651–660.
- Suzuki H., Oshima H., Shiraki N.* et al. (2004). Comparison of two contrast materials with different iodine concentrations in enhancing the density of the aorta, portal vein and liver at multidetector row CT: a randomized study. *Eur Radiol.* 14: 2099–2104.

- Tatsugami F., Matsuki M., Kani H. et al. (2006).* Effect of saline pushing after contrast material injection in abdominal multidetector computed tomography with the use of different iodine concentrations. *Acta Radiol.* 47 (2): 192–197.
- Terasawa K., Hatcho A., Muroga K. (2005).* [Assessment of contrast enhancement using the variable contrast medium injection method in 3D-CTA of the head] [Article in Japanese]. *Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi.* 61 (1): 126–134.
- Trivedi H.S., Moore H., Nasr S. et al. (2003).* A randomized prospective trial to assess the role of saline hydration on the development of contrast nephrotoxicity. *Nephron Clin Pract.* 93: c29–c34.
- Tsai I.C., Lee T., Lee W.L. et al. (2007).* Use of 40-detector row computed tomography before catheter coronary angiography to select early conservative versus early invasive treatment for patients with low-risk acute coronary syndrome. *J Comput Assist Tomogr.* 31: 258–264.
- Tsai I.C., Lee T., Tsai W.L. et al. (2008).* Contrast Enhancement in Cardiac MDCT: Comparison of Iodixanol 320 Versus Iohexol 350. *Am J Roentgenol.* 190: W47–W53.
- Tsurusaki M., Sugimoto K., Fujii M., Sugimura K. (2004).* Multi-detector row helical CT of the liver: quantitative assessment of iodine concentration of intravenous contrast material on multiphasic CT – a prospective randomized study. *Radiat Med.* 22: 239–245.
- Vargas R., Nino-Murcia M., Trueblood W., Jeffrey R.B. Jr. (2004).* MDCT in pancreatic adenocarcinoma: prediction of vascular invasion and resectability using a multiphasic technique with curved planar reformations. *Am J Roentgenol.* 182: 419–425.
- Washington L., Gulsun M. (2003).* CT for thromboembolic disease. *Curr Probl Diagn Radiol.* 32: 105–126.
- Yamamoto K., Tsuda T., Mochizuki T., Ikezoe J. (2002).* Intravenous three-dimensional CT portography using multi-detector row CT in patients with hepatic cirrhosis: evaluation of scan timing and image quality. *Radiat Med.* 20 (2): 83–87
- Yamashita Y., Komohara Y., Takahashi M. et al. (2000).* Abdominal helical CT: evaluation of optimal doses of intravenous contrast material – a prospective randomized study. *Radiology.* 216: 718–723.
- Yanaga Y., Awai K., Nakayama Y. et al. (2007).* Pancreas: Patient Body Weight-tailored Contrast Material Injection Protocol versus Fixed Dose Protocol at Dynamic CT. *Radiology.* 245: 475–482.

Раздел IV

Примерные
протоколы сканирования

Таблица IV.1. Протоколы МСКТ-исследований головы и шеи

| Область исследования | Сосудистая патология | Онкологические заболевания | Перфузия мозга |
|---|--|--|--------------------------------------|
| Сканер | 64-МСКТ | 64-МСКТ | 64-МСКТ |
| Контрастное вещество | 350–370 мг/мл | 350–370 мг/мл | 350–370 мг/мл |
| Тип задержки | Отслеживание болюса, пороговая плотность 130 ед.Н на восходящей аорте. ♦ Послепороговая задержка 6 с или минимально возможная ♦ Венозная фаза – 40 с ♦ Отсроченная фаза – 180 с | Отслеживание болюса, пороговая плотность 150 ед.Н на нисходящей аорте. ♦ Послепороговая задержка 10 с ♦ Венозная фаза – 25 с ♦ Отсроченная фаза – 150 с | Задержка 3 с Сканирование 60–70 с |
| Объем контрастного вещества | 60 мл | 100 мл | 50 мл |
| Скорость инъекции контрастного вещества | 5 мл/с | 4 мл/с | 5 мл/с |
| Направление сканирования | Каудокраниальное | Каудокраниальное | Стационарное положение |
| Солевой преследователь болюса (объем и скорость введения) | 50 мл, 5 мл/с | 50 мл, 5 мл/с | 50 мл, 5 мл/с |

Таблица IV.2. Протоколы МСКТ-исследований легких, средостения и сосудов легких

| Область исследования | Грудная клетка | Грудная клетка | Грудная клетка | МСКТ-пульмонография | Узловые образования в легких |
|---|--|---|---|---|--|
| Сканер | 64-МСКТ | 64-МСКТ | 64-МСКТ | 64-МСКТ | 64-МСКТ |
| Контрастное вещество | 350–370 мг/мл | 350–370 мг/мл | 350–370 мг/мл | 350–370 мг/мл | 350–370 мг/мл |
| Тип задержки | Отслеживание болюса, пороговая плотность 150 ед.Н на нисходящей аорте. ♦ Послепороговая задержка 10 с ♦ Венозная фаза – 40 с ♦ Отсроченная фаза – 150 с | Отслеживание болюса, пороговая плотность 100 ед.Н на восходящей аорте. ♦ Послепороговая задержка 10–12 с ♦ Венозная фаза – 35 с ♦ Отсроченная фаза – 180 с | Отслеживание болюса, пороговая плотность 120 ед.Н на дуге аорты. Послепороговая задержка 5 с | Отслеживание болюса, пороговая плотность 60 ед.Н на стволе легочной артерии. Послепороговая задержка 6 с | Отслеживание болюса, пороговая плотность 130 ед.Н на нисходящей аорте. ♦ Послепороговая задержка 10 с ♦ Венозная фаза – 40 с |
| Объем контрастного вещества | 90 мл | 1,7 мл/кг массы тела | 1,7 мл/кг массы тела | 1,7 мл/кг массы тела | 1,7 мл/кг массы тела |
| Скорость инъекции контрастного вещества | 4 мл/с | 4 мл/с | 4 мл/с | 5–6 мл/с | 4 мл/с |
| Направление сканирования | Краниокаудальное | Краниокаудальное | Краниокаудальное | Краниокаудальное | Краниокаудальное |
| Солевой преследователь болюса (объем и скорость введения) | 50 мл, 5 мл/с | 50 мл, 5 мл/с | 50 мл, 5 мл/с | 50 мл, 5 мл/с | 50 мл, 5 мл/с |

Таблица IV.3. Протоколы МСКТ-исследований аорты

| Область исследования | МСКТ-аортография |
|---|---|
| Сканер | 64-МСКТ |
| Контрастное вещество | 350–370 мг/мл |
| Тип задержки | Отслеживание болюса, пороговая плотность 130 ед.Н на нисходящей аорте. ♦ Послепороговая задержка 5 с |
| Объем контрастного вещества | 90 мл |
| Скорость инъекции контрастного вещества | 4 мл/с |
| Направление сканирования | Краниокаудальное |
| Солевой преследователь болюса (объем и скорость введения) | 50 мл, 5 мл/с |

Таблица IV.4. Протоколы МСКТ-коронарографии

| Область исследования | МСКТ-коронарография |
|---|---|
| Сканер | 64-МСКТ |
| Контрастное вещество | 350–370 мг/мл |
| Тип задержки | Отслеживание болюса, пороговая плотность 130 ед.Н на восходящей аорте. ♦ Послепороговая задержка 4 с |
| Объем контрастного вещества | 70 мл (при массе тела <75 кг) 100 мл (при массе тела >75 кг) |
| Скорость инъекции контрастного вещества | 5 мл/с |
| Направление сканирования | Краниокаудальное |
| Солевой преследователь болюса (объем и скорость введения) | 50 мл, 5 мл/с |

Таблица IV.5. Протоколы МСКТ-исследований печени, воротной вены, желчного пузыря и желчных путей

| Область исследования | Верхний этаж брюшной полости | Сегментация печени |
|---|---|---|
| Сканер | 64-МСКТ | 64-МСКТ |
| Контрастное вещество | 350–370 мг/мл | 350–370 мг/мл |
| Тип задержки | Отслеживание болюса, пороговая плотность 150 ед.Н на нисходящей аорте. ♦ Послепороговая задержка минимальная или 4–5 с ♦ Венозная фаза – 50 с ♦ Отсроченная фаза – 240 с | Отслеживание болюса, пороговая плотность 130 ед.Н на нисходящей аорте. ♦ Послепороговая задержка 5 с ♦ Венозная фаза – 35 с ♦ Отсроченная фаза – 250 с |
| Объем контрастного вещества | 100 мл | 100 мл |
| Скорость инъекции контрастного вещества | 5 мл/с | 4–5 мл/с |
| Направление сканирования | Краниокаудальное | Краниокаудальное |
| Солевой преследователь болюса (объем и скорость введения) | 50 мл, 5 мл/с | 50 мл, 5 мл/с |

Таблица IV.6. Протоколы МСКТ-исследований поджелудочной железы и селезенки

| Область исследования | Верхний этаж брюшной полости |
|---|--|
| Сканер | 64-МСКТ |
| Контрастное вещество | 350–370 мг/мл |
| Тип задержки | <ul style="list-style-type: none"> ◆ Артериальная фаза: болюс-трекинг, порог 130 ед.Н, ROI на нисходящей аорте, задержка 4,5 с ◆ Паренхиматозная фаза поджелудочной железы 25 с ◆ Печеночная паренхиматозная фаза 45–55 с |
| Объем контрастного вещества | 100 мл |
| Скорость инъекции контрастного вещества | 4–5 мл/с |
| Направление сканирования | Краниокаудальное |
| Солевой преследователь болюса (объем и скорость введения) | 50 мл, 5 мл/с |

Таблица IV.7. Протоколы МСКТ-исследований желудка, тонкой и толстой кишки

| Область исследования | Брюшная полость и малый таз |
|---|---|
| Сканер | 64-МСКТ |
| Контрастное вещество | 350 мг/мл |
| Тип задержки | <ul style="list-style-type: none"> ◆ Артериальная фаза: болюс-трекинг, порог 150 ед.Н, ROI на нисходящей аорте, задержка 4,5 с ◆ Портально-венозная фаза 50 с ◆ Отсроченная фаза 240 с |
| Объем контрастного вещества | 100 мл |
| Скорость инъекции контрастного вещества | 4–5 мл/с |
| Направление сканирования | Краниокаудальное |
| Солевой преследователь болюса (объем и скорость введения) | 50 мл, 5 мл/с |

Таблица IV.8. Протоколы МСКТ-исследований надпочечников, забрюшинного пространства и нижней полой вены

| Область исследования | Брюшная полость |
|---|---|
| Сканер | 64-МСКТ |
| Контрастное вещество | 350 мг/мл |
| Тип задержки | <ul style="list-style-type: none"> ◆ Артериальная фаза: болюс-трекинг, порог 150 ед.Н, ROI на нисходящей аорте, задержка 4,5 с ◆ Портально-венозная фаза 50 с ◆ Отсроченная фаза 250 с |
| Объем контрастного вещества | 100 мл |
| Скорость инъекции контрастного вещества | 4–5 мл/с |
| Направление сканирования | Краниокаудальное |
| Солевой преследователь болюса (объем и скорость введения) | 50 мл, 5 мл/с |

Таблица IV.9. Протоколы МСКТ-исследований абдоминальной аорты и почек

| Область исследования | МСКТ-ангиография всего тела | Почки | Аорта |
|---|---|--|--|
| Сканер | 64-МСКТ | 64-МСКТ | 64-МСКТ |
| Контрастное вещество | 350 мг/мл | 350 мг/мл | 350 мг/мл |
| Тип задержки | ♦ Артериальная фаза: болюс-трекинг, порог 150 ед.Н, ROI на восходящей аорте, задержка минимальная | ♦ Артериальная фаза: отслеживание болюса, порог 150 ед.Н, ROI на нисходящей аорте, задержка 8 с ♦ Венозная фаза 50 с ♦ Выделительная фаза 360 с ♦ Дополнительная фаза на 10-й минуте или 18-й минуте (при гидронефрозе) | Отслеживание болюса, порог 150 ед.Н, ROI на нисходящей аорте, задержка минимальная |
| Объем контрастного вещества | 100 мл | 100 мл | 100 мл |
| Скорость инъекции контрастного вещества | 4–5 мл/с | 4–5 мл/с | 5 мл/с |
| Направление сканирования | Краниокаудальное | Краниокаудальное | Краниокаудальное |
| Солевой преследователь болюса (объем и скорость введения) | 50 мл, 5 мл/с | 50 мл, 5 мл/с | 50 мл, 5 мл/с |

Таблица IV.10. Протоколы МСКТ-исследований предстательной железы, матки и яичников

| Область исследования | Мужской и женский таз |
|---|--|
| Сканер | 64-МСКТ |
| Контрастное вещество | 350 мг/мл |
| Тип задержки | ♦ Артериальная фаза: отслеживание болюса, порог 100 ед.Н, ROI на абдоминальной аорте или ее бифуркации, задержка 10 с ♦ Венозная фаза 50 с ♦ Отсроченная фаза 10 мин |
| Объем контрастного вещества | 100 мл |
| Скорость инъекции контрастного вещества | 5 мл/с |
| Направление сканирования | Краниокаудальное |
| Солевой преследователь болюса (объем и скорость введения) | 50 мл, 5 мл/с |

Таблица IV.11. Протоколы МСКТ-исследований абдоминальной аорты и почек

| Область исследования | МСКТ-ангиография абдоминальной аорты и артерий нижних конечностей | МСКТ-флебография нижних конечностей |
|---|--|-------------------------------------|
| Сканер | 64-МСКТ | 64-МСКТ |
| Контрастное вещество | 350–370 мг/мл | 350–370 мг/мл |
| Тип задержки | Отслеживание болюса, пороговая плотность 150 ед.Н на абдоминальной аорте, уровень диафрагмы ♦ Послепороговая задержка 4 с | Задержка 60 с |
| Объем контрастного вещества | 150 мл | 100 мл |
| Скорость инъекции контрастного вещества | 5 мл/с | 4 мл/с |
| Направление сканирования | Краниокаудальное | Каудокраниальное |
| Солевой преследователь болюса (объем и скорость введения) | 50 мл, 5 мл/с | 50 мл, 5 мл/с |

Раздел V

Клиническое применение динамической МСКТ и МСКТ-ангиографии

- *МСКТ-исследование головы и шеи*
- *МСКТ-исследование легких, средостения и сосудов легких*
- *МСКТ-исследование грудной аорты и ее ветвей*
- *МСКТ-исследование сердца (камеры и коронарные артерии)*
- *МСКТ-исследования печени, воротной вены, желчного пузыря и желчных путей*
- *МСКТ-исследование поджелудочной железы и селезенки*
- *МСКТ-исследование желудка, тонкой и толстой кишки*
- *МСКТ-исследование надпочечников, забрюшинного пространства и нижней полой вены*
- *МСКТ-исследование брюшной аорты и почек*
- *МСКТ-исследование предстательной железы, матки и яичников*
- *МСКТ-исследование нижних конечностей*
- *Заключение*

Многие специалисты в области лучевой диагностики каждый год пишут книги по семиотике различных заболеваний. В одном разделе одной книги невозможно дать ответы на вопросы, каждый из которых является темой отдельной книги.

Здесь мы рассмотрим общие правила диагностики и принципы МСКТ-исследования различных анатомических областей или органов.

С каждым новым поколением КТ-сканеров характеристики срезов, их толщина, количество реконструкций менялись. Теперь рутинной стали технологии для дальнейшей обработки «сырых» данных МСКТ – рендеринг объема, реконструкции MIP и MIN, реконструкция по кривой и др.

Однако все усилия по выполнению постобработки данных могут быть лишены диагностического смысла, если не расширить спектр диагностических возможностей МСКТ-исследования при сборе диагностической информации. Многофазное сканирование – это уникальный инструмент, позволяющий получать ответы на разные диагностические вопросы (рис. V.0.1).

Поскольку существуют контактные и бесконтактные методы классического рентгенологического исследования, в томографии в целом существуют также контактные и бесконтактные методы диагностики.

Например, ультразвуковое исследование существенно отличается от других методов томографии (КТ и МРТ), потому что в ультразвуковой диагностике используют контактный принцип сбора диагностической информации.

Для проведения ультразвукового исследования мы прикладываем датчик-интердьюсер к коже пациента в проекции исследуемого органа (или на орган непосредственно во время интраоперационного исследования или лапароскопического ультразвукового исследования). В результате такого обследования мы получаем и оцениваем данные по каждому органу в отдельности.

Когда мы получаем данные МСКТ, то оцениваем результаты исследования анатомического сегмента, части тела. Этот принцип – обследование сегмента тела – делает МСКТ-исследование универсальным, бесконтактным методом лучевой диагностики.

Это означает, что если при ультразвуковом исследовании важно нарабатывать навыки индивидуальных принципов сбора диагностической информации, и одновременно два врача могут получать разные изображения исследуемого ими органа, то КТ является уникальным методом, который позволяет сбалансировать шансы опытного специалиста и молодого врача.

Во время КТ-исследования получают серию аксиальных срезов, которые являются универсальными изображениями и зависят только от ориентации оси тела пациента относительно оси, поперек которой было сделано КТ-сканирование. Поэтому для рентгенолога, который проводит МСКТ-исследование, нужны только теоретическая подготовка, настойчивость, концентрация внимания и усердие.

Рентгенологи вообще являются исключительными врачами, так как в своей повседневной работе такое изобилие высокотехнологичных процессов используют только немногие специальности (но, надо признать, хирурги, использующие для операций помощников роботов, уже прибли-

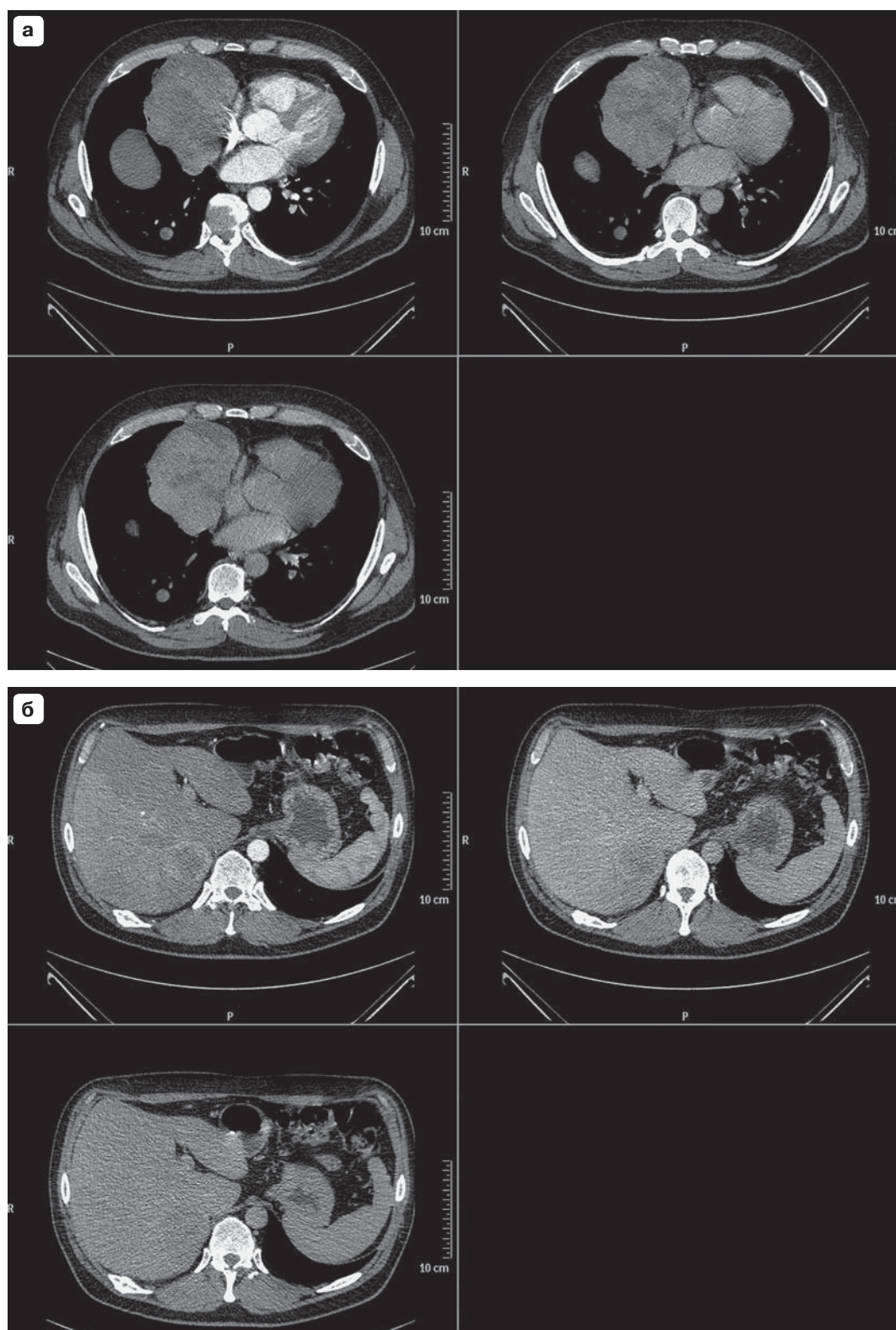


Рис. V.0.1. Первичная МСКТ-диагностика.

В артериальную фазу опухоль средостения слегка неоднородна. Ее структура более четко видна в венозной и особенно в отсроченную фазу (**а**). На этом же уровне видны метастазы в правом легком. Метастазы практически не меняют собственной плотности. Метастаз в правой доле печени (VI сегмент). Метастаз имеет гиперденсный ободок в артериальную фазу, он слабо дифференцирован в венозную фазу и практически не виден в отсроченную фазу (**б**). В малом тазу имеется опухоль с внутриопухолевыми артериями, видимыми в артериальную фазу (**в**). Гиподенсные зоны в опухолевой ткани видны в венозную фазу.

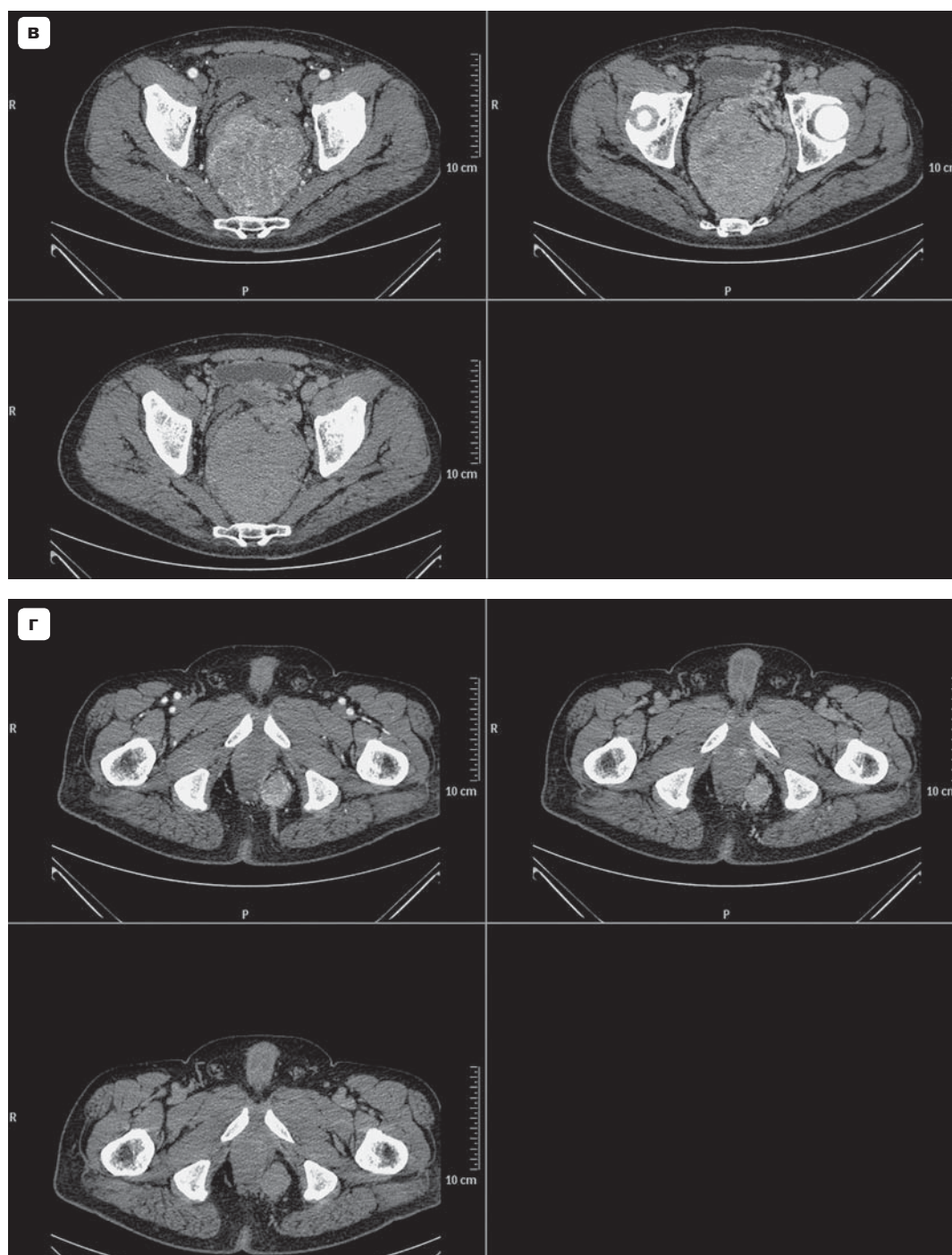


Рис. V.0.1 (окончание). Первичная МСКТ-диагностика.

Плотность этих областей становится идентичной плотности окружающей ткани в отсроченную фазу. Правый край опухоли прилегает к прямой кишке. Нижний полюс опухоли расположен в левой седалищной ямке. Гиперденность опухоли (г) наиболее выражена в артериальную и венозную фазы. Кроме того, в левой доле предстательной железы в венозную фазу контрастного усиления видна гиперденная зона. Соответственно на всех этапах контрастного усиления была получена дополнительная информация, которая расширила представление о болезни пациента.

жаются по информационной насыщенности рабочего времени к возможностям рентгенологов).

Зная основные принципы получения КТ-изображения того или иного анатомического региона, можно получать информацию, которую можно интерпретировать, рекомендовать, транслировать на расстояния или хранить в архивах цифровых изображений в качестве элементов унифицированных файлов данных, отражающих специфику различных заболеваний.

В первых разделах этой книги мы стремились доказать важность индивидуального подбора параметров болюса контрастного вещества при динамическом контрастном усилении для максимально эффективного его диагностического использования. В то же время роль самих изображений в решении диагностических алгоритмов не рассматривалась.

В этом разделе книги мы рассмотрим роль каждого из этапов повышения контрастности изображения (фаз динамического сканирования) с позиций упрощения понимания диагностического процесса.

В целом это означает, что, не касаясь проблем дифференциальной диагностики большого числа заболеваний каждого органа, мы рассмотрим принципы контрастного усиления разных органов.

По сути обследование любых органов и диагностика очаговых поражений во время артериальной фазы контрастного усиления зависит не только от количества и диаметра артерий, но, прежде всего, от характеристик артериального кровоснабжения этой анатомической области (включая кровоснабжение опухолей, появление патологических артерий).

В то же время временные интервалы для выполнения венозной фазы и отсроченной фазы контрастного усиления (при исследовании некоторых органов они даже могут иметь конкретные названия) имеют более индивидуализированные характеристики.

Такие особенности отражают специфику венозного оттока из исследуемых органов. Протоколы МСКТ исследования разных органов одной и той же анатомической области могут различаться.

Следовательно, наиболее важным для видения возможного протокола обследования и параметров артериальной фазы контрастного усиления является понимание характеристик артериального кровоснабжения исследуемой анатомической области и ее удаленности от основного артериального сосуда тела – аорты.

Например, если мы изучаем протоколы МСКТ-исследований головы и шеи, или печени, желчных протоков и желчного пузыря, или почек и надпочечников, или малого таза, или нижних конечностей, мы всегда мысленно привязываемся к определенному анатомическому сегменту аорты.

Для оптимизации контрастного усиления аорты и ее ветвей важно подобрать индивидуальную задержку сканирования для каждого пациента. Скорость введения, объем, концентрация контрастного вещества заранее определяются индивидуальной задержкой.

На комбинацию всех этих параметров влияет выбор порогового значения плотности и уровня размещения локатора, а также выбор временного интервала (постпороговые задержки) сканирования.

Технология отслеживания болюса позволяет не бояться получать «пустые» или плохо контрастированные сканы. Сканирование всегда начинается после достижения заданного порога плотности. Но всегда следует помнить, что такая технология не панацея, так как пороговое значение плотности может быть достигнуто при прохождении через плоскость сканирования различных частей болюса – его головки, тела или хвоста.

Следовательно, в начале сканирования плотность артерий исследуемого анатомического сегмента может существенно отличаться от их плотности в конце сканирования.

Если область сканирования короче, менее протяженная, достижение оптимального контрастного усиления в артериальную фазу более вероятно. Когда исследуемые области протяженные, следует использовать более длинный болюс (соответственно необходимо вводить большие объемы контрастного вещества). Однако длина болюса не является абсолютным условием для достижения оптимальных параметров выполненного обследования. Быстрое сканирование компенсирует возможные дефекты в выборе параметров протокола инъекции контрастного вещества. Для получения высокой внутрисосудистой плотности требуется сочетание высокого порога плотности, высокой скорости введения контрастного вещества и высокой скорости движения стола. Медленное сканирование (низкая скорость перемещения стола) при использовании той же дозы контрастного вещества означает использование болюса большей длины, что соответствует более медленной инъекции.

В артериальную фазу контрастного усиления большая часть вводимой дозы контрастного вещества содержится в контрастированной аорте и артериях.

Изучая КТ-изображения в артериальную фазу, мы анализируем влияние на такие изображения количества йода, которое находится в этом сегменте артериальной системы. Контрастное усиление артерий более интенсивно, если исследуемый сегмент тела пациента находится ближе к сердцу, восходящей или нисходящей аорте.

Введенная доза контрастного вещества никогда полностью не участвует в построении диагностического изображения какого-либо сегмента тела. Это всего лишь часть диагностической дозы. Но очень важно правильно использовать даже эту часть дозы. Для диагностики важна каждая секунда, так как с каждой секундой болюс контрастного вещества теряет собственную «силу». Потеря времени (а значит, потеря плотности болюса) пропорциональна потере диагностической информации.

С венозным и, более того, поздним контрастным усилением все немного по-другому. После инъекции вся доза контрастного вещества стремится покинуть артериальную систему через стенки артерий в течение времени движения болюса по сосудам и очень быстро распределяется во внеклеточном пространстве по всему телу.

Затем доза контрастного вещества, введенная и распределенная по телу пациента, вновь возвращается в малый круг кровообращения, сконцентрировавшись в венозных сосудах.

Однако этот процесс перераспределения контрастного вещества в тканях и венозных сосудах осуществляется не мгновенно. Фактически он все время сочетается в различных соотношениях составляющих – «артериального» и «венозного» контрастного усиления, и зависит от патологических изменений в органах.

Поэтому исследование венозного оттока из органов и соответственно интенсивности контрастного усиления венозной системы на любом анатомическом сегменте зависит от времени возврата контрастной крови в венозные сосуды даже больше, чем контрастное усиление артерий.

Ярким примером может служить исследование нижней полой вены. Ее контрастирование выше уровня слияния почечных вен будет разительно меняться после «подмешивания» неконтрастированной крови из нижних конечностей.

Та часть дозы контрастного вещества, которая использовалась для формирования изображений в артериальную фазу контрастного усиления, будет использоваться для характеристик изображения в венозную фазу. Однако это характерно только для органов с «простым» типом притока и оттока крови. В органах со смешанным типом притока крови, например

в печени, контрастное усиление печеночных вен будет вызываться не только дозой контрастного вещества, которая в течение определенного времени находилась в артериальных сосудах печени, но и дозой контрастного вещества, поступившего в печень через специфическую венозную систему – портальную вену, которая по своей физиологической сущности является второй артериальной системой для печени. Поэтому соотношение артериального и венозного контрастного усиления печени (при сравнении артерий и печеночных вен) всегда будет отличаться от аналогичного соотношения при оценке контрастного усиления венозной системы других органов.

Мозг является уникальным органом, в котором циркуляция контрастных веществ в артериях (артериальная фаза) длится дольше, чем в других анатомических областях тела пациента (рис. V.0.2).

И такая особенность кровоснабжения мозга может быть использована при планировании сложных МСКТ-протоколов, когда требуется обследование нескольких анатомических областей. При правильном распределении фаз сканирования некоторых анатомических областей с учетом направлений движений стола пациента можно более эффективно использовать однократный инъекционный болюс контрастного вещества.

Болюсное контрастное усиление – это не только необходимый технологический процесс, который зависит от рентгенолога и рентгенолаборанта, но и физиологический процесс, на который влияют многие параметры функционирования сердечно-сосудистой системы пациента.

Поэтому качество контрастного усиления прямо влияет на качество диагностических изображений и эффективность МСКТ-исследования.

Без болюсного контрастного усиления современная КТ проводится только для диагностики очень ограниченного количества патологических состояний, не требующих визуализации сосудов или морфологической характеристики очаговых поражений.

Повышение контрастности болюса является условием качественной диагностики (без этого эффективная диагностика невозможна).

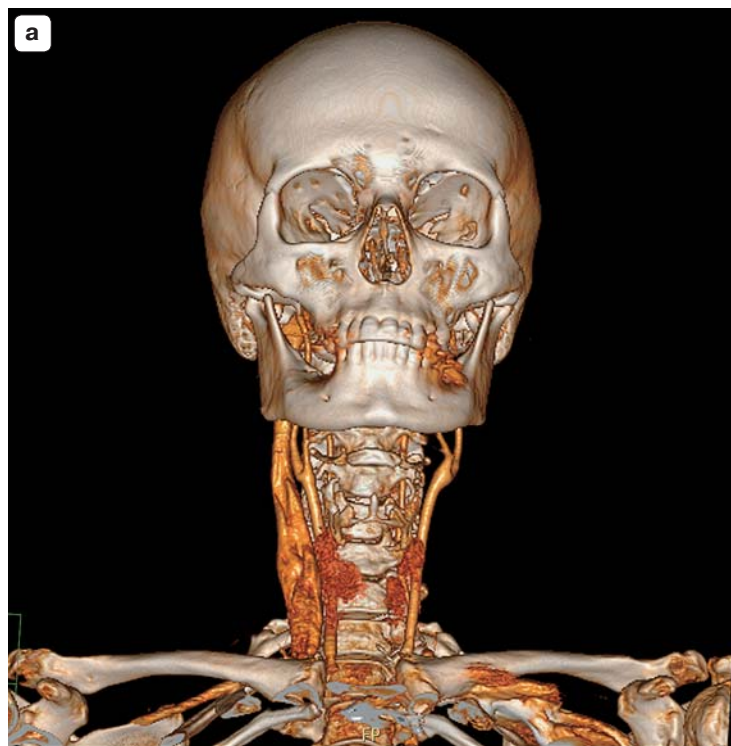
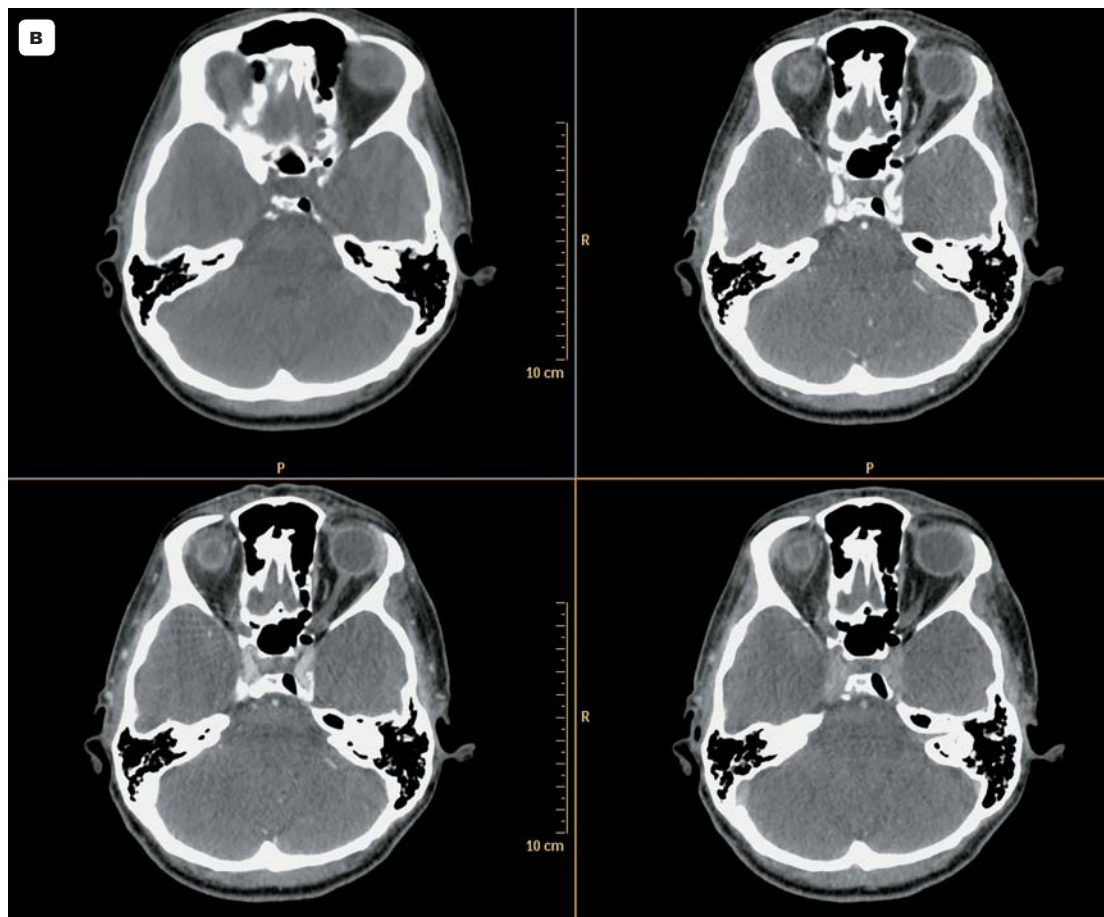
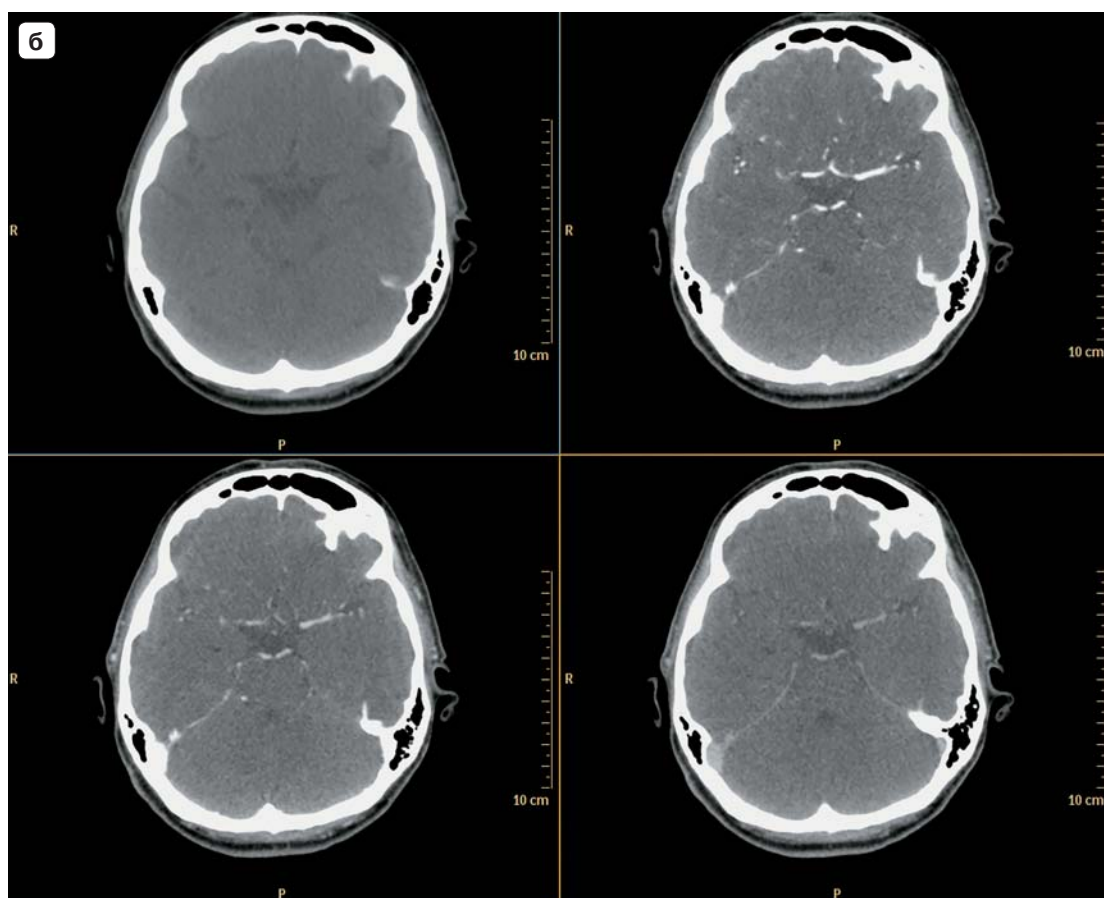


Рис. V.0.2. МСКТ-ангиография головного мозга.

Для диагностики патологического образования на шее слева использовалась трехмерная реконструкция. В артериальную фазу (**а**) была видна дилатация правой яремной вены. Обычно обследование артерий виллизиева круга возможно не только в артериальную фазу, но также в венозную и отсроченную фазы контрастного усиления (**б**). Исследования, проводимые тонкими срезами, позволяют изучить патологию внутреннего уха (пирамида височной кости), орбит и полости турецкого седла (заболевания гипофиза). При контрастном усилении информативность такого обследования существенно повышается (**в**).



Но, как и любой физиологический процесс, введение контрастного вещества в кровеносное русло и его выведение из организма пациента имеет временные рамки. Эти временные рамки ограничивают процесс сбора диагностической информации. Чем больше диагностической информации будет собираться за этот временной интервал, тем выше вероятность повышения диагностической эффективности метода диагностики.

Однако КТ – это метод, основанный на рентгеновском излучении. На качество изображения влияют многие параметры, но основными из них будут напряжение на рентгеновской трубке, сила тока, толщина выделяемого для диагностики «анатомического» среза, время вращения трубки вокруг оси тела пациента и др.

Многие молодые рентгенологи, ознакомившись с большим количеством публикаций в области диагностики какого-либо заболевания, боятся начинать независимые исследования, поскольку искренне считают, что они еще не постигли все секреты диагностического процесса. С одной стороны, это правильно, а с другой – такое мнение ошибочно. Рентгенолог и рентгенолаборант, участвующие в диагностическом процессе, сотрудничают в соответствии с правилами и традициями проведения рентгенологических исследований в своей стране. В одной стране сбор данных регламентируется стандартами, и рентгенолаборант проводит КТ-исследование независимо, а рентгенолог берет данные для анализа и интерпретации из базы радиологических данных. В других странах рентгенолог может спланировать протокол обследования и изменить различные параметры в соответствии с собственными представлениями об оптимизации диагностического процесса.

Использование первого варианта упрощает решение диагностических задач. Работа с базой данных требует только умения интерпретации изображений и умения интегрировать рентгенологические симптомы в синдромы, на основании которых делается обобщение и заключение рентгенологического (КТ) исследования.

Второй тип отношений рентгенолога и рентгенолаборанта сложнее, но и интереснее. Рентгенолог решает, какой объем обследования необходим для каждого пациента. Другими словами, рентгенолог создает индивидуальные протоколы для обследования разных пациентов. Рентгенолаборант вводит эти параметры в память компьютера.

Индивидуальный протокол обследования пациента должен обеспечивать «баланс интересов» рентгенолога (это должен быть протокол, который максимально разумный, приемлемый по количеству фаз контрастно-усиленного исследования) и пациента (минимальная рентгеновская нагрузка при поддержании достоверности диагностической информации).

Тема «доза рентгеновского излучения – оптимальное количество фаз МСКТ-исследования» является темой для отдельного обсуждения. Можно только напомнить, что на фоне универсального подхода к процессу использования контрастных веществ в наиболее безопасном положении будут те рентгенологи, которые вообще не используют контрастные вещества для рентгенологических исследований. У них всегда будет нулевой уровень осложнений, вызванных применением контрастных веществ, и побочных проявлений, ими обусловленных.

Если занять такую позицию, необходимо отказаться от всех КТ-исследований, ангиографии и интервенционных исследований под рентгенологическим контролем в целом. Но такого не может быть в принципе (по крайней мере, на данном этапе развития медицинских диагностических технологий). Следовательно, *различные методы диагностики,*

основанные на использовании рентгеновских лучей и контрастных веществ, еще долго будут применяться в медицинской практике.

Вопрос о рентгеновской нагрузке и эффективной дозе рентгеновского излучения, безусловно, важен. Но этот вопрос всегда следует рассматривать с точки зрения оптимального достижения диагностического результата «здесь и сейчас» и потенциальной угрозы для жизни пациента возможного применения этого вида диагностики.

Целесообразность использования сложных диагностических исследований зависит от уровня сложности лечения, проводимого в вашем учреждении.

Например, в наш федеральный Центр хирургии поступают пациенты практически со всеми возможными видами хирургической и онкологической патологии, с поражением всех органов тела и конечностей. Многие пациенты были госпитализированы после амбулаторных обследований и оценки возможности хирургического лечения (рентгенолог до госпитализации оценивал признаки операбельности и резектабельности).

Безусловно, на принятие окончательного решения о возможности хирургического лечения повлияли не только данные КТ, но они очень важны. Поэтому за многие годы собственной диагностической работы я могу вспомнить лишь единичные случаи, когда диагностическая информация, полученная во время КТ, была не столь значимой (а по сути это означает, что такие обследования вообще можно было не проводить).

Когда пациент предъявляет жалобы (первый вопрос, который пациент слышит при обращении к врачу, это вопрос о жалобах), это часто свидетельствует о наличии длительно текущего патологического процесса (хорошо, если это не онкологический процесс).

У всех пациентов с жалобами при МСКТ-исследовании всегда есть отклонение от нормы по строению, положению, функции органов. К сожалению, не все патологические состояния, вызывающие нарушения функции органов или морфологические изменения, могут быть выявлены при КТ. Однако в большинстве случаев такое обследование очень эффективно, потому что очень часто оно связано с ранней диагностикой опухолей или скрытых форм заболеваний, о которых не подозревают ни пациент, ни его врач.

Поэтому вопрос, какой протяженности должна быть область первого (нативного) сканирования, второго (артериальная фаза), третьего (венозная фаза), четвертого сканирования (отсроченная фаза контрастного усиления), если необходимо, дополнительных фаз сканирования, всегда является причиной опасений рентгенолога за результативность МСКТ-исследования.

Необходимо помнить два правила: 1) минимизация нагрузки рентгеновским излучением не должна отрицательно влиять на результаты МСКТ-исследования; 2) риск диагностического обследования никогда не должен превышать его информативность!

Эту дилемму диагностического процесса рентгенолог должен решать каждый раз, когда он/она принимает решение о целесообразности МСКТ-исследования в целом и при выборе количества фаз исследования и расширении границ исследуемой области для каждой фазы контрастного усиления в частности.

Если комплексный диагностический процесс включает в себя несколько рентгенологических методик, например МСКТ и цифровую ангиографию, возможно, включение в протокол МСКТ дополнительной фазы, например ранней артериальной, позволит получить целостную диагностическую информацию и исключить необходимость проведения еще одного рентгенологического исследования (ангиографии) с внутриаартериальной инъекцией контрастного вещества.

Следовательно, необходимо комплексно рассматривать вопросы безопасности: не только вопросы безопасности одного исследования, но и безопасность применения для обследования пациента нескольких рентгенологических исследований. Возможно, что лучевая нагрузка при одном исследовании для пациента окажется намного меньше, чем при выполнении двух рентгенологических исследований.

Используя алфавит родного языка, мы строим слова. Музыканты используют семь нот, но, комбинируя их на протяжении веков, они создали огромное количество музыкальных произведений. Рентгенолог чувствует себя почти музыкантом, когда принимает решение об изменении стандартного протокола, предлагаемого производителем. Такой новый протокол должен иметь индивидуальное «звучание», быть лучше других протоколов, чтобы обеспечить диагностическую информацию при обследовании этого пациента.

С одной стороны, можно просто нажать кнопку на аппарате и подтвердить использование предложенного производителем аппаратуры протокола исследования, а с другой стороны, в каждом таком протоколе есть ряд параметров, изменение которых может привести к улучшению или, наоборот, ухудшению качества собранных данных при МСКТ-исследовании, которые отразятся на качестве конечных КТ-изображений.

Не касаясь принципов получения изображений (эта тема вообще часто пугает рентгенологов и «привязывает» их к одному, хорошо работающему диагностическому протоколу, позволяющему получать качественные изображения), скажем, что параметры стандартных протоколов возможно и даже необходимо изменять при обследовании каждого конкретного пациента.

Стандартных пациентов нет, и хотя стандартный протокол можно изменять, он станет лучше, если будет адаптирован под конкретные особенности пациента. Кроме того, следует помнить, что «умные» программы никогда не позволят начать МСКТ-исследование, если модифицированный вами протокол не соответствует аспектам безопасности пациента.

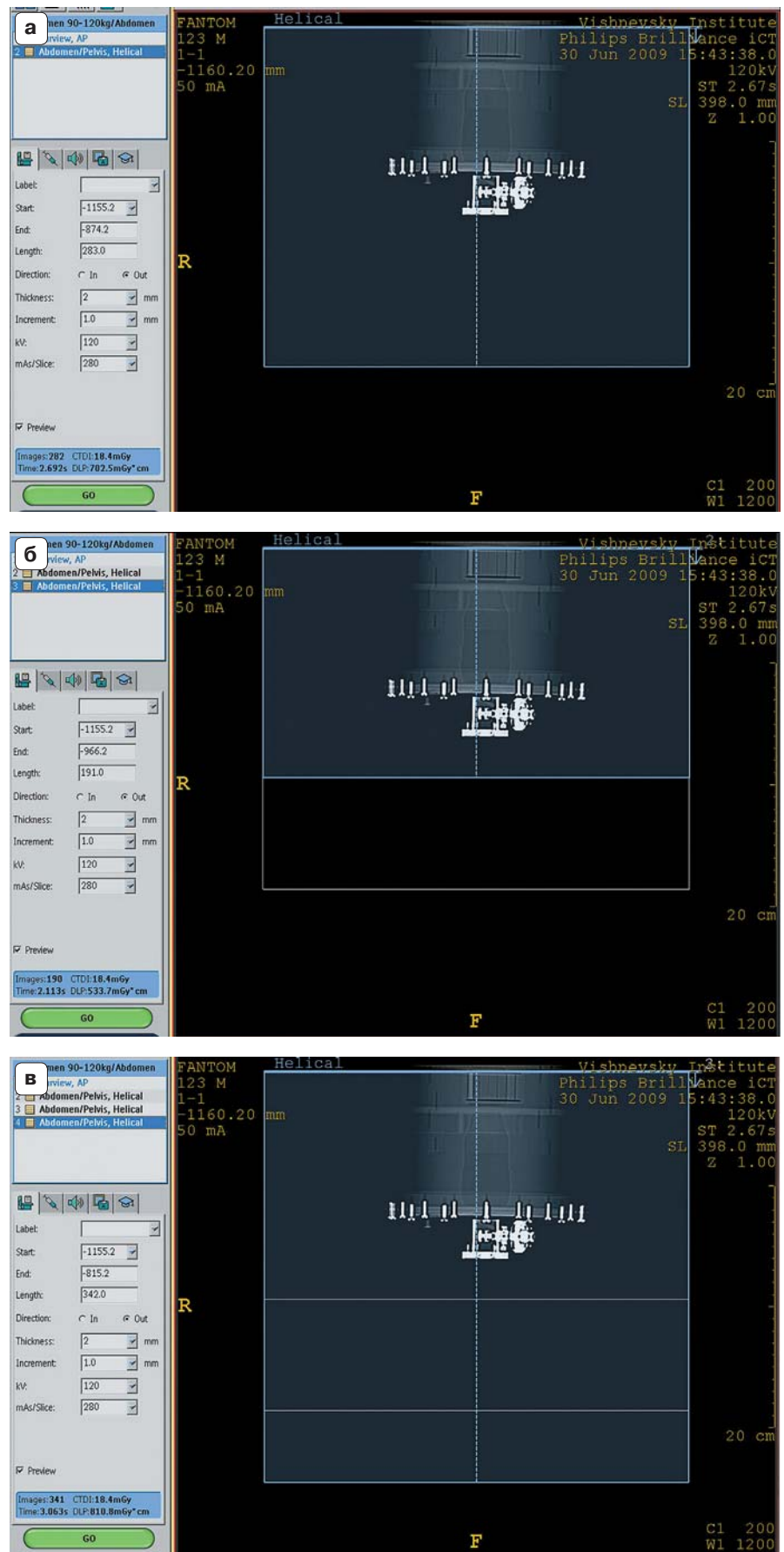
Следовательно, мы всегда ограничены «сверху», мы не можем нанести вред пациенту во время проводимого обследования. Однако «умный» компьютерный томограф не может контролировать безопасность пациента при повторных сканированиях.

Частота повторных исследований и их целесообразность должны быть определены рентгенологом путем оценки соотношений «диагностическая эффективность/угроза жизни пациента от недиагностированных патологических состояний» и «диагностическая эффективность/рентгеновская нагрузка». Последнее соотношение при обследовании пациентов с онкологическими заболеваниями в целом вызывает много вопросов, особенно при диагностике III–IV стадии опухолей. Не менее сложно принять решение по применению МСКТ-перфузии у пациентов с воспалительными заболеваниями.

Одним из основных принципов МСКТ-исследования является, во-первых, укорочение протяженности области сканирования (рис. V.0.3). Во-вторых, не менее важным принципом для составления протокола исследования является разумный выбор количества фаз сканирования. Например, при исследованиях печени хорошо видно, что короткое время постпороговой задержки позволяет получать изображения практически не контрастированной печени. В раннюю артериальную фазу будут видны лишь яркие точки или полосы контрастированных ветвей печеночной артерии. Сразу возникает вопрос, нельзя ли вообще отказаться от нативного сканирования и провести обследование с очень полезной

Рис. V.0.3. Влияние размеров области сканирования на эффективную дозу рентгеновского излучения.

Мы знаем, что для оценки эффективной дозы необходимо умножить произведение длины дозы (DLP) на специальный коэффициент (например, для пациентов старше 15 лет для осмотра головы это 0,0023, а для осмотра туловища – 0,0081). Предположим, планируется сканирование области, выделенной синим цветом (а). При выбранных параметрах сканирования и протяженности области сканирования DLP = 702 мГр·см. Однако если область сканирования чуть короче (б) (когда мы знаем, что в этой области не должно быть патологических изменений), это позволит уменьшить DLP (DLP = 533 мГр·см). Если подход к процессу планирования формален, и мы забыли «подтянуть» нижний уровень (в), то DLP = 810 мГр·см (в). Таким образом, тщательно выбирая границы области сканирования, мы оказываем существенное влияние на характеристики эффективной дозы, получаемой пациентом за одну фазу исследования. Естественно, суммарные дозы каждой фазы плюс дозы, полученные при установке локатора и во время болюсного отслеживания (или пробного болюса), характеризуют общую эффективную дозу.



ранней артериальной фазой, затем поздней артериальной фазой, портальной венозной и при необходимости – с отсроченной фазой?

Такой выбор фаз сканирования оправдан при контрольных обследованиях (например, в послеоперационном периоде с коротким интервалом между текущим и предыдущими обследованиями), когда мы знаем индивидуальную анатомию этого пациента. В случаях обследования для первичной диагностики это нецелесообразно, поскольку, зная особенности анатомии (рис. V.0.4) и видя отсутствие патологических изменений в областях, близких к верхнему или нижнему уровню первичной области нативного сканирования, можно существенно ограничить границы области сканирования в венозную и/или отсроченную фазы контрастного усиления.

Следовательно, четкое видение необходимого количества фаз МСКТ-исследования, их длительности (зависящей от анатомической протяженности исследуемой области) позволяет обосновать этот этап создания индивидуального протокола МСКТ-исследования.

Если посмотреть на параметры протоколов, предлагаемых производителем, то по существу они делятся на две группы: 1) параметры, влияющие на достижение оптимального контрастного усиления, и 2) параметры, которые влияют на качество изображения.

Давайте рассмотрим параметры первой группы.

На трекаре мы можем увеличить или уменьшить количество изображений, позволяющих отслеживать прохождение болюса контрастного вещества через произвольно выбранную плоскость, чтобы ускорить или замедлить время сбора данных. Вообразив динамику прохождения болюса, можно уменьшить количество «пустых», «не контрастированных» сканов, изменив время постпороговой задержки.

Наконец, локатор. Сканируя одну и ту же область, мы, по сути, проводим оценку параметров, идентичных оценочным параметрам перфузии. Разница лишь в том, что здесь мы визуально и с помощью компьютерного расчета оцениваем факт появления контрастного вещества в сосуде (это указывает на дозу контрастного вещества в кровеносном русле, но не исключает факт возможной экстравазации контрастного вещества).

Зная аксиальное изображение тела пациента, мы также можем оптимизировать ток на рентгеновской трубке (mAs).

Обычно в том или ином окне предлагаемых протоколов помещается цифра, удовлетворяющая характеристикам обследования «среднего» пациента.

Однако, что такое «средний пациент», это тоже загадка. На одной из научных сессий я увидел слайд и услышал, что были две группы взрослых пациентов (с нормальной массой тела = 35–54 кг и с избыточной массой тела = 55–75 кг). Нетрудно догадаться, что это была презентация из одной из стран Юго-Восточной Азии.

Клиническая практика показывает высокую важность и эффективность МСКТ-исследований. Иллюстрации этого раздела книги помогают диагностировать не только основные, но и сопутствующие заболевания, а иногда даже полностью изменить представление о причинах плохого состояния пациента и его жалоб.

Чтобы унифицировать процесс оценки результатов МСКТ-исследований, мы постараемся в каждом подразделе, отражающем процесс обследования нескольких органов одной анатомической области, отразить целесообразность использования различных фаз контрастного усиления для получения максимальной диагностической информации. Когда это возможно, роль каждой фазы контрастного усиления будет проиллюстрирована различными диагностическими наблюдениями.

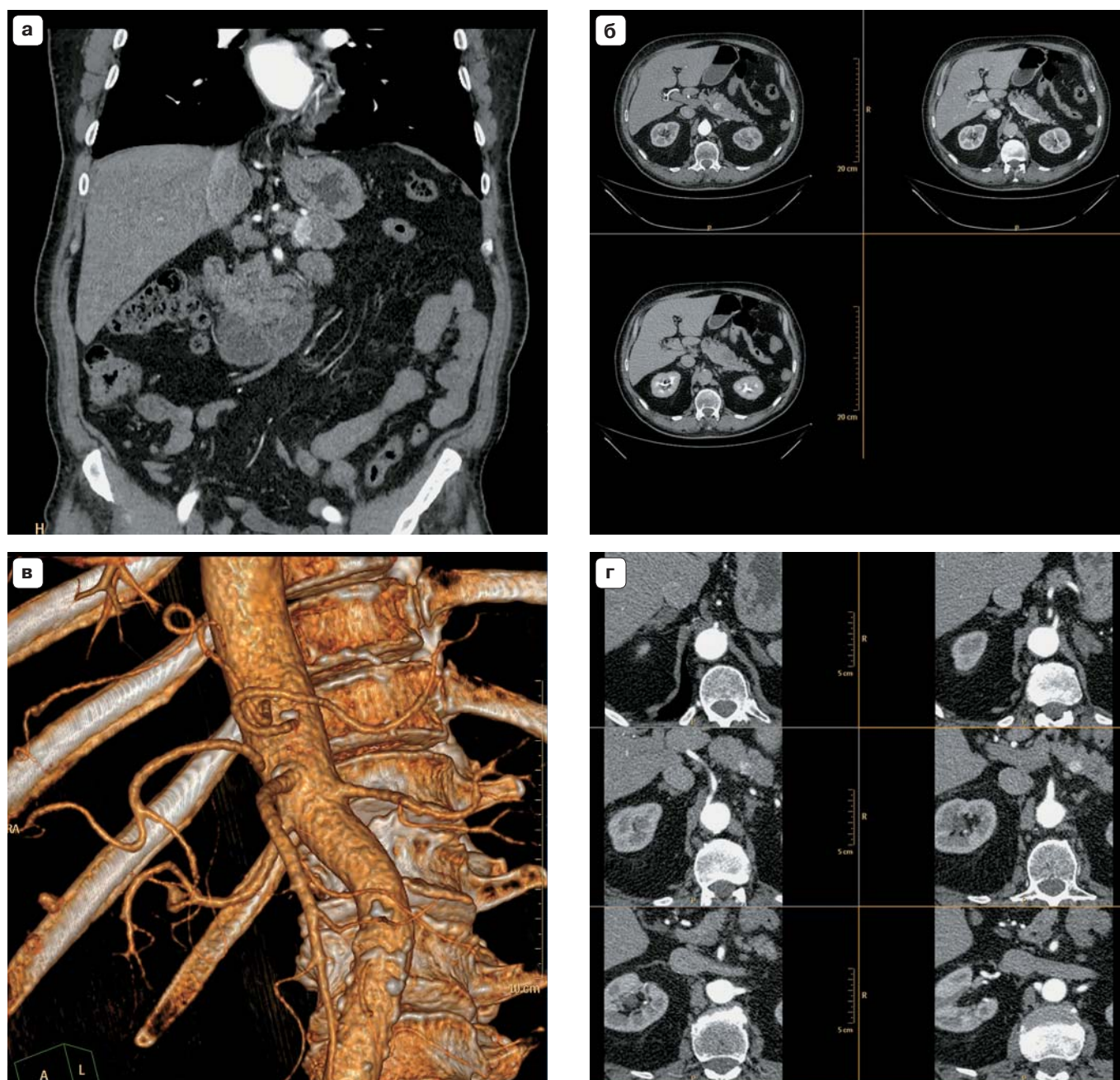


Рис. V.0.4. Роль МСКТ-обследования при оценке индивидуальной анатомии висцеральных артерий.

У этого больного с микроцистной цистаденомой поджелудочной железы (а, б) имеется индивидуальная артериальная архитектура. Все висцеральные артерии имеют собственное происхождение из брюшной аорты (в, г).

V.1. МСКТ-ИССЛЕДОВАНИЕ ГОЛОВЫ И ШЕИ

Когда упоминается КТ головы, прежде всего мы вспоминаем нейрорадиологию. Понятно, что при МСКТ-исследовании головы проводят исследование сосудистой и очаговой патологии головного мозга (рис. V.1.1, V.1.2). Возможна также диагностика экстракраниальных и внутричерепных поражений вне нейрохирургических клиник, но, как правило, это случайные находки (рис. V.1.3–V.1.5). Для специального лечения и рентгенологического обследования такие пациенты поступают в неврологические или нейрохирургические клиники.

Сканирование тонкими срезами и возможность использовать трехмерную реконструкцию расширили диапазон МСКТ-исследований головы. Например, в настоящее время МСКТ-исследования применяются для высококачественного обследования патологии орбиты, лицевого черепа, слухового прохода, слуховых косточек и верхних отделов дыхательных путей и пищеварительного тракта. В каждой из перечисленных анатомических структур могут быть воспалительные и опухолевые процессы, которые диагностируются при КТ с контрастным усилением.

МСКТ всего тела, особенно МСКТ-ангиография, подразумевает исследование шеи и туловища. Появление быстрых сканеров способствовало пересмотру многих протоколов МСКТ. Быстрое сканирование, например на 64- или 256-срезовых сканерах, позволяет более рационально использовать вводимый болюс контрастного вещества. Для 64-срезового и 256-срезового КТ-сканера не требуется наклона гентри (что требовалось ранее) при исследовании головы в классических плоскостях (например, в орбитомеатальной плоскости). Следовательно, при сканировании всего тела (это может быть действительно все тело, включая нижние конечности) можно провести КТ головного мозга с контрастным усилением.

Для визуализации кровоизлияния в ткани мозга от разрыва аневризмы используют нативное сканирование. МСКТ-ангиография головного мозга позволяет выявлять абсолютно бессимптомные заболевания, например «немые» аневризмы. При сосудистой патологии, например при атеросклеротических стенозах сонных артерий или при эмболии просвета внутричерепных артерий, МСКТ мозга используют для диагностики ишемических областей (рис. V.1.6, V.1.7).

Эндартерэктомию или резекцию сонной артерии используют для лечения критического стеноза внутренней сонной артерии или для профилактики таких осложнений, как ишемия и некроз ткани головного мозга. Перед операцией необходимо оценить состояние ткани головного мозга (нормальная ткань, старая постишемическая киста, свежие ишемические поражения). Такие данные станут «маской» для оценки результатов МСКТ-исследования в послеоперационном периоде. Изучение перфузии головного мозга значительно улучшает диагностику обратимых и необратимых ишемических процессов.

Помимо артериальных аневризм (рис. V.1.8), ангиодисплазий (рис. V.1.9) и аномалий сосудов (рис. V.1.10, V.1.11), на шее могут быть различные патологические образования (рис. V.1.12–V.1.18).

Патологию шеи можно разделить на органические и неорганические поражения. Методология диагностики органической патологии является стандартной и не отличается от диагностики опухолей другой локализации. Важно оценить злокачественность опухоли. Если опухоль злокачественная, необходимо исключить артериальную и венозную инвазию.

Среди неорганических опухолей наиболее частыми патологиями являются хемодектомы блуждающего нерва и сонных артерий и невриномы.

Эти солидные опухоли необходимо дифференцировать с латеральной кистой шеи и группой лимфатических узлов. Такие неорганические опухоли, как хемодектома, имеют отличную васкуляризацию. Следовательно, для диагностики хемодектомой артериальная фаза является более предпочтительной. Из-за повышенного артериального притока к ним повышается и венозный отток в таких опухолях. У пациентов с хемодектомой количество вен вокруг опухоли увеличено. Следовательно, вены должны оцениваться в венозную фазу.

В артериальную фазу контрастное усиление невриномы умеренное. Обычно в опухолевой ткани на аксиальном скане видно лишь несколько отдельных сосудов. Но плотность опухоли возрастает в венозную фазу контрастного усиления.

Метастатический лимфатический узел или группа лимфатических узлов дифференцируются в отсроченную фазу контрастного усиления более отчетливо. Например, капсулы лимфатических узлов становятся гиперденсными.

Приток крови к голове осуществляется по сонной и позвоночной артериям, а отток – по яремной и позвоночной венам.

Следуя принципу соответствия направлению кровотока, обследования шеи следует проводить в артериальную фазу от уровня дуги аорты в каудокраниальном направлении, а в венозную фазу – от основания черепа до уровня дуги аорты (краниокаудальное направление).

Артерии шеи расположены рядом с дугой аорты. Следовательно, болюс контрастного вещества на этом уровне имеет максимальную плотность относительно плотности просвета этих артерий на других уровнях, так как на уровне дуги аорты эффект размывания болюса минимален.

Короткая анатомическая область позволяет проводить МСКТ-исследование с помощью введения небольшого объема контрастного вещества. При необходимости такая инъекция может использоваться с низкой скоростью.

Иногда обследование шеи является частью обследования грудной клетки или всего тела. Особенно это касается заболеваний щитовидной и вилочковой желез.

При некоторых патологических состояниях тимус может распространяться в средостение.

Очень часто при обследовании грудной клетки может быть визуализирована нижняя часть щитовидной железы.

В таких случаях несколько дополнительных срезов для исследования вилочковой железы могут изменить диагностическую концепцию.

Хемодектомы, артериальные аневризмы могут распространяться или проникать в основание черепа.

Когда вы знаете особенности патологического процесса, можно расширить границы области МСКТ-исследования в краниальном или каудальном направлении, особенно во время артериальной и венозной фаз. Это позволяет получить реальную характеристику патологического процесса.

Отсроченная фаза может планироваться по данным артериальной или венозной фазы.

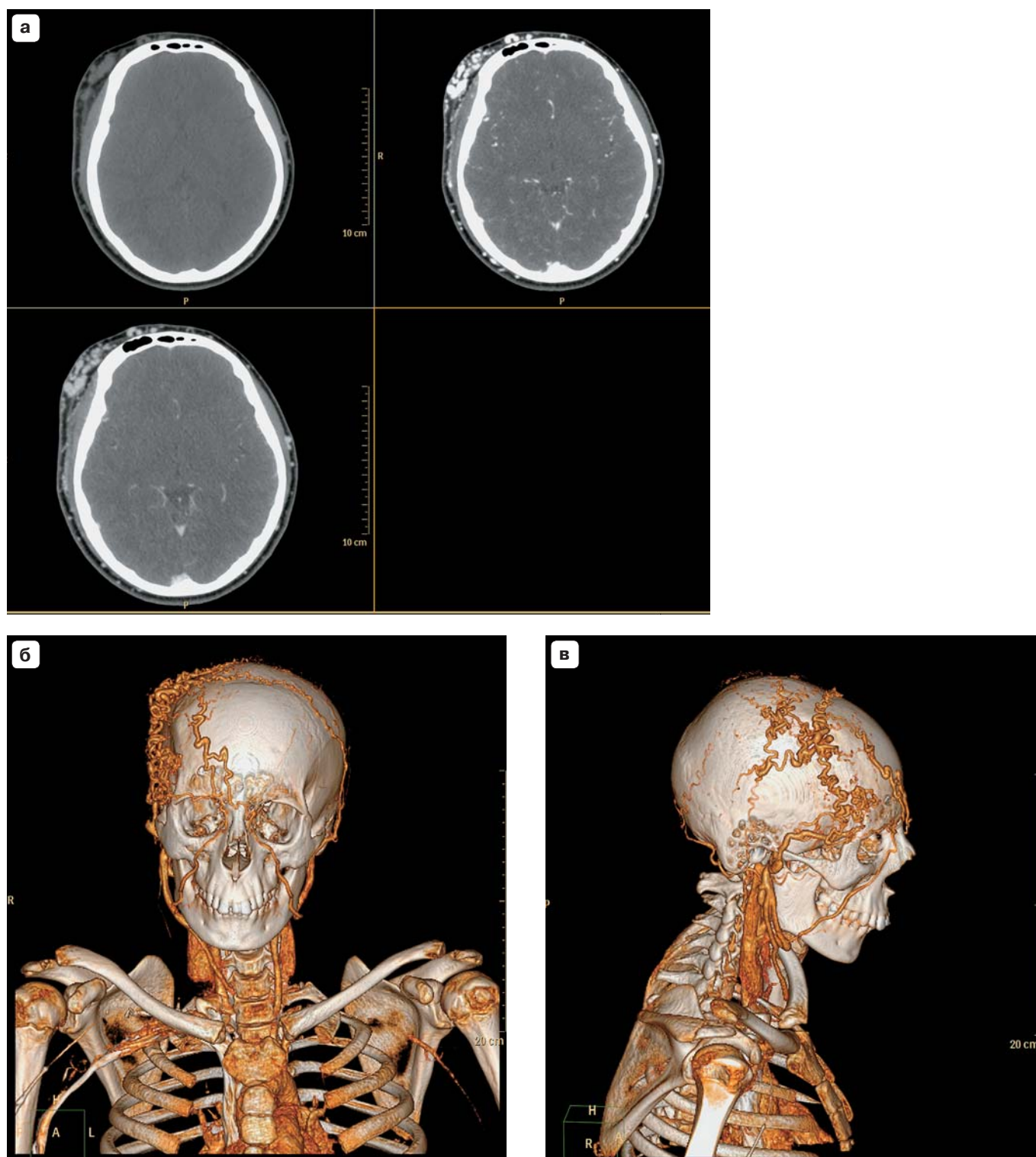


Рис. V.1.1. Ангиодисплазия.

Конечно, целью КТ головы не всегда является патология головного мозга. Сосудистая патология может быть одной из целей такого обследования. У этого 15-летнего пациента в правой лобно-височной области выявлено подкожное образование с плотностью мягких тканей. В артериальную фазу это образование было диагностировано как подкожная патологическая артериальная сеть (а). Трехмерная реконструкция аксиальных сканов позволяет визуализировать связь этой патологической сети с сонными артериями обеих сторон через сообщающиеся артерии (б, в). Конечно, и серию аксиальных сканов можно использовать для диагностики патологического процесса. Однако только трехмерная реконструкция позволяет представлять цельные патологические данные и правильно выбирать тактику хирургического лечения.

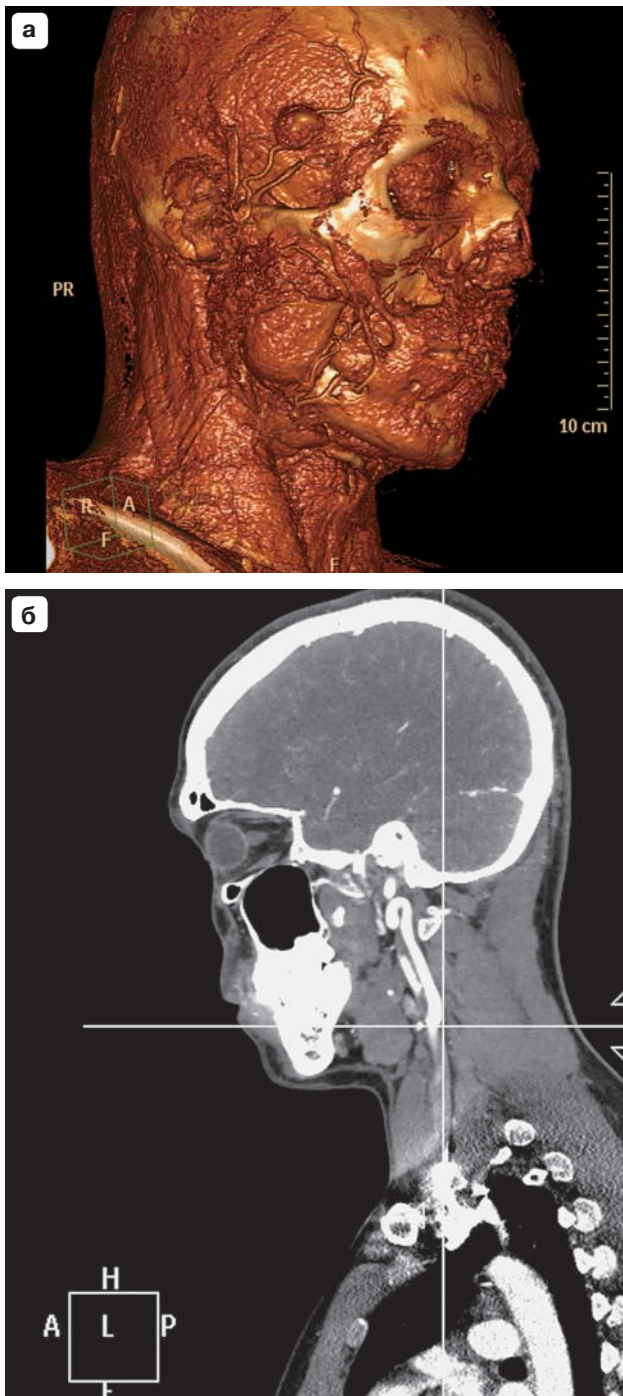


Рис. V.1.2. Травматическая аневризма правой височной артерии.

МСКТ-ангиография очень эффективна при диагностике заболеваний аорты и периферических артерий. Правая височная область этого пациента была травмирована во время боксерского поединка. После этого была диагностирована травматическая аневризма правой височной артерии (а). Не менее значимыми могут быть заболевания, случайно диагностированные во время МСКТ-исследования. Например, у этого больного был диагностирован изгиб левой внутренней сонной артерии (б).

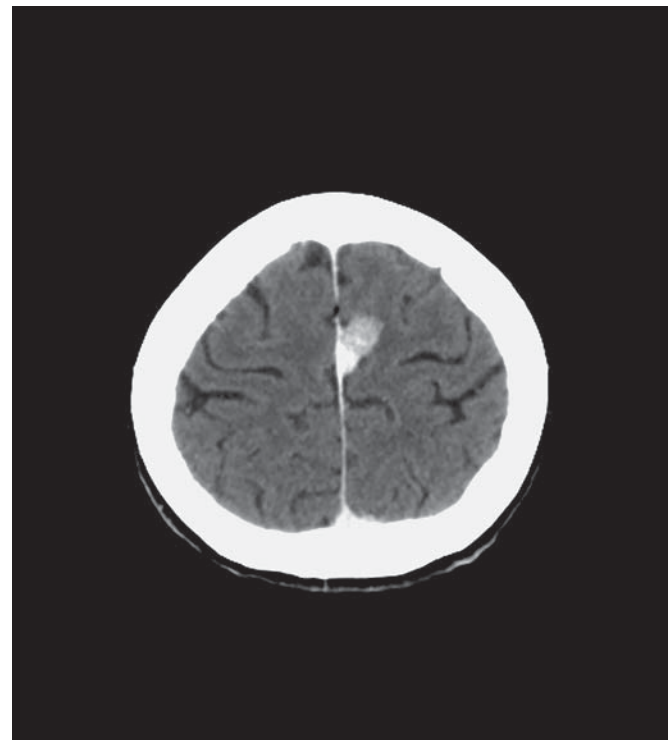


Рис. V.1.3. Случайно выявленное очаговое поражение.

Гиперденсное образование (менингиома) в левом полушарии головного мозга, примыкающее к зоне кальцификации в фальксе головного мозга, было случайно обнаружено в артериальную фазу МСКТ-исследования.

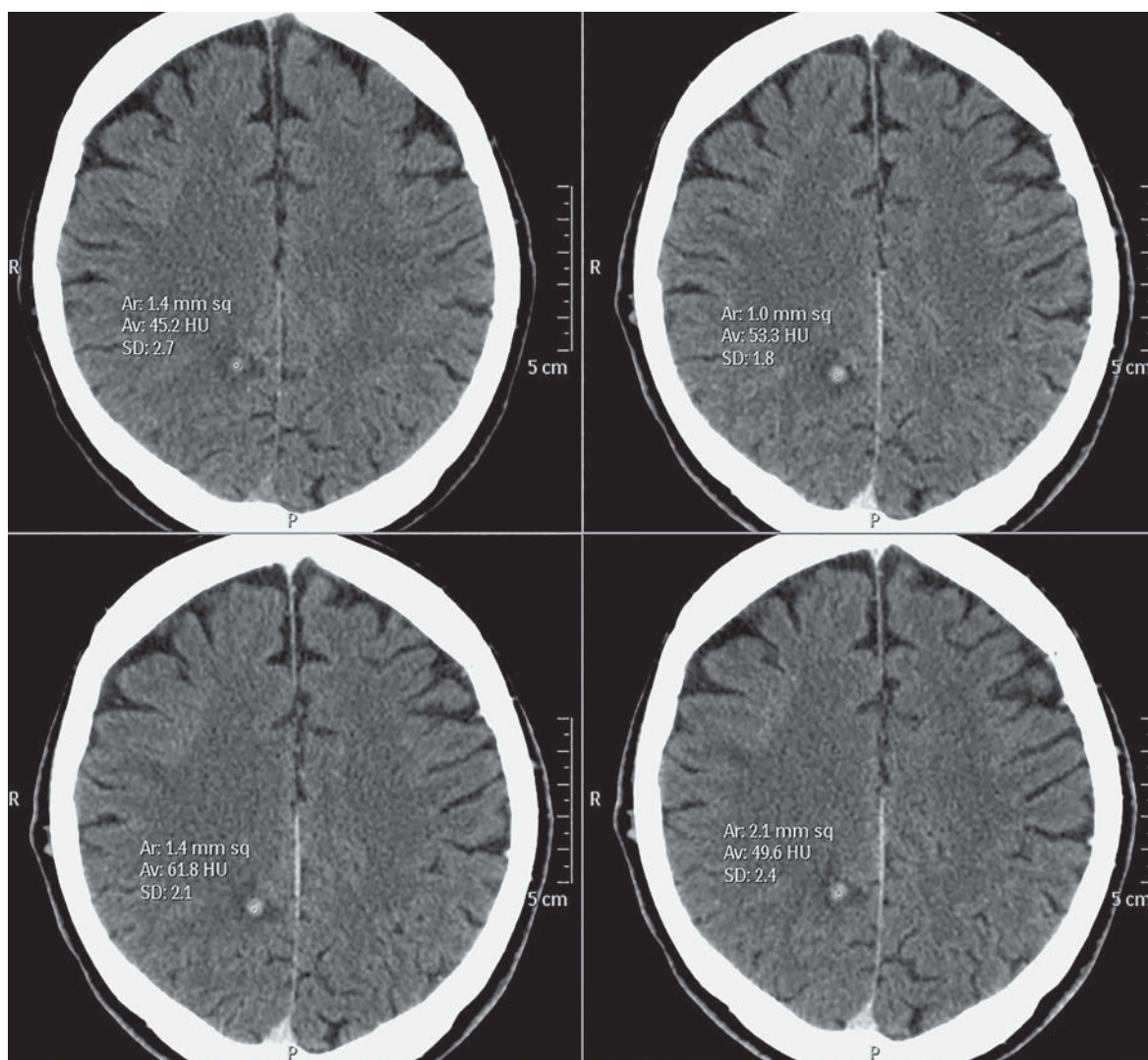


Рис. V.1.4. Метастазирование в мозг рака легких.

КТ головного мозга у больного раком легкого позволила диагностировать очаговое поражение с перифокальным отеком в правой теменно-затылочной области. Наблюдается увеличение плотности этого образования в артериальную и особенно в венозную фазу. После пульмонэктомии (см. рис. V.2.10) пациент был госпитализирован в нейрохирургическую клинику для дальнейшего лечения.

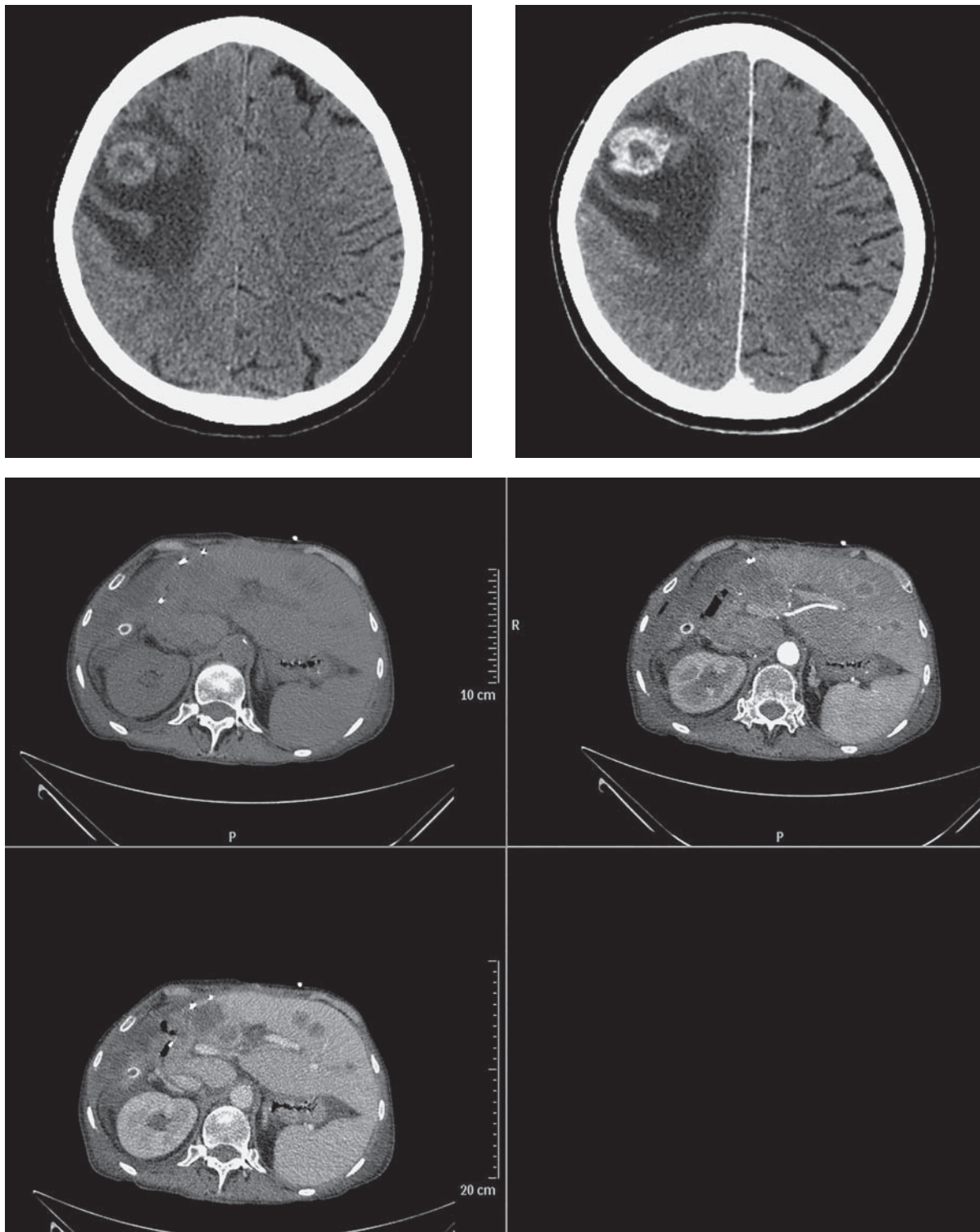


Рис. V.1.5. Метастазирование в головной мозг с перифокальным отеком.

Пациент был прооперирован несколько лет назад. Были выполнены резекции толстой кишки и печени для лечения первичной опухоли и метастазов в печень. Теперь есть неврологические симптомы, которые имеют объяснение, потому что гиперденсный метастаз был диагностирован через 5 мин после начала болюсной инъекции. Гиподенсные поражения в остатке печени имеют гиперплотные края в артериальную фазу и становятся резко дифференцированными на фоне паренхимы печени в отсроченную фазу.

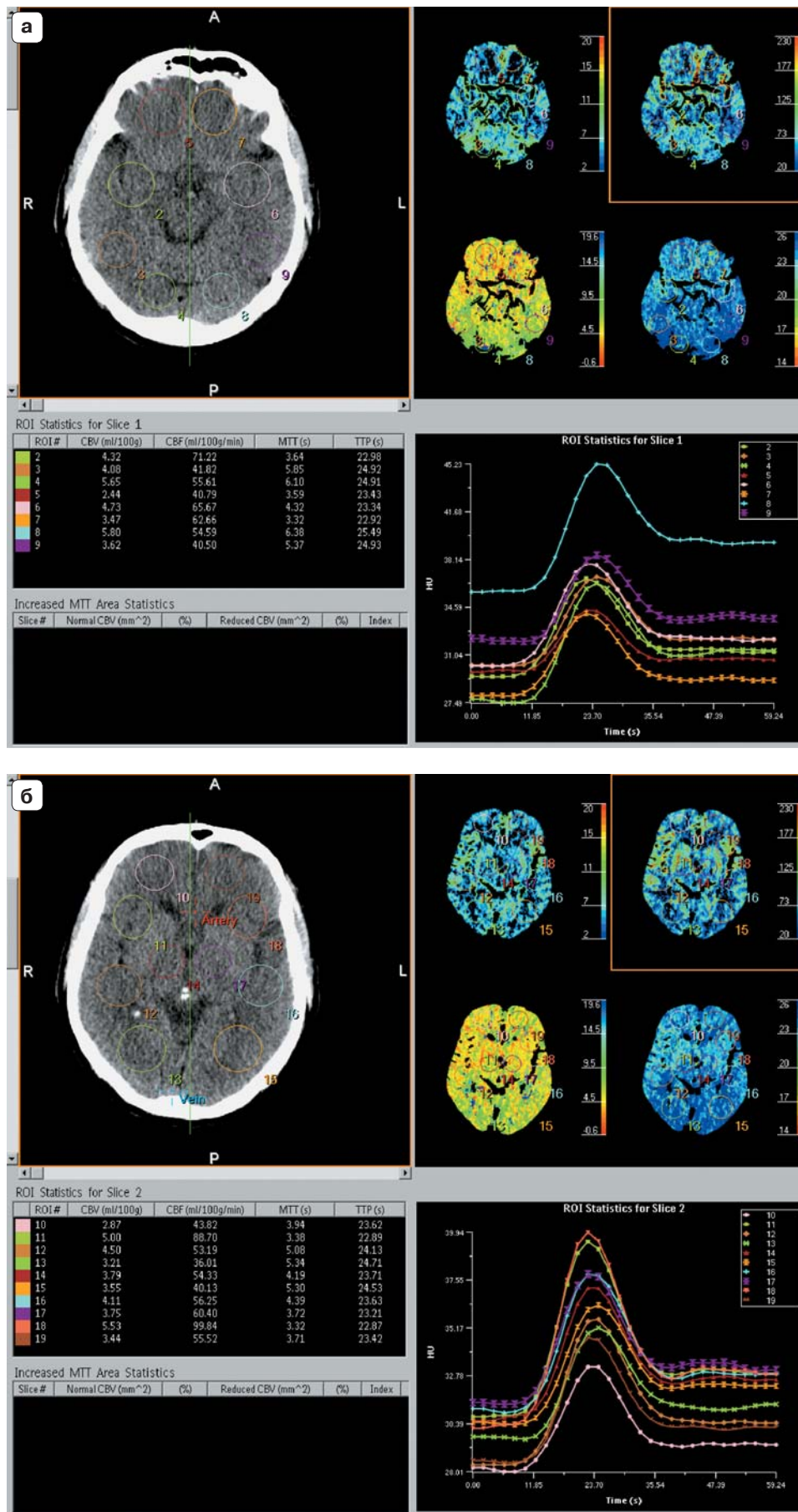


Рис. V.1.6. Перфузия мозга.

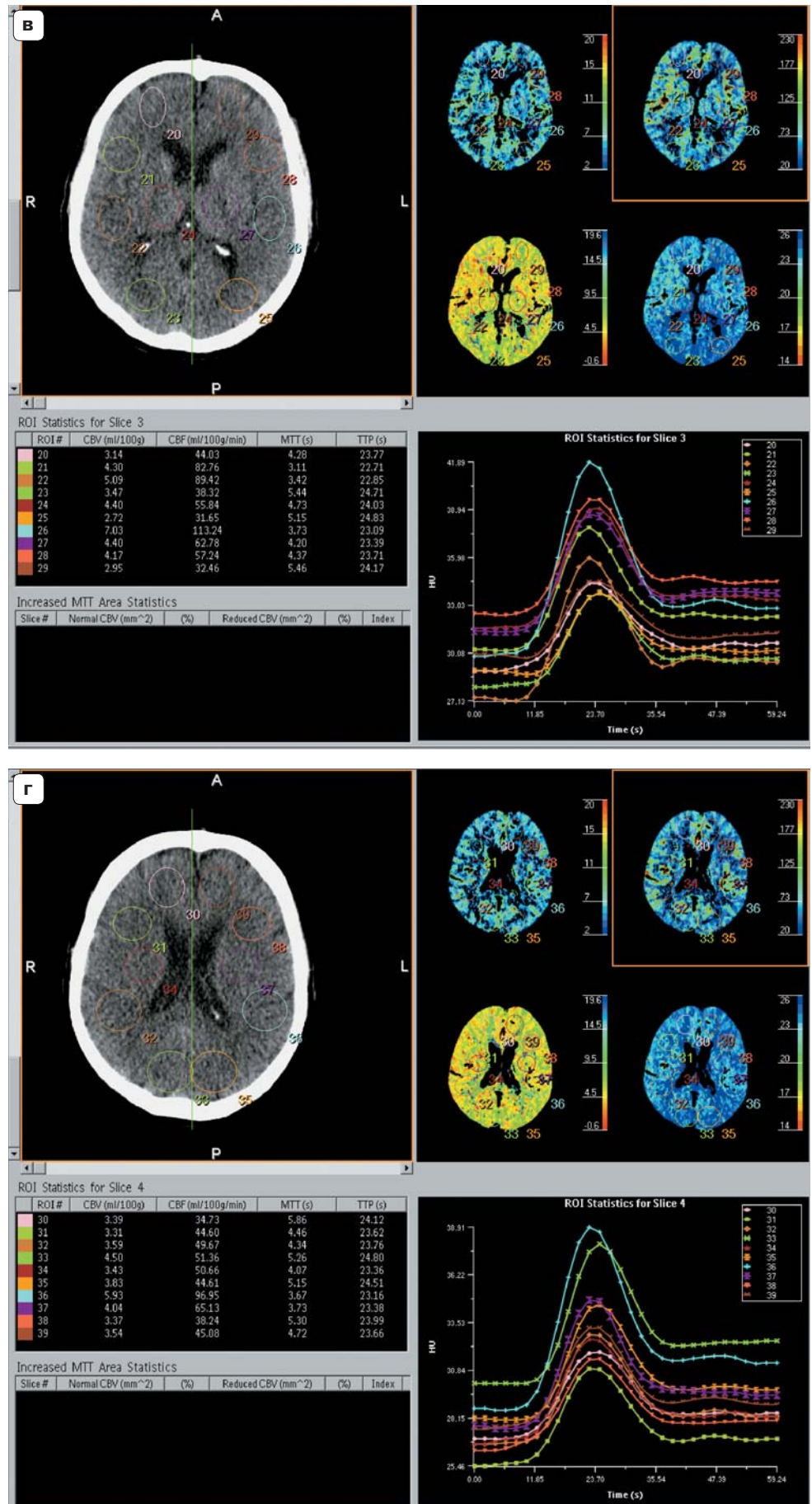
КТ-перфузия головного мозга дает много информации при ишемическом инсульте, так как позволяет дифференцировать области обратимого («пенумбра», полутень) и необратимого (некроз) поражения ткани головного мозга. Но это также сфера применения этой технологии при лечении больных с атеросклеротическим поражением сонных артерий и с другими этиологическими факторами нарушения мозгового кровообращения. Иногда транспортировка этих пациентов из отделения реанимации в кабинет КТ очень затруднена. Следовательно, частота применения КТ-перфузии пока меньше частоты МСКТ-диагностики ишемического инсульта.

Использование методики МСКТ-перфузии у пациентов без осложнений сосудистых заболеваний обусловлено нарушениями мозгового кровообращения в целом. Перфузия головного мозга – это перспективная технология, позволяющая объективизировать характеристики мозгового кровообращения до и после хирургического лечения стеноза сонных артерий.

В зависимости от поколения используемого компьютерного томографа можно получить данные о перфузии анатомической области мозга (протяженностью не менее 4 см) и сравнить параметры перфузии до и после хирургического лечения.

У этого пациента (а–г) после эндартерэктомии правой внутренней сонной артерии характеристики мозгового кровотока улучшены.

Рис. V.1.6 (окончание).
Перфузия мозга.



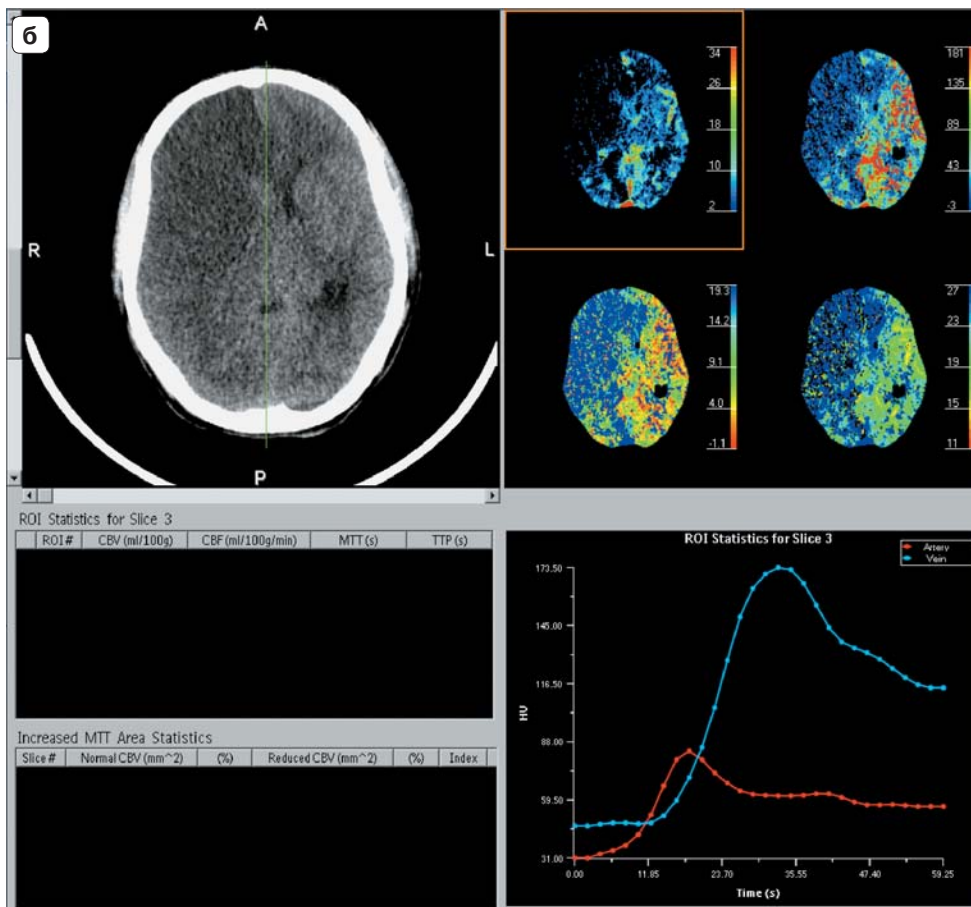
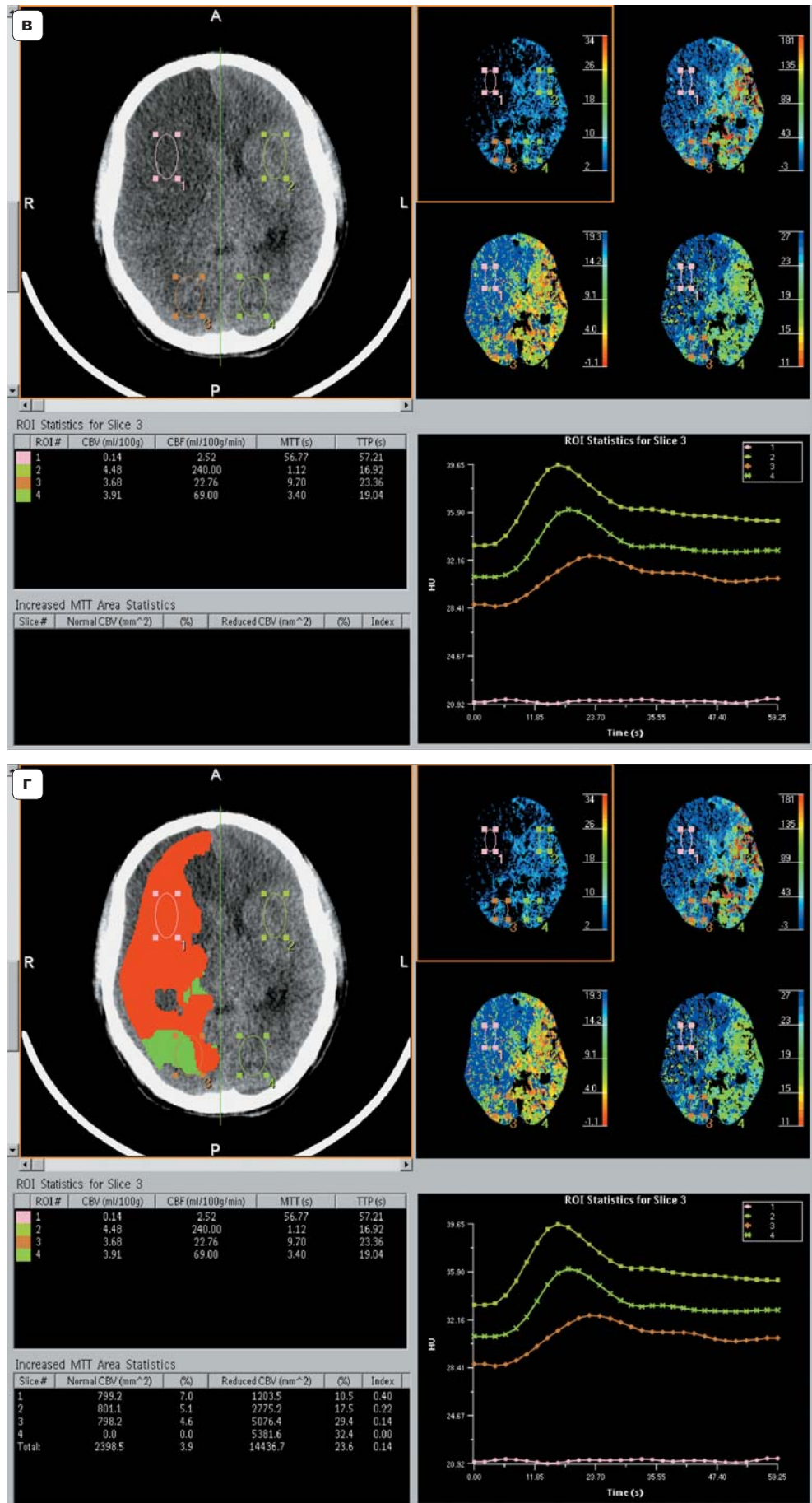


Рис. V.1.7. Фатальный отек головного мозга при массивном полушарном ишемическом инсульте.

Массивный ишемический инсульт в полушарии (а). Необходимы данные относительно обратимых и необратимых изменений мозговой ткани. Внутривенное введение 50 мл контрастного вещества с физиологическим средством позволяет получать данные для оценки кривых контрастного усиления различных анатомических областей мозга и их зеркального отражения на противоположном полушарии (б) для сравнения данных артериального и венозного кровотока (б). Кроме того, можно получить карты перфузии, позволяющие характеризовать мозговой кровоток (CBF), объем церебральной крови (CBV), среднее время прохождения (MTT) и время до пика (TTP). Для упрощения восприятия информации некротические области представляют на карте как красные зоны, а области обратимых изменений (пенембра) закрашиваются зеленым. Видно, что массивный некроз мозговой ткани занимает практически все правое полушарие (г–е).

Рис. V.1.7 (продолжение). Фатальный отек головного мозга при массивном полушарном ишемическом инсульте.



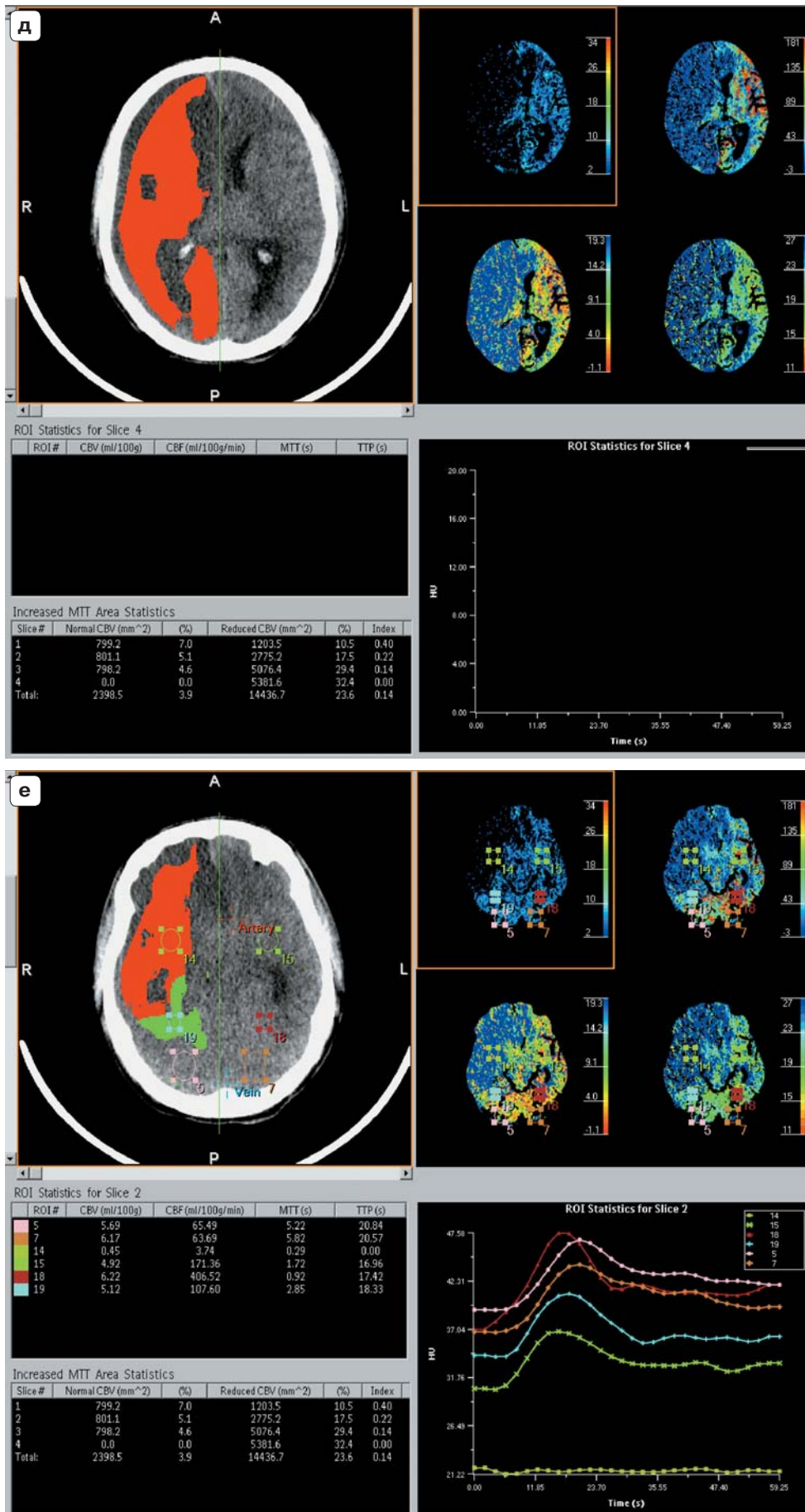


Рис. V.1.7 (окончание). Фатальный отек головного мозга при массивном полушарном ишемическом инсульте.

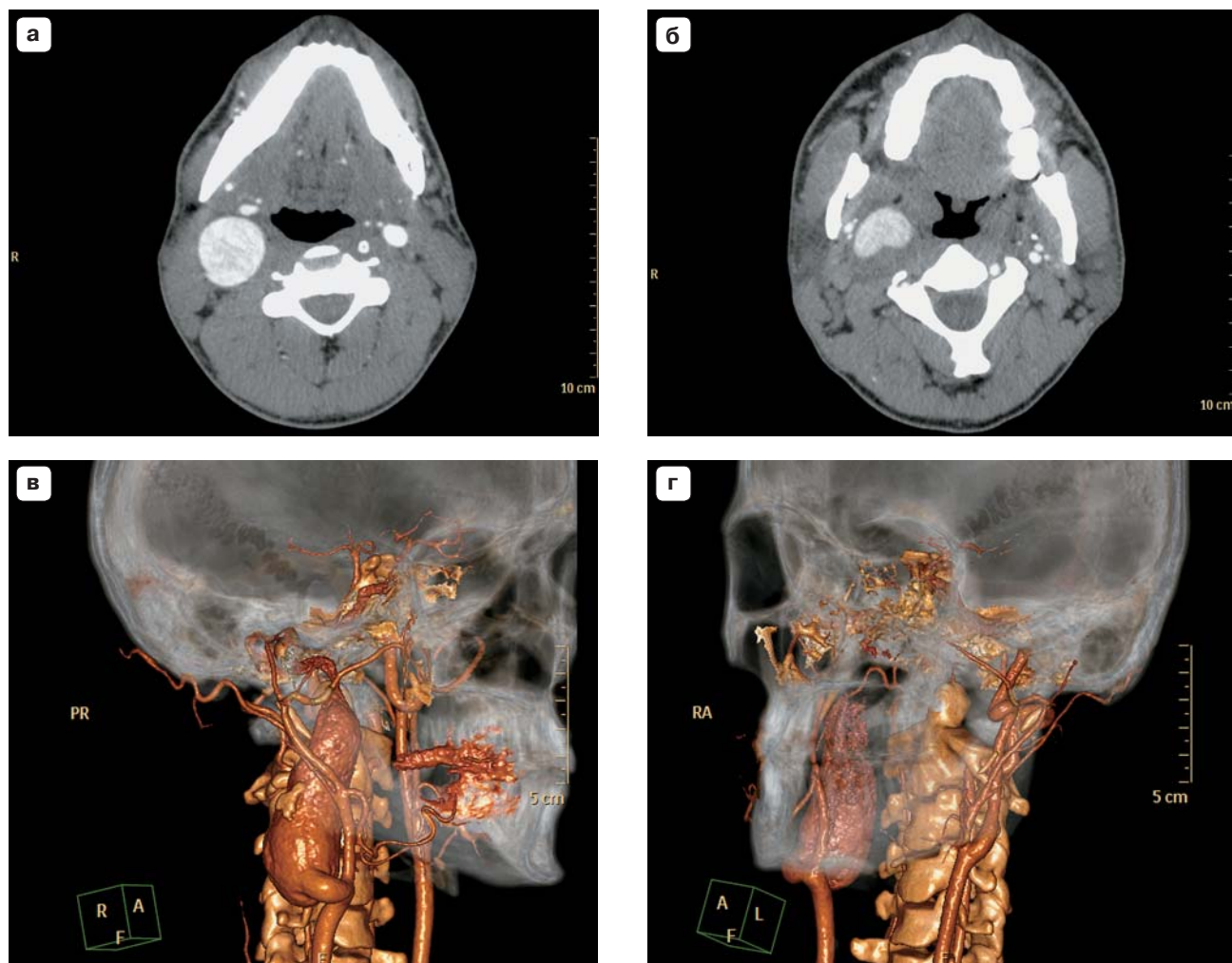


Рис. V.1.8. Аневризма правой внутренней сонной артерии.

Контрастное усиление (артериальная фаза) является надежным методом диагностики аневризмы (а), особенно для визуализации интраваскулярного тромбоза (б). С диагностической точки зрения, трехмерная реконструкция является оптимальным инструментом (в), так как позволяет получить пространственное представление об аневризме и ее связи с другими сосудами и соотношением с основанием черепа. У этого пациента была диагностирована аневризма правой внутренней сонной артерии. Краниальный край аневризмы примыкает к основанию черепа. Такая трехмерная реконструкция позволяет использовать разные плоскости для диагностики «немых» заболеваний. Таким образом, у этого пациента был визуализирован изгиб левой внутренней сонной артерии (г).

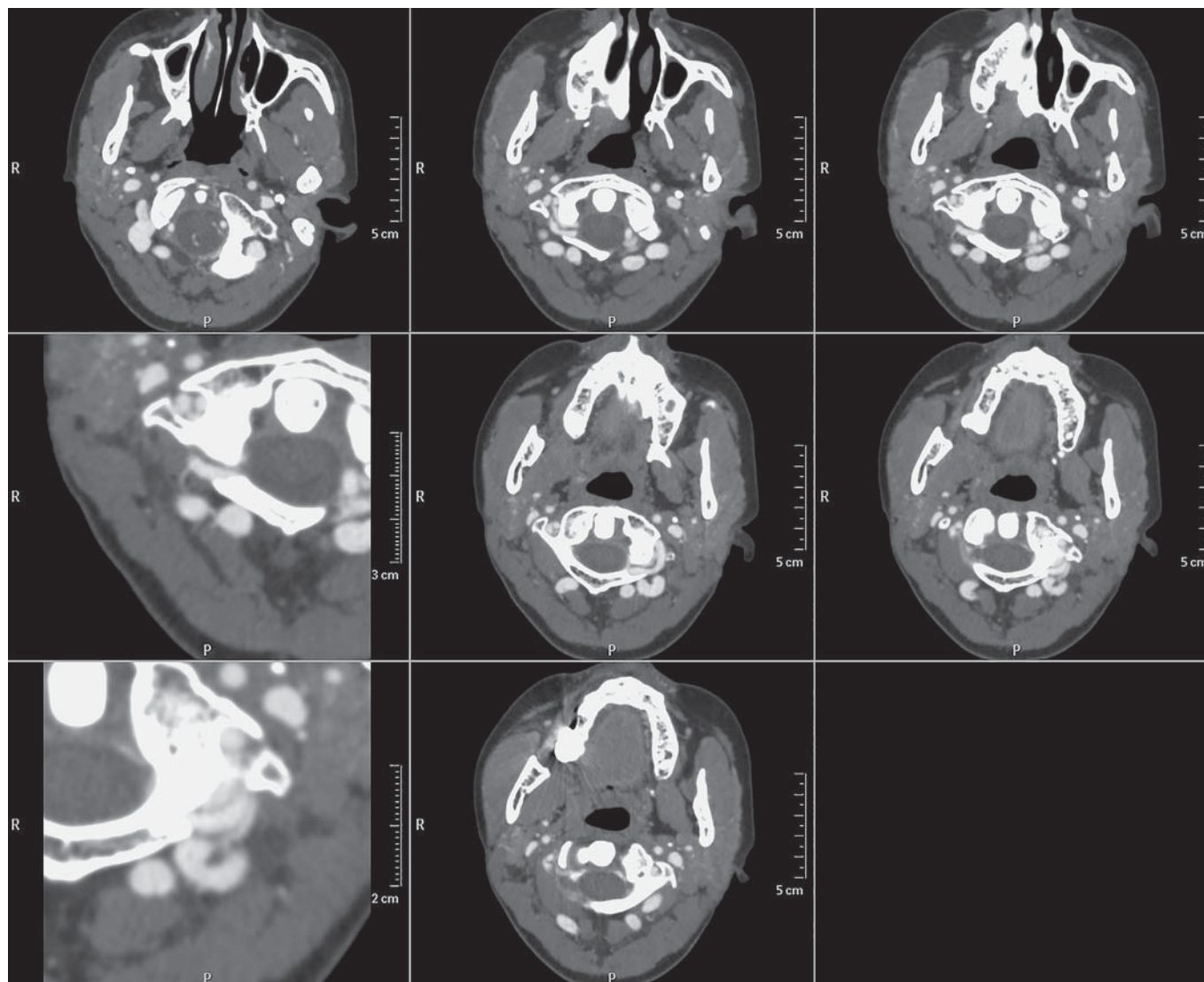


Рис. V.1.9. Венозная ангиодисплазия шеи.

При МСКТ-ангиографии визуализируются извитые и расширенные глубокие вены шеи с обеих сторон. Тонкими артериовенозными шунтами эти вены связаны с позвоночными артериями.



Рис. V.1.10. МСКТ-ангиография.

МСКТ-ангиография, проводимая амбулаторно, позволяет получать диагностическую информацию для планирования лечения, в том числе хирургической коррекции сосудов. У этого молодого пациента были диагностированы изгиб правой внутренней сонной артерии и патологическая извитость левой внутренней сонной артерии.



Рис. V.1.11. МСКТ-ангиография.

МСКТ-ангиография позволяет получить данные для последующей постобработки (для реформирования MIP). Такая методика превосходит цифровую субтракционную ангиографию при контрольных обследованиях. У этого больного возможно сосудистое протезирование левой внутренней сонной артерии. В стенке правой внутренней сонной артерии имеется массивная кальцинированная бляшка.

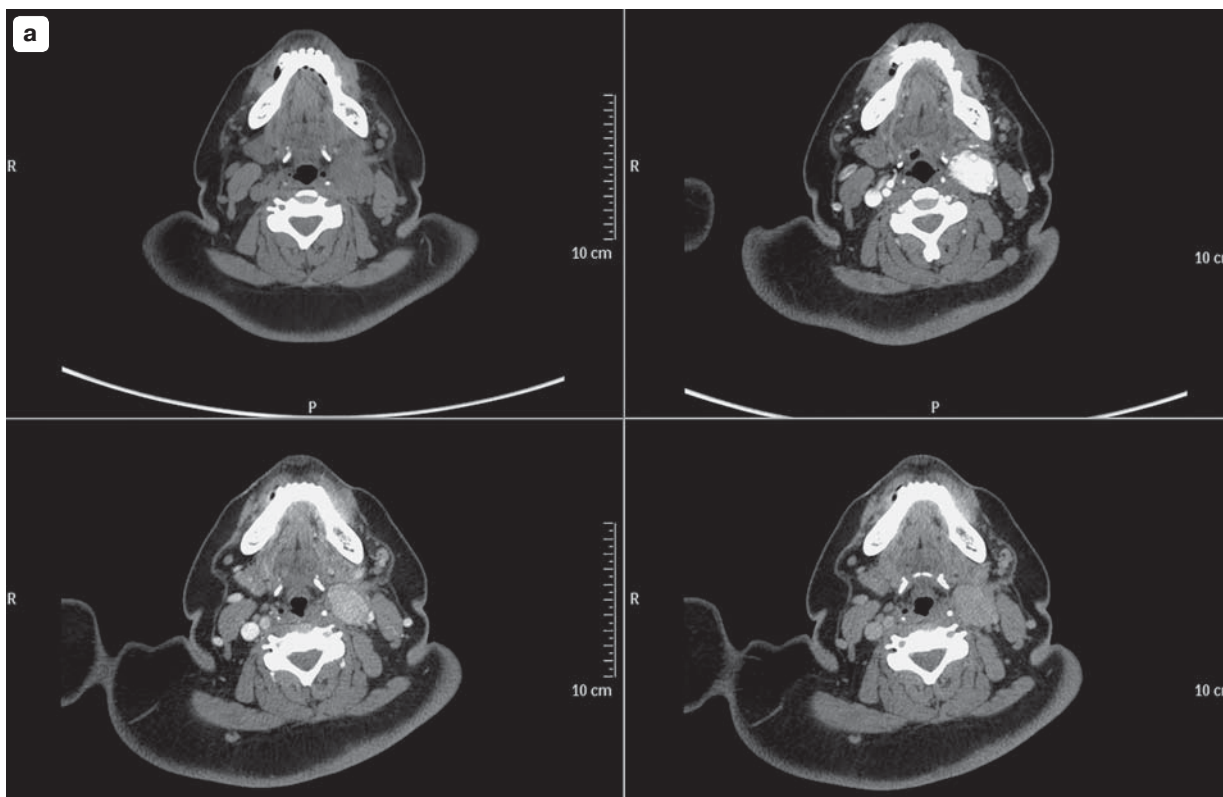


Рис. V.1.12. Каротидная хеMODEKТОМА.

Рис. V.1.12 (окончание). Каротидная хемодектома.

При нативном сканировании между горлом и левой сонной артерией выявлено однородное образование мягкой тканной структуры с четкими контурами (а). Контрастное усиление использовалось для нозологической диагностики, оценки соотношений опухоли с сосудами. Такое обследование позволяет оценить вовлечение в опухолевый процесс бифуркации, наружной и внутренней сонных артерий. Заднее смещение внутренней сонной артерии (б) является признаком каротидной, а не вагальной хемодектомы. В венозную фазу наблюдается быстрое вымывание контрастного вещества. Крупных венозных коллатералей нет.

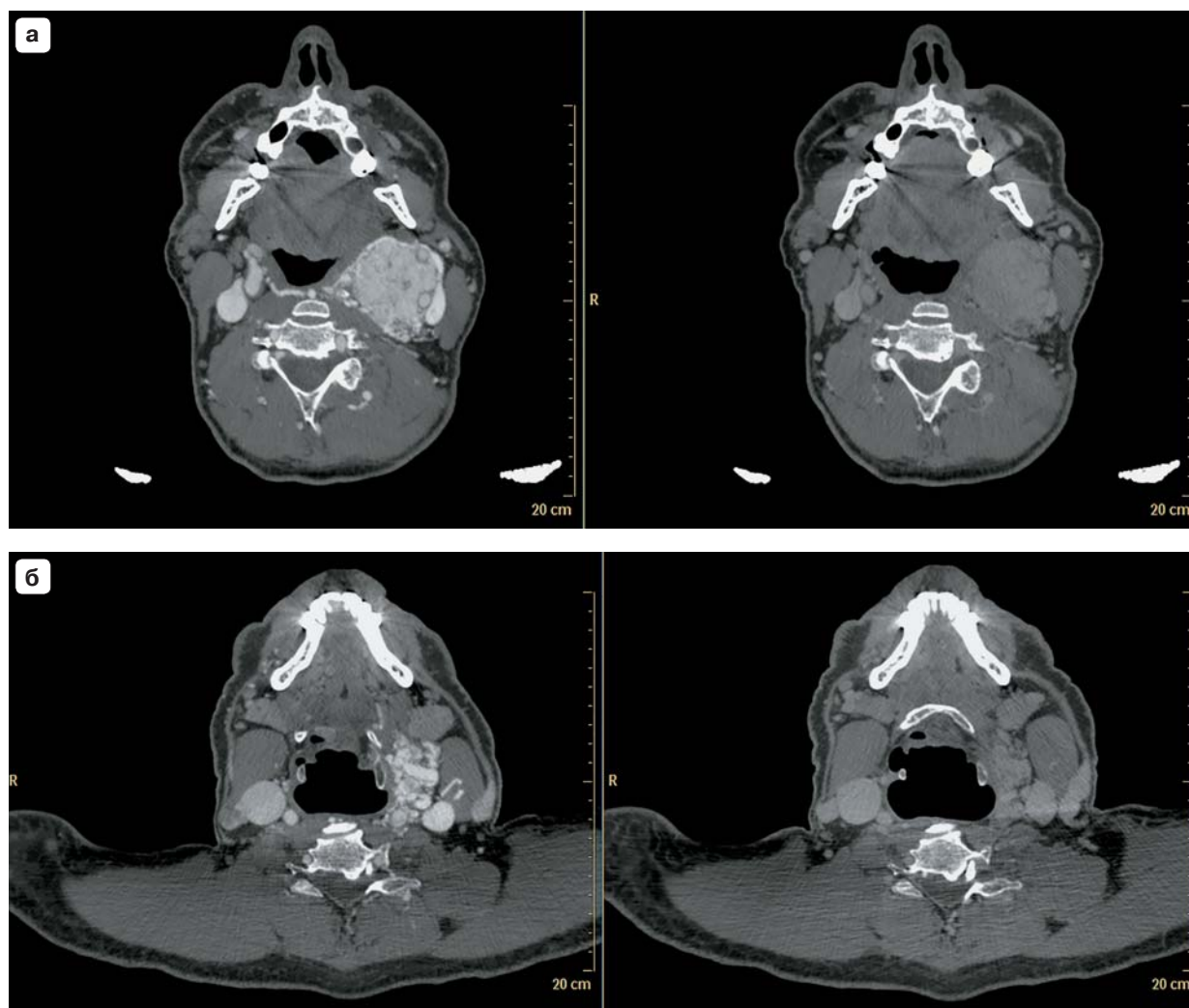
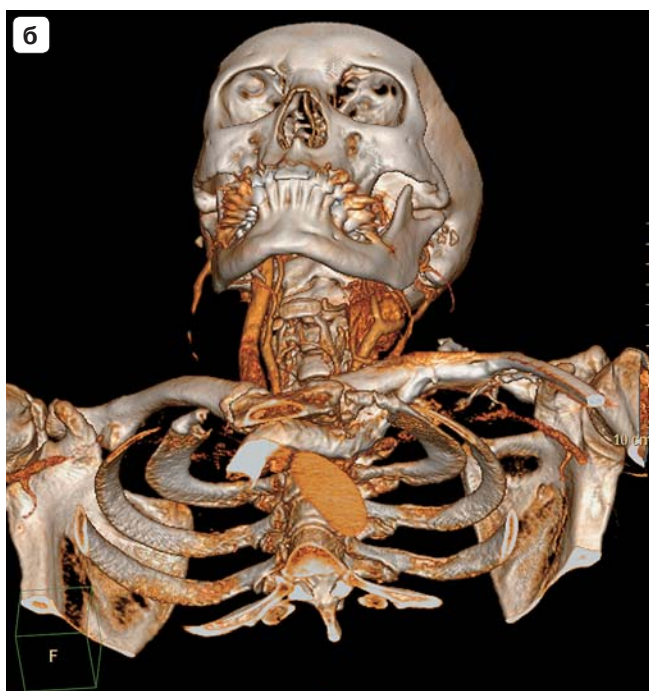


Рис. V.1.13. Хемодектома.

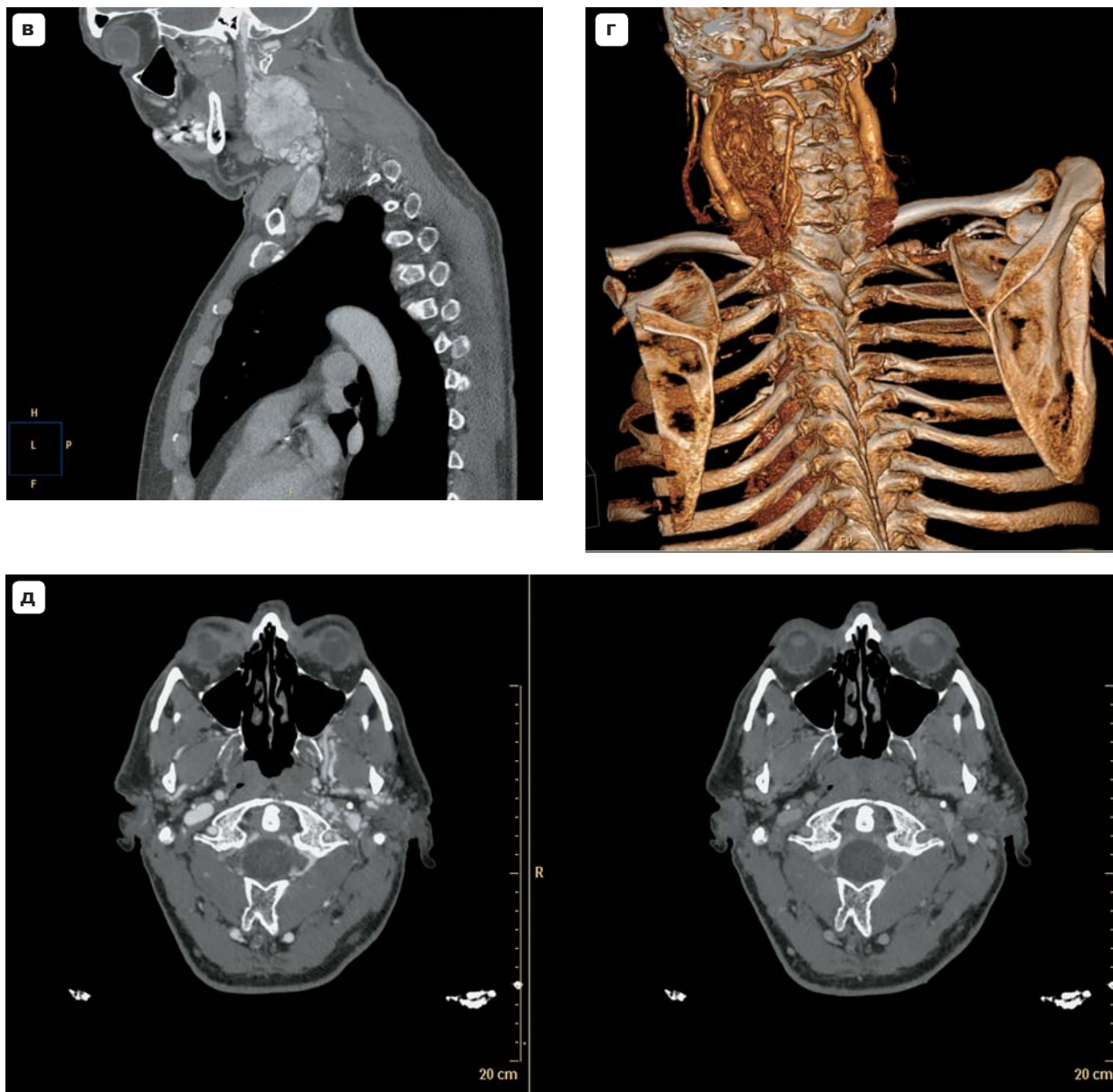


Рис. V.1.13 (окончание). Хемодектома.

В отличие от невриномы контрастное усиление хемодектомы (параганглиомы) будет интенсивным. Обычно происходит интенсивное контрастное усиление всей области опухоли. У этого пациента имеется хемодектома сонной артерии (а). Интенсивность контрастирования настолько высока, что для оценки связи опухоли с внутренней и наружной сонными артериями предпочтительным является костное окно. Эта хемодектома покрывает примерно 50% поверхности внутренней и наружной сонных артерий и сдавливает яремную вену. Отток крови из хемодектомы происходит по массивным венозным коллатералям, большая часть которых видна в нижнем полюсе хемодектомы (б, в) и на ее задней поверхности (г). По расширенным венам в подслизистом слое задней стенки глотки вены левой стороны шеи соединены с венозной системой шеи правой стороны (а). Верхний полюс хемодектомы не достигает основания черепа (д), но крупные венозные сосуды видны в крыловидной ямке. Поскольку имеются перитоки слева направо и крупные венозные сосуды вокруг хемодектомы, через которые артериальная кровь быстро сбрасывается в венозную систему шеи, в артериальную фазу трудно понять, какие сосуды (артерии или вены) контрастируются. В то же время это можно рассматривать как один из дифференциальных признаков хемодектомы.

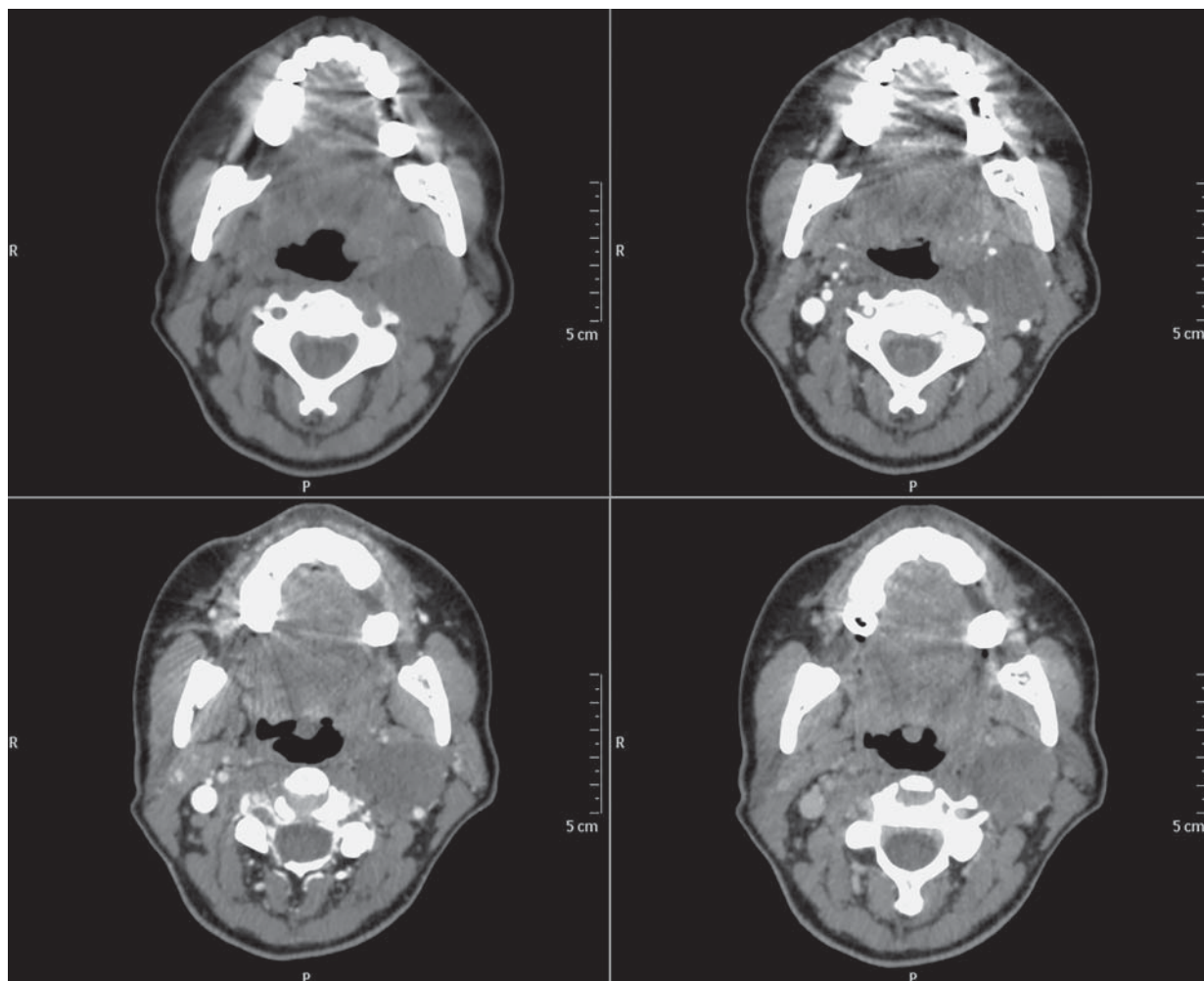


Рис. V.1.14. Невринома.

В отличие от хемодектомы, невринома довольно умеренно изменяет плотность после введения контрастного вещества, без выраженного контрастного усиления всего «среза» опухоли. В ткани опухоли точечные срезы сосудов можно визуализировать в артериальную фазу. Это важный дифференциальный признак. Использование контрастного усиления позволяет улучшить нозологическую диагностику неорганических опухолей даже без биопсии.

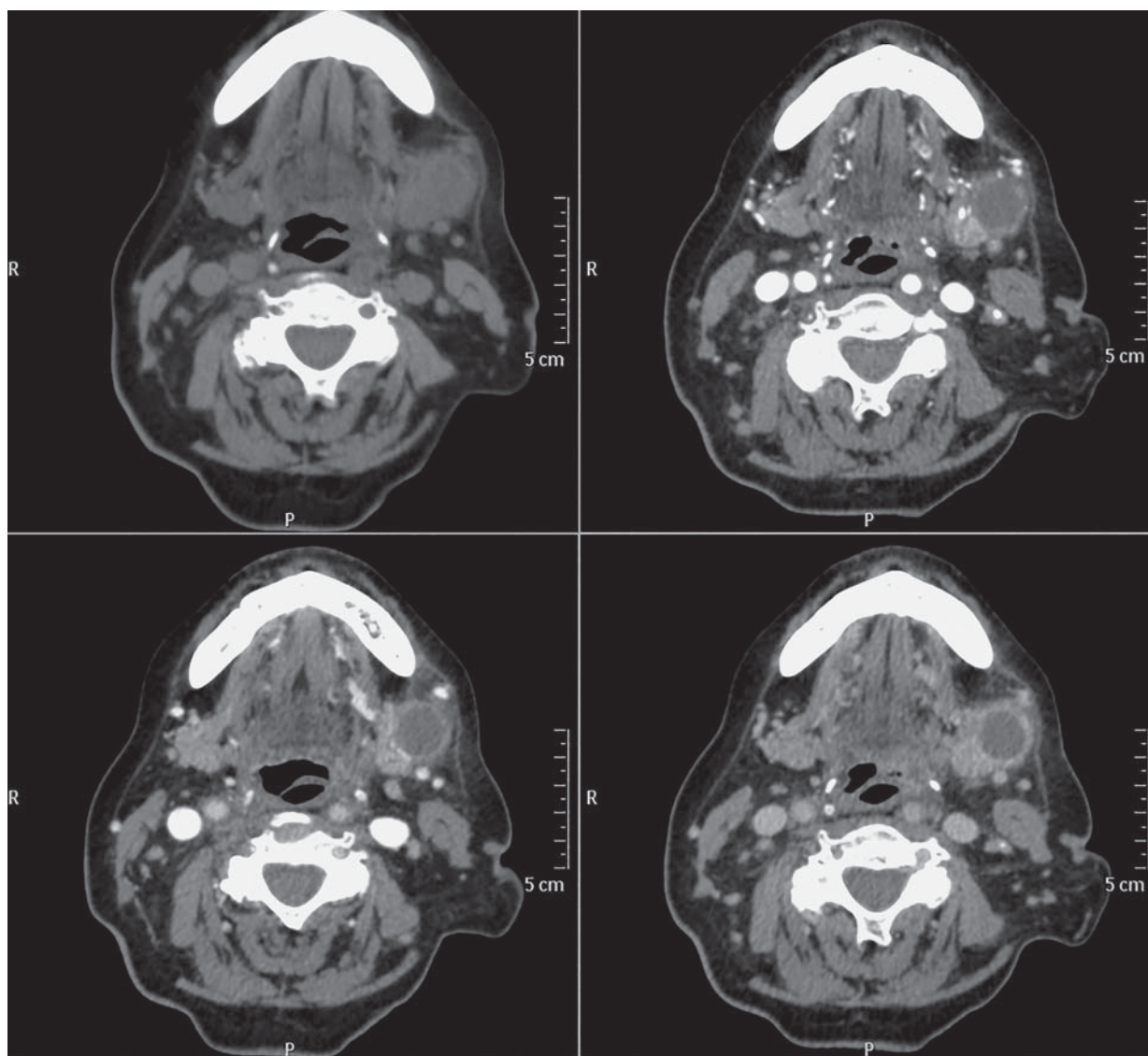


Рис. V.1.15. Метастатический лимфатический узел.

С левой стороны шеи видна слегка неоднородная масса. Во время контрастного усиления это поражение имеет периферическое усиление (капсула) и центральную гиподенсную область (некроз). Наибольшая плотность капсулы наблюдается в отсроченную фазу.

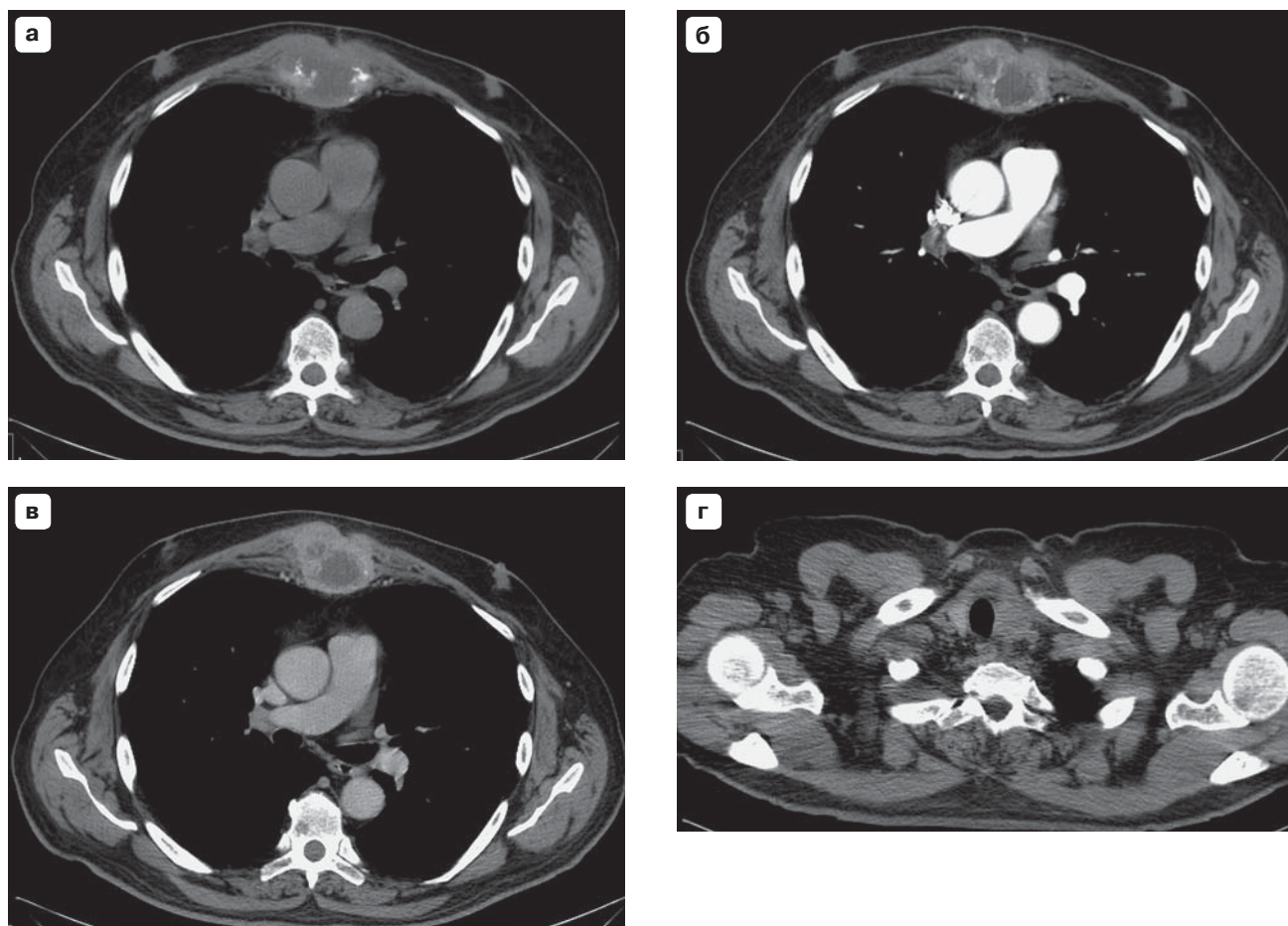


Рис. V.1.16. Рак щитовидной железы.

Это МСКТ-исследование с контрастным усилением позволило получить представление о заболевании. Пациент предъявлял жалобы на наличие опухолеподобного образования и болезненность в теле грудины. Была запланирована биопсия для решения возможности резекции грудины. При контрастном усилении обнаружено разрушение тела грудины, которое было окружено толстой капсулой (а–в). Однако в левой доле щитовидной железы было выявлено неоднородное образование (г–е). В артериальную фазу это новообразование имеет более низкую плотность, чем ткань правой доли железы (д). В венозную фазу гиподенсность и гетерогенность поражения левой доли щитовидной железы более выражены (е). В обоих легких практически во всех сегментах имеются множественные метастазы (ж). Как в надпочечниках (см. рис. V.8.8), так и в селезенке видны метастазы (з). Диагноз рак щитовидной железы был подтвержден биопсией.

Безусловно, наиболее важным этапом для верификации диагноза была биопсия. Часто данные МСКТ-исследования шеи можно интерпретировать как недостоверные (при таком исследовании может быть, например, выявлен лишь узелок гипотиреозного зоба). Однако неоднородность контрастного усиления увеличенной доли железы более типична для опухолевого поражения.

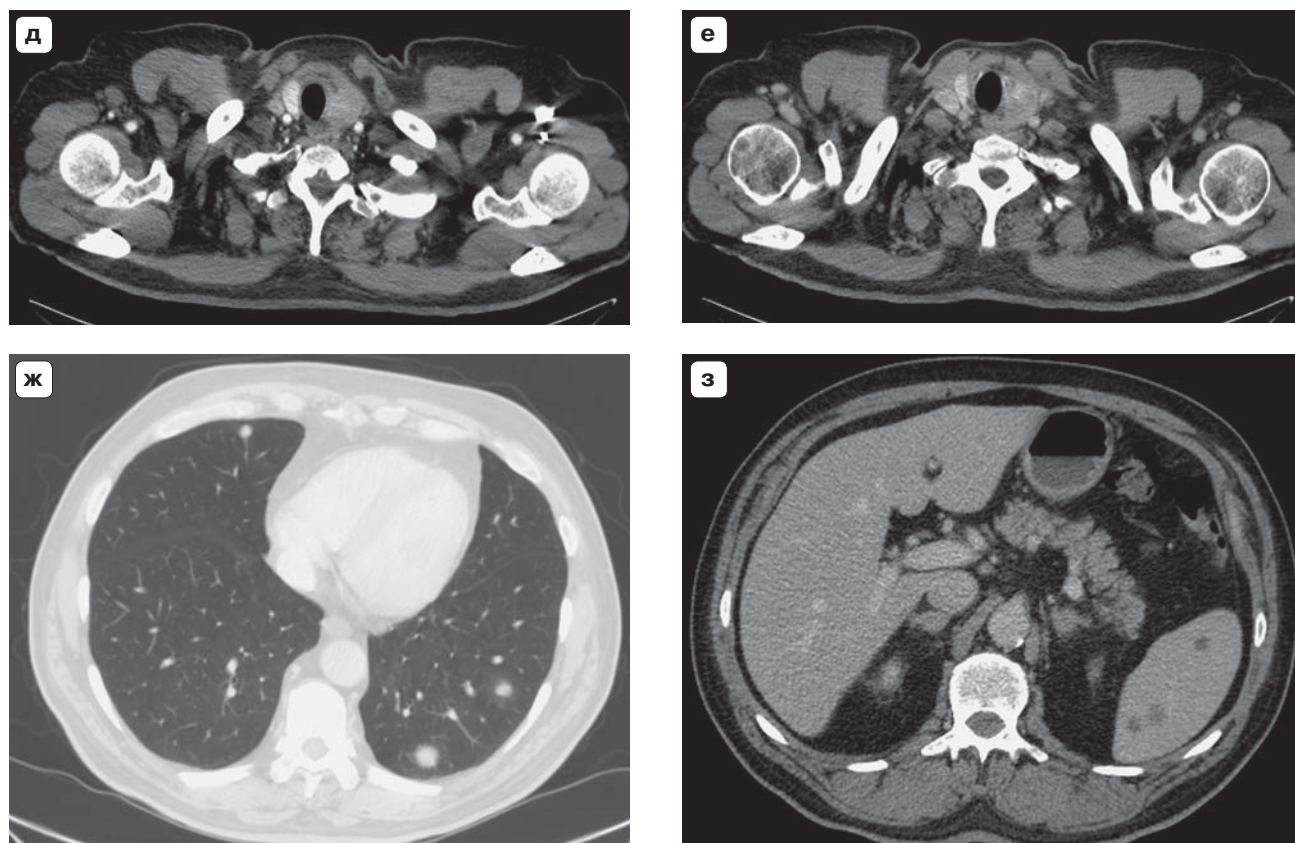


Рис. V.1.16 (окончание). Рак щитовидной железы.

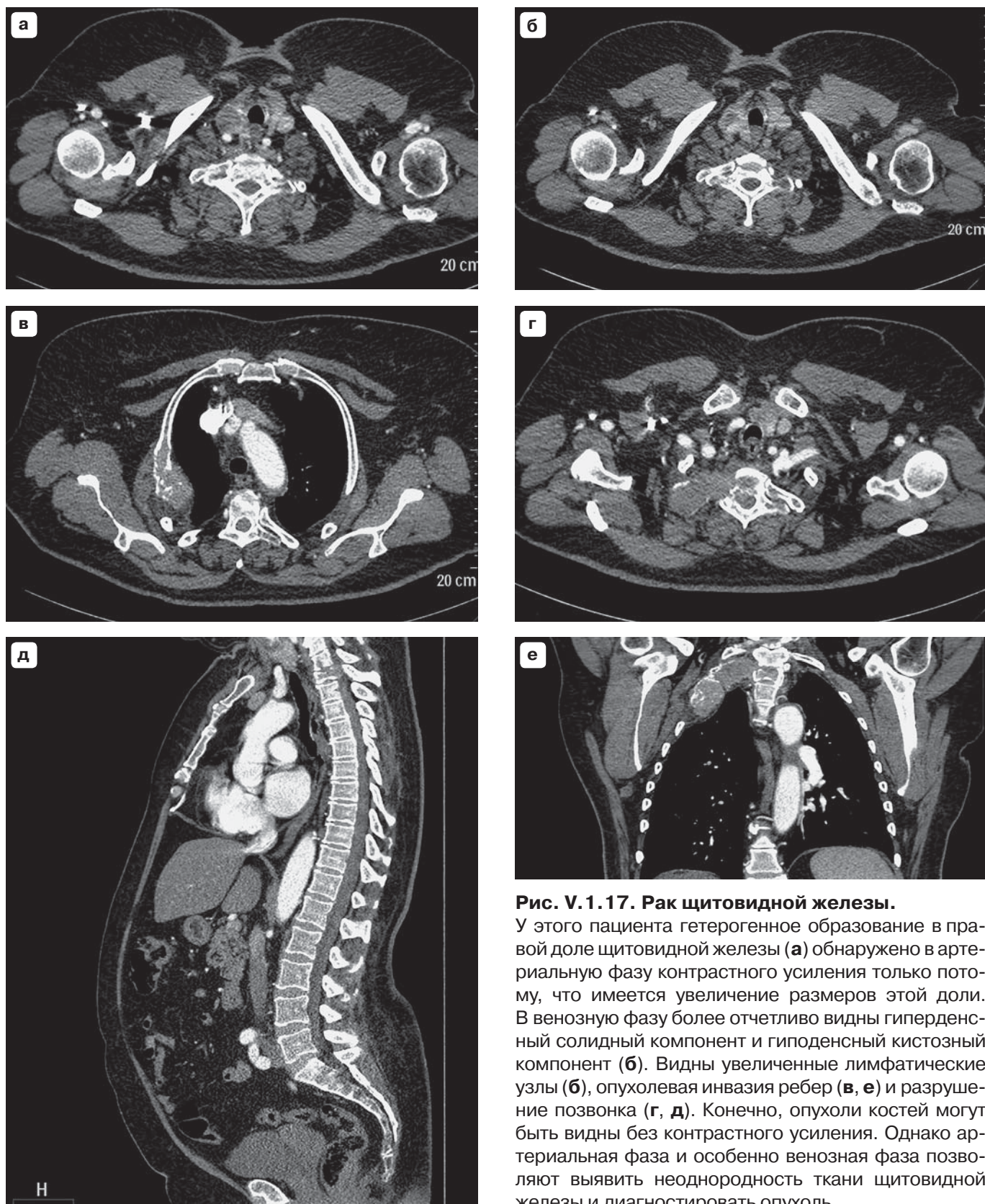


Рис. V.1.17. Рак щитовидной железы.

У этого пациента гетерогенное образование в правой доле щитовидной железы (**а**) обнаружено в артериальную фазу контрастного усиления только потому, что имеется увеличение размеров этой доли. В венозную фазу более отчетливо видны гиперденсный солидный компонент и гиподенсный кистозный компонент (**б**). Видны увеличенные лимфатические узлы (**б**), опухолевая инвазия ребер (**в, е**) и разрушение позвонка (**г, д**). Конечно, опухоли костей могут быть видны без контрастного усиления. Однако артериальная фаза и особенно венозная фаза позволяют выявить неоднородность ткани щитовидной железы и диагностировать опухоль.

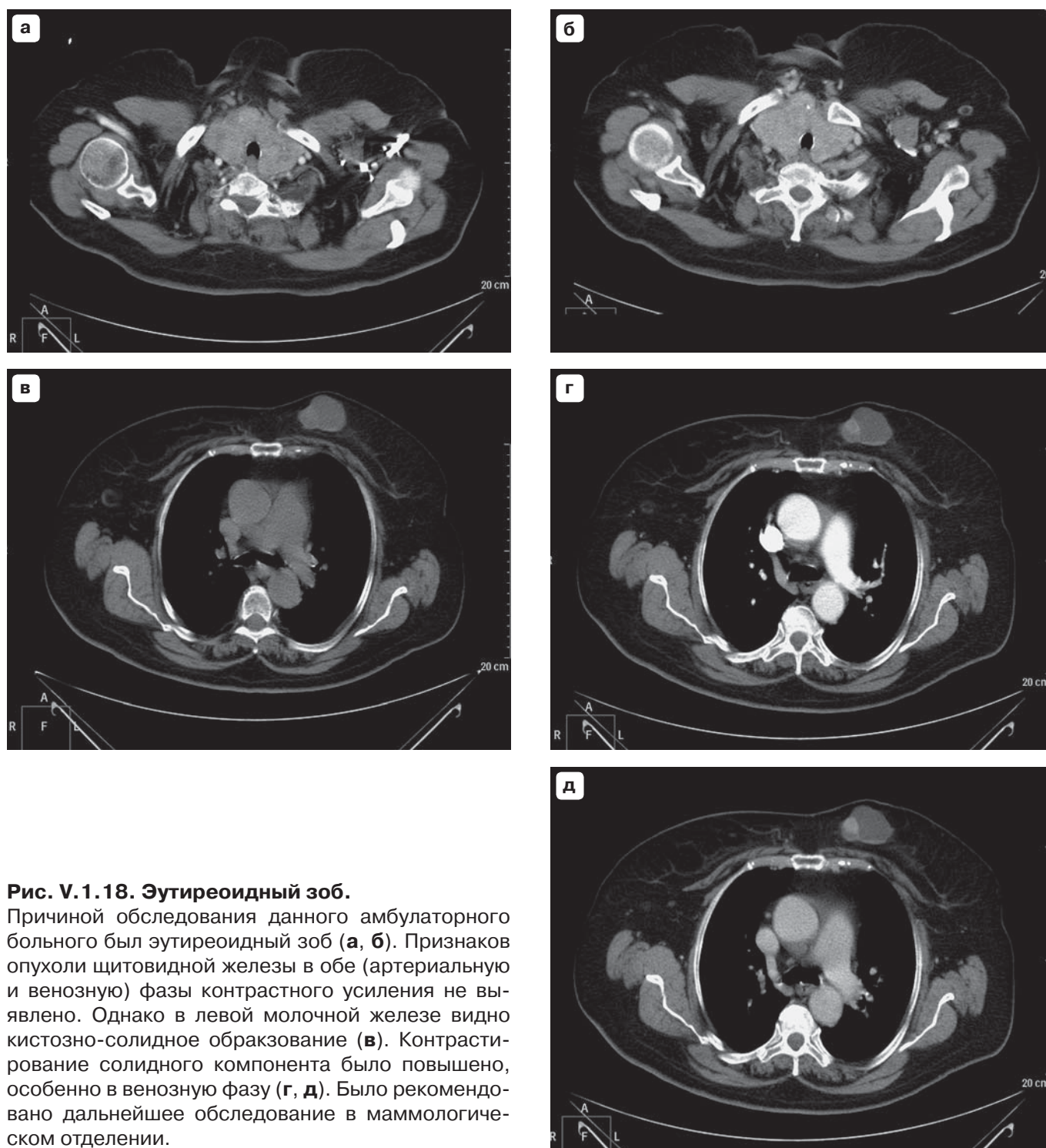


Рис. V.1.18. Эутиреоидный зоб.

Причиной обследования данного амбулаторного больного был эутиреоидный зоб (**а, б**). Признаков опухоли щитовидной железы в обе (артериальную и венозную) фазы контрастного усиления не выявлено. Однако в левой молочной железе видно кистозно-солидное образование (**в**). Контрастирование солидного компонента было повышено, особенно в венозную фазу (**г, д**). Было рекомендовано дальнейшее обследование в маммологическом отделении.

V.2. МСКТ-ИССЛЕДОВАНИЕ ЛЕГКИХ, СРЕДОСТЕНИЯ И СОСУДОВ ЛЕГКИХ

Легкие всегда были уникальным объектом для рентгенологического исследования, так как воздушность легочной ткани является «естественным контрастным веществом». Соответственно, все мягкотканые структуры (сосуды, первичные и вторичные опухоли) с большей или меньшей надежностью выявляются на классических рентгеновских снимках и на аксиальных КТ-сканах без контрастного усиления изображений.

Обычно контрастное усиление при МСКТ необходимо для выявления легочных сосудистых аномалий (рис. V.2.1–V.2.3), для оценки патологических изменений (рис. V.2.4–V.2.10), для диагностики внутрипросветной патологии легочных артерий (центральных и периферических) (рис. V.2.11–V.2.14).

Диагностика внутрипросветного тромба, верификация диагноза тромбоэмболии легочной артерии, дифференциация структуры периферических узелков при динамическом сканировании, оценка сосудистой инвазии и визуализация внутрисосудистого опухолевого тромба являются целями для обследования с болюсным введением контрастного вещества.

При диагностике заболеваний средостения мы оцениваем состояние грудной аорты, верхней и нижней полых вен, сердца, трахеи, главных бронхов, лимфатических узлов средостения и пищевода. Все эти анатомические структуры могут стать источником опухолевых или гнойно-воспалительных заболеваний.

Перфорация пищевода или трахеи, состояние после операции на средостении и после такого распространенного хирургического доступа, как стернотомия, могут стать причиной патологических изменений жировой ткани средостения.

Опухоли и воспалительные заболевания могут изменить нормальную анатомию. Поэтому одной из задач МСКТ-исследования является оценка этих новых анатомических соотношений, дифференциация смещенных и патологических анатомических структур.

Очаговые поражения средостения обычно являются первичными поражениями средостения (рис. V.2.15–V.2.18). Очень часто такое поражение может иметь другое происхождение, но распространяться на средостение (рис. V.2.19, V.2.20).

При наличии поражения средостения целями МСКТ-исследования являются визуализация лимфатических узлов, оценка сдавления верхней полой вены, оценка инвазии опухоли в магистральные артерии, трахею, бронхи и перикард.

Если у новообразования есть капсула, необходимо оценить ее повреждение.

Перечень диагностических проблем позволяет утверждать, что для их решения необходимы все фазы контрастного усиления.

Оценка контрастности просвета ствола легочной артерии и «дерева» легочных артерий является одной из основных причин МСКТ-ангиографии. Сейчас этот метод наиболее популярен, так как позволяет диагностировать острую легочную тромбоэмболию (тромбоэмболию легочной артерии) и во время того же обследования оценивать состояние глубоких вен нижних конечностей для диагностики венозного тромбоза как источника тромбоэмболии.

В литературе есть описание различных методик проведения таких МСКТ-исследований. Каждая из них позволяет получить градиент плотности между

внутрипросветной контрастированной кровью и тромбом. При обширной тромбоэмболии сосудистое дерево легкого лишено ветвей. Окклюзия мелких ветвей вызывает нарушения микроциркуляции в легочной ткани и характерные изменения изображения легочной паренхимы на КТ-сканах.

МСКТ-ангиография может использоваться как для первичной диагностики тромбоэмболии, так и для оценки эффективности хирургического лечения или антикоагулянтной терапии.

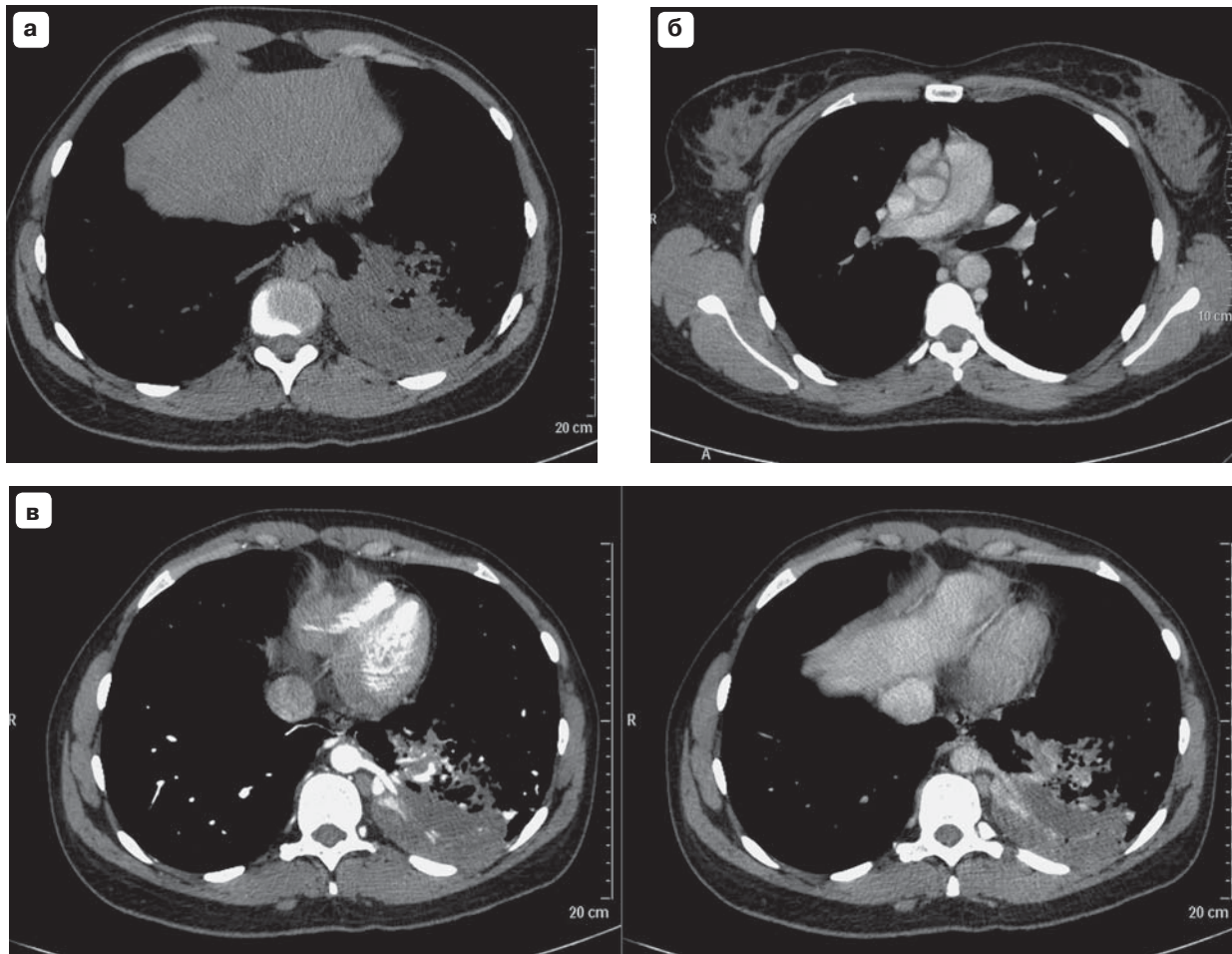


Рис. V.2.1. Интралобарная секвестрация нижней доли левого легкого, осложненная нагноением.

У 22-летней пациентки при поступлении в больницу были жалобы на периодически возникающие колющие боли в левом гемитораксе, за грудиной сжимающие боли и сухой кашель. При нативном сканировании (а) имеются признаки гнойно-воспалительного процесса в заднебазальных сегментах нижней доли левого легкого с бронхоэктазией и бронхиальными кистами.

В артериальную фазу выявляются аномальные артерии, отходящие от аорты. Большое количество аномальных артериальных ветвей, отходящих от нисходящей аорты, получило оперативное подтверждение. Секвестрированная часть легкого кровоснабжалась этими ветвями. Четыре артериальных ствола отходили от брюшной аорты, пенетрировали диафрагму и кровоснабжали нижнюю долю легкого, а пять артериальных стволов отходили от боковых, задних и медиальных стенок нисходящей аорты на разных ее уровнях. Здесь представлена одна из питающих артерий (в). В венозную фазу выявлено, что венозный отток осуществлялся из пораженной доли легкого в два крупных сосуда – нижнюю легочную вену и расширенную вену системы *v. hemiaxigos* (б). Была выполнена левосторонняя нижняя лобэктомия. В таких случаях без данных МСКТ диагностика была бы очень сложной. Повышение контрастности сосудов позволило быстро и эффективно диагностировать это заболевание.

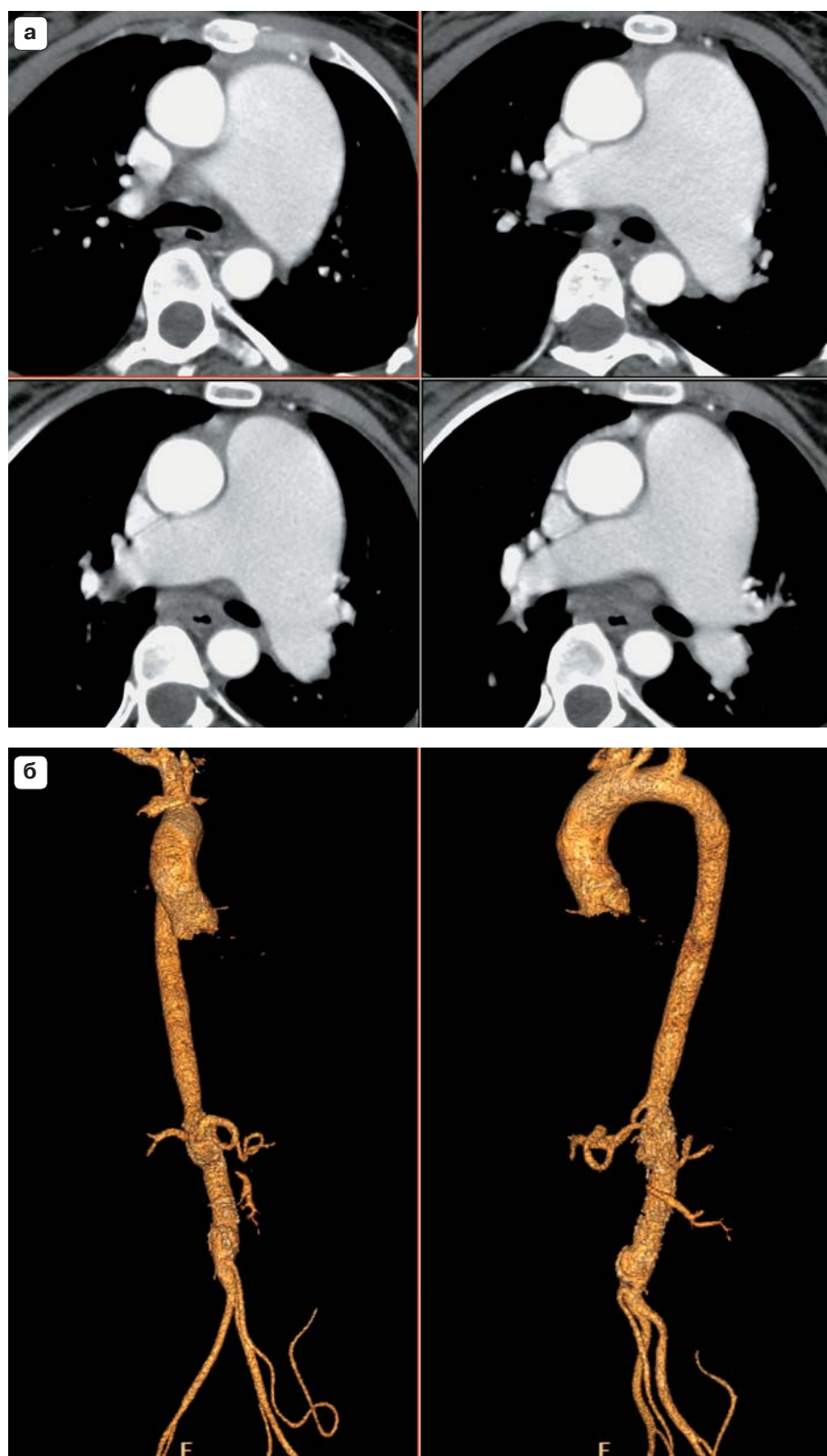


Рис. V.2.2. Легочная гипертензия.

Одним из условий правильного заключения описания МСКТ-исследования является измерение диаметров всех видимых сосудов. У этого больного диаметр восходящей аорты в 1,5 раза больше диаметра нисходящей аорты (**а, б**). Диагностика легочной гипертензии является наиболее важной в этом исследовании (**а**). Ствол легочной артерии более чем в два раза превышает диаметр правой и левой легочных артерий, хотя и они существенно шире, чем в норме.

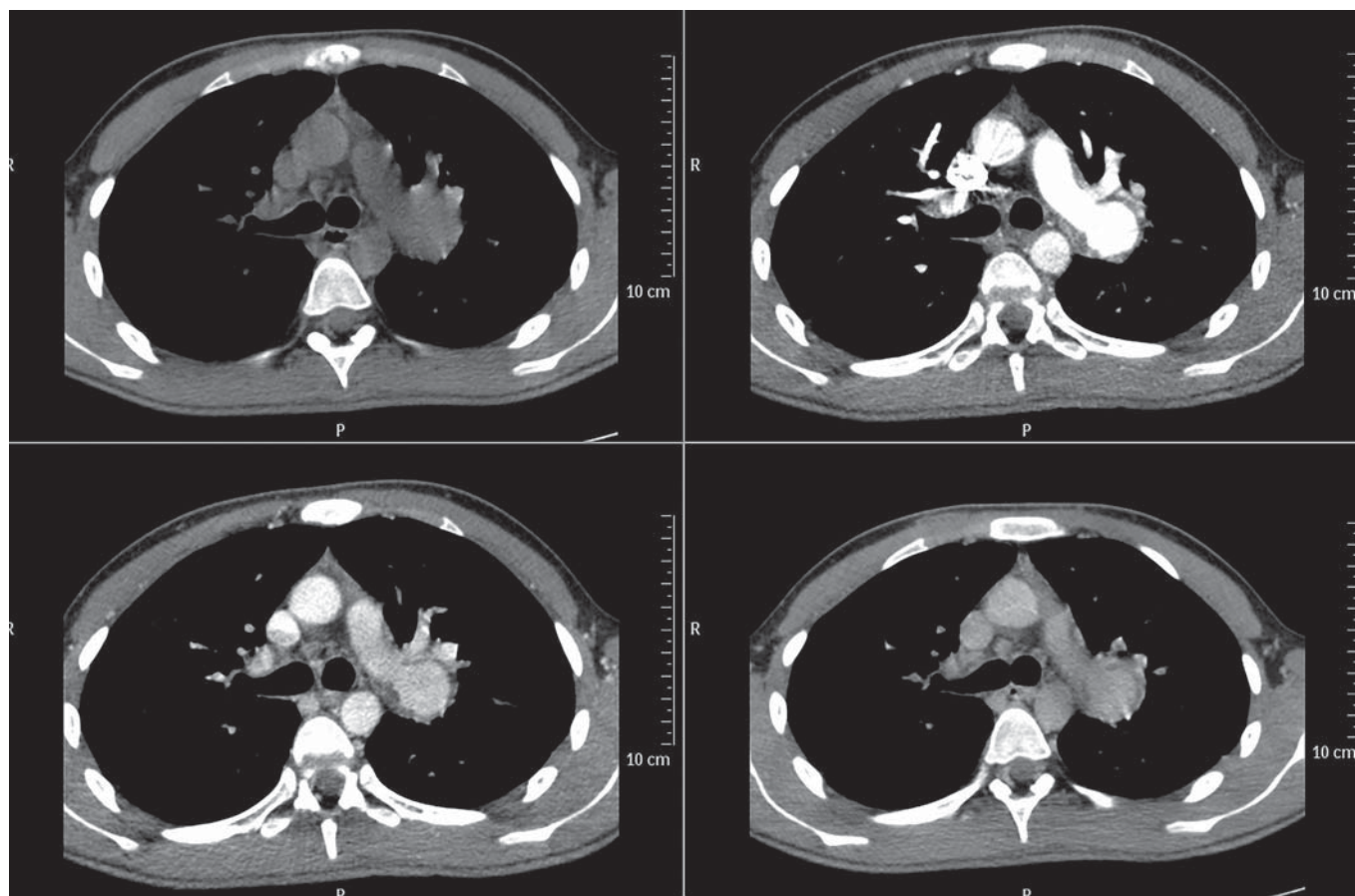


Рис. V.2.3. Болезнь Бехчета (Behcet's) и синдром Хьюза–Стовина (Hughes–Stovin).

У этого 17-летнего пациента виден большой мягкотканый узел в корне левого легкого даже без контрастного усиления. В артериальную фазу диагностируется аневризма ветви левой легочной артерии. В венозную и отсроченную фазы видны неравномерное утолщение артериальной стенки и тонкий пристеночный тромб.

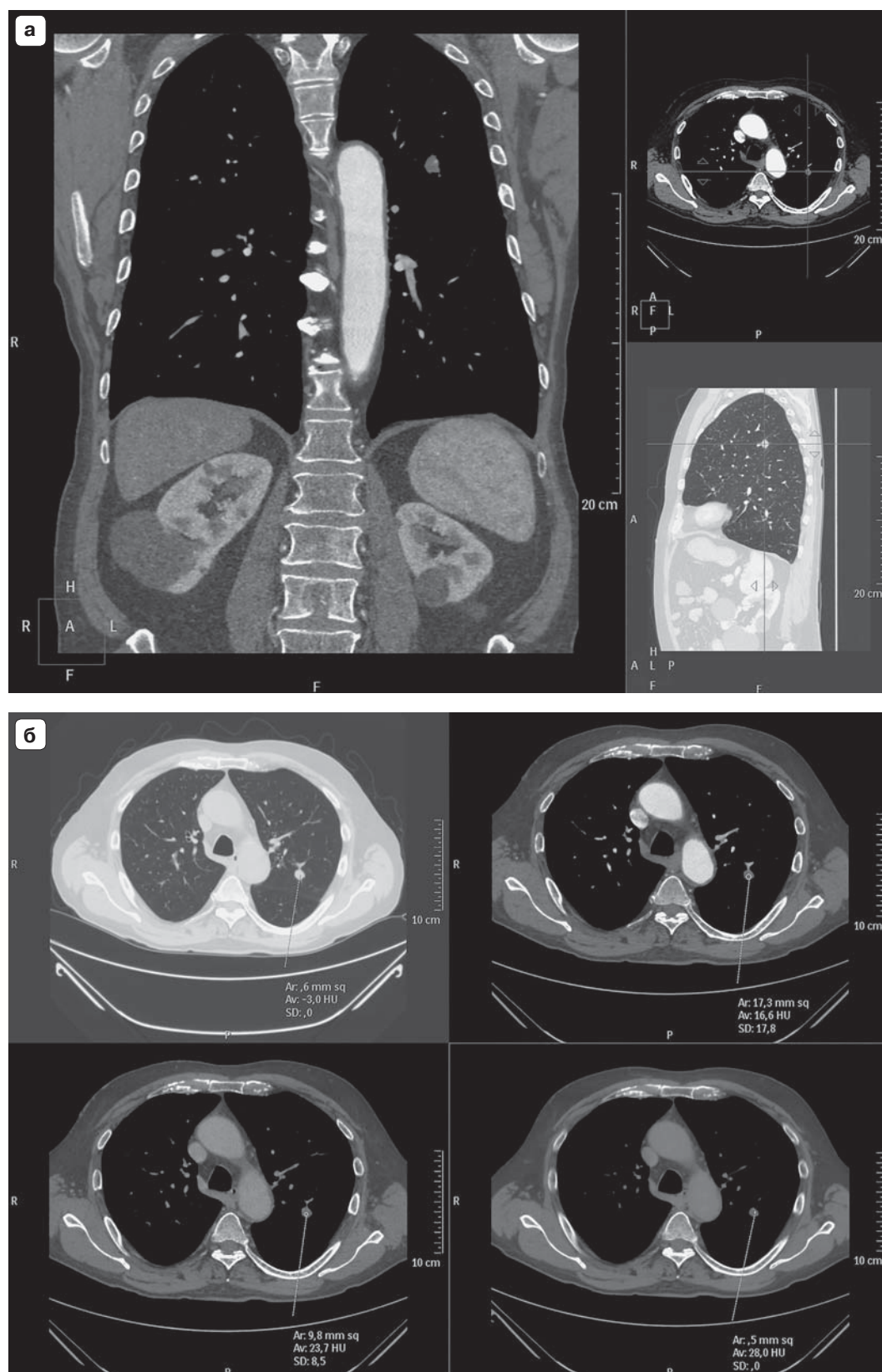


Рис. V.2.4. Злокачественная опухоль легких.

Любой периферический узелок легкого (а) необходимо исследовать как возможную злокачественную опухоль. Повышение контрастности новообразования для таких целей чрезвычайно важно. Диагностика злокачественной опухоли (б) будет особенно достоверной, если опухоль повышает плотность после введения контрастного вещества.

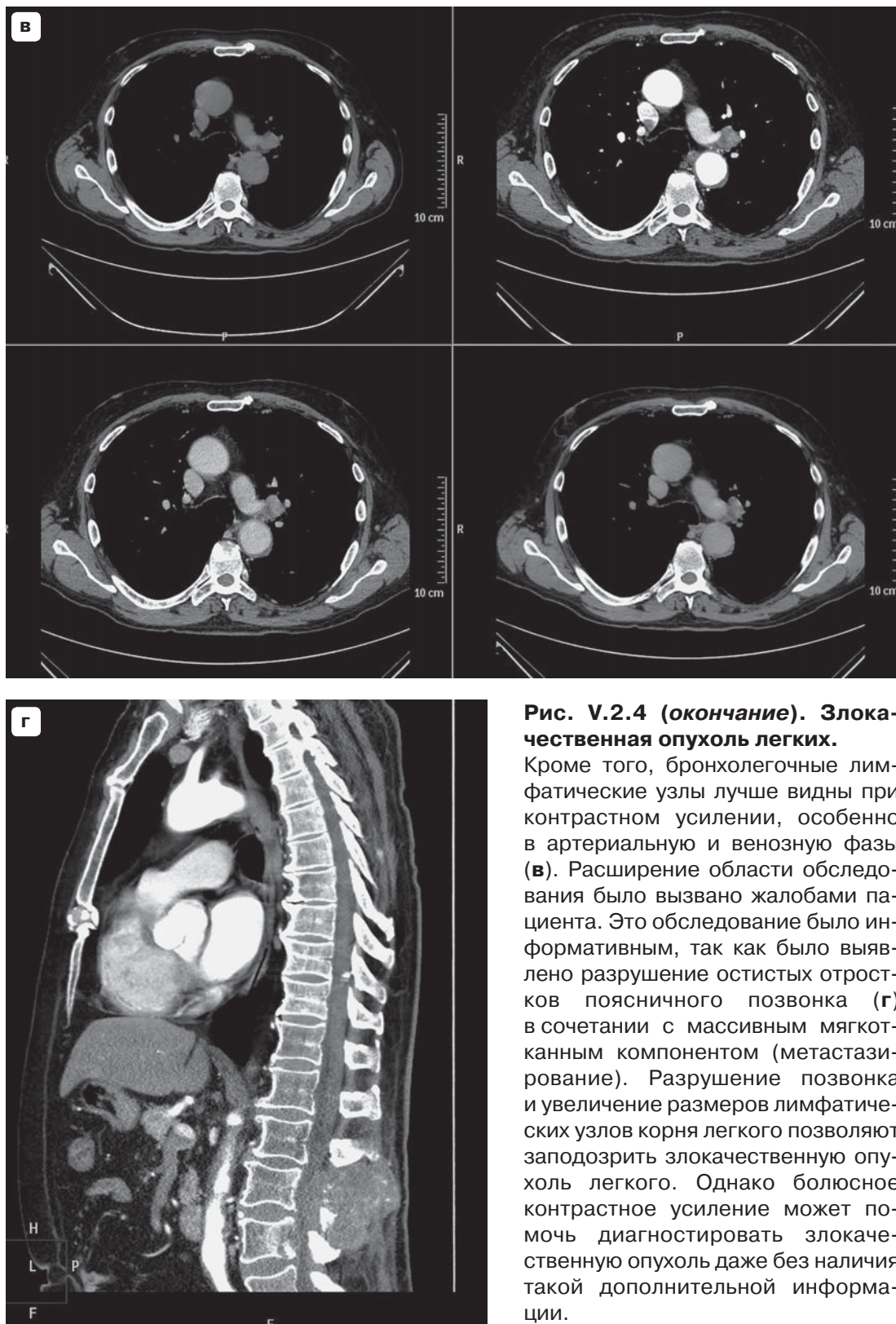


Рис. V.2.4 (окончание). Злокачественная опухоль легких.

Кроме того, бронхолегочные лимфатические узлы лучше видны при контрастном усилении, особенно в артериальную и венозную фазы (в). Расширение области обследования было вызвано жалобами пациента. Это обследование было информативным, так как было выявлено разрушение остистых отростков поясничного позвонка (г) в сочетании с массивным мягкотканым компонентом (метастазирование). Разрушение позвонка и увеличение размеров лимфатических узлов корня легкого позволяют заподозрить злокачественную опухоль легкого. Однако болюсное контрастное усиление может помочь диагностировать злокачественную опухоль даже без наличия такой дополнительной информации.

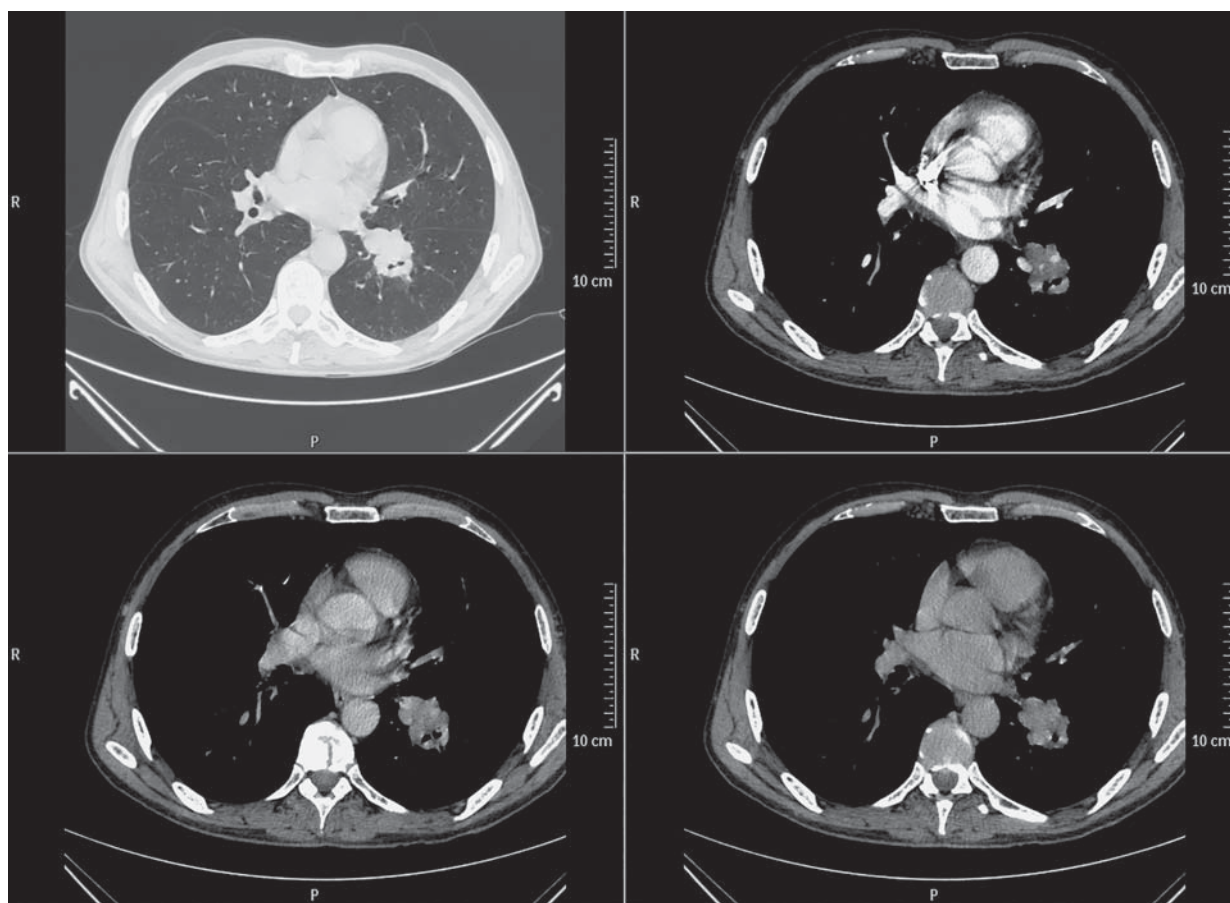


Рис. V.2.5. Центральный рак легких.

Любой периферический легочный узел, выявленный в «легочном окне», должен быть объектом для изучения при контрастном усилении. Вовлечение сосудов в узелковую структуру, изменение диаметра бронха и толщины его стенки являются признаками рака (центрального или периферического в зависимости от типа бронха), в том числе в тех случаях, когда имеются признаки нарушения вентиляции легочной ткани дистальнее места опухолевой обструкции и инвазии в окружающие ткани, а увеличенные лимфатические узлы корня легкого или средостения отсутствуют. У этого пациента опухоль не накапливала контрастное вещество в артериальную фазу, но ее плотность существенно возросла в венозную и отсроченную фазы.

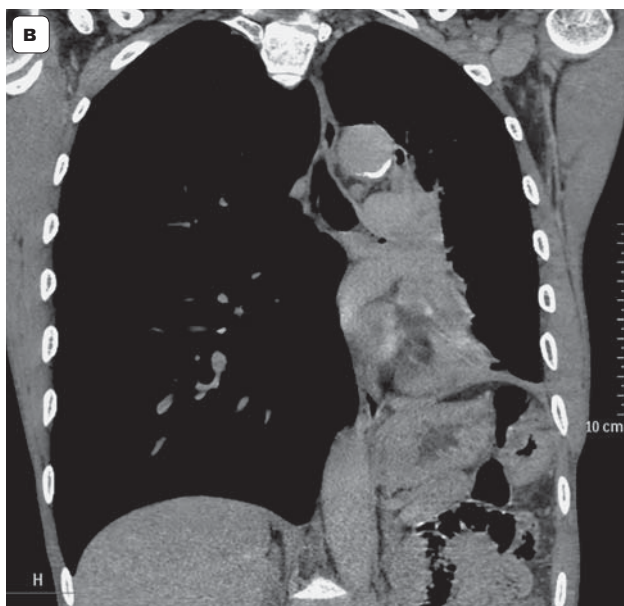
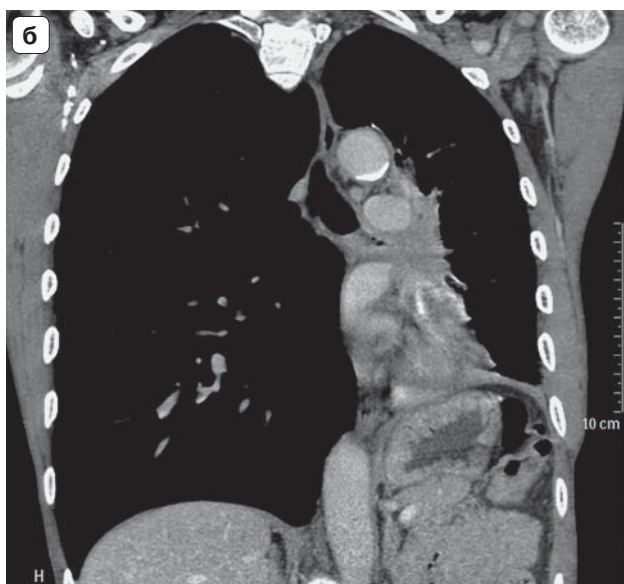
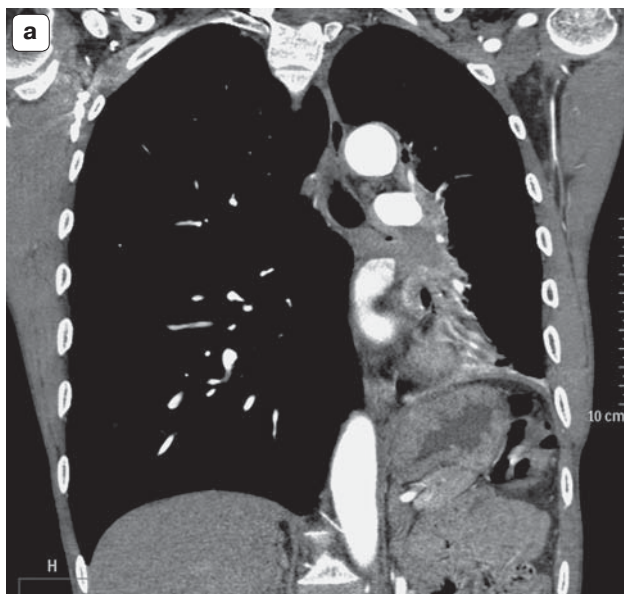


Рис. V.2.6. Центральный рак левого легкого. У этого больного в коронарной плоскости видны значительное уменьшение объема левого гемиторакса и высокий уровень стояния левого купола диафрагмы. Опухоль имеет обширный перибронхиальный компонент. В артериальную фазу (а) наблюдаются опухолевая инвазия ветвей левой легочной артерии. В венозную (б) и отсроченную (в) фазы опухоль существенно повышает свою плотность.



Рис. V.2.7. Центральный рак правого легкого. В артериальную фазу (а, б) видны правая легочная артерия, вовлеченная в опухолевый процесс, и ее сегментарные ветви. Опухоль интенсивно контрастируется при контрастном усилении (б). Были некоторые дополнительные диагностические данные: тромбоз *v azigos* был виден в венозную и отсроченную фазы (в). Имеется смещение переднего отдела желудка в средостение (грыжа пищеводного отверстия диафрагмы) (г, д).

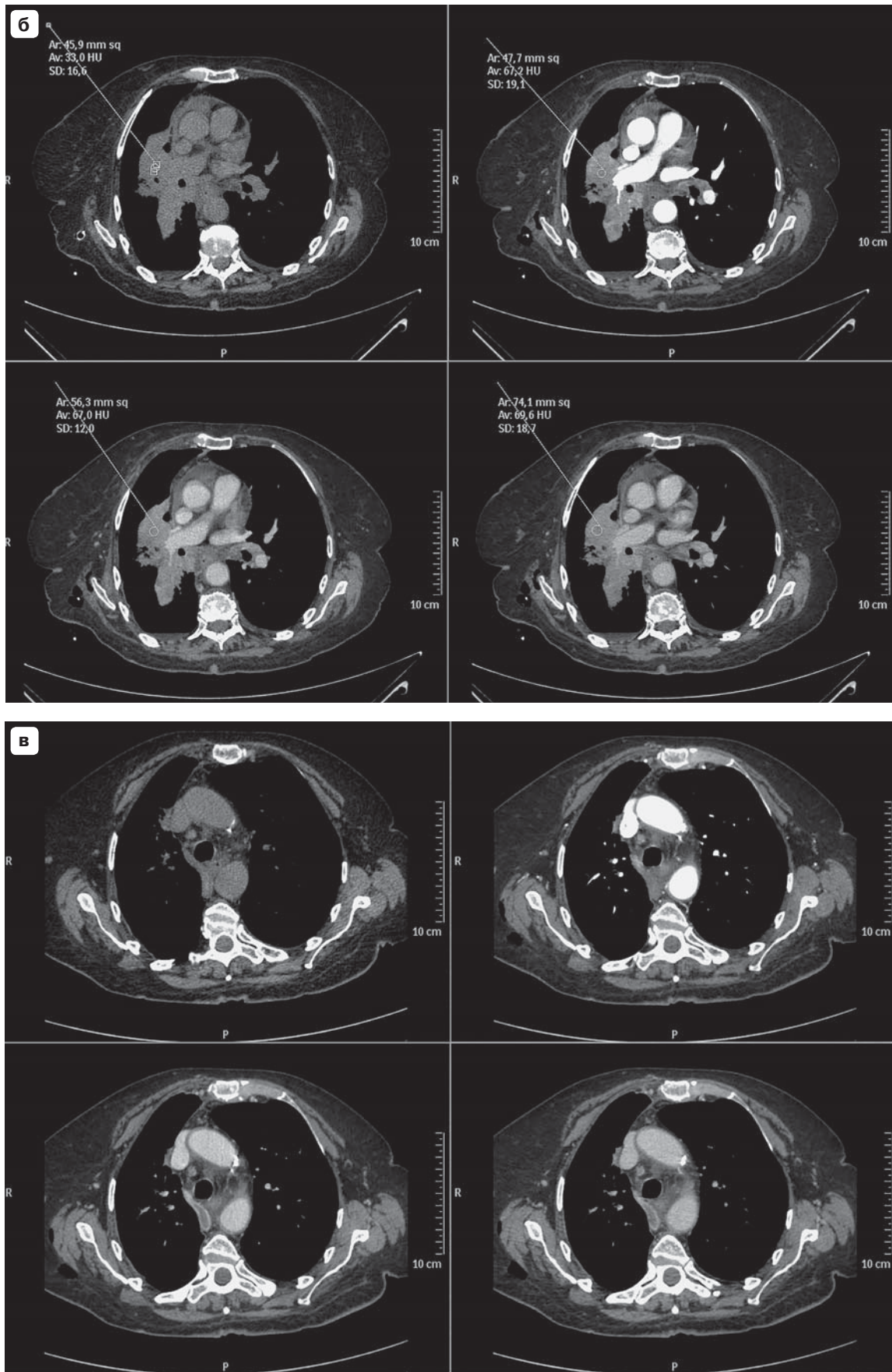


Рис. V.2.7 (продолжение).

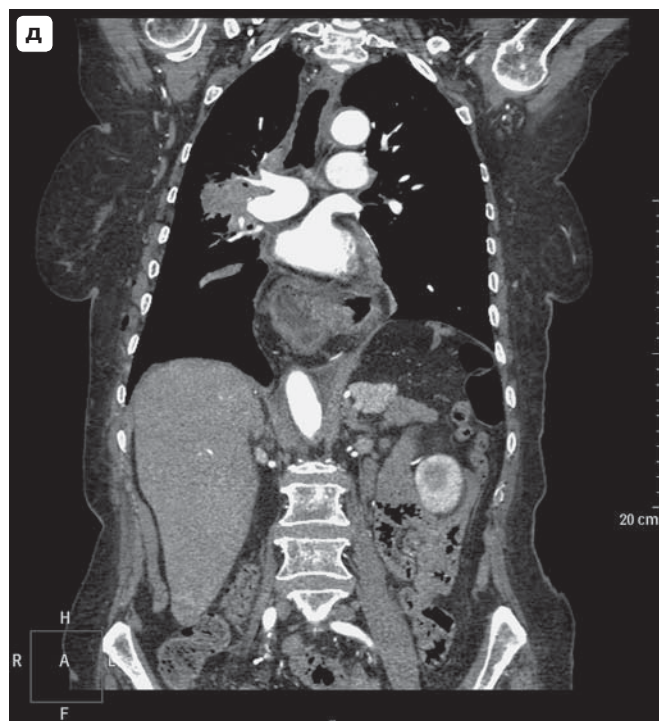
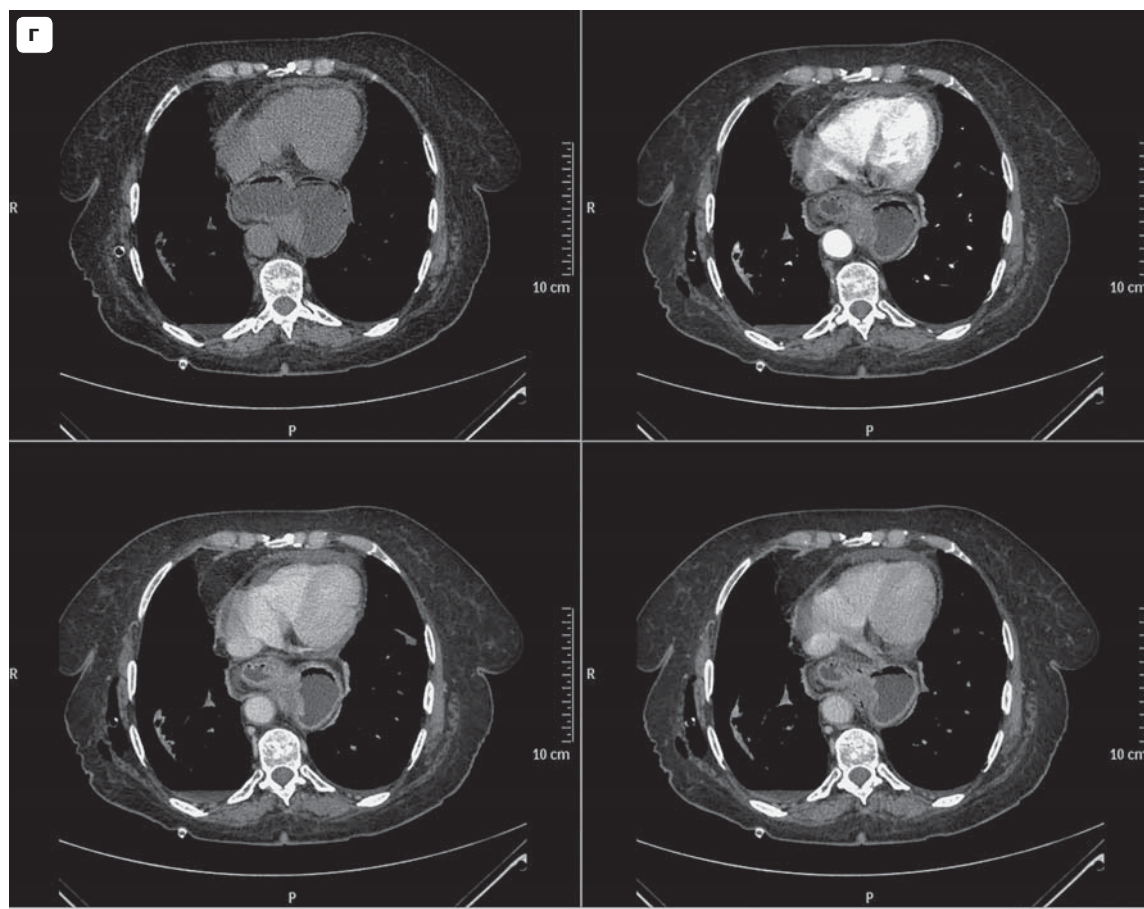


Рис. V.2.7 (окончание).

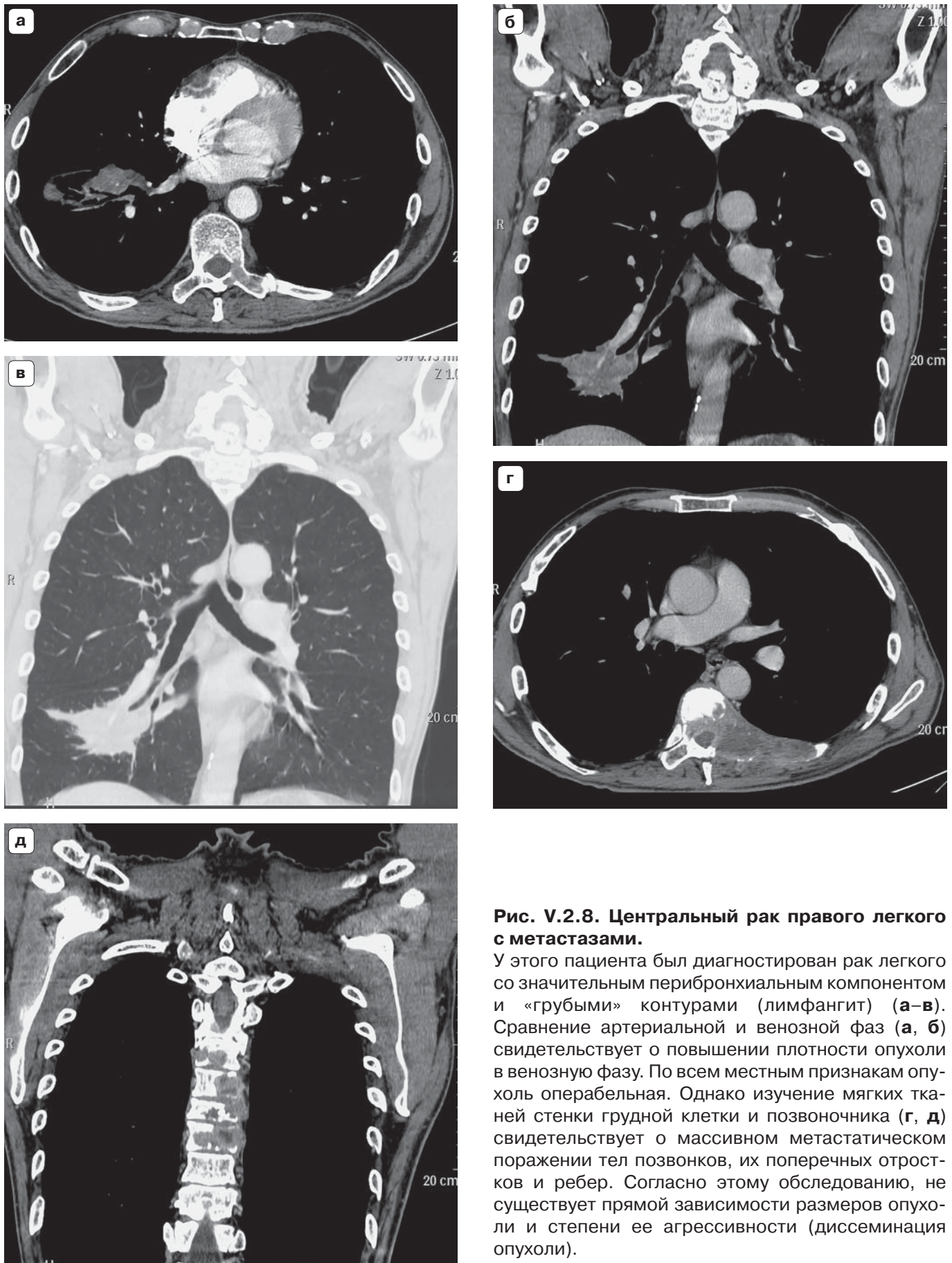


Рис. V.2.8. Центральный рак правого легкого с метастазами.

У этого пациента был диагностирован рак легкого со значительным перибронхиальным компонентом и «грубыми» контурами (лимфангит) (а–в). Сравнение артериальной и венозной фаз (а, б) свидетельствует о повышении плотности опухоли в венозную фазу. По всем местным признакам опухоль операбельная. Однако изучение мягких тканей стенки грудной клетки и позвоночника (г, д) свидетельствует о массивном метастатическом поражении тел позвонков, их поперечных отростков и ребер. Согласно этому обследованию, не существует прямой зависимости размеров опухоли и степени ее агрессивности (диссеминация опухоли).

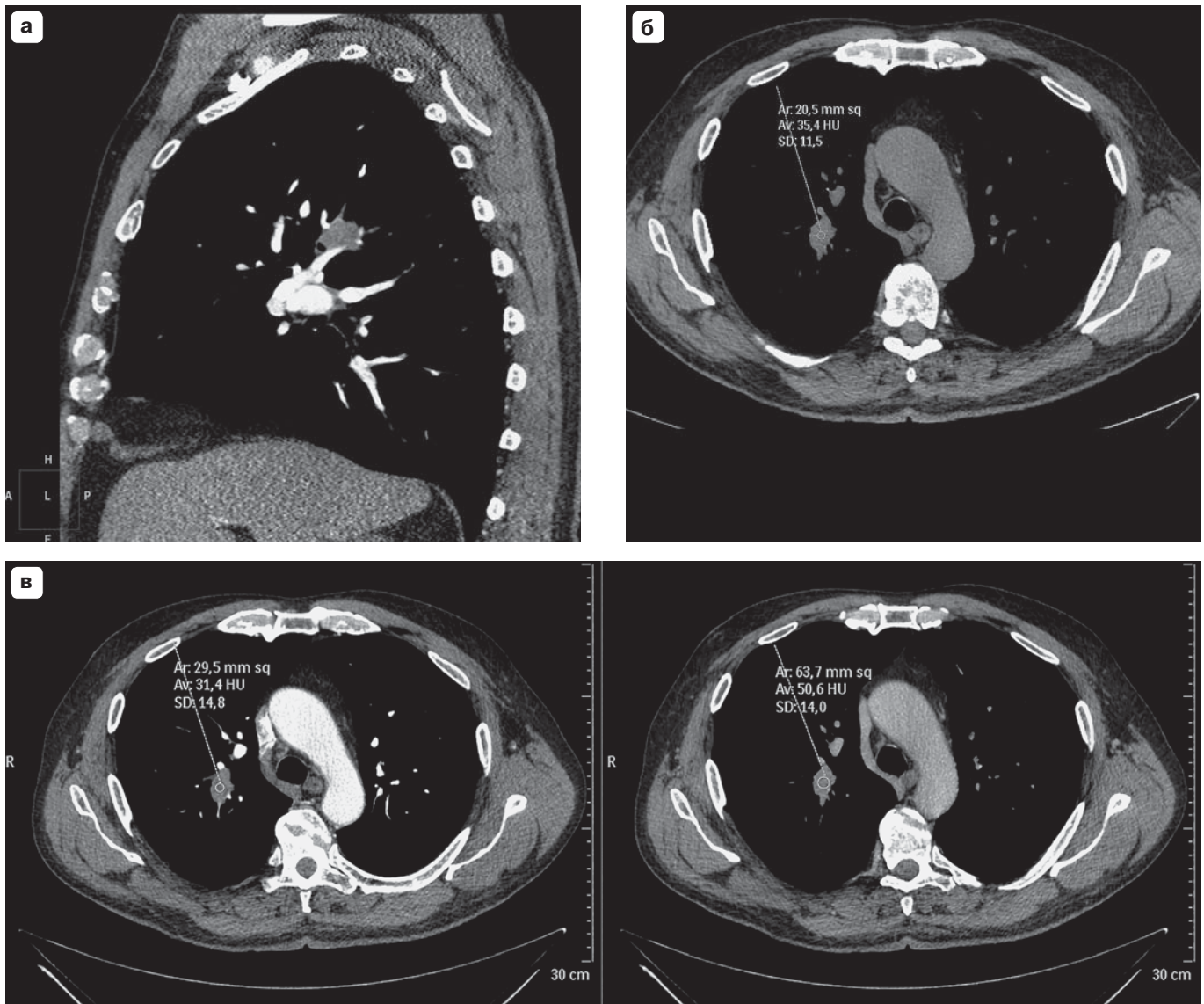


Рис. V.2.9. Периферическая высококодифференцированная эпидермоидная карцинома верхней доли правого легкого с централизацией (T2N0M0).

Повышение контрастности помогает оценить сосудистую инвазию карциномы верхней доли правого легкого (а). Рак легких имеет характерную динамику контрастного усиления. Итак, артериальная фаза важна для оценки вовлечения сосудов или потенциальных путей для гематогенного метастазирования рака. У этого больного опухолевая ткань не меняет своей плотности в артериальную фазу (б, в). Динамика изменения плотности опухоли может быть оценена по данным венозной фазы контрастного усиления (в).

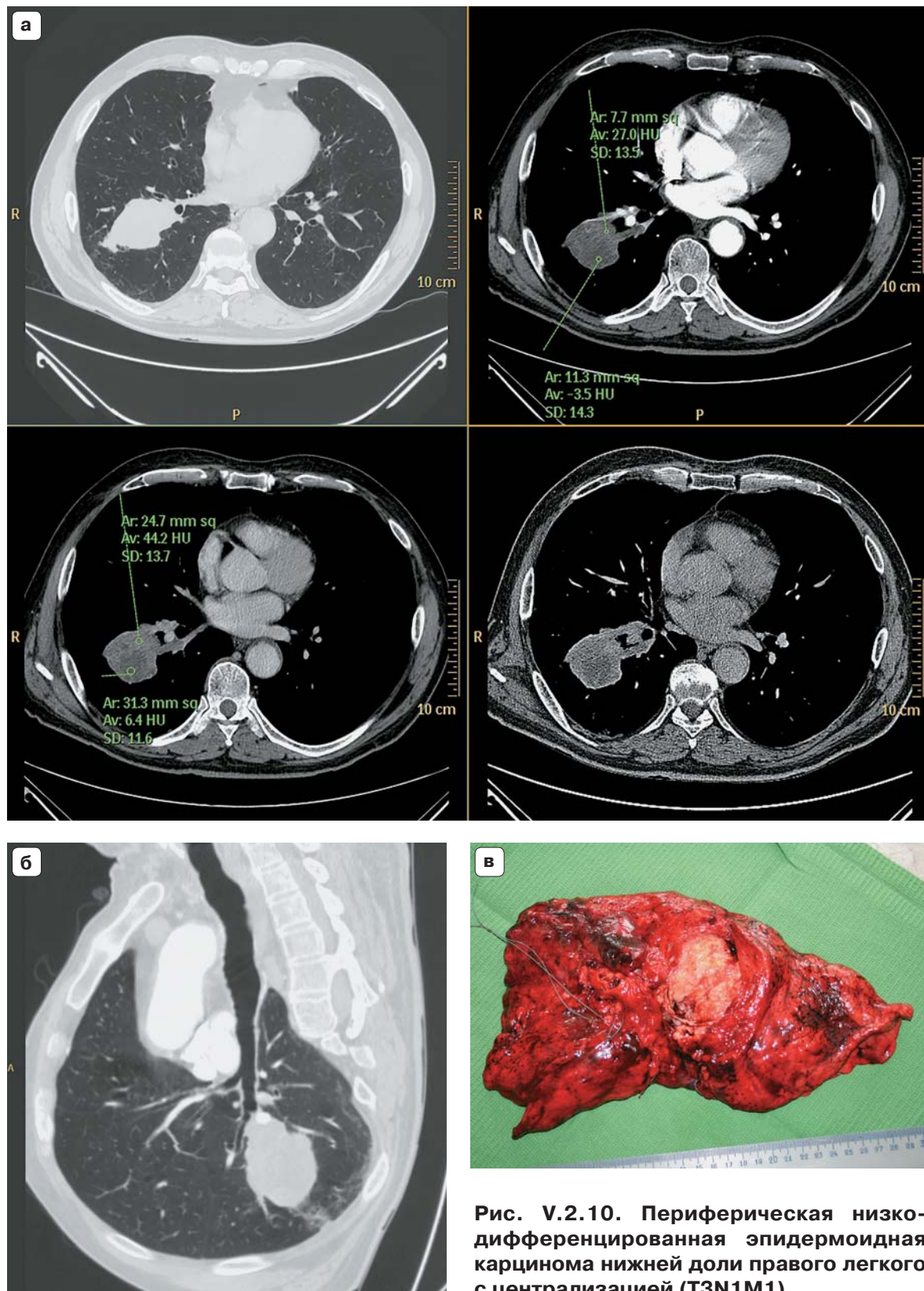


Рис. V.2.10. Периферическая низкодифференцированная эпидермоидная карцинома нижней доли правого легкого с централизацией (Т3N1M1).

Умеренная гетерогенность опухоли видна в артериальную и особенно в венозную фазы (а). Имеется лимфангоит – «дорожка» к плевре. Есть признаки местного утолщения и втянутости плевры (б). На рис. V.1.4 показано, что у больного имеются метастазы в мозг. После пульмонэктомии (в) пациент был госпитализирован в нейрохирургическую клинику.

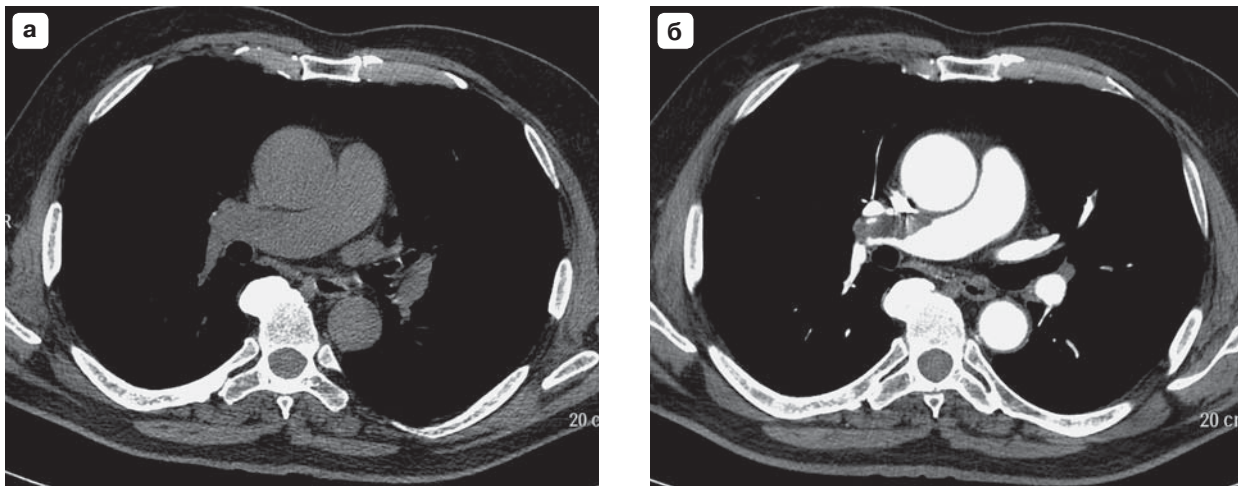


Рис. V.2.11. Легочная тромбоэмболия.

Умеренная неоднородность просвета правой ветви легочной артерии при нативном сканировании позволяет заподозрить тромбоз (а). Однако оценить его протяженность и степень сужения просвета сосуда без контрастного усиления сложно. Внутрисосудистая неоднородность легочной артерии при максимальном усилении в артериальную фазу (б) является признаком тромба, четко определенного на передней стенке ($2/3$ просвета блокируется тромбом). Месяц назад зонтичная часть кава-фильтра оторвалась и переместилась в правый желудочек (в). Больная была успешно прооперирована. Тромб и металлическая конструкция зонтичного типа были удалены.

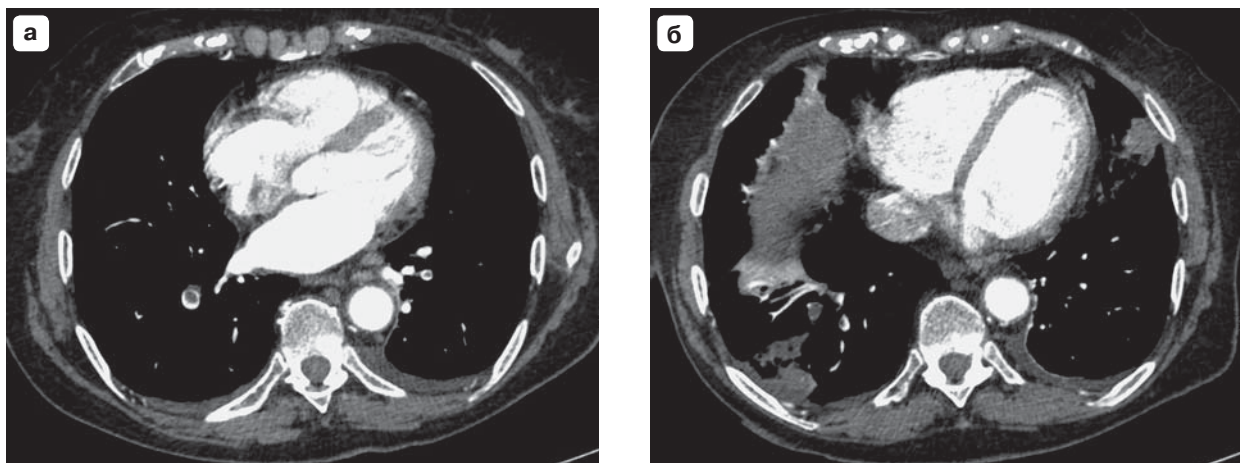
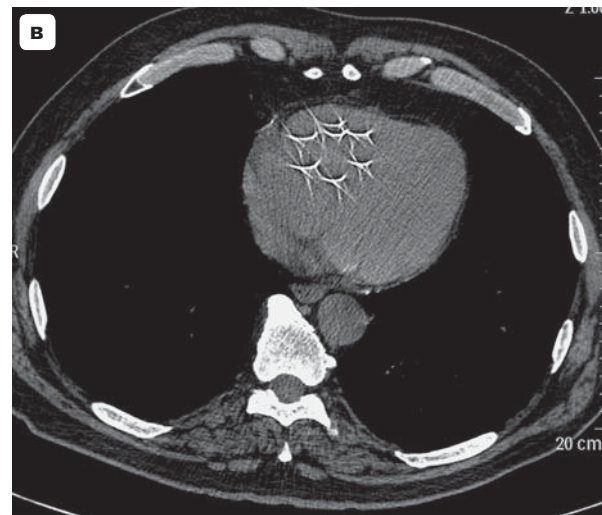


Рис. V.2.12. Хроническая легочная тромбоэмболия.

Тромбоэмболия сегментарных ветвей легочной артерии является более частым видом тромбоэмболии легочной артерии (а). Естественно, диагностика требует использования контрастного усиления для исследования легочных артерий на протяжении серии сканов с целью визуализации внутрисосудистых дефектов контрастного усиления. Внутрисосудистый тромбоз мелких ветвей вызывает нарушения кровоснабжения легочной ткани и возникновение (чаще треугольной формы) субплевральных узелков (пневмонит) (б). Из этого следует, что при подозрении на наличие пневмонита артериальная фаза контрастного усиления необходима для диагностики тромбоэмболии легочной артерии, оценки ее распространенности и принятия решения о лечении.

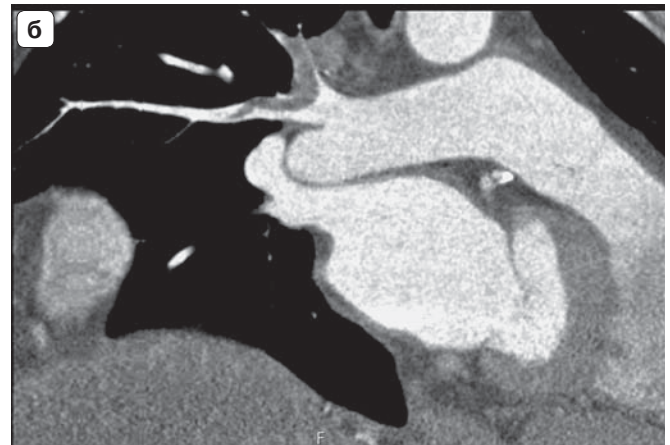
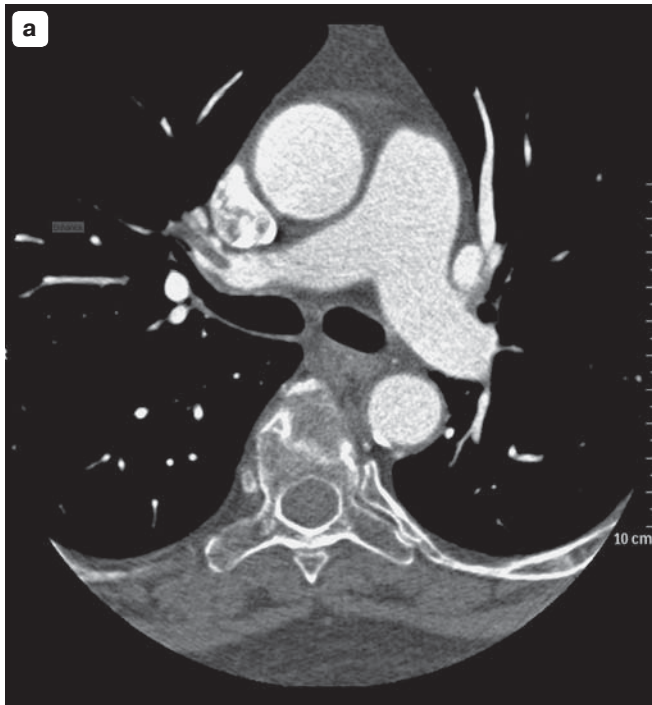


Рис. V.2.13. Хроническая легочная тромбоэмболия сегментарных ветвей.

Высокий уровень контрастирования легочной артерии является основной целью МСКТ-ангиографии. Старый тромб, плотность которого выше плотности свежих тромбов, можно визуализировать в расширенном просвете легочной артерии.

У этого больного плотность легочной артерии идентична плотности аорты (а). В правой легочной артерии определяется внутрисосудистый дефект контрастного усиления. Реформатирование аксиальных изображений является лучшим подходом для выявления тромбов и их характеристики. У этого пациента на разных уровнях присутствуют тромбы, расположенные в двух сосудах (в бифуркациях), так называемый тромб-«наездник» (б), тромб частично или полностью блокирует просвет сосуда (в). Безусловно, такие данные МСКТ-диагностики очень важны, так как позволяют оценить эффективность антикоагулянтной терапии. В целом такие данные могут служить основой для первичной диагностики хронической легочной тромбоэмболии.



Рис. V.2.14. Хроническая тромбоэмболия.

Рецидивирующая тромбоэмболия может иметь только признаки незначительного уменьшения контрастного усиления одной или нескольких ветвей легочной артерии (**а**), которые лучше видны на коронарных (**б**) или сагиттальных изображениях как дефекты внутрисветного контрастирования. Поэтому для точной диагностики необходим высокий уровень контрастного усиления легочной артерии.

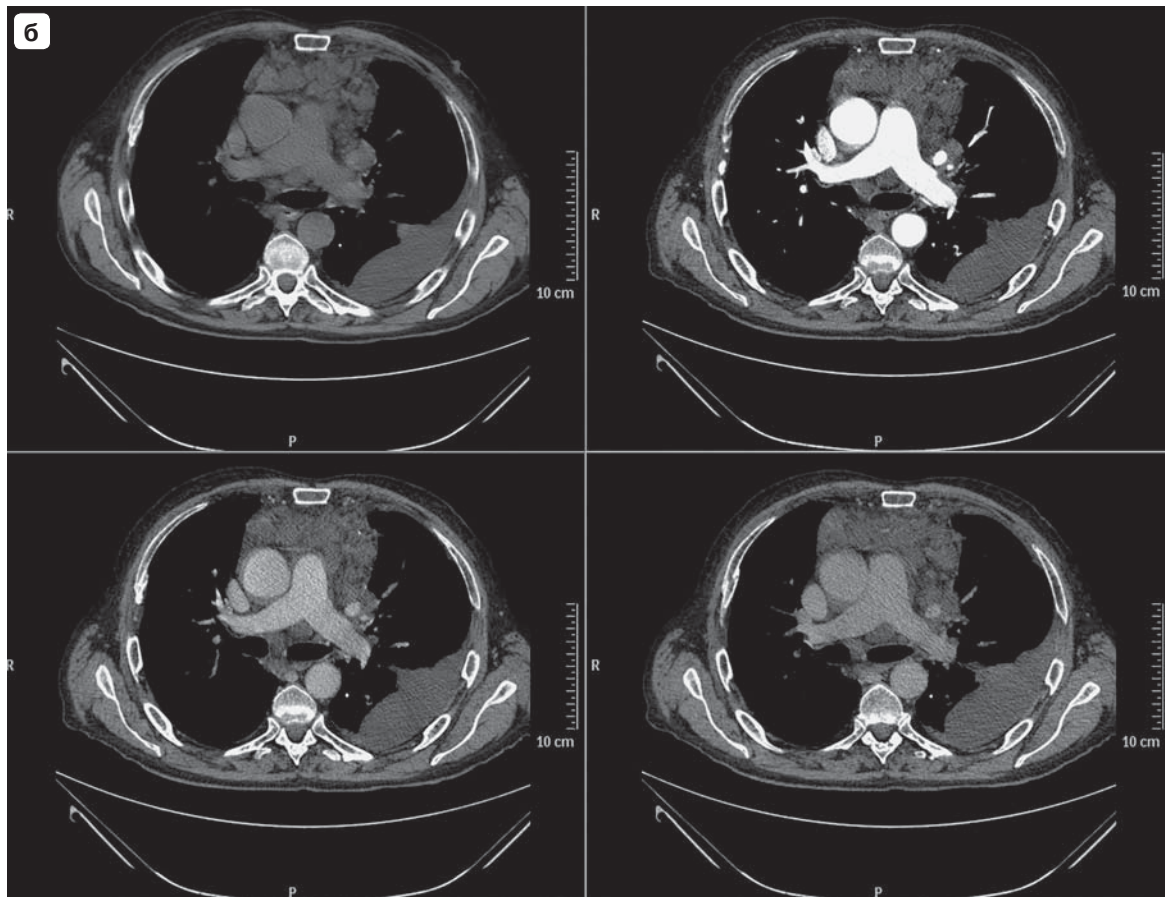
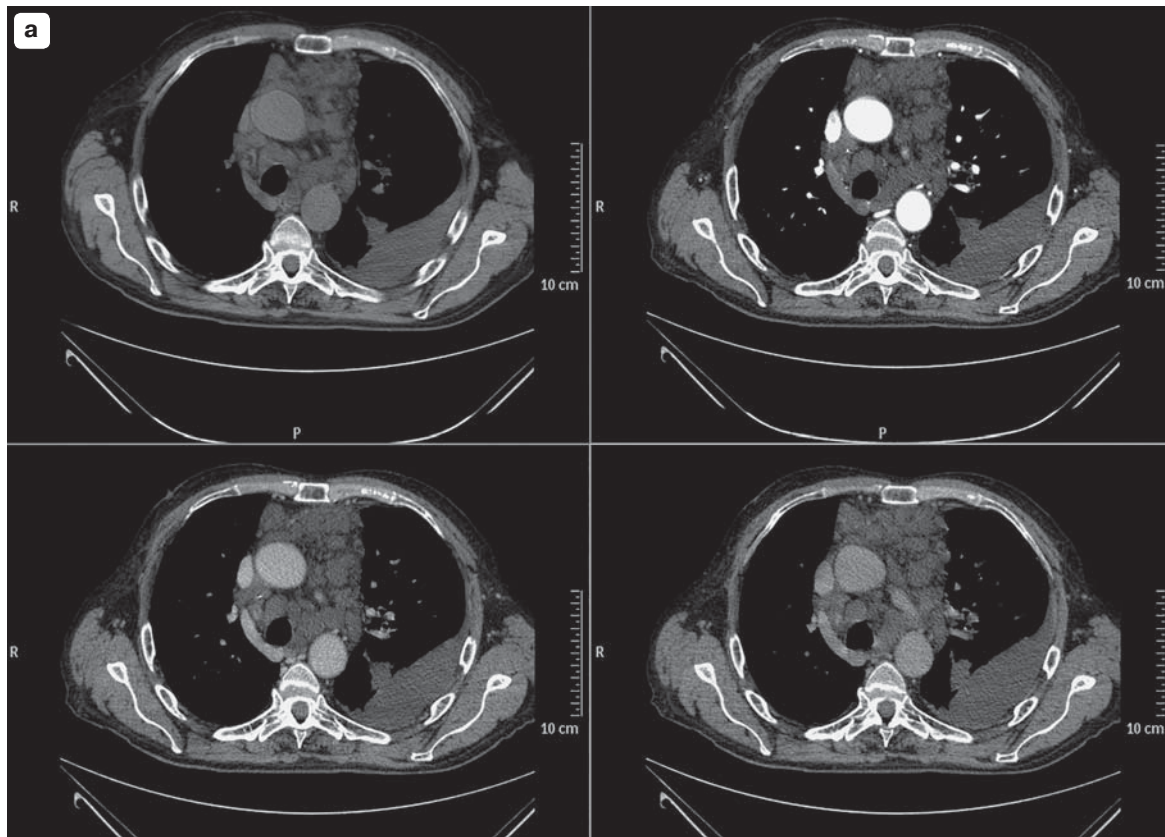


Рис. V.2.15. Болезнь Ходжкина.

Нативное сканирование практически не позволяет визуализировать сосуды на фоне конгломератов лимфатических узлов. Тем не менее нативное сканирование очень важно для дифференциации кальцификации. В отличие от метастатического поражения, пролиферативные заболевания лимфатической системы не характеризуются интенсивным усилением лимфатических узлов в отсроченную фазу. В артериальную и венозную фазы (см. блоки рисунков **а** и **б**) артериальные и венозные сосуды дифференцируются соответственно.

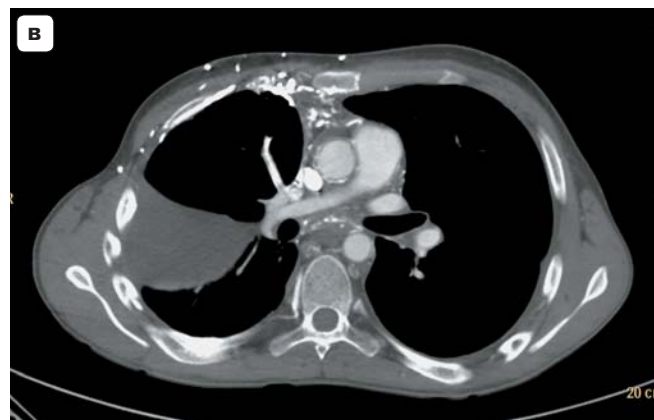
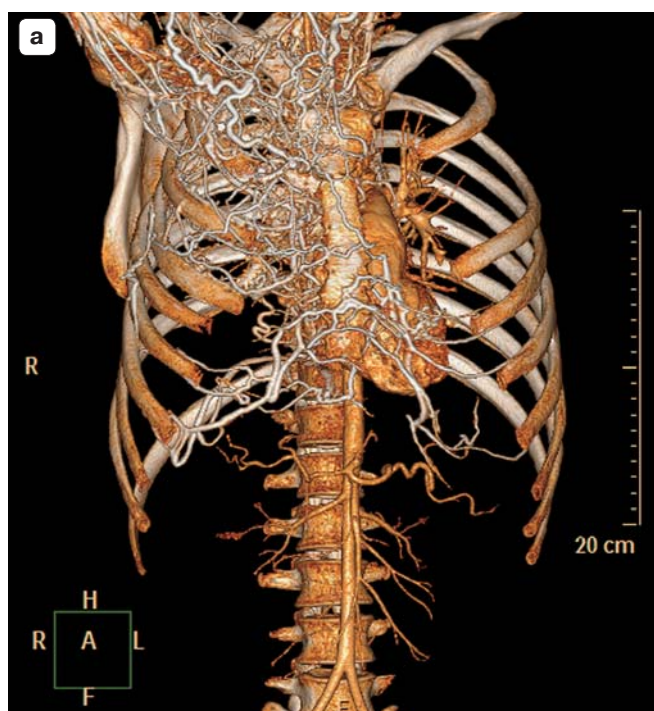
У этого пациента плевральная жидкость гиподенсна во все фазы контрастного усиления. Нет изменений плотности и утолщения плевры. На усиление плевры следует всегда обращать внимание, когда необходимо исключить эмпиему плевры или мезотелиому плевры.

Рис. V.2.16. Кистозная лимфангиома.

При поступлении в отделение торакальной хирургии у больного имеется правосторонний хилоторакс.

Год назад была выполнена правосторонняя торакотомия с плеврэктомией. 3 мес после операции жалоб не предъявлял, после этого у больного были обнаружены увеличение живота и отек ног. Было выполнено дренирование хилоперитонеума. При ультразвуковом исследовании был диагностирован тромбоз подключичной и яремной вен с правой стороны.

В артериальную фазу на грудной клетке (**а**) и в средостении (**б, в**) имеется много сосудов, интенсивно контрастирующихся при введении контрастного вещества, которые не видны в нормальном состоянии. Патологическая сосудистая сеть состояла из множества артериовенозных свищей, связанных с дугой аорты, правой подключичной веной, *v. azigos*, расширенной до 17 мм, и верхней поллой веной. После лечения (через 2 мес) эти коллатеральные сосуды полностью исчезли.



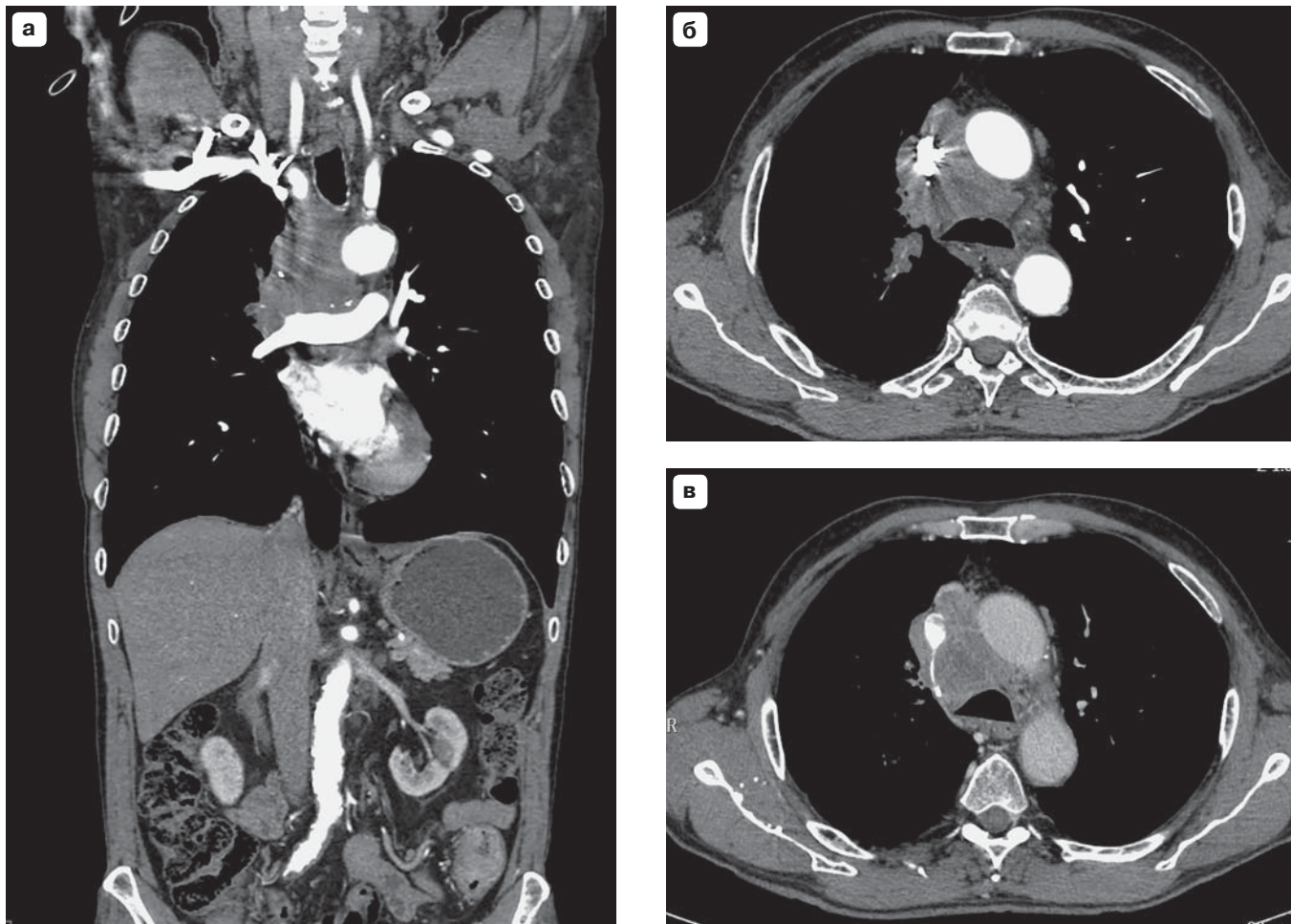


Рис. V.2.17. Злокачественная опухоль средостения.

Опухоли средостения, если они имеют злокачественную природу (а), чаще всего распространяются на соседние анатомические структуры и сосуды, что делает такие опухоли неоперабельными. У этого пациента опухоль циркулярно окутывает верхнюю полую вену, вызывая ее сдавливание (б). Наблюдается инвазия опухоли в трахею и нисходящую аорту. Сжатие *v. azigos* и наличие внутрисосудистого тромба в верхней полой вене лучше видны в венозную фазу. При сдавлении верхней полой вены (в) приток контрастного вещества в малый круг кровообращения замедляется, что способствует лучшей визуализации верхней полой вены и выявлению неоднородности опухоли в венозную фазу контрастного усиления.

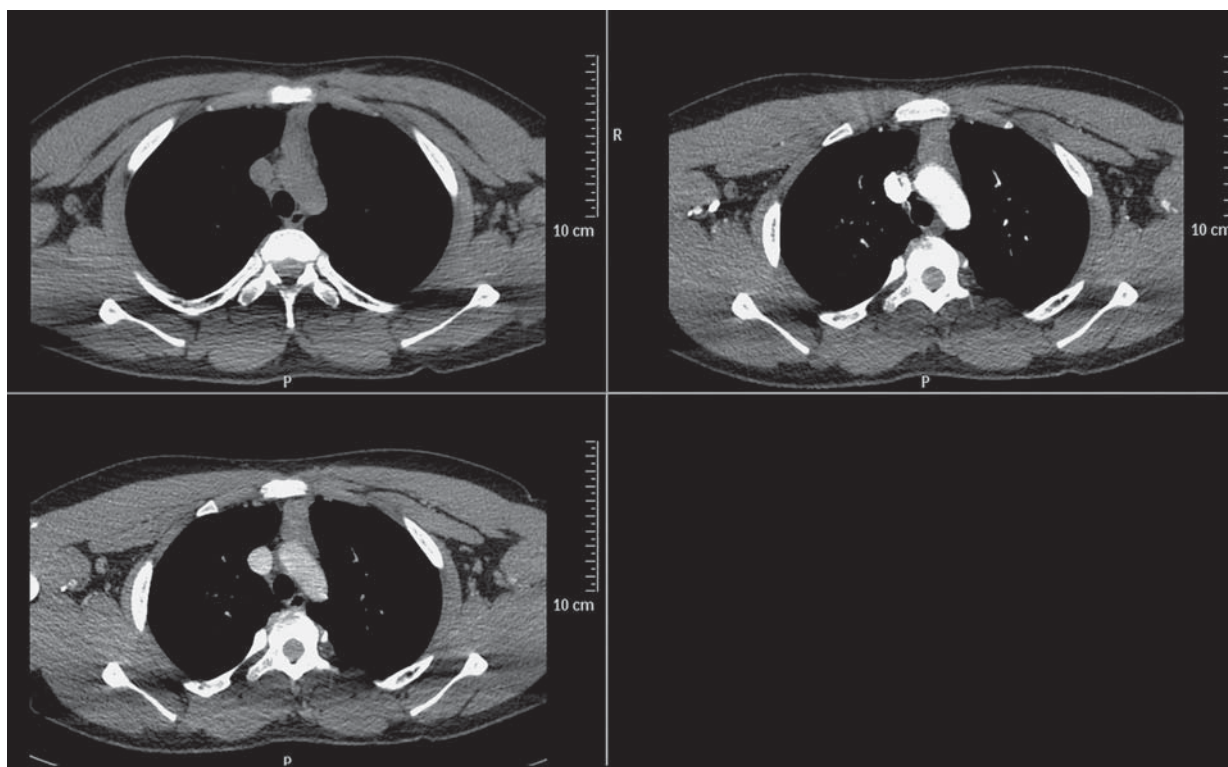


Рис. V.2.18. Тимус.

Некоторые анатомические структуры, тимус особенно, выражено изменяют плотность при контрастном усилении. Тимус у подростков и молодых людей имеет однородную мягкотканную структуру, умеренно накапливает контрастные вещества, особенно в венозную фазу.

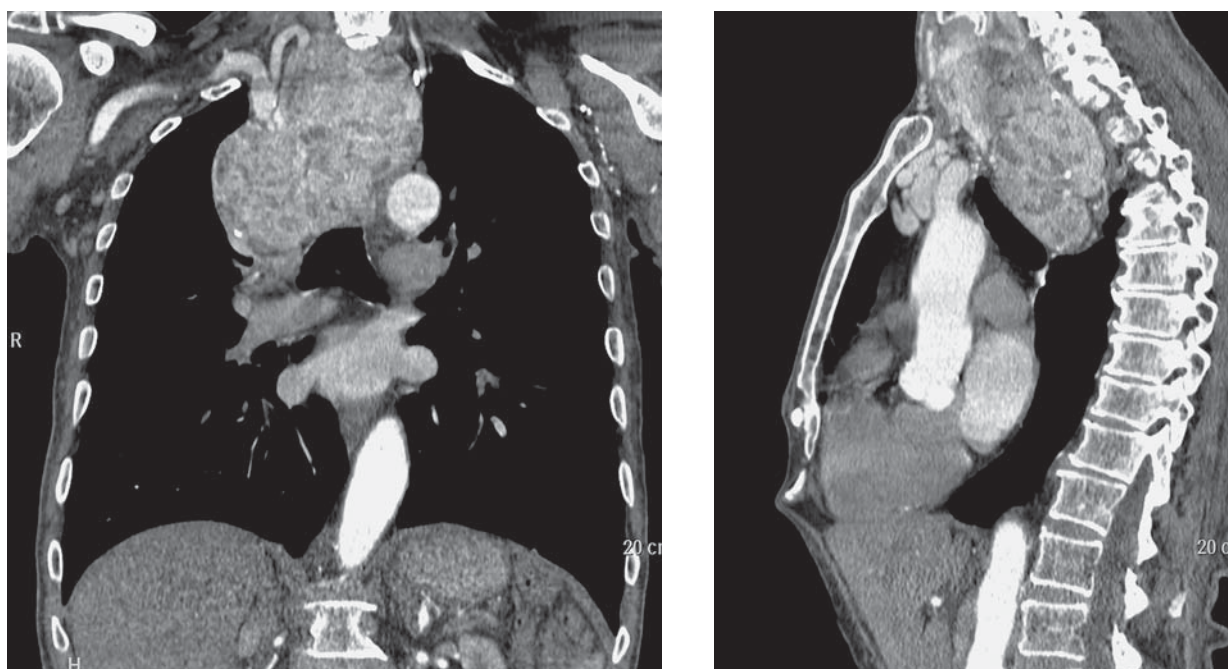


Рис. V.2.19. Загрудинный зоб.

У этого пациента аберрантный зоб. Многие небольшие гиподенсные участки (кисты) были визуализированы в артериальную фазу. Для лечения использовалась гемиструмэктомия.

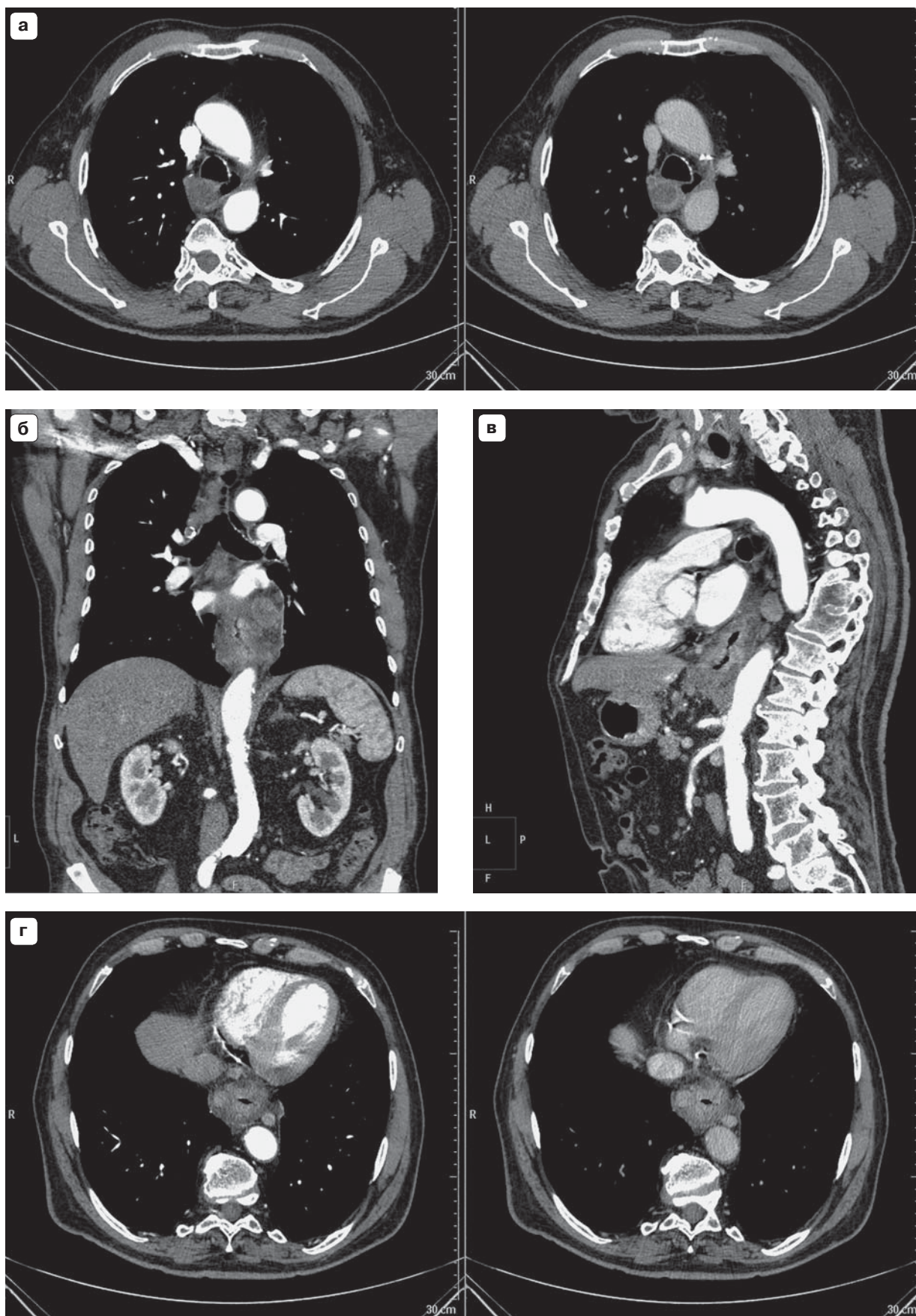


Рис. V.2.20. Рак кардии желудка с распространением на нижнюю треть пищевода.

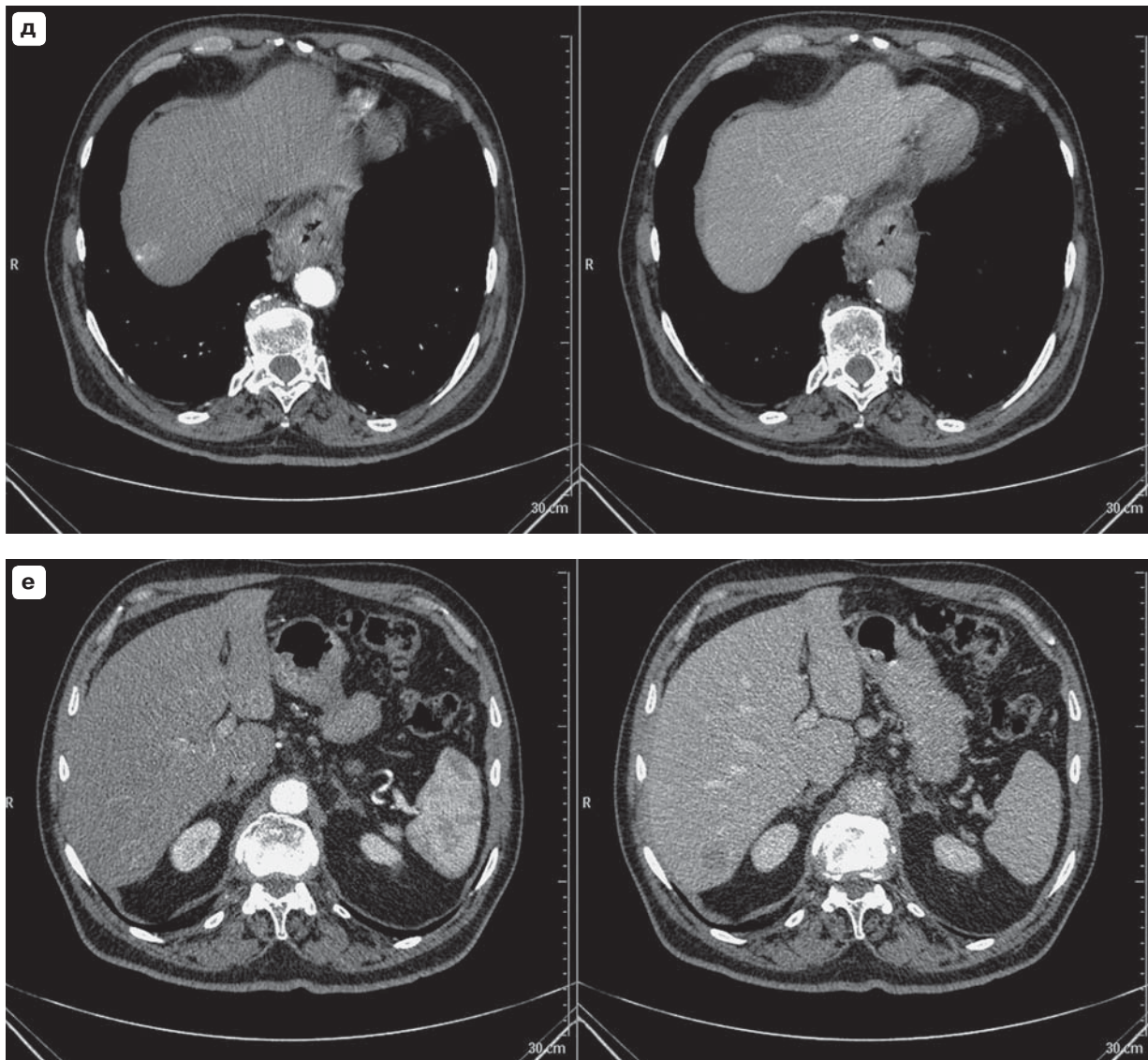


Рис. V.2.20 (окончание). Рак кардии желудка с распространением на нижнюю треть пищевода.

Заболевания средостения характеризуются изменениями анатомических соотношений или нарушением общепринятых изображений органов и тканей. Анализ изображений средостения этого пациента показал расширение просвета пищевода и круговое утолщение его стенок (**а**). На венечных и сагиттальных реформациях (**б**, **в**) видна опухоль нижней части средостения. На уровне пищеводного отверстия диафрагмы (**г**) имеются циркулярное утолщение стенок пищевода и округлые образования (лимфатические узлы) с мягкотканной структурой. Лимфатические узлы лучше всего контрастируются в венозную фазу. В артериальную фазу в куполе печени (**д**) видно субкапсулярное образование, изображение которого исчезает в венозную фазу (артериовенозный шунт). Передняя стенка желудка толстая (**г**), по малой кривизне желудка имеются крупные лимфатические узлы. На этом же снимке видны очаговые поражения печени (VII и II сегменты). Эти очаговые поражения гиперденсны в артериальную фазу и гиподенсны в венозную фазу (**е**). Сочетание артериальной и венозной фаз позволило получить данные, указывающие на рак кардии желудка. Опухоль распространена на нижнюю треть пищевода. Имеются регионарные лимфатические узлы и метастазы в печень.

V.3. МСКТ-ИССЛЕДОВАНИЕ ГРУДНОЙ АОРТЫ И ЕЕ ВЕТВЕЙ

Прежде всего, исследование грудной аорты направлено на оценку ее истинного диаметра. Диаметр просвета по данным МСКТ-исследования аналогичен таковому при цифровой (классической) ангиографии. Но МСКТ имеет дополнительную возможность, так как исследование позволяет измерить толщину стенки, однородность контрастного усиления просвета и выявить признаки двойного просвета аорты (расслоение аорты). МСКТ с трехмерными реконструкциями изображений помогает диагностировать различные аномалии артерий дуги аорты (рис. V.3.1).

Различные типы аномалий очень часто могут быть бессимптомными, однако информация о них чрезвычайно важна для предоперационного планирования.

Травматическая аневризма грудной аорты является одним из наиболее частых осложнений автомобильных травм, когда водитель ударяется грудью о руль автомобиля.

Очевидно, что МСКТ-ангиография позволяет дифференцировать веретенообразные и мешковидные аневризмы, установить локализацию дефекта стенки аорты, диагностировать разрыв интимы и внутриспросветный тромбоз (рис. V.3.2–V.3.6).

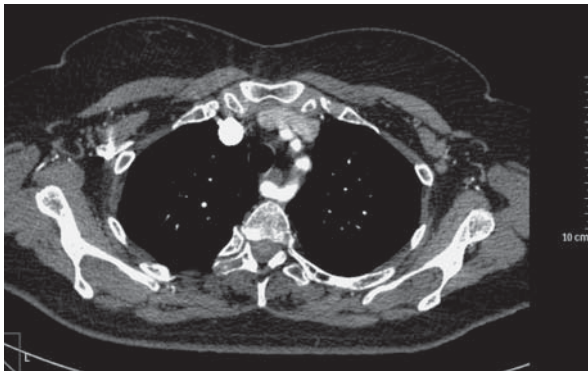


Рис. V.3.1. Аномалия дуги аорты.

При любом обследовании необходимо быть готовым визуализировать индивидуальные особенности сосудистой системы пациента. Например, этот пациент был осмотрен при подозрении на заболевание легких. Атипичное место возникновения брахиоцефального ствола было диагностировано в артериальную фазу. Брахиоцефальный ствол проходит с правой стороны, за пищеводом и трахеей. Конечно, пациент с такой специфической собственной анатомией прожил много лет без каких-либо жалоб. Но в случае травматического повреждения пищевода или трахеи или операции на этих органах могут возникать различные непредвиденные проблемы. Поэтому каждый пациент должен знать об определенных анатомических особенностях своего тела, и такая информация должна быть включена в его анамнез жизни.



Рис. V.3.2. Посттравматическая мешотчатая аневризма.

У этого пациента аневризма нетромбирована. Трехмерная реконструкция соответствует ее реальным размерам (а). Серия последовательных томограмм позволяет оценить соотношения аневризмы со стволом легочной артерии, ее ветвями и другими структурами средостения (б, в).

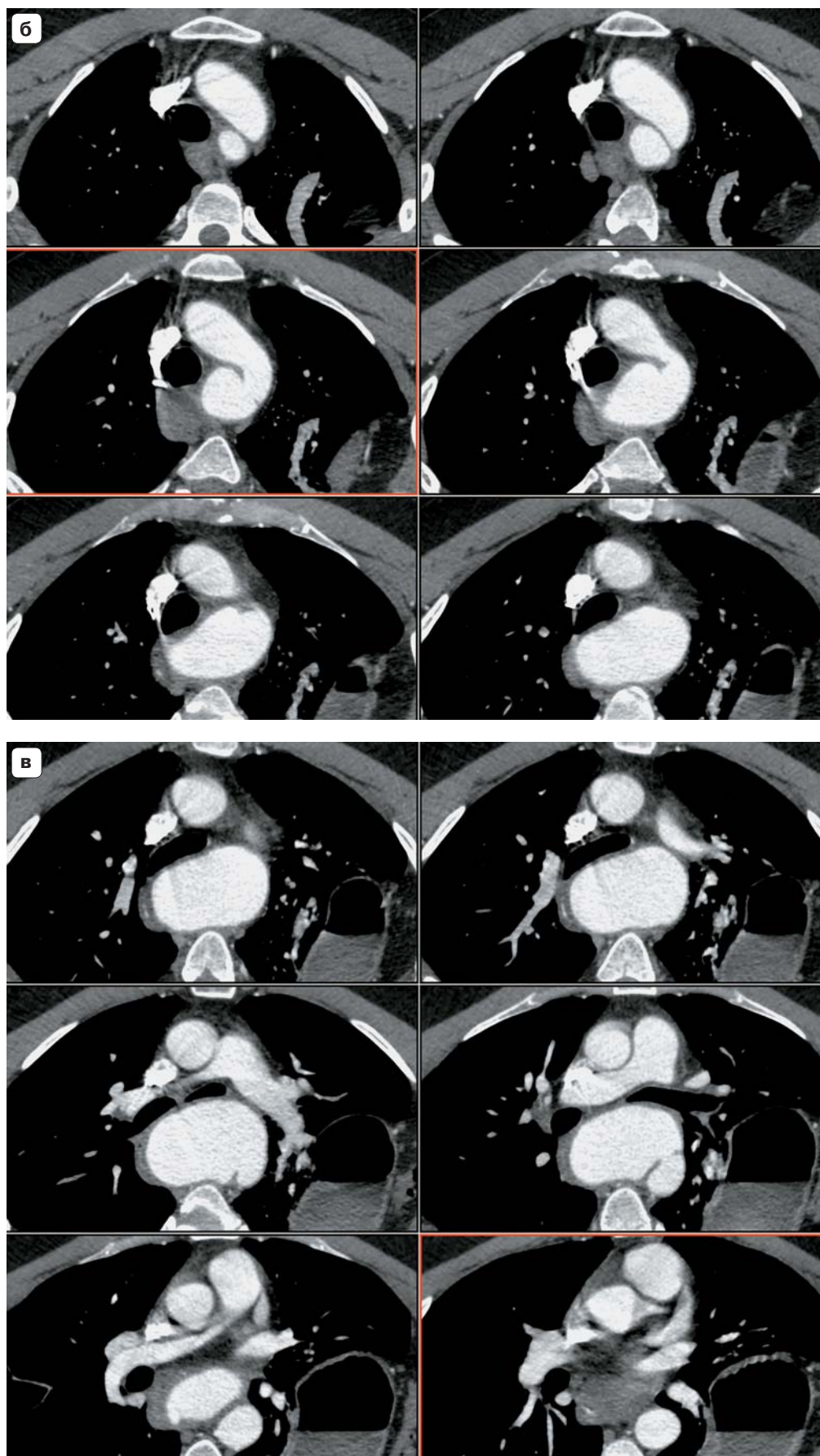


Рис. V.3.2 (окончание). Посттравматическая мешотчатая аневризма.

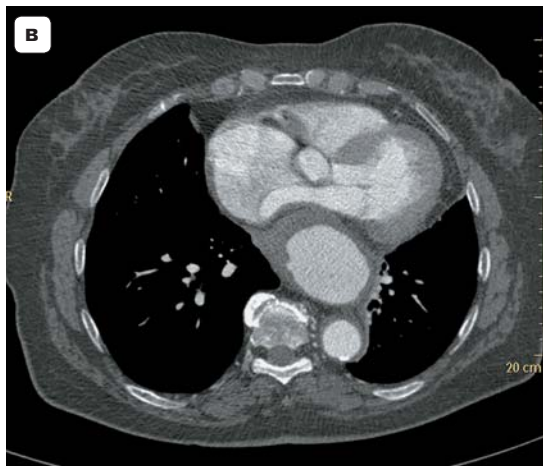
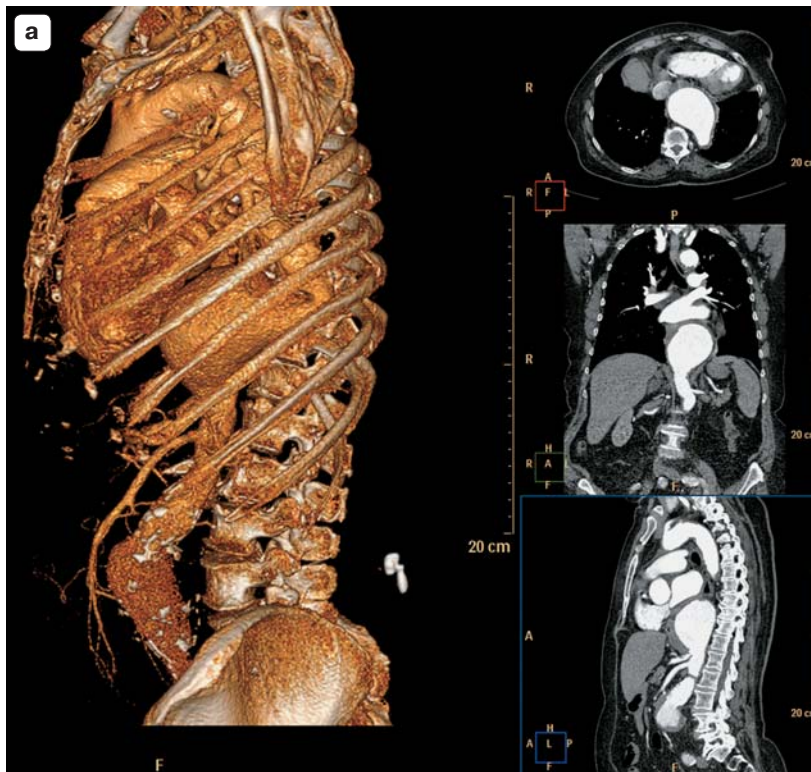
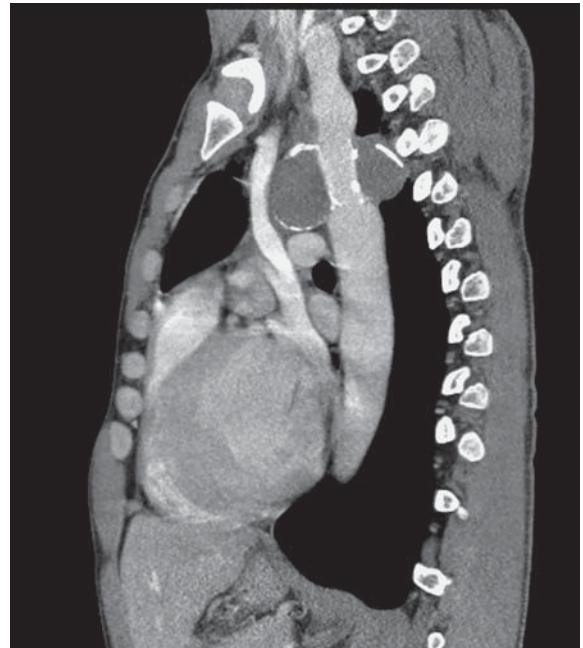
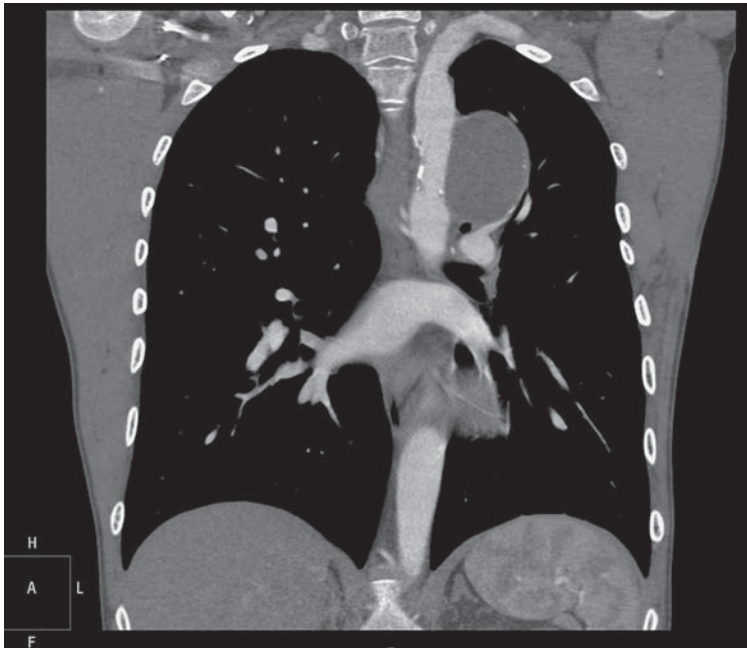


Рис. V.3.3. Аневризма аорты.

Трехмерная реконструкция аорты (а) не всегда позволяет получить реальное представление об истинной картине, поскольку визуализируется только контрастированный просвет сосуда. Реальное представление об изменениях в сосуде может быть получено в соответствии с реформированием изображения в любой кривой плоскости (б).

При обследовании пациентов с подозрением на аневризму (особенно при МСКТ у пожилых пациентов с атеросклерозом аорты) должно быть выполнено исследование нескольких анатомических областей. Например, у этого пациента была диагностирована аневризма нижней части нисходящей аорты, которая сжимала левое предсердие сердца (в) и распространялась на брюшную аорту. На уровне чревного ствола брюшная аорта имеет абсолютно нормальный диаметр (г). Ниже этого уровня видна тромбированная аневризма.

**Рис. V.3.4. Тромбированная аневризма.**

Пациент 22 лет. Коарктация аорты была диагностирована в детстве. Непрямая истмпластика была выполнена 17 лет назад, затем резекция аорты с замещением нисходящей аорты аллотрансплантатом 10 лет назад. В настоящее время при МСКТ-ангиографии видно гиподенное образование вокруг аортального анастомоза. Больной оперирован с диагнозом: тромботическая мешковидная аневризма одного из анастомозов аорты, заключение МСКТ-исследования подтверждено во время операции.

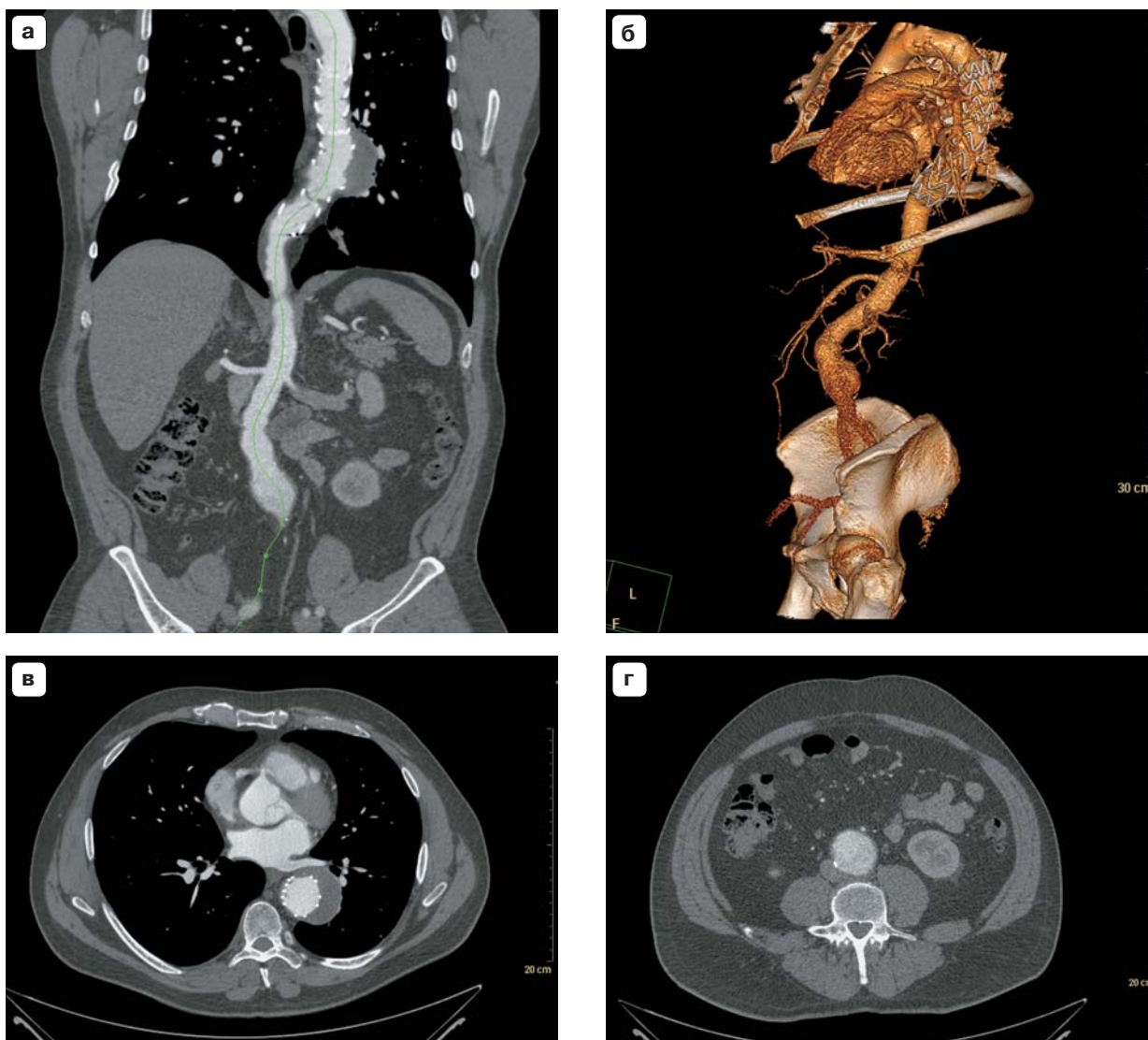
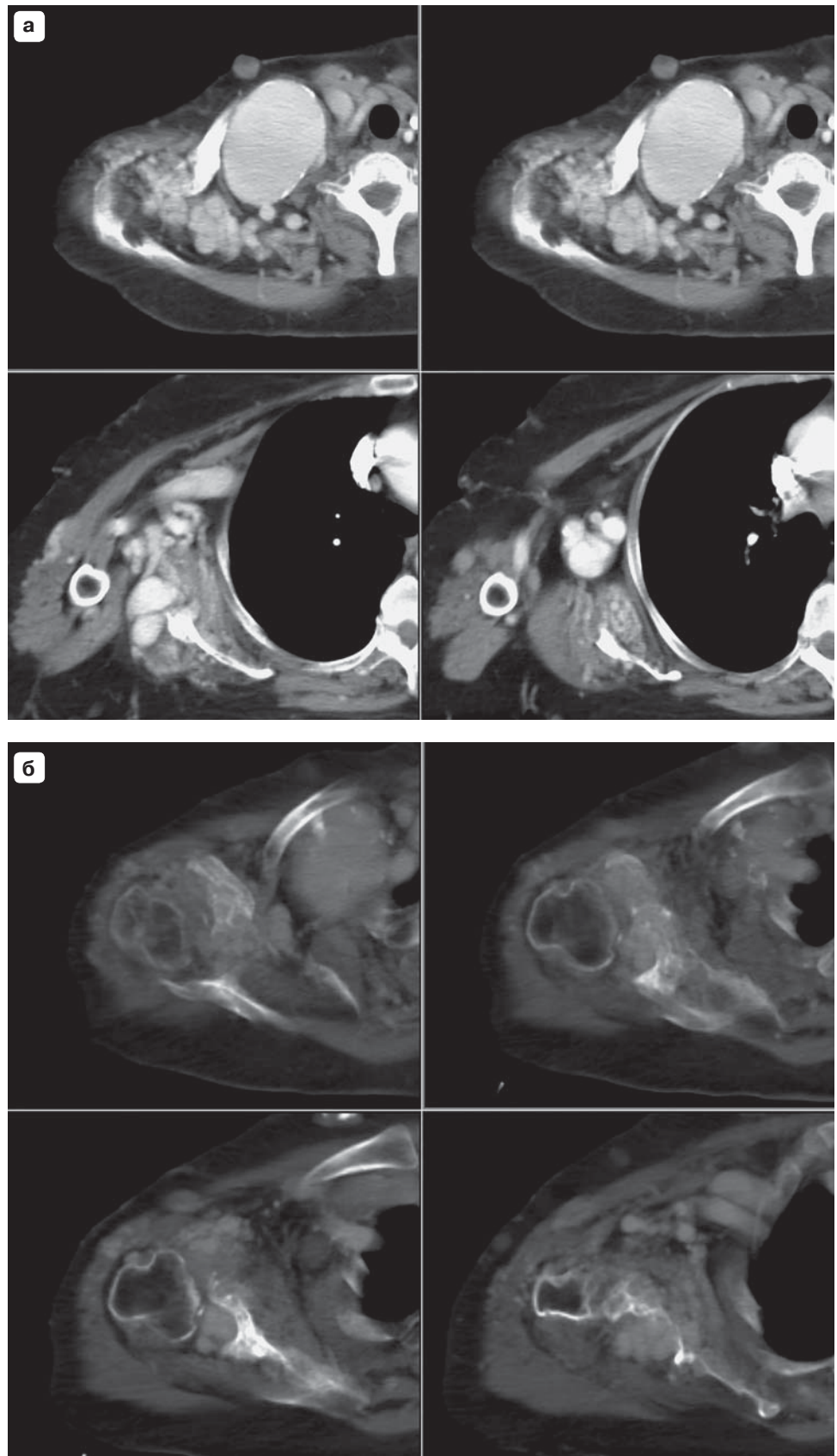


Рис. V.3.5. Последующее обследование после эндоваскулярной хирургии.

У этого больного после успешного эндоваскулярного протезирования аневризмы нисходящей аорты (а–в) признаков экстравазации контрастного вещества или других осложнений при МСКТ-ангиографии не выявлено. Кроме того, имеется веретенообразная аневризма инфраренального отдела брюшной аорты (г).

Рис. V.3.6. Ангиодисплазия плеча в сочетании с раком молочной железы.

Это МСКТ-исследование может быть примером целесообразности выполнения МСКТ-ангиографии. Поскольку ангиодисплазия правого плеча уже лечилась хирургическим путем много раз раньше, целью текущей госпитализации была следующая эндоваскулярная окклюзия питающих артерий. При МСКТ-исследовании были диагностированы аневризма правой подключичной артерии (а), деструкция правой лопатки, которая нетипична для внутрикостной ангиодисплазии (б), множественные двусторонние метастазы в легкие (в), метастазы в печень (г). Небольшая опухоль (рак молочной железы) (д) была причиной тяжелых изменений.



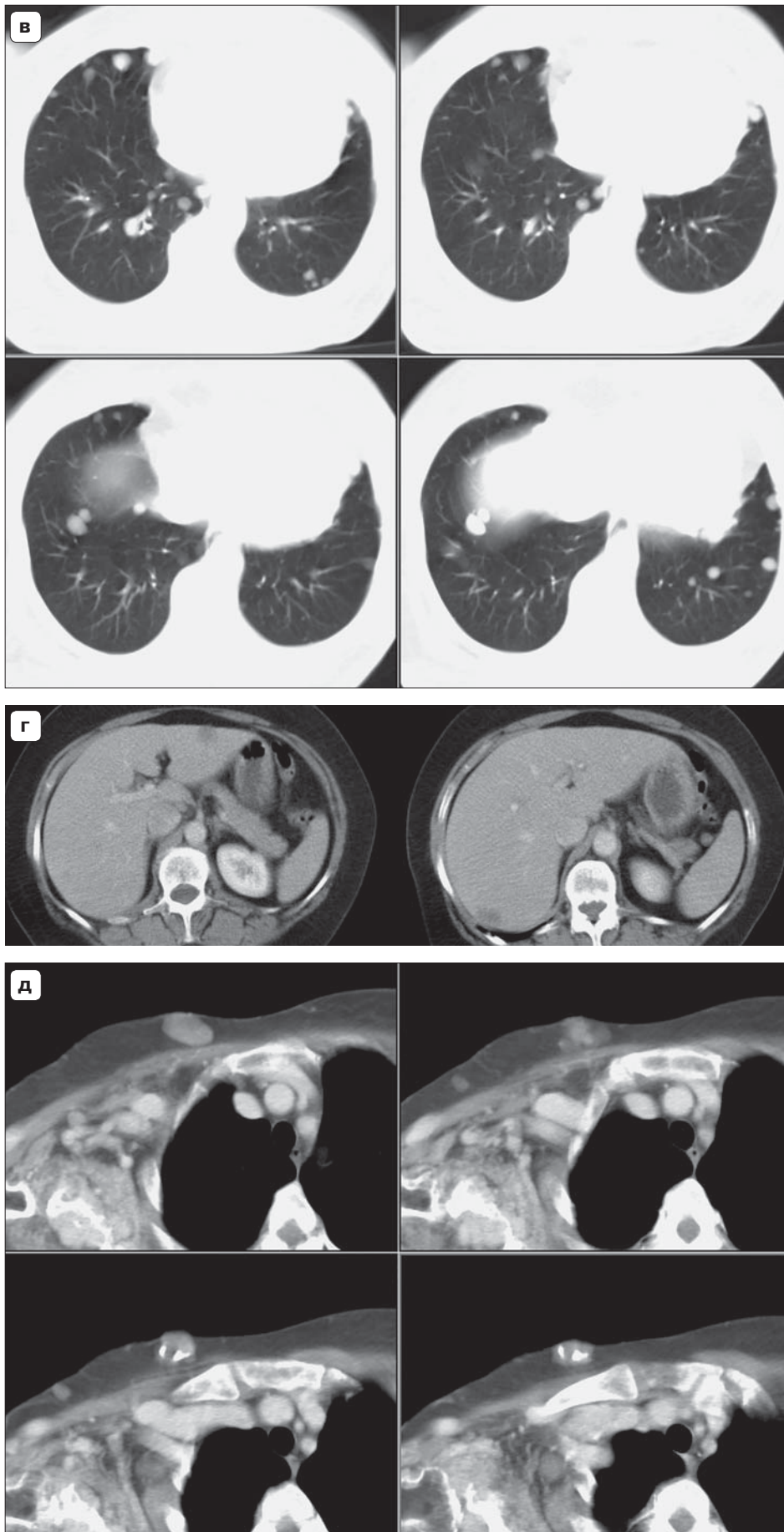


Рис. V.3.6 (окончание).
Ангиодисплазия плеча в сочетании с раком молочной железы.

V.4. МСКТ-ИССЛЕДОВАНИЕ СЕРДЦА (КАМЕРЫ И КОРОНАРНЫЕ АРТЕРИИ)

Проводя МСКТ-исследования всего тела или грудной клетки, мы получаем изображения сердца и часто используем эти данные для диагностики заболеваний этого органа (рис. V.4.1), не применяя для исследования специальные протоколы.

Перикардит, кальцинирование клапанов сердца и коронарные бляшки, расширение камер сердца, гипертрофия или истончение его стенки в области аневризмы – все эти признаки могут быть видны без контрастного усиления.

Однако существенно больше информации можно получить при КТ сердца с контрастным усилением (рис. V.4.2–V.4.4). Естественно, возможность оценивать коронарные артерии была и ранее, но это были изображения сегментов магистральных артерий или их крупных ветвей.

Эра клинического использования МСКТ существенно расширила возможности КТ-коронарографии и наших представлений о роли этого метода в ведении пациентов с ишемической болезнью сердца.

Если сравнить количество публикаций по лучевым субспециальностям, то видно, что МСКТ-коронарография то сих пор является наиболее динамично развивающейся методологией, в которой используются все диапазоны возможностей, доступных в технологиях сбора данных.

В течение десятилетия методология КТ-коронарографии изменилась. Эволюционно, технические проблемы сбора данных на односпиральном компьютерном томографе, двухспиральном компьютерном томографе были успешно решены в МСКТ-4, а затем получили дальнейшее развитие в последующих поколениях МСКТ-сканеров. Естественно, сейчас на рынке представлены сканеры с количеством рядов детекторов даже более 256, однако базовым методом КТ-коронарографии, получившим наибольшее распространение, остается КТ-коронарография на МСКТ-64.

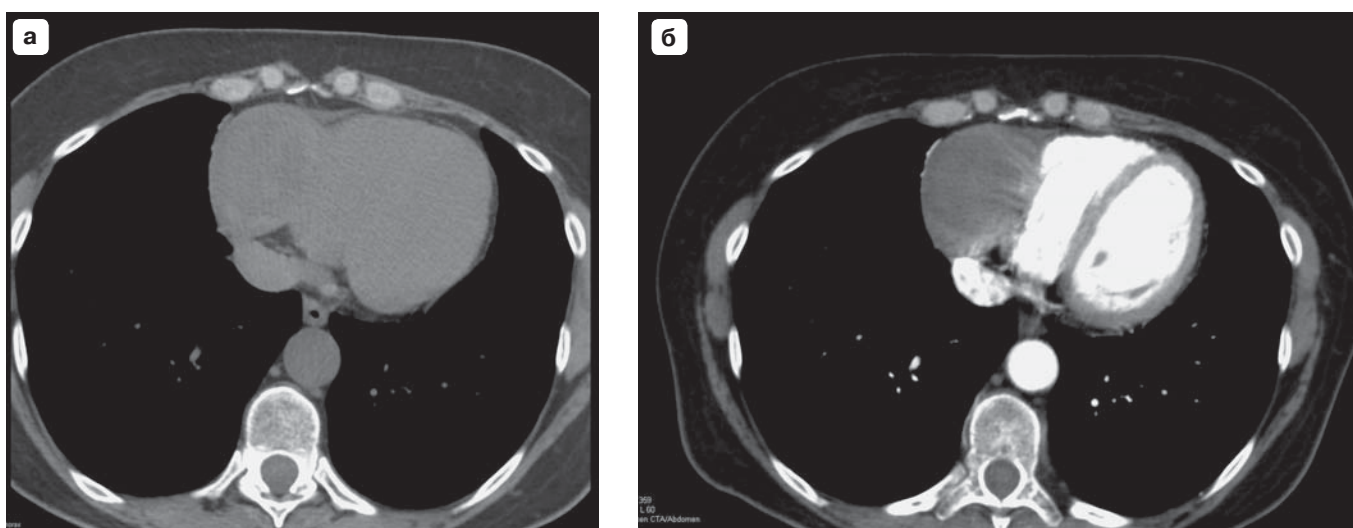


Рис. V.4.1. Парагангиома правого желудочка сердца.

При нативном сканировании (а) было видно слегка неоднородное образование, прилегающее к просвету правого желудочка. В артериальную фазу (б) (короткая задержка для визуализации правого желудочка) имеются признаки опухоли правой стенки желудочка, заполняющей его полость.

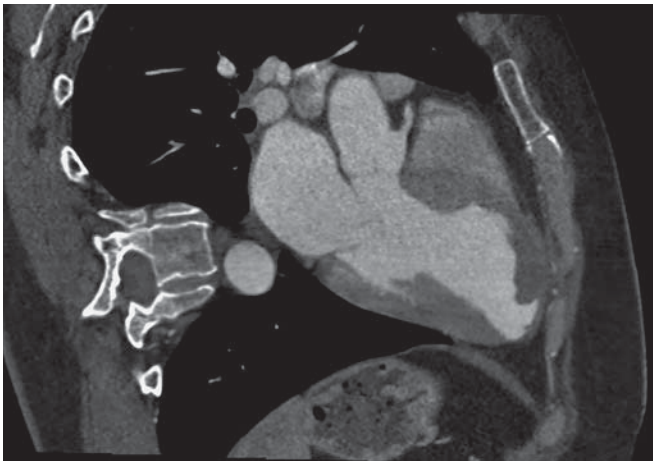


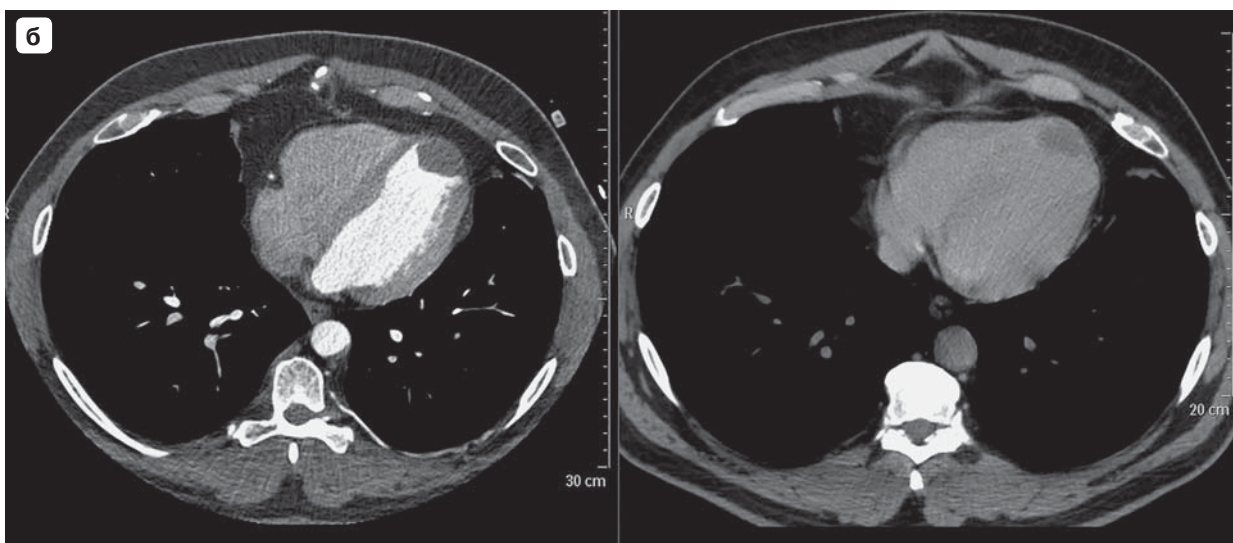
Рис. V.4.2. Аневризма верхушки левого желудочка.

Повышение контрастности позволяет визуализировать истончение стенки желудочка.



Рис. V.4.3. Тромботическая аневризма верхушки левого желудочка.

При МСКТ-ангиографии визуализировали толщину верхушки левого желудочка (а). Плотность этой области была значительно ниже плотности миокарда как в артериальную, так и в отсроченную фазу (б).



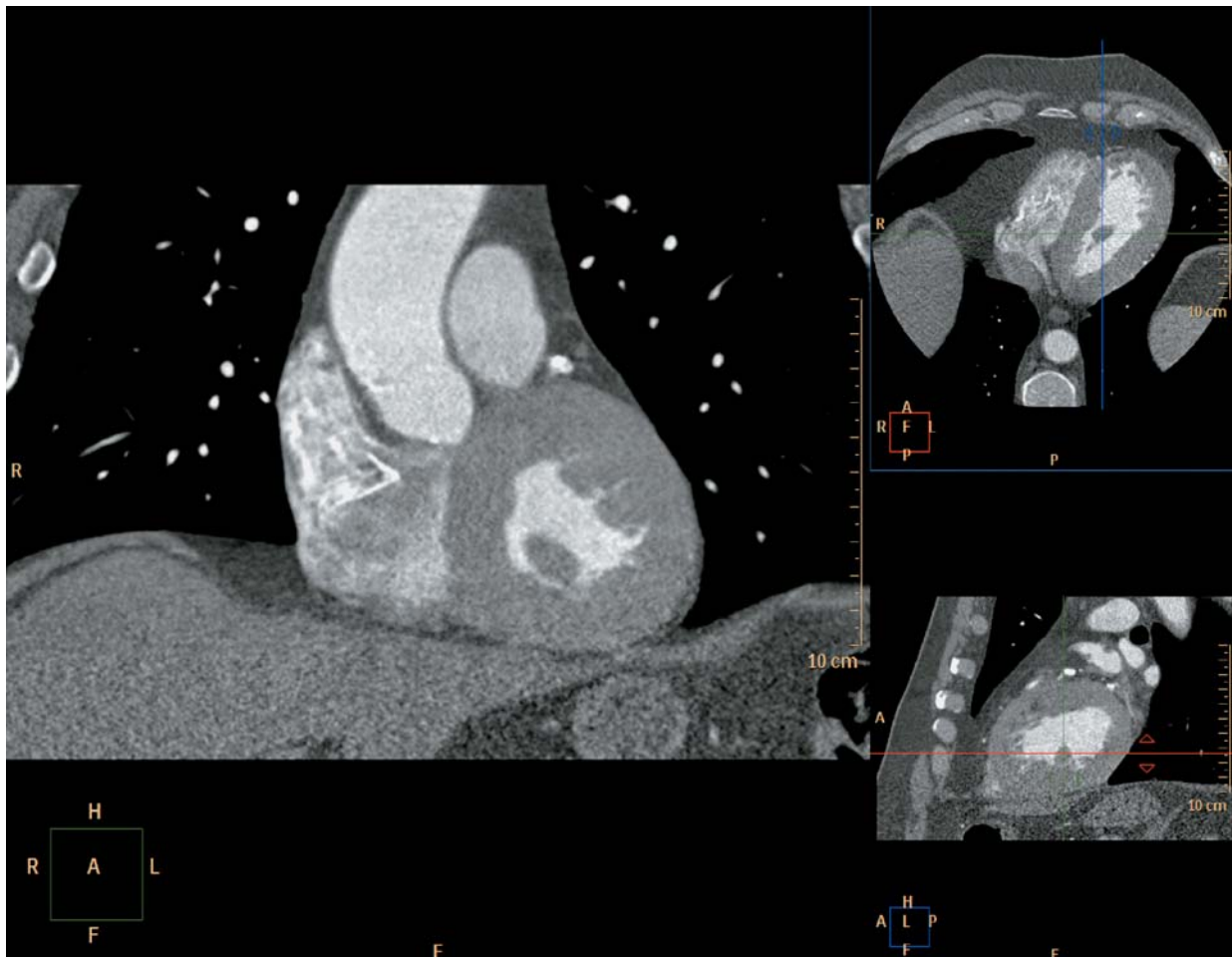


Рис. V.4.4. Гипертрофия папиллярных мышц.

Гипертрофия папиллярных мышц может быть причиной диагностических ошибок. Мышцы меняют свою плотность, особенно в венозную фазу, а тромбы нет.

МСКТ-64-коронарография стала стандартом КТ-исследования венечных артерий. Тем не менее высокий уровень сбора данных и более высокое пространственное разрешение МСКТ-256, -320 и более расширяют диагностические возможности и показания к использованию метода еще больше.

Для оценки степени риска окклюзии коронарных артерий была разработана специальная система подсчета кальция, которая позволяет распределить пациентов по группам риска.

В целом МСКТ-исследование коронарных артерий можно разделить на два этапа.

На первом этапе оценивается уровень коронарного кальция (оценивается показатель содержания кальция в коронарных артериях).

Однако коронарный кальций является показателем атеросклероза в целом. Угрозу для жизни пациента представляют «немые» мягкие бляшки, повреждение которых может привести к эмболии коронарной артерии (рис. V.4.5–V.4.7) с последующим развитием инфаркта миокарда в зоне, за которую «ответственен» окклюзированный сосуд.

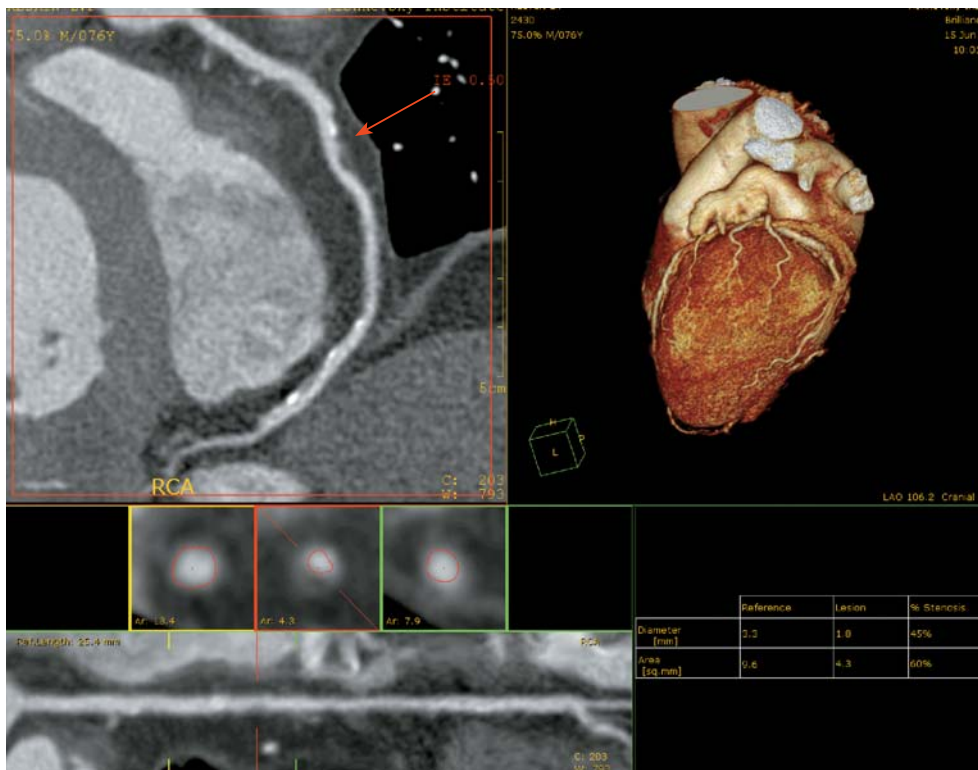


Рис. V.4.5. Большая мягкая бляшка коронарной артерии в средней части правой коронарной артерии (RCA) 76-летнего мужчины.

Тяжесть этого поражения была завышена при коронарной КТ-ангиографии. Криволинейное мультипланарное переформатирование RCA позволяет увидеть мягкую бляшку коронарной артерии среднего размера (красная стрелка). Выпрямленное изображение просвета RCA с установленным курсором в точке мягкой бляшки коронарной артерии позволяет оценить степень сужения просвета (область стеноза 60%).

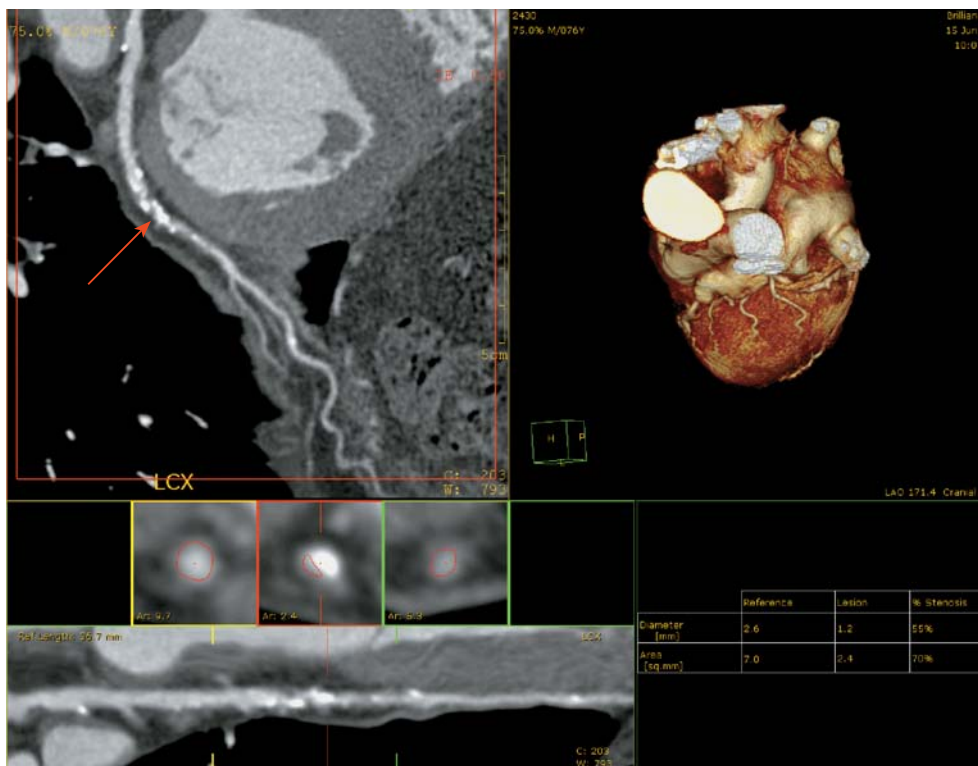
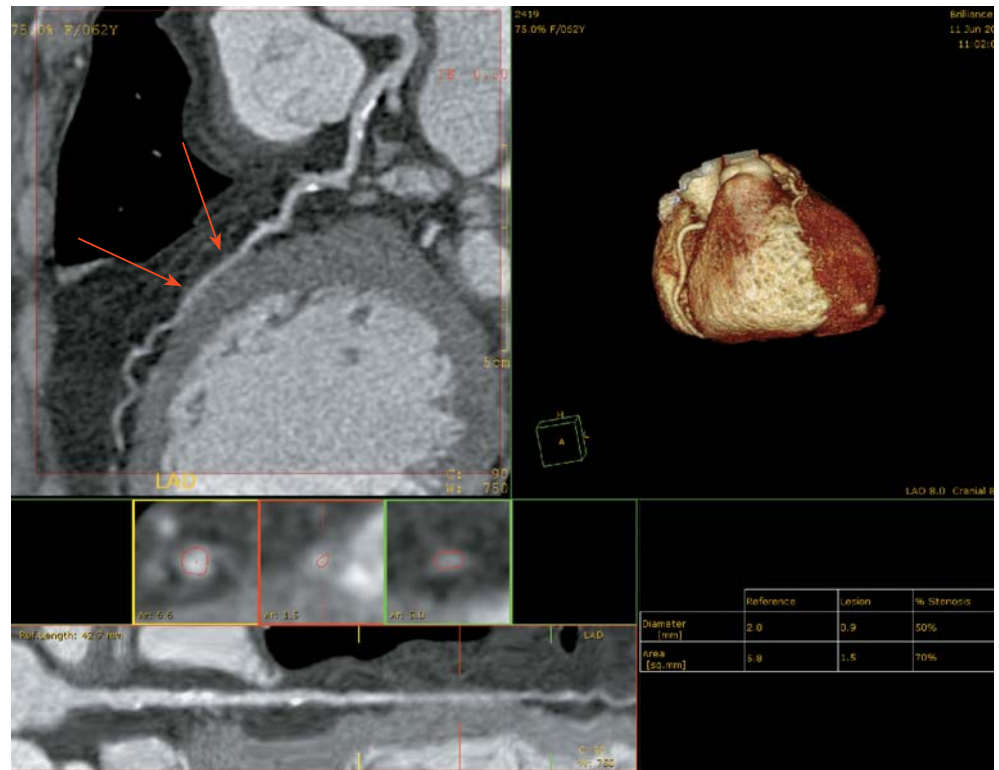


Рис. V.4.6. Тот же пациент. Продолженная кальцифицированная бляшка в средней части левой огибающей коронарной артерии (LCX).

При криволинейном реформировании LCX видна бляшка коронарной артерии среднего размера (красная стрелка). Выпрямленный вид просвета LCX с установленным курсором в точке кальцифицированной бляшки коронарной артерии позволяет оценить степень сужения ее просвета (стеноз 70%).

Рис. V.4.7. Миокардиальный мостик коронарной артерии.

Пациентка 62 лет с неизвестным происхождением боли в груди была обследована с использованием МСКТ-коронарографии. Были диагностированы кальцифицированные бляшки левой коронарной артерии (LAD) (стеноз 40%) и миокардиальный мостик (красные стрелки) (стеноз 70%). Причиной боли в груди может быть миокардиальный мостик.



Такие мягкие коронарные бляшки можно увидеть только при контрастном усилении просвета коронарной артерии. «Шероховатость» и сужение просвета артерии являются признаками ишемической болезни сердца. Размеры ишемических или некротических зон в миокарде напрямую зависят от уровня окклюзии коронарной артерии и наличия коллатерального кровообращения. С помощью МСКТ-коронарографии можно прогнозировать степень потенциального риска сердечного приступа (инфаркта миокарда).

МСКТ-коронарография широко используется в повседневной практике для оценки боли в груди неизвестной этиологии. После такого обследования истинная причина заболевания выясняется очень часто. Естественно, что при более высоком пространственном разрешении при сборе данных и более совершенных компьютерных программах для постобработки изображение индивидуального коронарного дерева пациента будет особенно реалистичным.

Пространственная конфигурация практически всех коронарных артерий и их ветвей может быть представлена как выпрямленный просвет каждой артерии. Вероятно, нужно тратить усилия на оценку состояния только тех артерий и их ветвей, доступ к которым может быть обеспечен таким их диаметром, который обеспечивает возможность эндоваскулярных хирургических манипуляций в зоне поражения или выполнения коронарного шунтирования.

Корреляция данных МСКТ-коронарографии с прямой коронарографией, которая является «золотым стандартом» диагностики заболеваний артерий сердца, является широко обсуждаемой проблемой.

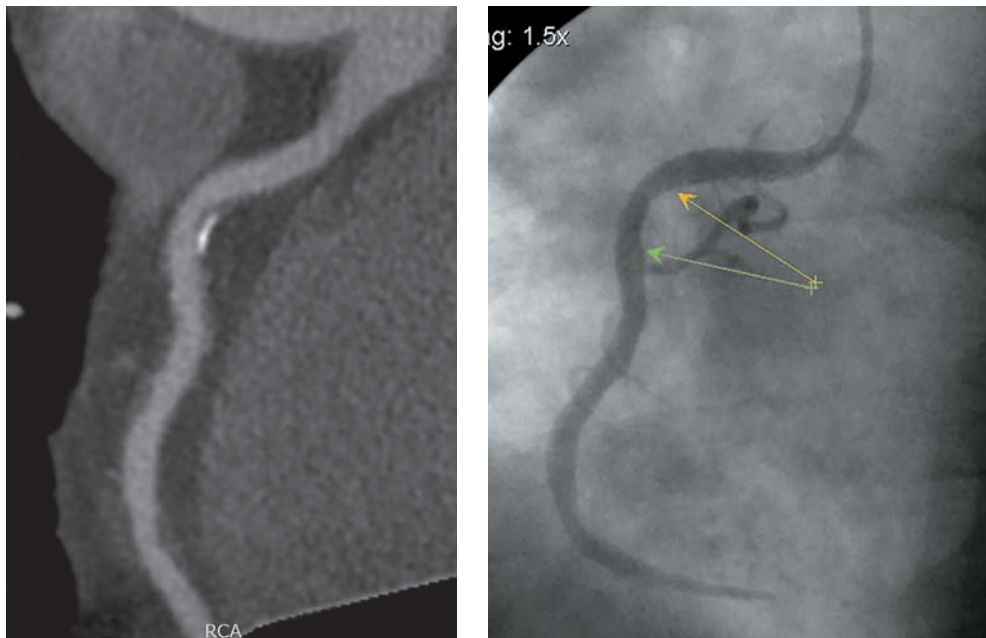


Рис. V.4.8. Коронарная бляшка смешанной структуры.

Как МСКТ-коронарография, так и цифровая коронарография (стрелки) позволяют диагностировать смешанную бляшку в правой коронарной артерии (RCA).

Однако прямая ангиография, как хирургическая процедура, применяется для обследований гораздо меньшего числа пациентов. В то же время при необходимости ангиографическая диагностика может быть завершена хирургическими манипуляциями (установка стента, баллонная дилатация артерии и т.д.).

С другой стороны, МСКТ-коронарографию можно проводить амбулаторно. Это безопасное обследование и оно может быть методом скрининга при отборе пациентов для прямой ангиографии (рис. V.4.8).

МСКТ-коронарография – это быстрое исследование, которое практически не требует специальной подготовки пациента. Исключением является тахикардия, когда применяют бета-адреноблокаторы для уменьшения тахикардии до 65 ударов в минуту, и непереносимость рентгеноконтрастных веществ, которая требует специального профилактического лечения.

При КТ на сканерах с 256 рядами детекторов и более сердечный ритм (уд/мин) уже не оказывает такого влияния на качество визуализации и реконструкцию изображений коронарных артерий.

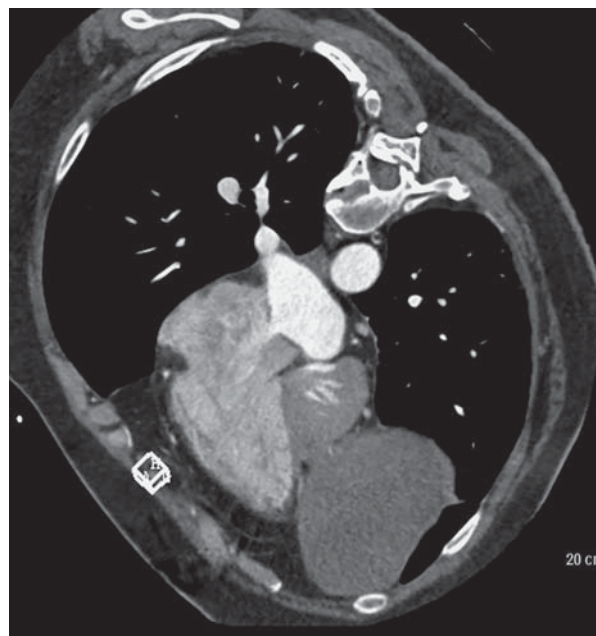
При использовании любого типа МСКТ-сканера важно добиться отличного, в крайнем случае высокого качества внутрисветного контрастного усиления венечных артерий.

Поскольку сердце движется в пространстве по очень сложной траектории, существует большое количество причин, которые могут стать артефактами при переформатировании изображений коронарных артерий (при постпроцессорной обработке данных).

Естественно, перед началом МСКТ-исследования необходимо выбрать уровень и правильно расположить область интереса над аортой или другим крупным сосудом или камерой сердца, которая не будет смещаться во время КТ-исследования с низкой дозой (тест-болюсное сканирование). В результате получаем динамическую кривую прохождения небольшого болюса контрастного вещества, затем вводим физиологический раствор и оцениваем время для достижения пика контрастного усиления аорты и рассчитываем индивидуальную временную задержку для МСКТ-исследования нисходящей аорты или КТ-коронарографии.

Рис. V.4.9. Дефект межпредсердной перегородки.

Наблюдается контрастирование правого предсердия через дефект в межпредсердной перегородке диаметром 6 мм.



Однако в настоящее время более широко используют технологию запуска болюсного введения контрастного вещества после достижения порогового значения плотности (bolus-tracking).

Первая технология позволяет узнать точное время достижения пика контрастного усиления в интересующей области. Вторая не требует дополнительного использования контрастного вещества и существенно сокращает общее время МСКТ-исследования.

Естественно, исследование со стартом сканирования после достижения порогового уровня плотности должно проводиться с четким представлением о пороговых значениях плотности и временных задержек после достижения порогового уровня плотности.

Правильно подобранная временная задержка для выполнения исследования левого сердца (а значит, и коронарных артерий) или правого сердца (камеры сердца и ствол легочной артерии) позволяет диагностировать различные заболевания грудной клетки и сердечно-сосудистые заболевания (рис. V.4.9–V.4.11).

КТ-коронарографию на быстрых сканерах используют не только для первичных обследований, но и после открытых операций на сердце и после установки эндоваскулярного стента.

ЭКГ-синхронизация возможна только для одного этапа контрастного исследования (артериальной фазы).

Протокол КТ может включать дальнейшее сканирование после окончания МСКТ-коронарографии, например отсроченную фазу для оценки контрастного усиления миокарда (выявление гиперденсных областей миокардиального постнекротического фиброза).

Реформирование изображений в различные фазы сердечного цикла (интервал $R-R$) позволяет получать изображения камер сердца, оценивать конечное систолическое и конечное диастолическое изображения сердца и рассчитывать некоторые параметры сердечной функции (рис. V.4.12).

Другими словами, современное программное обеспечение и быстрое сканирование в сочетании с болюсным введением контрастного вещества превращают МСКТ-коронарографию в методологию комплексного морфофункционального обследования сердца в целом.

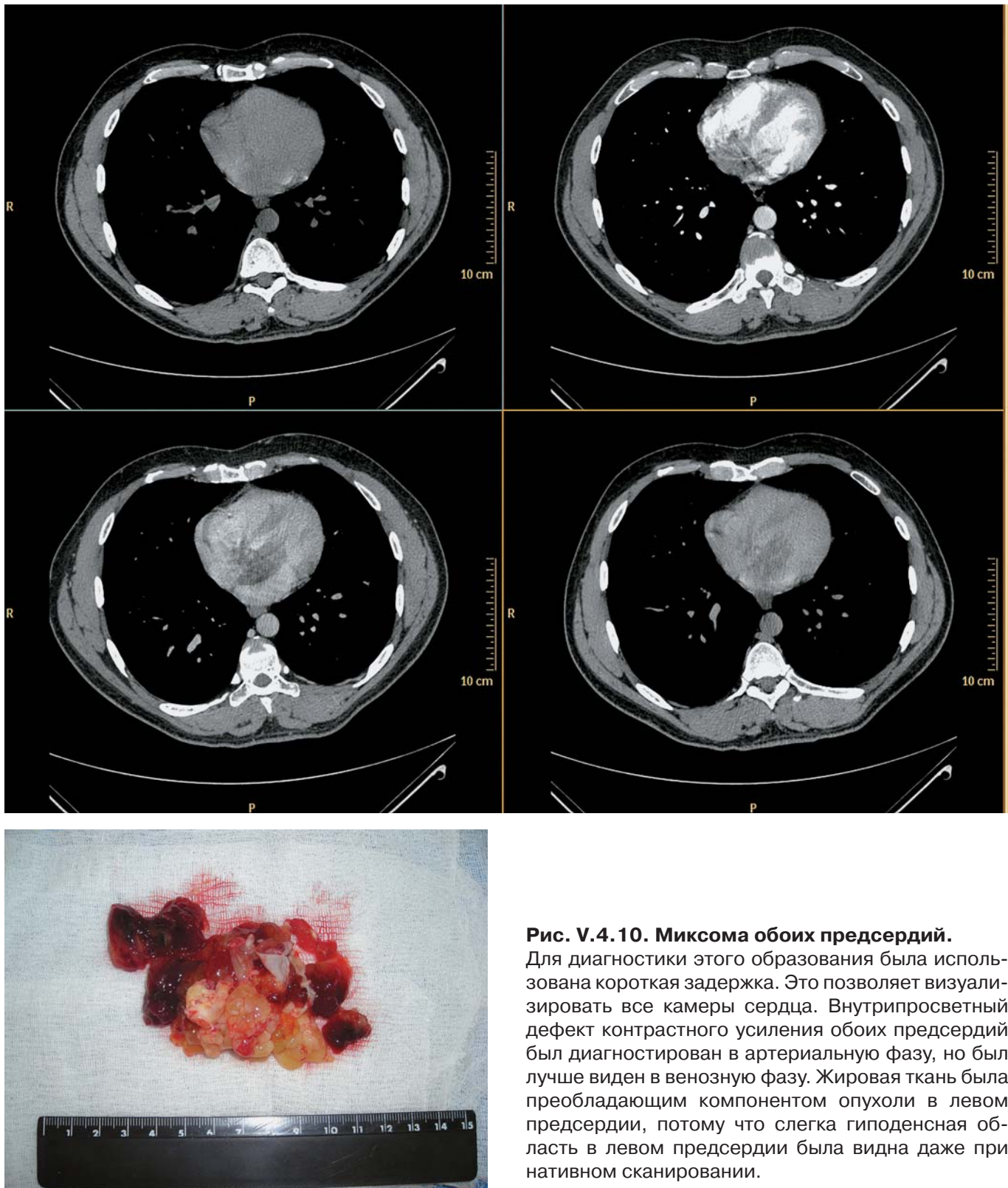
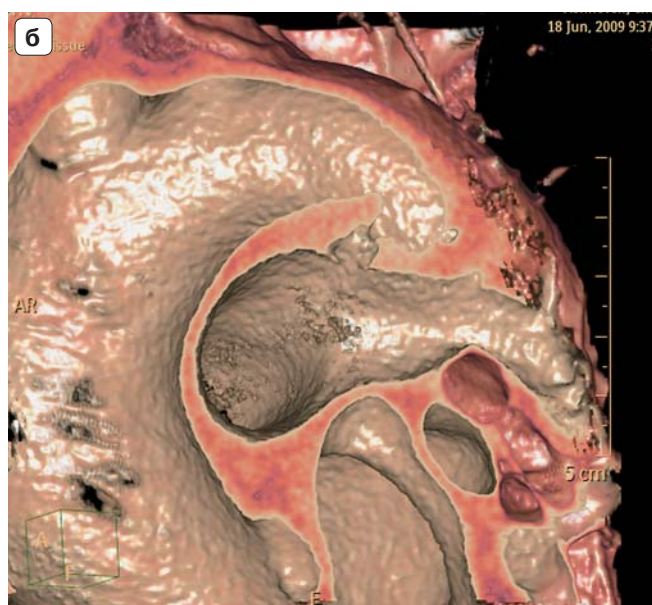


Рис. V.4.10. Миксома обоих предсердий.

Для диагностики этого образования была использована короткая задержка. Это позволяет визуализировать все камеры сердца. Внутрисветный дефект контрастного усиления обоих предсердий был диагностирован в артериальную фазу, но был лучше виден в венозную фазу. Жировая ткань была преобладающим компонентом опухоли в левом предсердии, потому что слегка гиподенсная область в левом предсердии была видна даже при нативном сканировании.

Рис. V.4.11. Открытый артериальный проток.

У этой амбулаторной больной при осмотре грудной клетки открытый артериальный проток был диагностирован случайно (а, б). МСКТ-исследование позволяет также визуализировать митральный клапан (в).



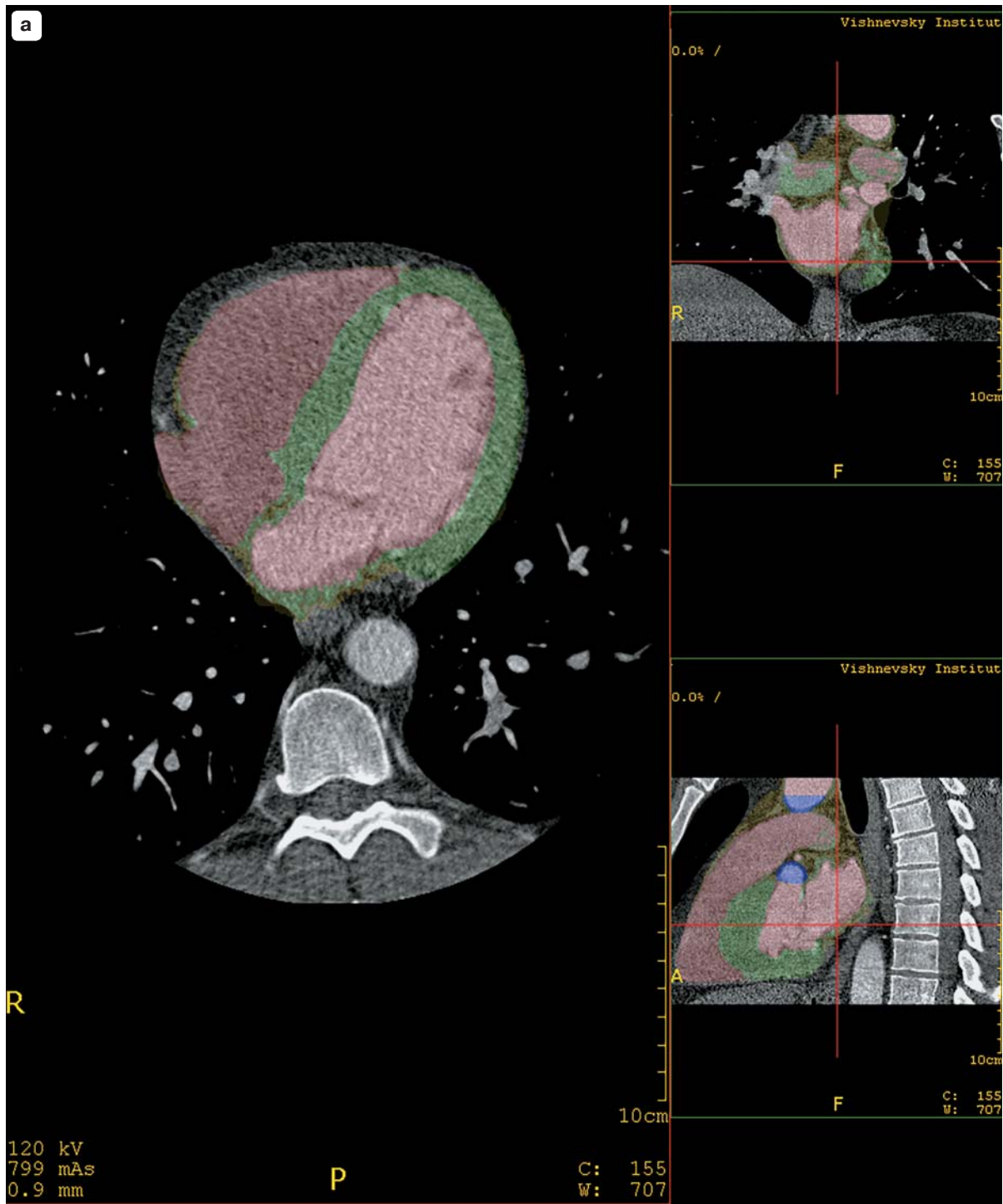


Рис. V.4.12. Оценка функции сердца по данным МСКТ-исследования сердца.

Постобработка реконструированных изображений (а) позволяет визуализировать сердце в систолу (б) и диастолу (в), рассчитать движение стенки (г) и оценить толщину стенки желудочков на конечных систолических (д) и конечных диастолических (е) изображениях и получить функциональные данные (ж).

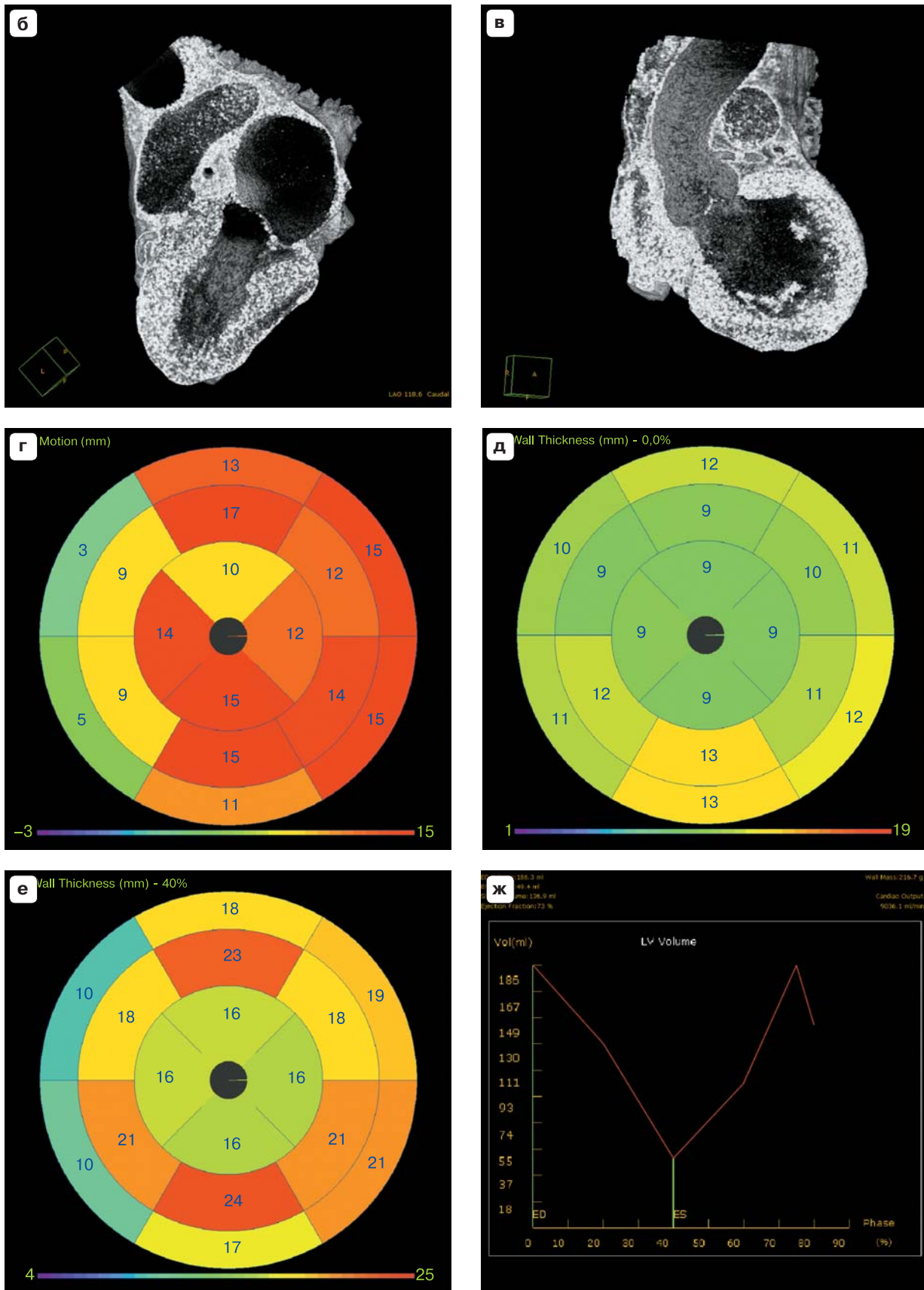


Рис. V.4.12 (окончание). Оценка функции сердца по данным МСКТ-исследования сердца.

V.5. МСКТ-ИССЛЕДОВАНИЯ ПЕЧЕНИ, ВОРОТНОЙ ВЕНЫ, ЖЕЛЧНОГО ПУЗЫРЯ И ЖЕЛЧНЫХ ПУТЕЙ

Печень – это уникальный орган, имеющий две системы кровоснабжения (печеночная артерия и воротная вена). В целом соотношение притока крови 1:3 (25%:75%). Достигнуть полной ишемии печеночной паренхимы крайне сложно. Если возникает проблема кровотока в одной системе (тромбоз, оперативное лигирование ветви печеночной артерии), происходит компенсаторное перераспределение притока крови из другой кровеносной системы. Поэтому как в дооперационном периоде, так и в раннем послеоперационном периоде, помимо диагностики и дифференциальной диагностики очаговых поражений печени, изменения контрастности позволяют оценить нарушения кровоснабжения печени.

Обычно в раннюю артериальную фазу на фоне практически неизменной плотности паренхимы печени определяются ярко выраженные ветви печеночной артерии. Эта фаза МСКТ-исследования чрезвычайно важна не столько для дифференциации симптомов очаговых поражений, сколько для оценки индивидуальной ангиоархитектоники печени пациента, когда планируется оперативное вмешательство (рис. V.5.1–V.5.16).

В позднюю артериальную или портально-венозную фазу паренхима печени однородна, даже если интенсивность контрастного усиления снижается (безусловно, исключая контрастирование очаговых поражений).

Гетерогенное контрастирование паренхимы в артериальную фазу является признаком аномального притока артериальной крови. Увеличение диаметра печеночной артерии может быть визуализировано у пациентов с окклюзией портальной вены или неполной реканализацией вены после тромбоза. Как правило, реканализация – это длительный процесс. За это время развивается коллатеральный портальный кровоток. В зависимости от исходного уровня блокады воротной вены в коллатеральном кровотоке могут участвовать различные сосуды, вплоть до образования внутриорганных портокавальных шунтов.

Важнейшим компонентом изучения сосудистой системы печени является оценка индивидуальной анатомии печеночных вен. Индивидуальный выбор типа секторальных и расширенных резекций печени зависит от особенностей слияния печеночных вен и их впадения в нижнюю полую вену.

Если операция является методом выбора для лечения пациента, оценка респектабельности опухоли является более важной, чем изучение ее дифференциальных признаков. В таких случаях оценка соотношений края опухоли с печеночными сосудами является основной проблемой. Когда опухоль респектабельна, окончательный диагноз может быть установлен во время операции, точнее – после изучения удаленного препарата.

Таким образом, можно уменьшить количество фаз контрастного усиления (в основном за счет исключения отсроченной фазы), если будет принято окончательное решение об операции.

При МСКТ-ангиографии, даже при исследовании всего тела, можно оптимизировать визуализацию артерий, используя иную задержку сканирования, изменяя скорость инъекции контрастного вещества, а также скорость и продолжительность движения стола. При диагностике очаговых образований печени, диагностика которых сопряжена с положительным ответом на вопрос о возможности операции, вводимая доза контрастного вещества является наиболее важным параметром протокола МСКТ-исследования. Без адекватной дозы контрастного вещества невозможно добиться значительного контрастирования печеночной паренхимы и соответственно хорошего контрастного усиления печеночных вен.

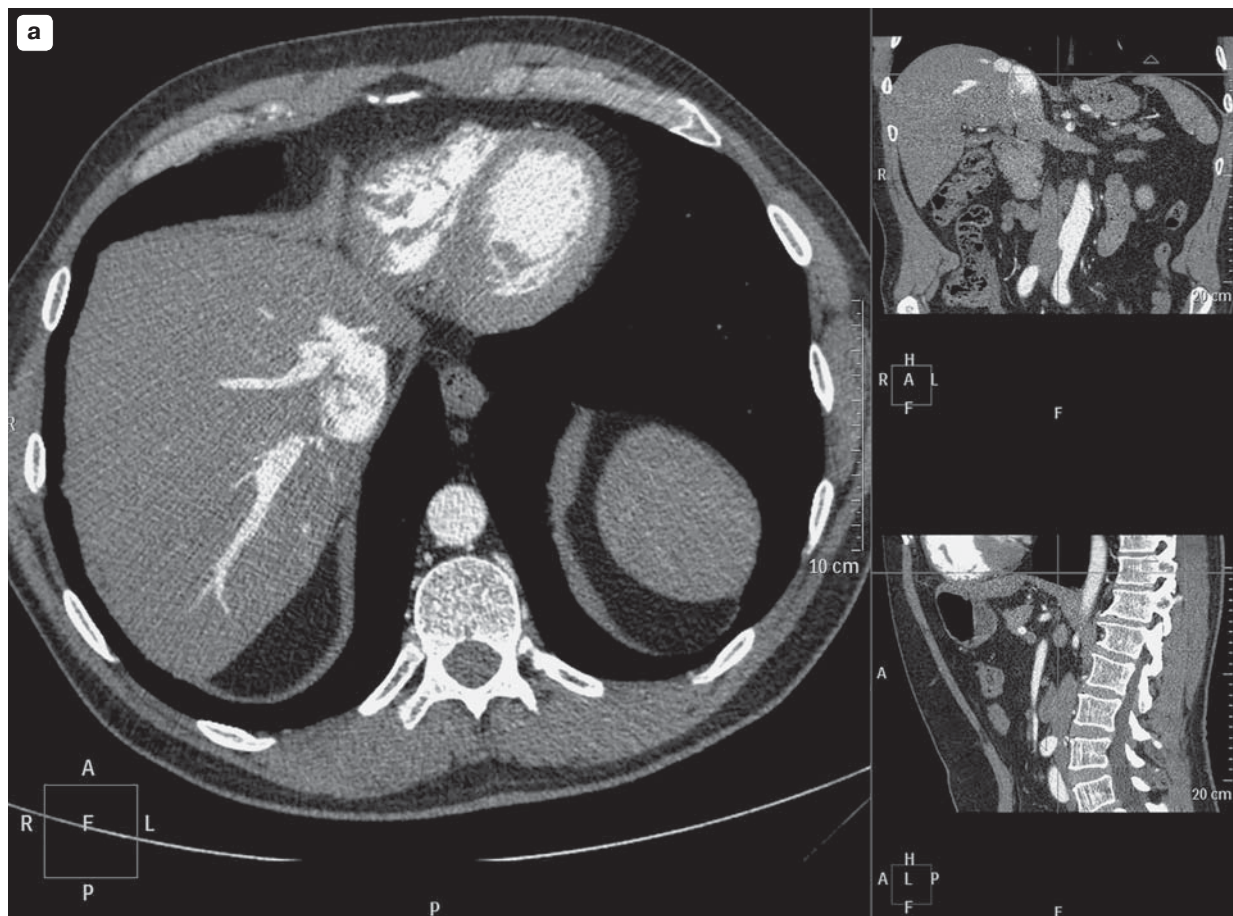


Рис. V.5.1. Абдоминальное МСКТ-исследование.

Можно много спорить о целесообразности и необходимости каждого из этапов контрастного усиления, но многолетний опыт диагностической работы позволяет сделать вывод – у взрослых пациентов очень часто встречается не одно, а несколько заболеваний. Иногда такие заболевания диагностируют случайно, только при внимательном изучении серии компьютерных томограмм с контрастным усилением.

КТ-диагностика всегда связана с решением нескольких проблем. Первое – необходимо получить максимальный объем информации. Для решения этой проблемы проводится многофазное исследование. Вторая проблема диагностического процесса – нужно продумать то, что необходимо предпринять, чтобы уменьшить дозу рентгеновского облучения. Одним из способов уменьшения дозы является уменьшение размеров области сканирования.

Например, всегда существует риск потери информации, когда при неравномерной глубине вдоха у пациента может сместиться уровень диафрагмы относительно начального уровня сканирования при МСКТ-исследовании печени в разные фазы контрастного усиления (а). Поэтому иногда необходимо установить стартовую линию чуть выше диафрагмы. Естественно, что параметры сканирования легких и печени должны быть разными.

Однако возможно достижение таких изменений даже во время одного сканирования.

Производители предлагают оптимизированные способы для решения проблемы снижения дозы рентгеновского излучения.

Если использовать специальные программы, можно адаптировать силу тока при сканировании тканей с различной оптической плотностью (основания легких и купола печени) и уменьшить дозу (б).

| 6 | | | | |
|--------------------|------------------------|---------|------------|--------------|
| Study ID: | 4030 | | | |
| Time: | Mar 25, 2009, 10:06:21 | | | |
| Total DLP: | 3608.3 mGy*cm | | | |
| Est. Dose Savings: | 7.33% | | | |
| Dose # | Description | Mode | CTDI [mGy] | DLP [mGy*cm] |
| 1 | | Surview | 0.0 | 0.00 |
| 2 | | Helical | 21.6 | 782.14 |
| 3 | locator | Incr=0 | 2.2 | 2.15 |
| 4 | tracker | Incr=0 | 15.1 | 15.07 |
| 5 | | Helical | 21.5 | 675.59 |
| 6 | | Helical | 21.5 | 675.59 |
| 7 | | Helical | 21.5 | 675.59 |
| 8 | | Helical | 21.6 | 782.14 |

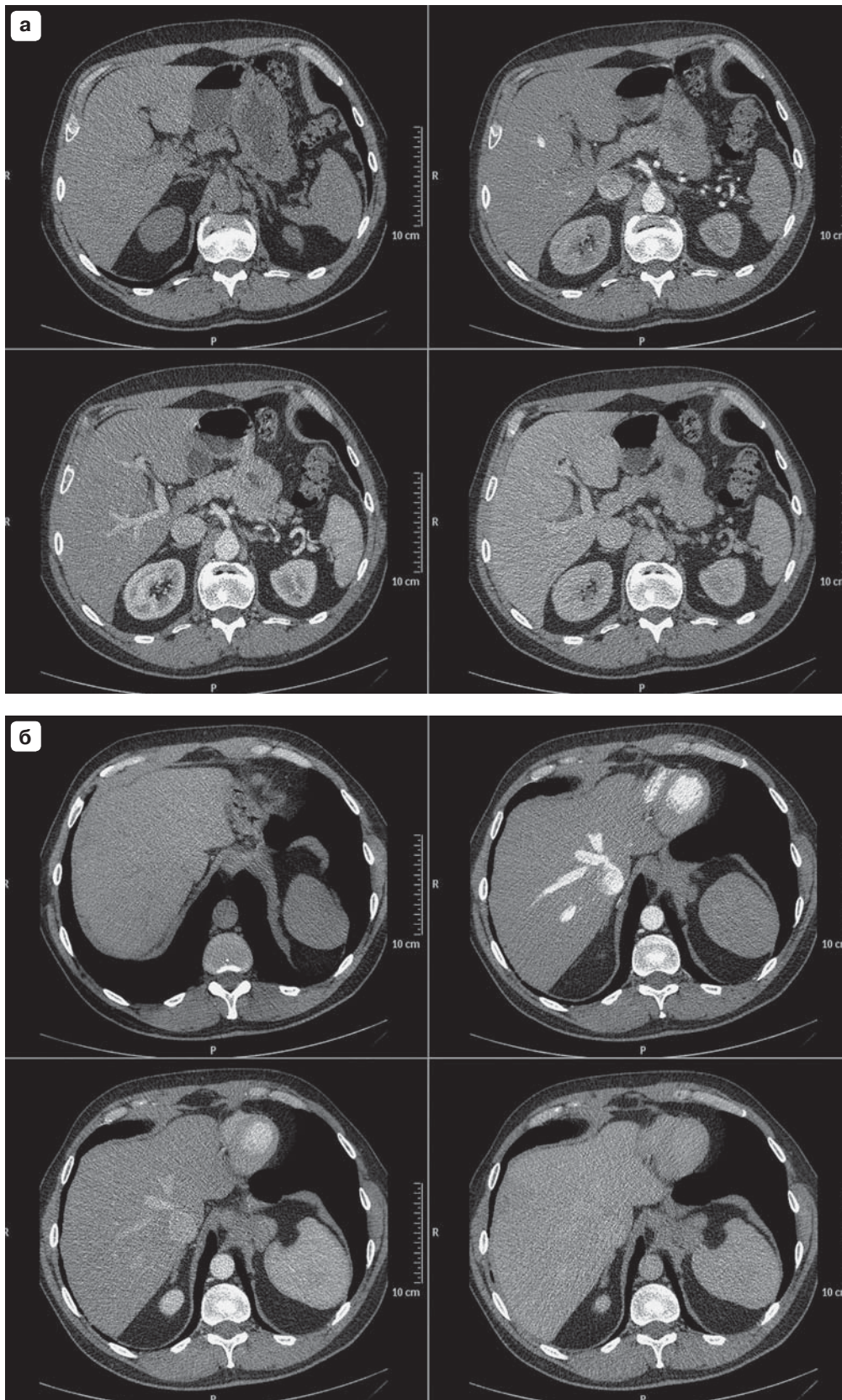
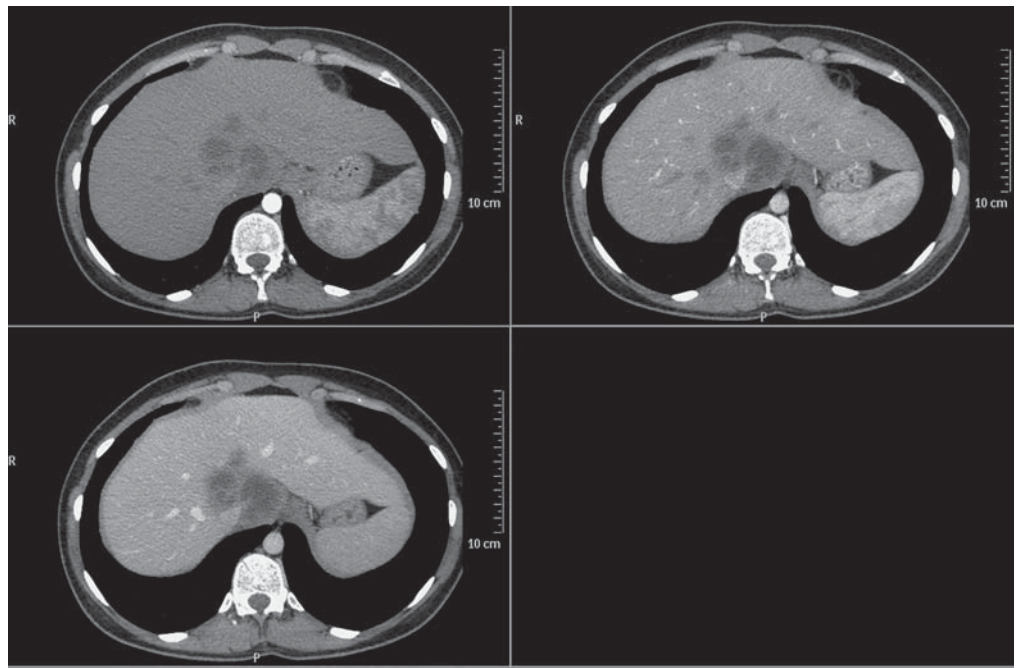


Рис. V.5.2. Абдоминальное МСКТ-исследование.

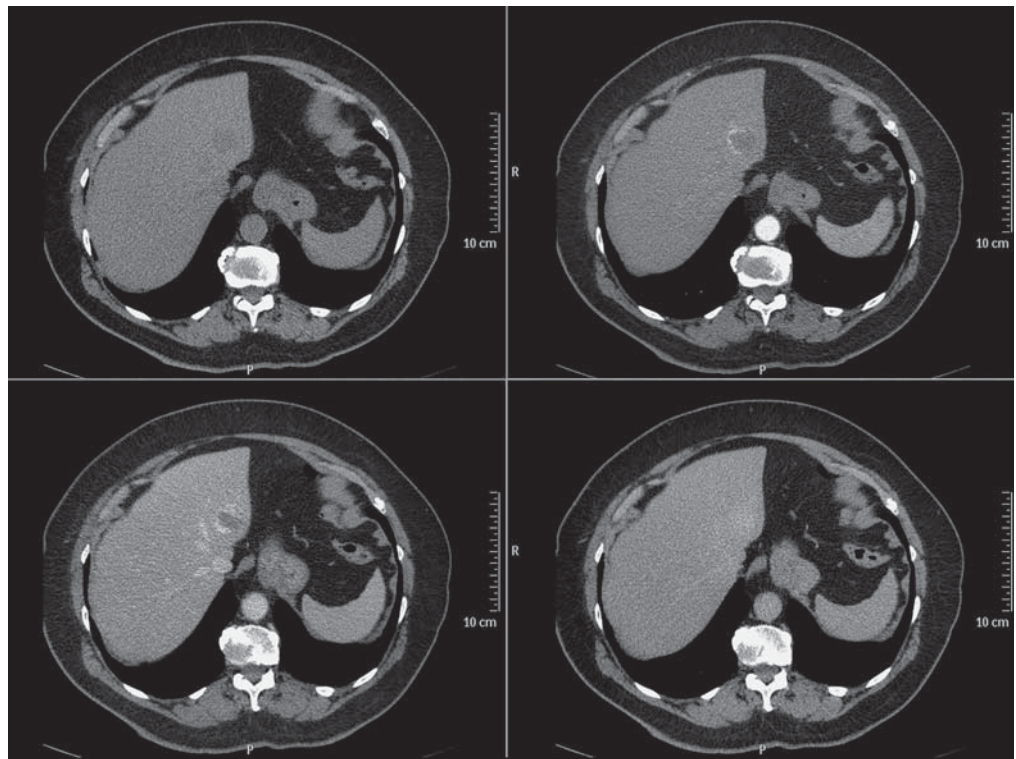
Для диагностики необходимо внимательно изучить все серии изображений (а, б). Так, гиперконтрастное образование (а) в правой доле, выявленное в артериальную фазу, вовсе не новообразование, а одна из печеночных вен. В артериальную фазу печеночные вены могут быть контрастированы вследствие повышенного давления в правом предсердии. В таких случаях интенсивность контрастного усиления печеночных вен сопоставима с контрастированием аорты. Положительным моментом такого состояния является возможность получить отличную трехмерную реконструкцию печеночных вен при планировании сегментарной резекции печени, когда есть признаки вовлечения печеночных вен в опухолевый процесс.

Рис. V.5.3. Очаговое поражение печени.

Когда гиподенсное очаговое образование находится в месте слияния печеночных вен, трудно дифференцировать край опухоли от сосудов различных сосудистых систем. У этого пациента лучшая визуализация краев опухоли и печеночных вен была в фазу печеночных вен (54-я секунда от начала инъекции). Следовательно, каждая из фаз контрастного усиления важна для диагностики и для решения хирургических проблем.

**Рис. V.5.4. Гемангиома печени.**

Иногда обилие ярких пятен по периферии гемангиомы в артериальную фазу имитирует гиперденсный ободок при злокачественных опухолях. В венозную фазу такой ободок будет толстым, но его плотность станет ниже, чем в артериальную фазу. Для дифференциальной диагностики отсроченная фаза очень важна, поскольку гемангиома в виде гиперденсного образования имеет те же размеры, что и при нативном сканировании (визуальное расширение размеров опухоли на паренхиме печени отсутствует).



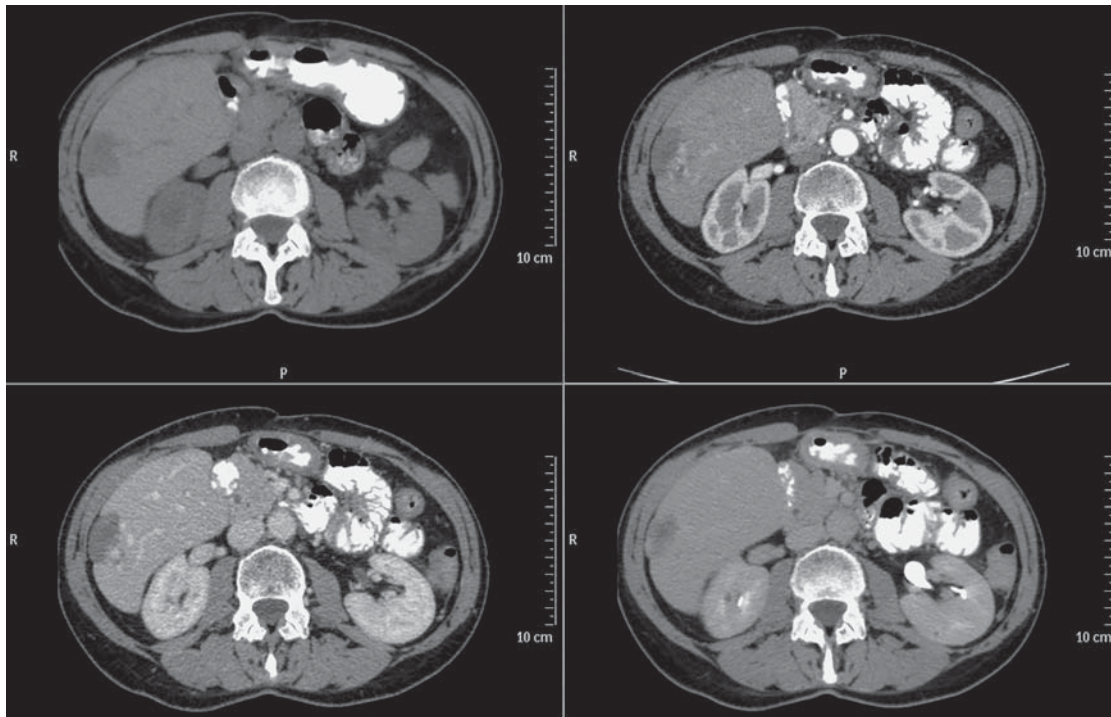


Рис. V.5.5. Гемангиома.

Гемангиома печени с размерами более 3 см в диаметре (это означает, что питающие артерии четко видны) является лучшим примером для оценки динамики контрастного усиления очаговых поражений. Для визуализации признаков гемангиомы строгое соблюдение временных интервалов для фаз контрастного усиления не слишком важно. Но артериальной и портальной фаз может быть недостаточно для точной диагностики. Все-таки без отсроченной фазы диагностика гемангиомы иногда затруднена.

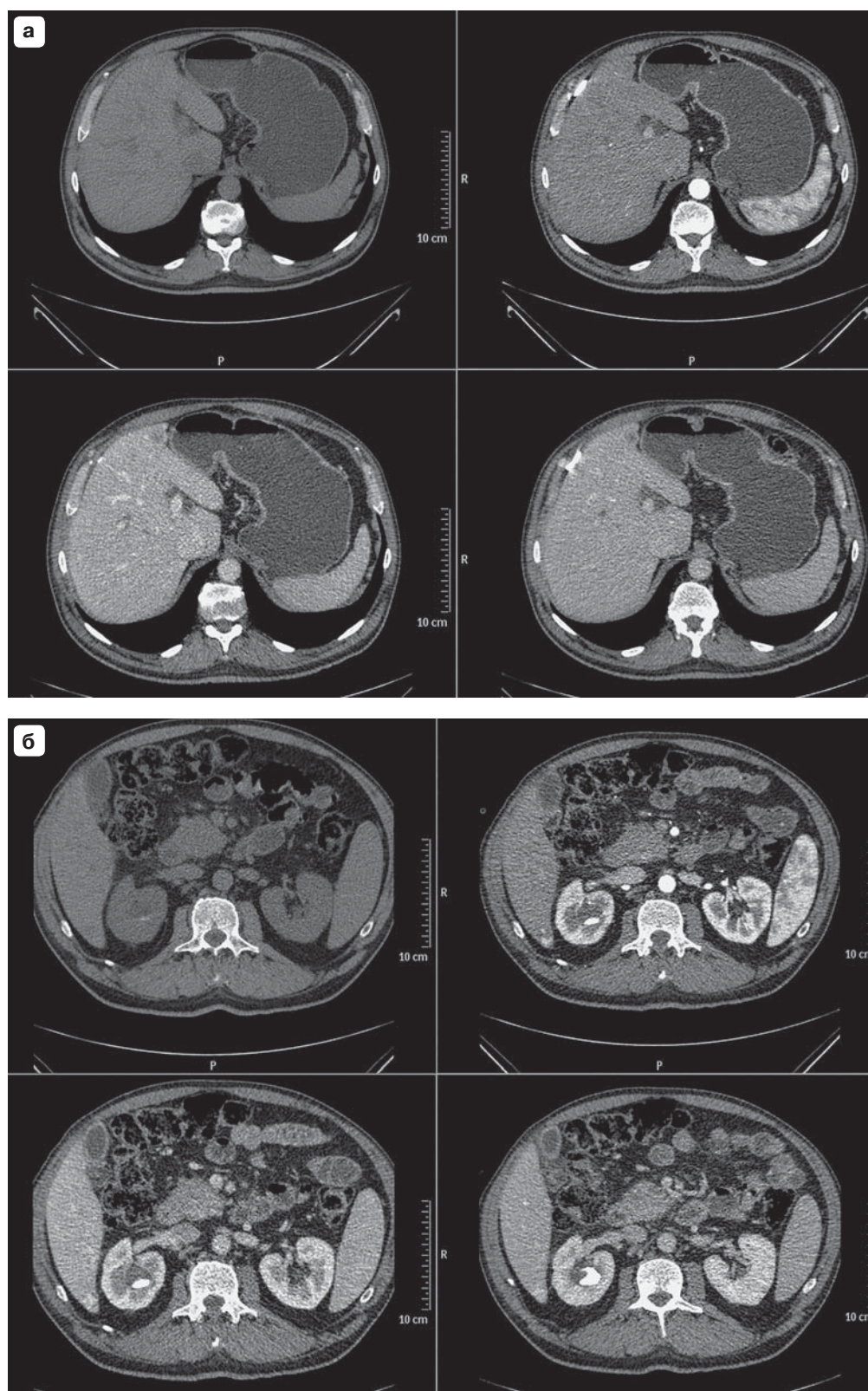


Рис. V.5.6. Очаговые поражения печени (метастазирование и гемангиома).

Обычно при нескольких очаговых поражениях печени рентгенолог ищет их аналогичные признаки при их похожести в нативную фазу. Тем не менее это не всегда так. У этого пациента субкапсулярное поражение левой доли печени имеет все признаки метастатического поражения (а), субкапсулярное поражение правой доли (б) имеет все признаки гемангиомы. Все фазы контрастного усиления были важны для диагностики и дифференциации этих небольших очаговых поражений печени.

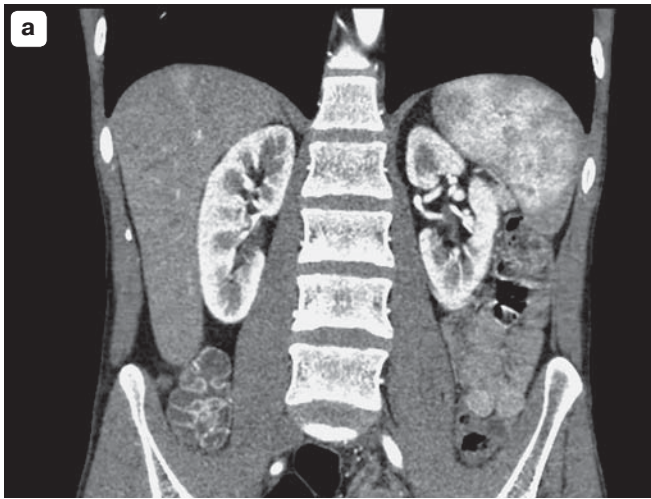


Рис. V.5.7. Артериовенозный шунт.

В связи с появлением быстрых сканеров визуализация артериовенозного шунтирования кровотока встречается очень часто. Как правило, это субкапсулярная гиперконтрастная область (а), которую предсказать по данным нативного сканирования (б) невозможно. Такие гиперконтрастные участки видны только в артериальную фазу. В последующие фазы они, как правило, не видны. У этой пациентки в послеоперационном периоде было проведено МСКТ-исследование (в). Каких-либо признаков очагового поражения выявлено не было. Такие гиперваскулярные псевдообразования следует тщательно оценивать, так как они могут стать причиной гипердиагностики гиперваскулярных поражений печени.

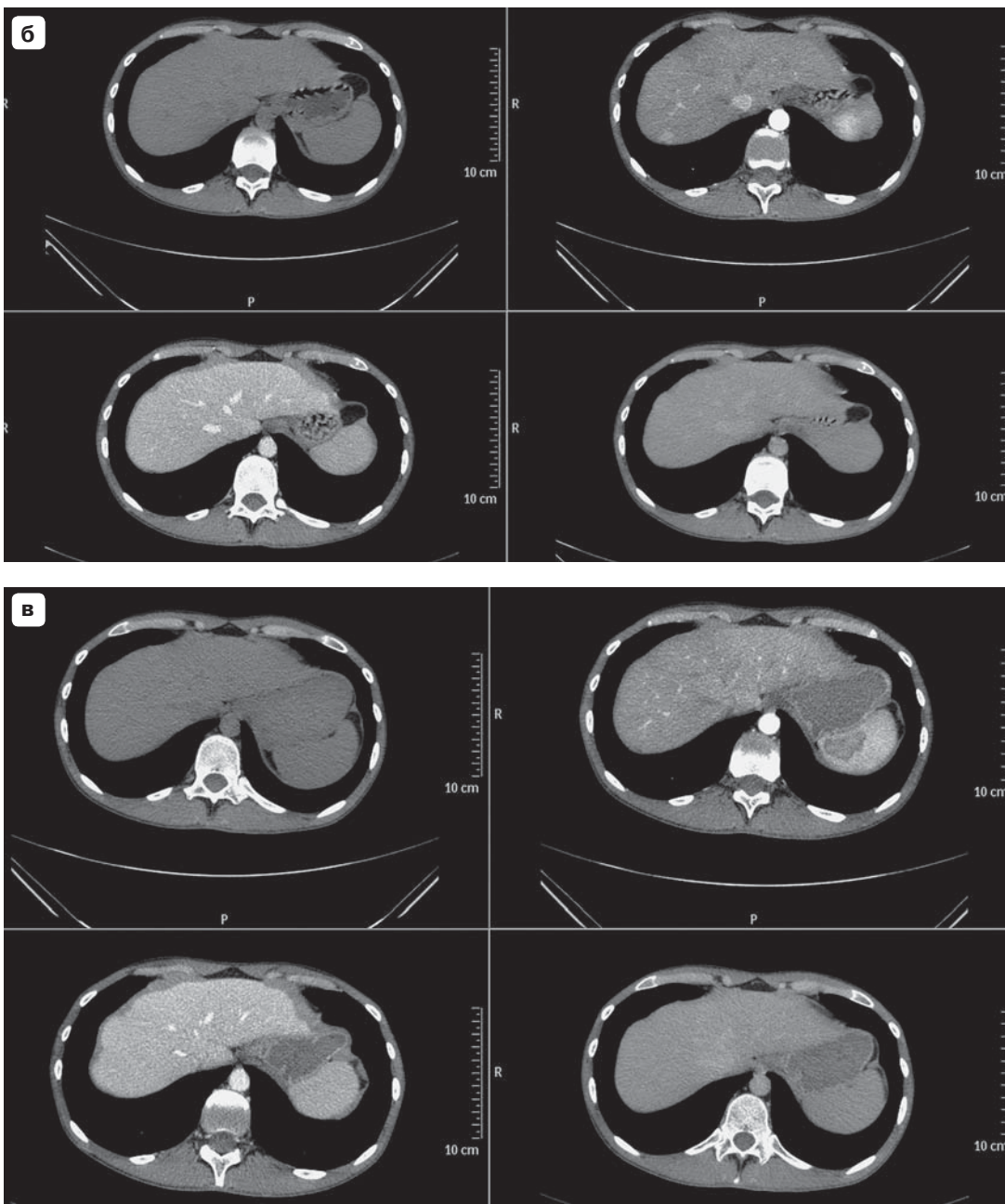
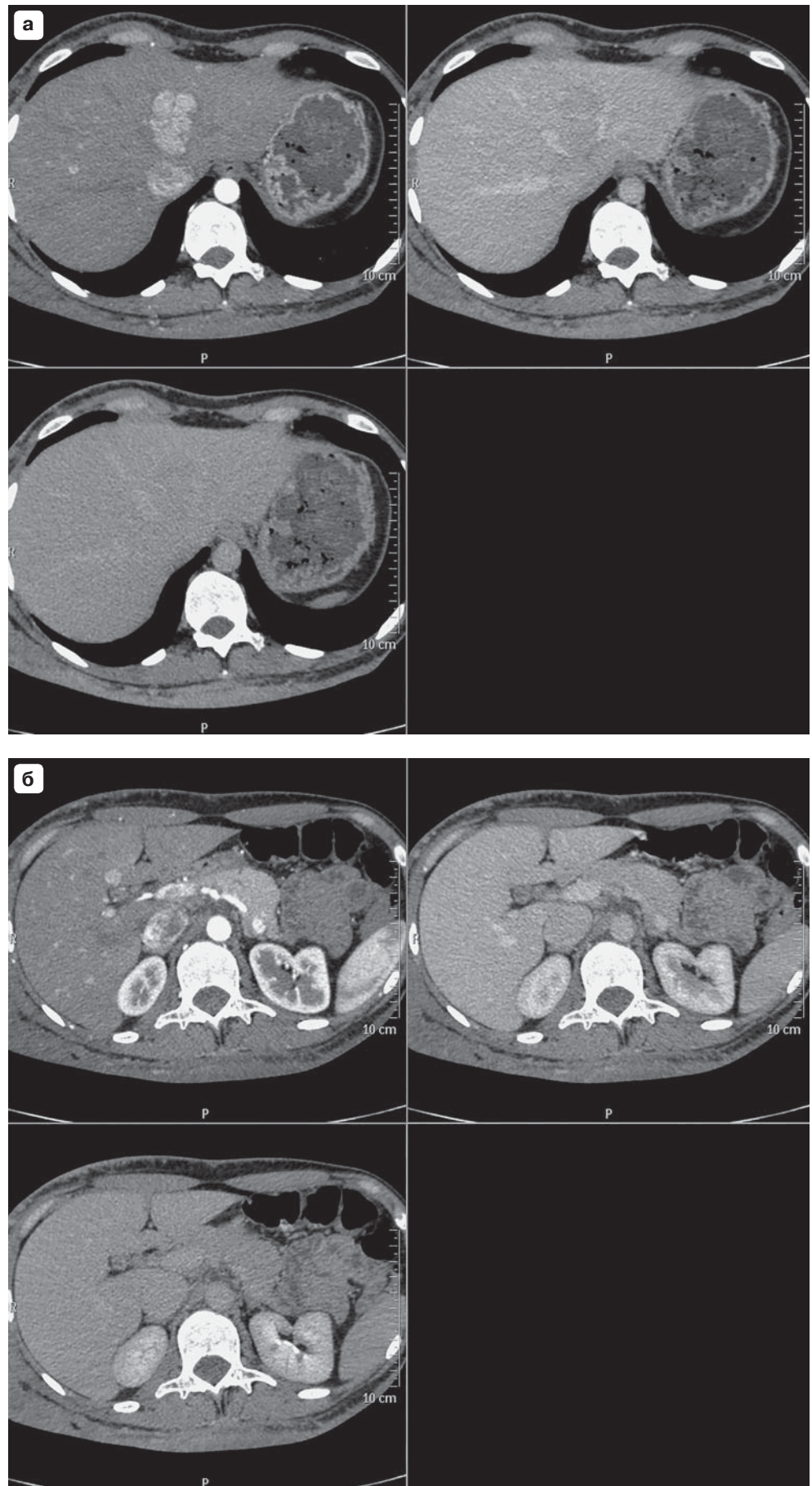


Рис. V.5.8. Фокальная нодулярная гиперплазия.

Несколько очаговых поражений печени наиболее сложны для дифференциальной диагностики (**а**, **б**). У этого пациента два поражения. Однородность признаков их контрастного усиления облегчает процесс диагностики. Большее из них (**а**) даже имеет центральную структуру, гиподенсную в артериальную фазу. В последующие фазы сканирования это образование изоденсно печеночной паренхиме, что свидетельствует о накоплении им контрастного вещества. Эти признаки характерны для фокальной нодулярной гиперплазии.



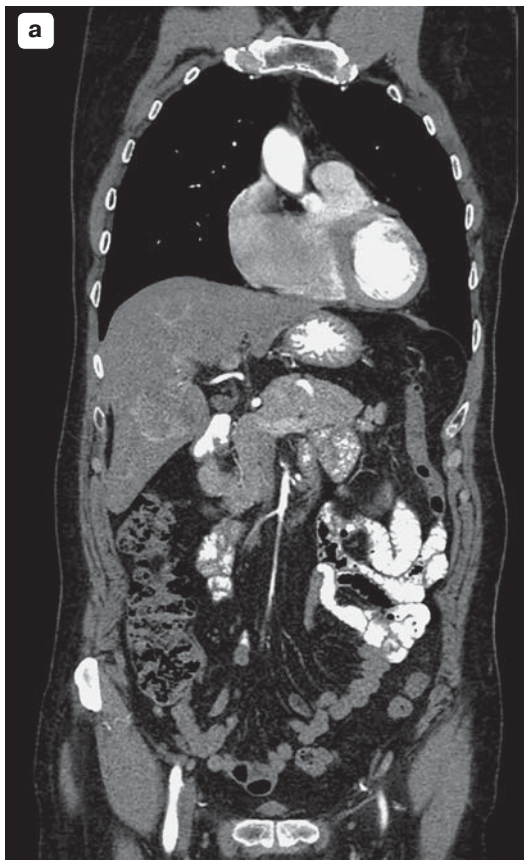


Рис. V.5.9. Гепатоцеллюлярный рак.

Для диагностики гепатоцеллюлярного рака (а) очень важна артериальная фаза (б). Только эта фаза позволяет выявить признаки гипervasкулярных опухолей, следовательно, установить характеристику ее краев. Портально-венозная фаза, и особенно отсроченная фаза, могут быть малоинформативными. Всегда возникает естественное желание уменьшить количество фаз контрастного усиления (иными словами, снизить дозу облучения). Диагностическая проблема – мы никогда не знаем, какая этиология у диагностируемого очагового образования. Многие образования печени имеют совершенно разные признаки в разные фазы контрастного усиления. Увеличение количества фаз контрастного усиления, естественно, связано и с увеличением дозы. Тем не менее оно предоставляет дополнительную диагностическую информацию практически всегда.

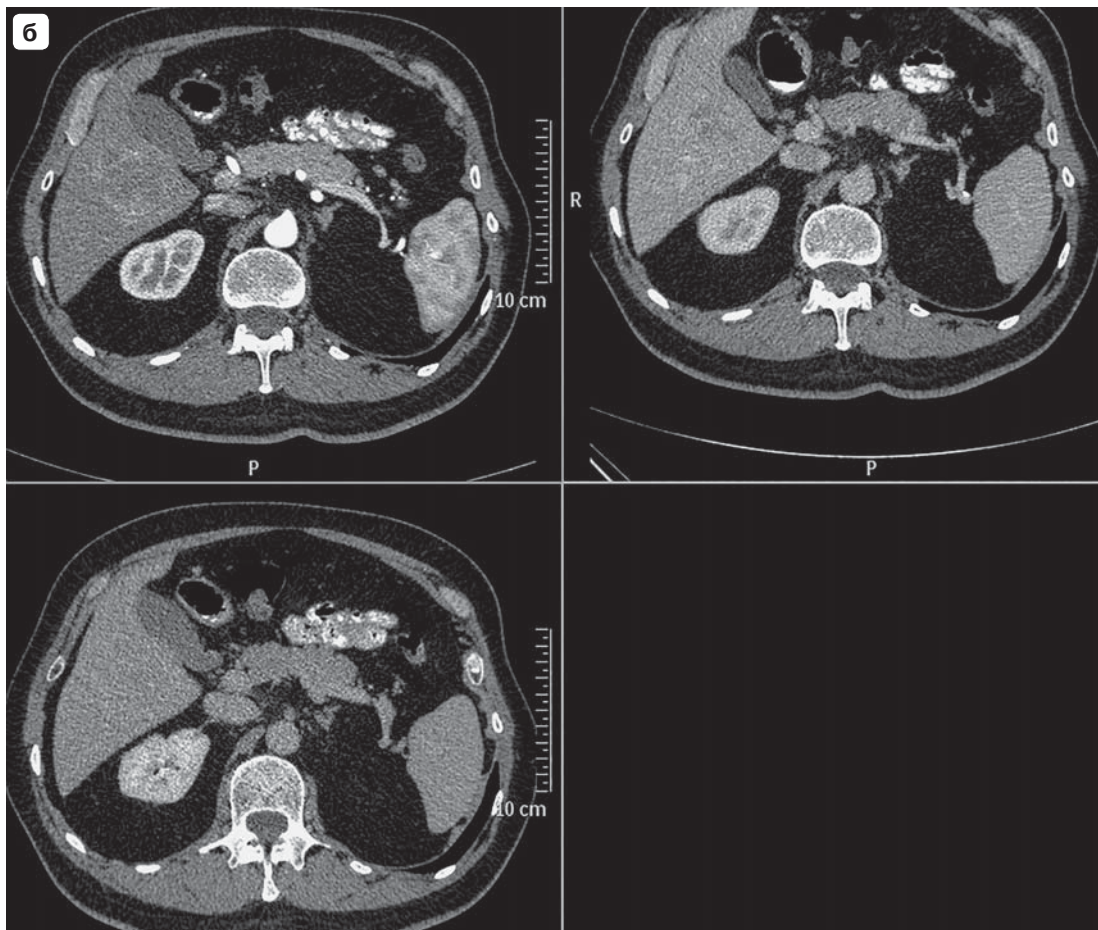
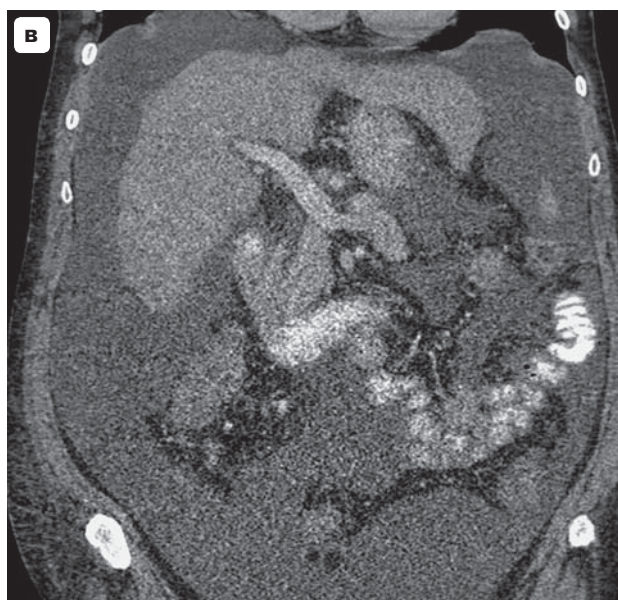
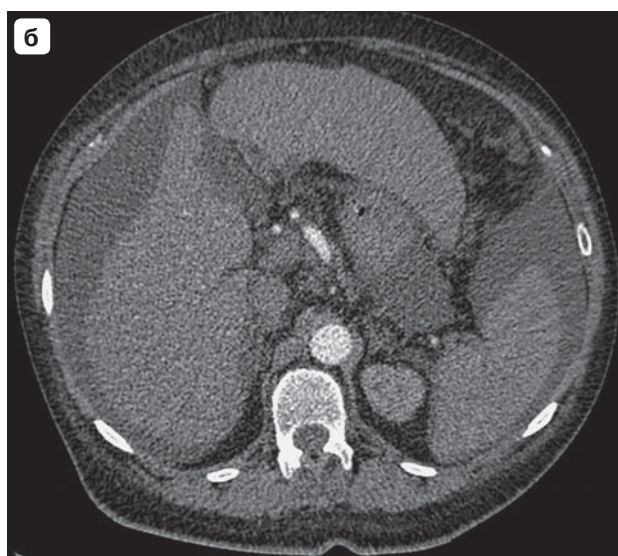
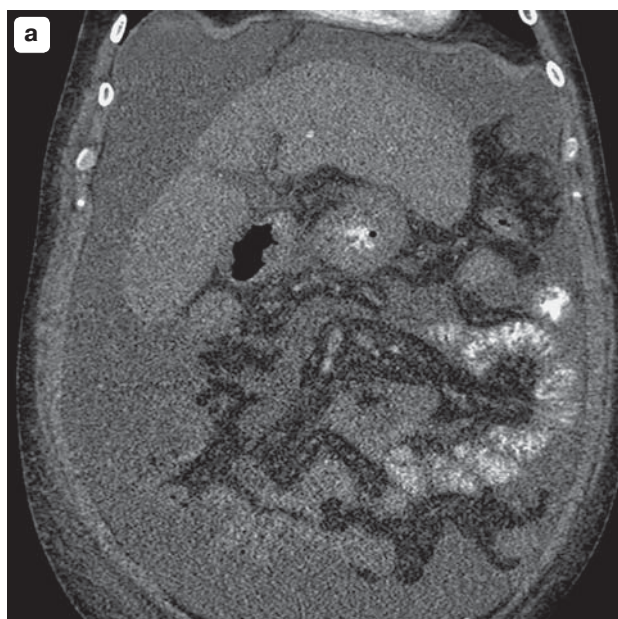


Рис. V.5.10. Гепатоцеллюлярный рак.

Если при нативном сканировании (а) выявлен асцит, волнистый контур печени и неравномерное увеличение долей печени, контрастное усиление необходимо для исключения гепатоцеллюлярного рака в такой цирротической печени.

Если в артериальную фазу (б) гиперконтрастные зоны в паренхиме печени не выявляются, вероятность трансформации диспластических узелков (если они имеются) в гепатоцеллюлярном раке практически отсутствует. Повышенная плотность, гетерогенность в портальную фазу (в) характерны для регенераторных узлов (для которых, как и для нормальной печеночной паренхимы, портальный приток крови является доминирующим).



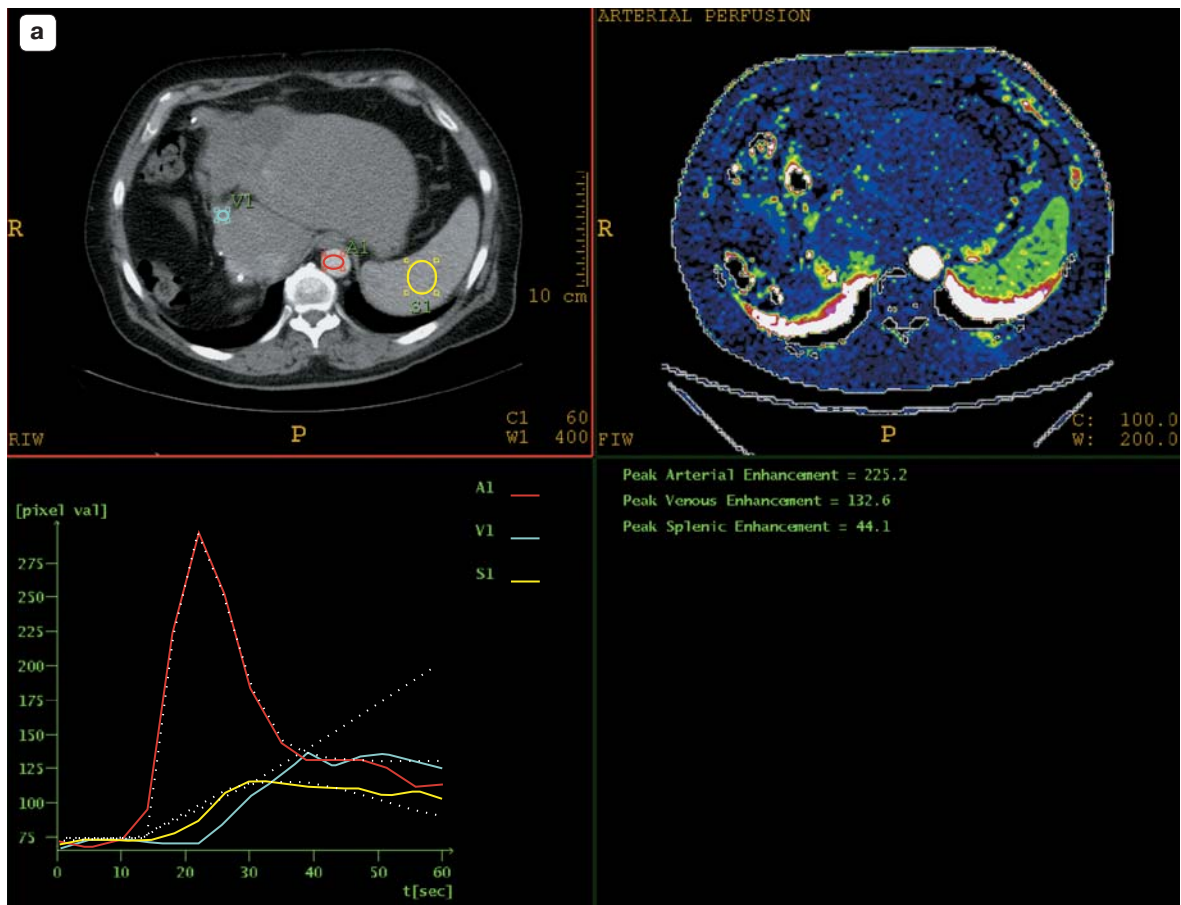


Рис. V.5.11. Гепатоцеллюлярный рак.

Этот пациент был прооперирован повторно. Рецидивирующая опухоль (гепатоцеллюлярный рак) также лечилась с помощью радиочастотной абляции. Согласно этому исследованию, структура остатка печени неоднородна. Существуют участки ишемии после абляции и гиперконтрастные зоны рецидивной опухоли. Опухоль и паренхима печени были изучены перфузионной МСКТ печени. Перфузионная МСКТ – это достаточно простая и эффективная методика для оценки кровотока в разных органах. Таким образом, нет необходимости использовать большие объемы контрастного вещества (необходимо 50 мл контрастного вещества, 350 мг/мл). Но пациент должен задерживать дыхание в течение периода исследования (в идеале 40 с и дольше). Пик артериального усиления можно оценить очень легко, так как поперечное сечение аорты практически «не выпадает» из области сканирования. Также достаточно просто оценить пик контрастного увеличения селезенки. Если получена серия изображений воротной вены (которая не «выпала» из области интереса), можно оценить пик венозного контрастного усиления (а). Только по этим критериям оценка перфузии паренхимы и опухолей может быть достоверной. Перфузия нормальной ткани печени T2 (б) выше, чем перфузия в зоне абляции (T1). В обеих областях интересов наблюдается артериальный и портальный кровоток. В фиброзной области после абляции T4 (в) артериальная перфузия отсутствует. В то же время в области рецидивирующих опухолей (T1, T2) выражена артериализация кровотока (портальная перфузия отсутствует).

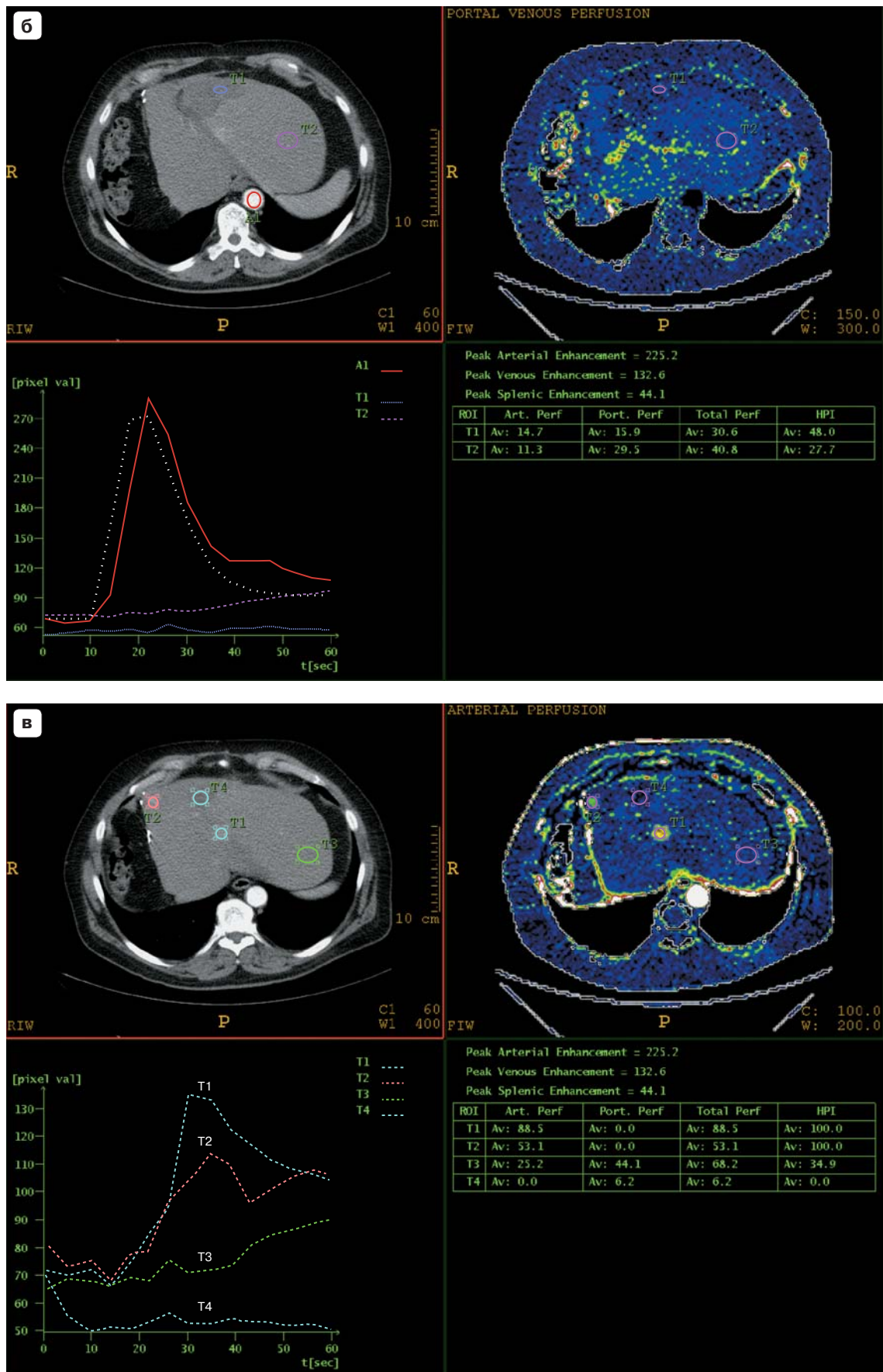


Рис. V.5.11 (окончание). Гепатоцеллюлярный рак.

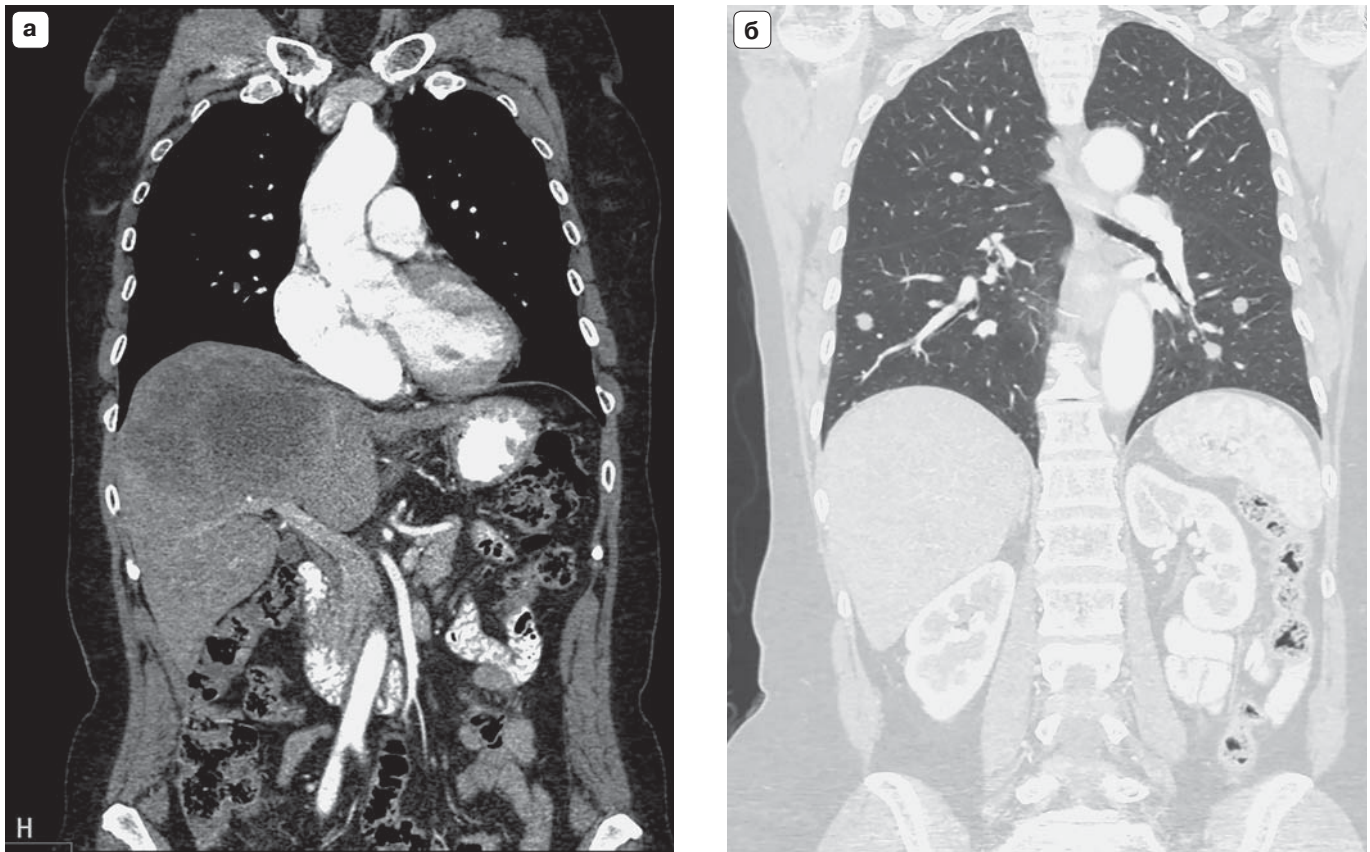
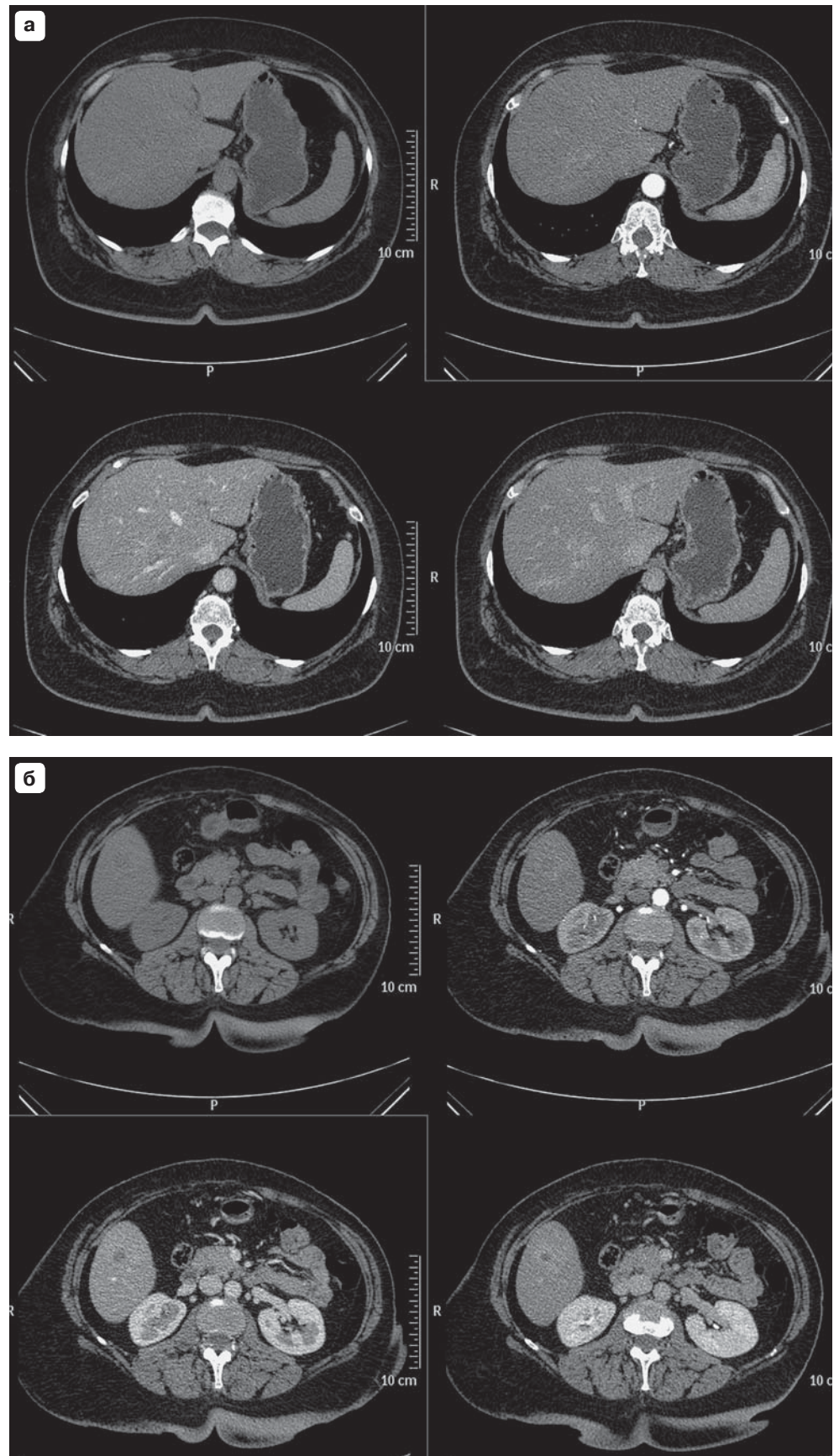


Рис. V.5.12. Оценка операбельности и резектабельности.

При достаточных объемах остаточной паренхимы печени современная хирургия позволяет выполнить любые виды резекции печени. Однако основным критерием отбора пациентов для такой операции является операбельность и резектабельность. Если рентгенологические симптомы опухоли формально соответствуют принципам резектабельности, рентгенолог должен подтвердить отсутствие рентгенологических симптомов неоперабельности опухоли (**а**). Для этого иногда достаточно просто изменить стандартные окна визуализации при оценке изображений. Массивное метастатическое поражение центральных сегментов печени сопровождается метастатическим поражением правого и левого легких (**б**).

Рис. V.5.13. Метастатическое поражение печени.

Метастатическое поражение IV сегмента печени (**а**) определялось только в венозную фазу. В VI сегменте метастазирование было заподозрено в нативную фазу и было видно во все фазы контрастного усиления (**б**). Метастазы даже из одной опухоли могут иметь различное контрастное усиление. Поэтому при подозрении на метастатическое поражение выполнение всех фаз контрастирования не только целесообразно, но и может существенно помочь решить вопрос о необходимости хирургического лечения пациента.



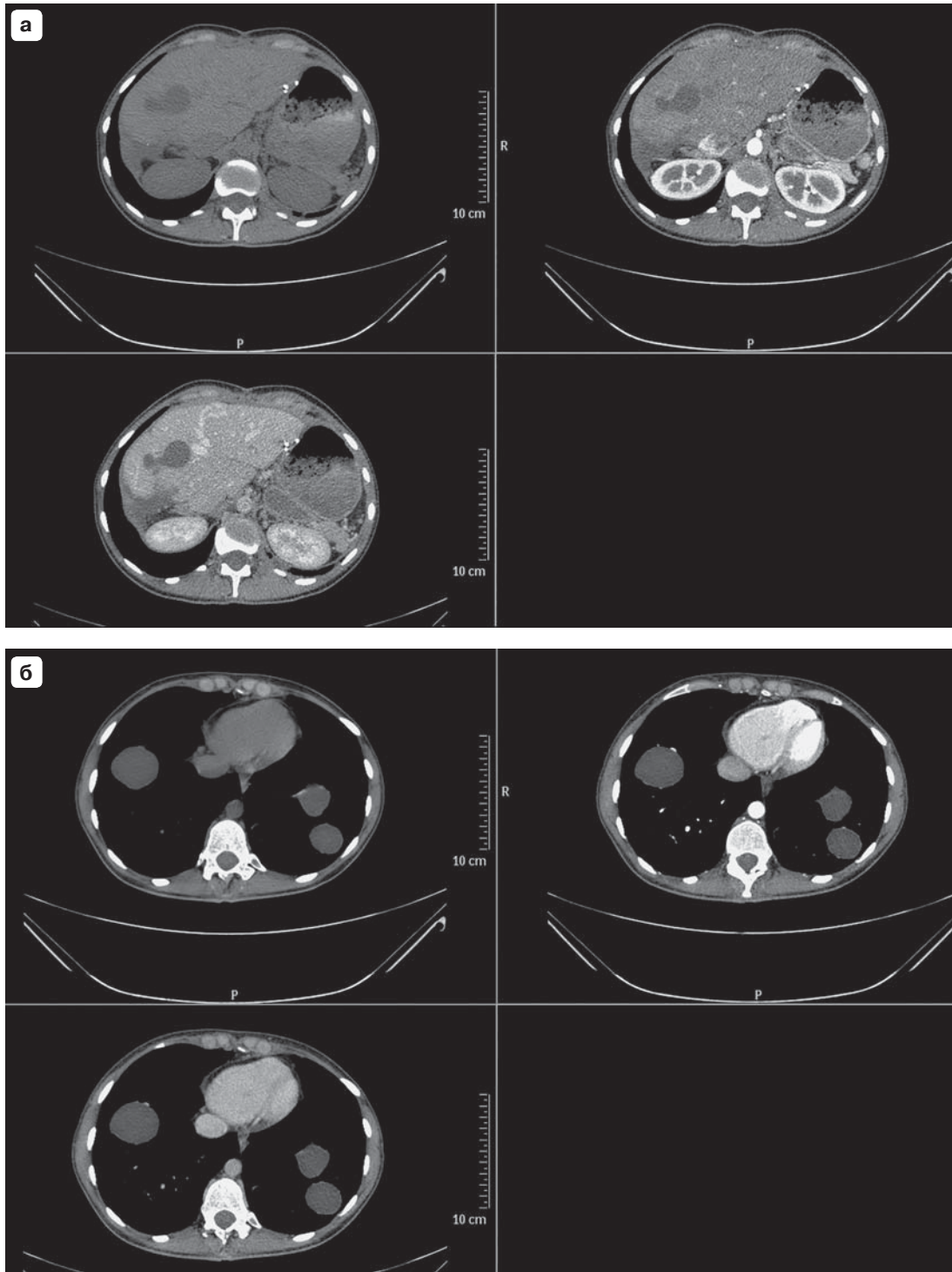


Рис. V.5.14. Эхинококковая болезнь.

Наличие у пациента с ранее прооперированной эхинококковой инфекцией нескольких вновь выявляемых новообразований печени свидетельствует о рецидиве эхинококковой болезни, разрыве паразитарной кисты и росте «дочерней» кисты. Это молодой пациент, активный паразит представляет угрозу для здоровья пациента (а). В обоих легких есть кисты (б). Это подтверждает распространение эхинококка. Признаков разрушения паразитарной кисты (утолщение капсулы или изменения плотности содержимого кисты) также не выявлено.

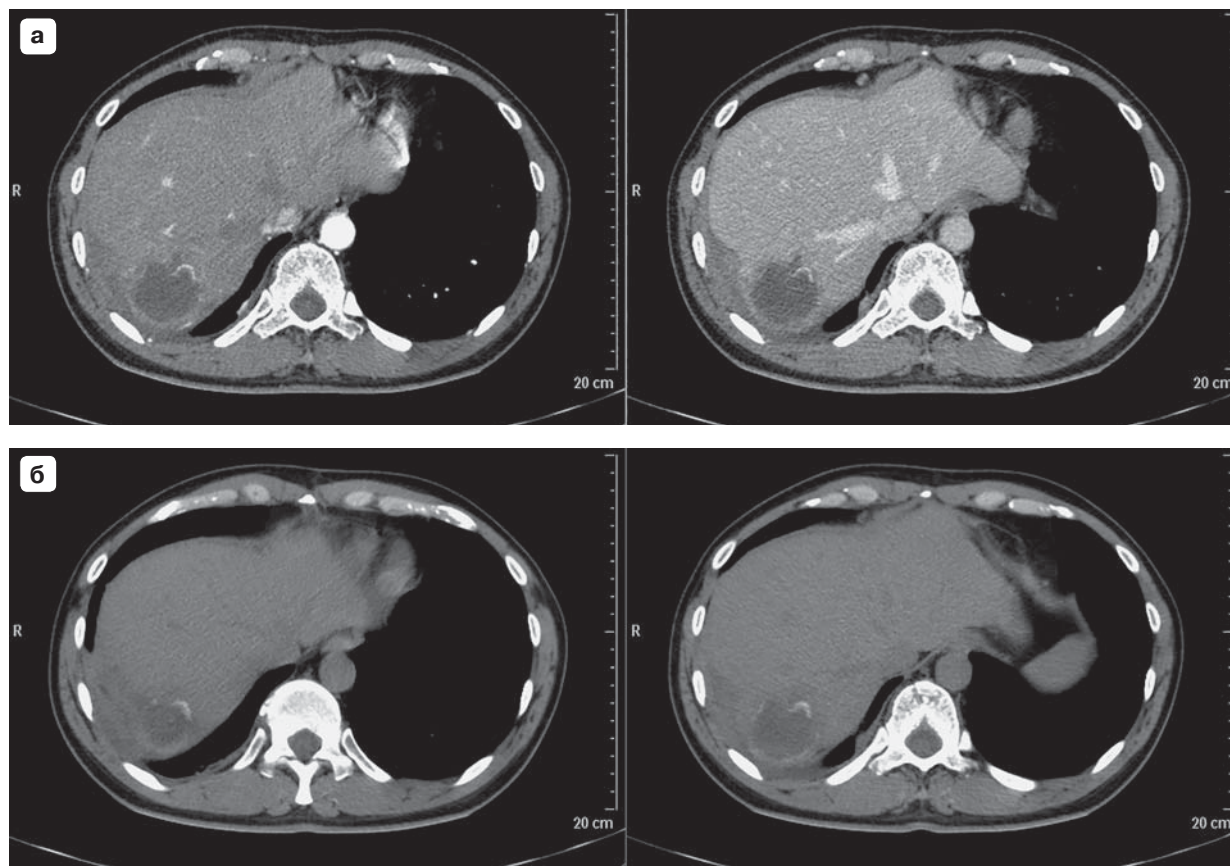


Рис. V.5.15. Эхинококковая киста.

В качестве способа для решения проблемы уменьшения дозы при исследовании печени многие предлагают исключить нативное сканирование. Однако если увидеть только данные артериальной фазы (а), то в данном случае можно предположить наличие питающего артериального сосуда. В портально-венозную фазу плотность этой структуры не меняется, что позволяет заподозрить наличие кальцификации, а не сосуда. Нативные изображения позволяют выявить не только эту кальцификацию, но и умеренную гиперконтрастность на периферии этого гиподенсного очага. Такая картина характерна для эхинококковой кисты (б). Повышение контрастности позволяет оценить разрыв капсулы паразитарной кисты и воспаление вокруг кисты и диагностировать «дочерние» кисты. Портальная венозная фаза является чрезвычайно важной, так как позволяет достичь максимального градиента плотности между паренхимой и даже очень маленькой паразитарной кистой.

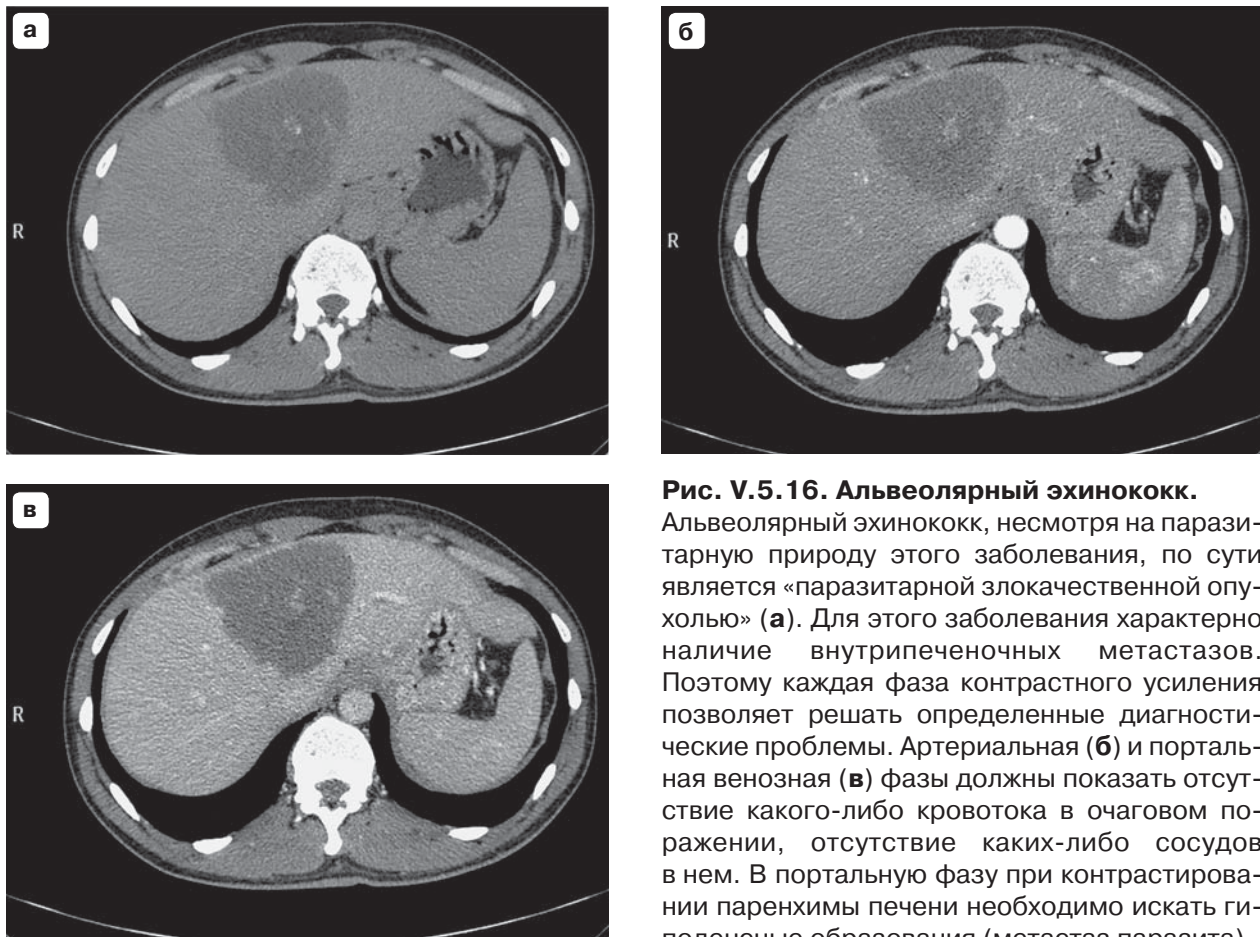


Рис. V.5.16. Альвеолярный эхинококк.

Альвеолярный эхинококк, несмотря на паразитарную природу этого заболевания, по сути является «паразитарной злокачественной опухолью» (а). Для этого заболевания характерно наличие внутрипеченочных метастазов. Поэтому каждая фаза контрастного усиления позволяет решать определенные диагностические проблемы. Артериальная (б) и портальная венозная (в) фазы должны показать отсутствие какого-либо кровотока в очаговом поражении, отсутствие каких-либо сосудов в нем. В портальную фазу при контрастировании паренхимы печени необходимо искать гиподенсные образования (метастаз паразита).

Если МСКТ-исследование проводится у пациентов, у которых операция не планируется, трехфазное контрастное усиление (с использованием отсроченной фазы) для дифференциальной диагностики очаговых поражений печени необходимо в обязательном порядке. В артериальную фазу симптомы таких поражений, как очаговая узловая гиперплазия, гипervasкулярные метастазы, гемангиома, гепатоцеллюлярная карцинома в цирротической печени, проявляются наиболее отчетливо.

Рентгенологические признаки метастазов диагностировать сложно. Метастазы в печени одной и той же опухоли могут иметь разное контрастирование в разные фазы контрастного усиления. Следовательно, для диагностики необходимо использовать комплекс фаз. Диагностика метастазов важна для оценки количества не вовлеченных сегментов печени. Поэтому при подозрении на метастазы обязательны артериальная, воротная вена и отсроченные фазы контрастного усиления.

Фокальная нодулярная гиперплазия является наиболее ярко выраженным очаговым поражением в артериальную фазу, и интенсивность ее контрастирования часто такая же, как внутрисосудное усиление аорты на исследуемом уровне. Необходима дифференциальная диагностика с гепатоцеллюлярной карциномой. Однако при отсутствии цирроза печени контрастирование злокачественной первичной опухоли чаще всего является неоднородным, главным образом в артериальную фазу видны питающие

артерии. Для исключения первичной злокачественной опухоли важно исследовать уровень альфа-фетопротеина. Когда этот уровень повышен, это свидетельство его синтеза злокачественной опухолью.

Диагностика артериовенозных шунтов может быть сложной. Быстрый сброс контрастированной крови в портальную фазу облегчает их диагностику.

Фактически во всех случаях дифференциальной диагностики очаговых образований печени необходимы артериальная и портально-венозная фазы контрастного усиления. Отсроченная фаза помогает диагностике, но не всегда целесообразна, потому что выполнение этой фазы связано с дополнительной рентгеновской нагрузкой.

В каждой диагностической ситуации необходимо или планировать отсроченную фазу, а затем прерывать исследование, если ее выполнение не требуется, или отсроченную фазу следует планировать по результатам сканирования в артериальную и венозную фазы.

В принципе, все зависит от оперативной памяти процессора и скорости обработки данных. Если это действительно оперативный процессор, для подготовки протокола МСКТ-исследования можно использовать второй вариант.

Наш опыт свидетельствует, что в раннем послеоперационном периоде чаще всего приходится решать вопрос о наличии и глубине краевого некроза после резекции печени. В венозную фазу видны области ишемии и некроза, но реальную картину можно представить в отсроченную фазу, так как в отсроченную фазу зоны ишемии меняются плотностью, но зоны некроза не контрастируются и истинные размеры некроза становятся видны наиболее четко.

Для визуализации воротной вены (рис. V.5.17–V.5.21) используется специальная фаза контрастного усиления (портально-венозная фаза). В отчете об МСКТ-исследовании необходимо оценить диаметр вены, однородность контрастного усиления ее просвета, исключить признаки периваскулярного фиброза и опухолевой инвазии.

Нормальные внутripеченочные желчные протоки не видны при аксиальном сканировании, однако при МСКТ тонкими срезами их можно дифференцировать, особенно в портально-венозную фазу.

При билиарной гипертензии внутripеченочные желчные протоки обычно имеют низкую плотность и отчетливо дифференцируются от сосудов при нативном сканировании. При сомнениях артериальная и портально-венозная фазы контрастного усиления позволяют оценить контрастное усиление сосудов.

Наличие сужения расширенных внутripеченочных желчных протоков с окружающими гиподенсными зонами (в портальную фазу) и гиперденсными зонами (в отсроченную фазу) свидетельствует о наличии фиброзной ткани при склерозирующем холангите.

Внепеченочные желчные протоки (от уровня их слияния до фатерова сосочка) на аксиальных сканах имеют округлое сечение.

При окклюзии дистальной части холедоха (интрапанкреатической и ампулярной его частей) важно оценить наличие опухолевой инвазии, например инвазию аденокарциномы поджелудочной железы. Важным является использование трехфазного протокола контрастного усиления. Некоторые опухоли содержат много фиброзной ткани (низкодифференцированная аденокарцинома), они лучше видны в отсроченную фазу (опухоль будет гиперденсной).

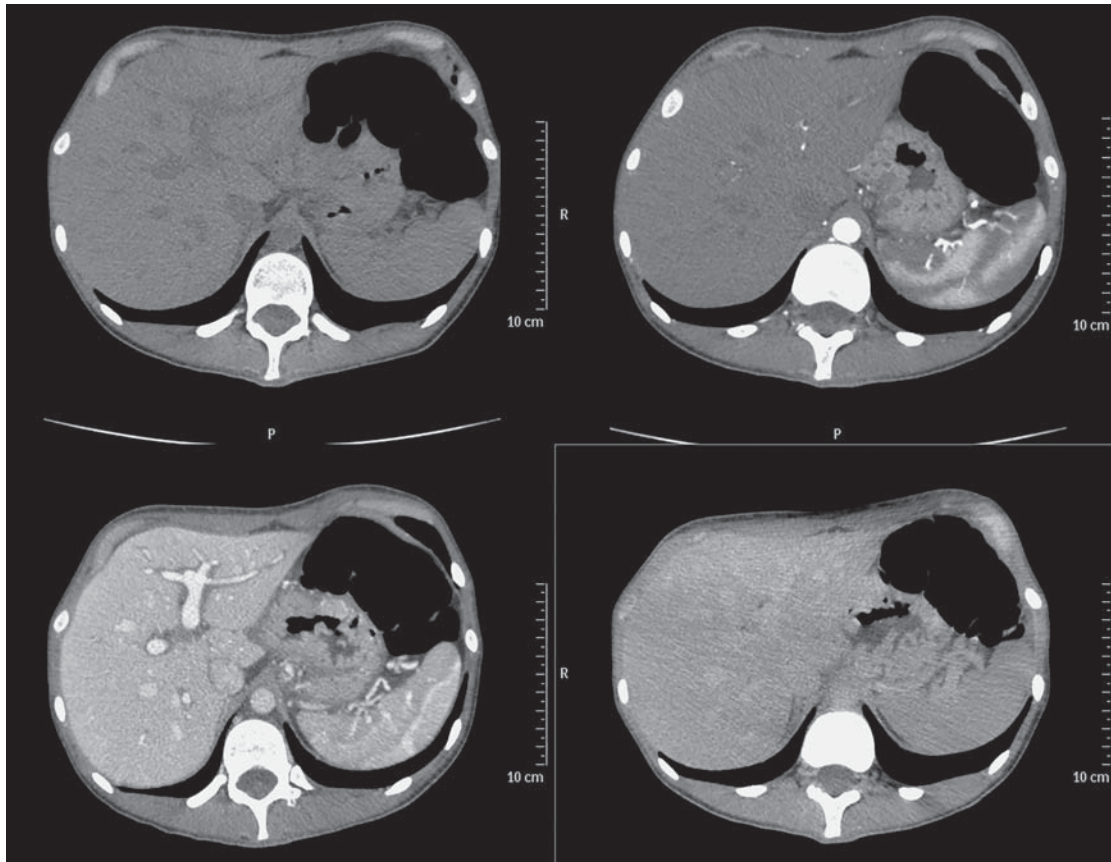


Рис. V.5.17. Портальная вена.

На нативных снимках никаких признаков патологии печени нет. В артериальную фазу контрастирование селезенки неоднородно. Гиперденсные участки в паренхиме селезенки четко соответствуют ветвям селезеночной артерии. Но в портально-венозную фазу видна фиброзная ткань вокруг ветвей воротной вены. В отсроченную фазу контрастное усиление воротной вены и перипортальной фиброзной ткани идентично. Таким образом, портальная венозная фаза контрастного усиления позволяет получить максимальное контрастное усиление печеночной паренхимы, но также является важным инструментом диагностики перипортальной фиброзной ткани.

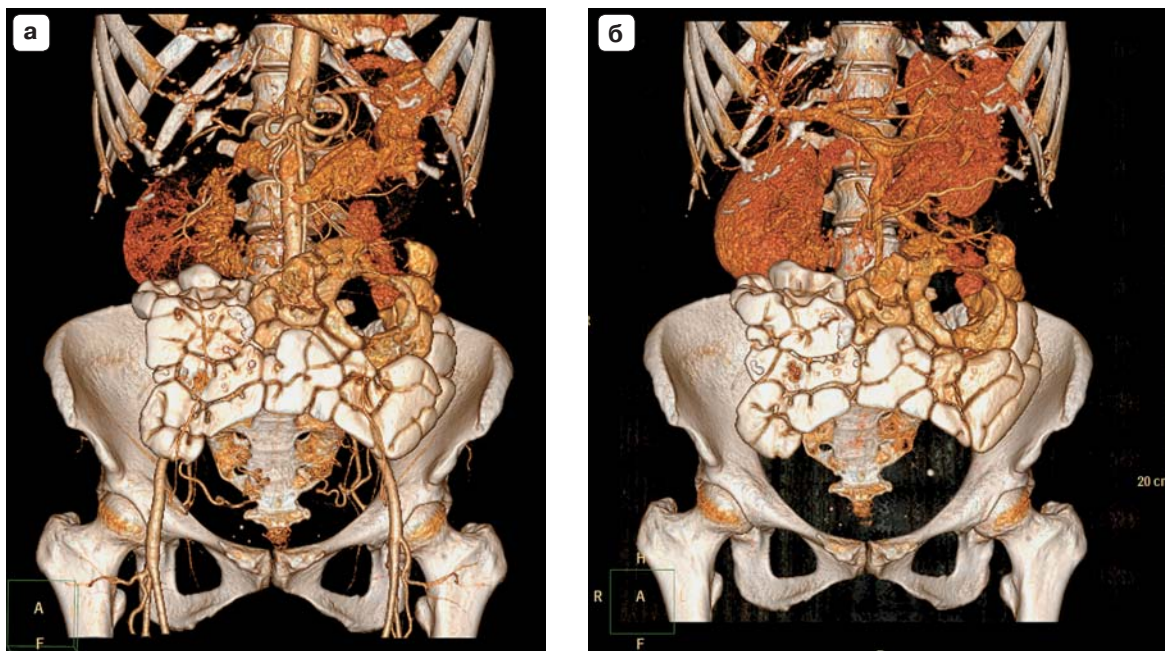


Рис. V.5.18. Воротная вена.

Трехмерная реконструкция изображений в разные фазы контрастного усиления расширяет диагностические возможности и дает реальное представление об индивидуальной ангиоархитуре сосудов, которые обеспечивают артериальное (а) и портальное кровоснабжение печени (б). Трехмерное изображение будет наиболее точным, если контрастирование сосудов в соответствующую фазу будет наиболее интенсивным. Это означает, что соответствующие временные задержки нужно выбирать наиболее точно. Трехмерная реконструкция данных МСКТ становится все более объективным аргументом при обсуждении с хирургом плана хирургического лечения.

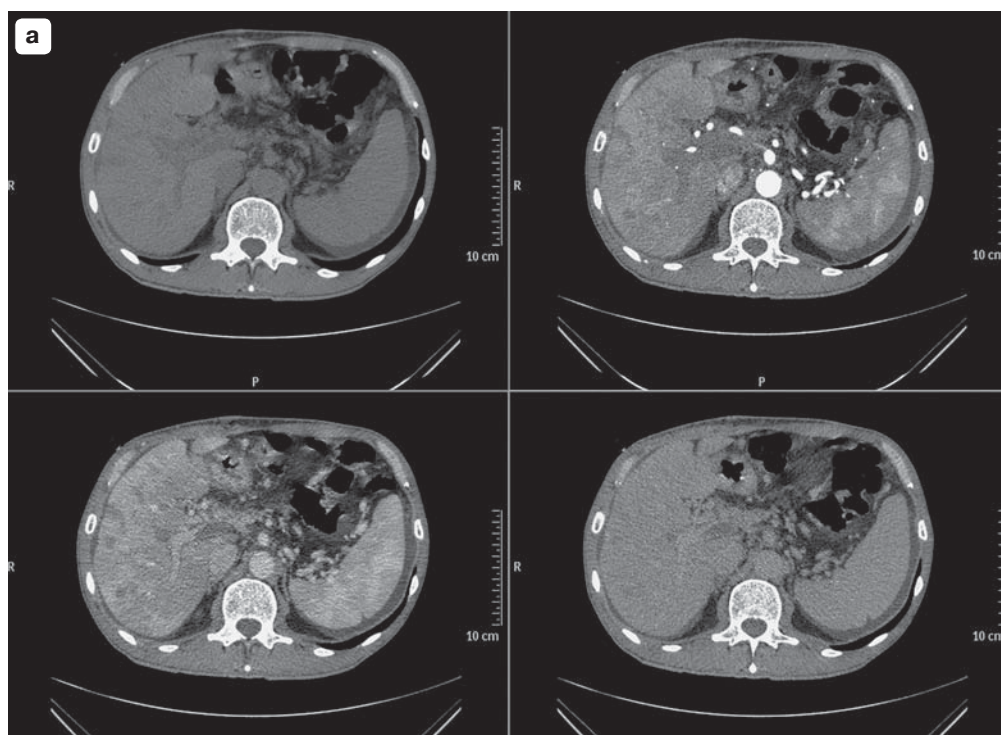


Рис. V.5.19. Тромбоз воротной вены.

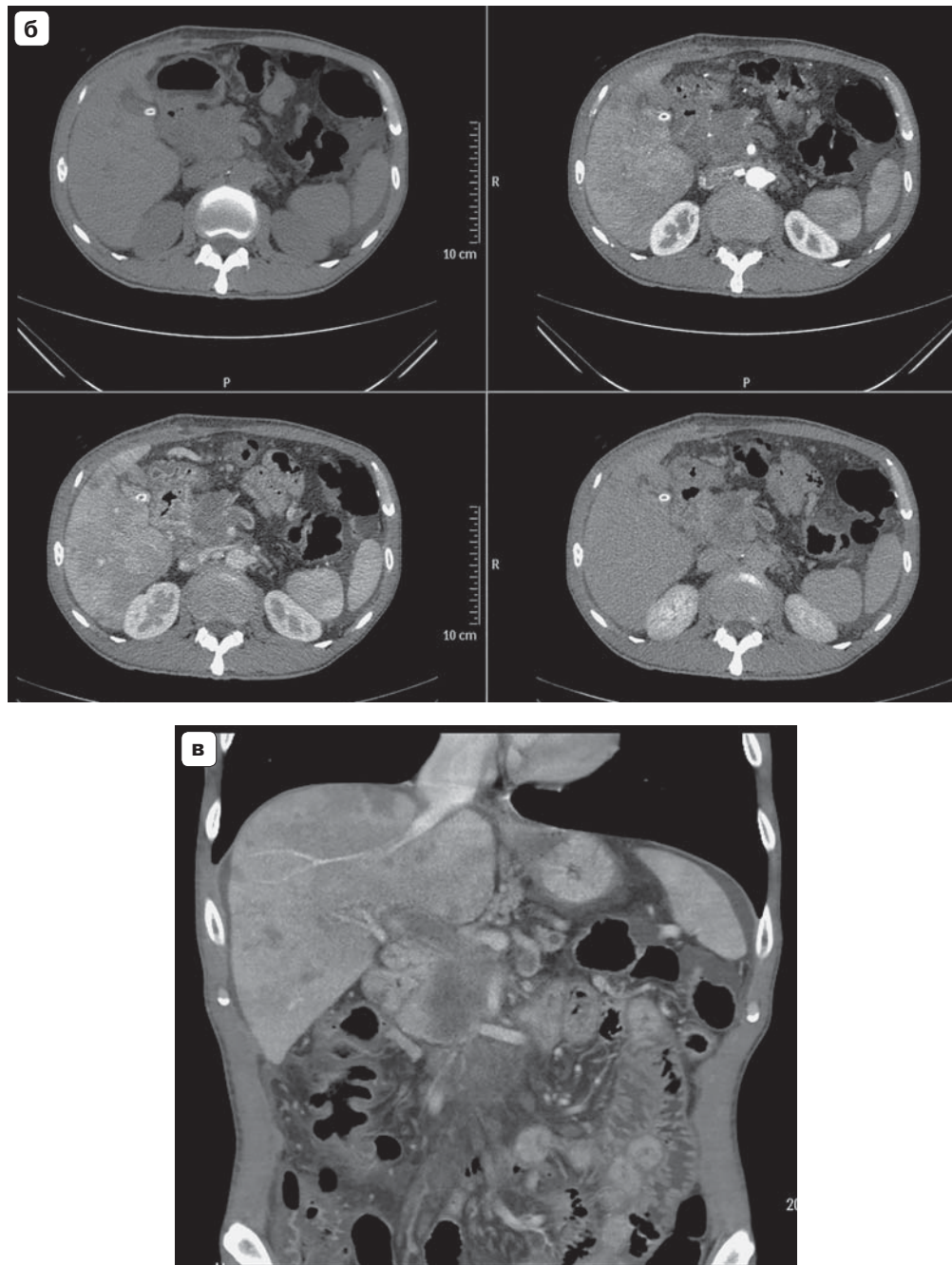


Рис. V.5.19 (окончание). Тромбоз воротной вены.

У больного с неоперабельной опухолью головки поджелудочной железы неоднородность паренхимы печени обусловлена не только метастазами (а), но и нарушениями перфузии, вызванными массивным тромбозом ствола воротной вены. Естественно, что лучшая визуализация тромба была в фазу воротной вены. В месте слияния селезеночной и верхнебрыжеечной вен и образования ствола воротной вены наблюдается инвазия опухоли поджелудочной железы (б). Виден тромбоз дистальной части селезеночной вены. В артериальную фазу была лучшая визуализация опухолевой инвазии верхней брыжеечной артерии. Тем не менее края опухоли лучше оценивать в фазу воротной вены. В коронарной плоскости (в) в фазу воротной вены видна связь тромбированной воротной вены с опухолью. Практически невозможно отказаться от каких-либо фаз контрастного усиления, каждая из которых не только отражает симптомы опухоли, но и дает информацию, объясняющую распространенность опухолевого процесса.

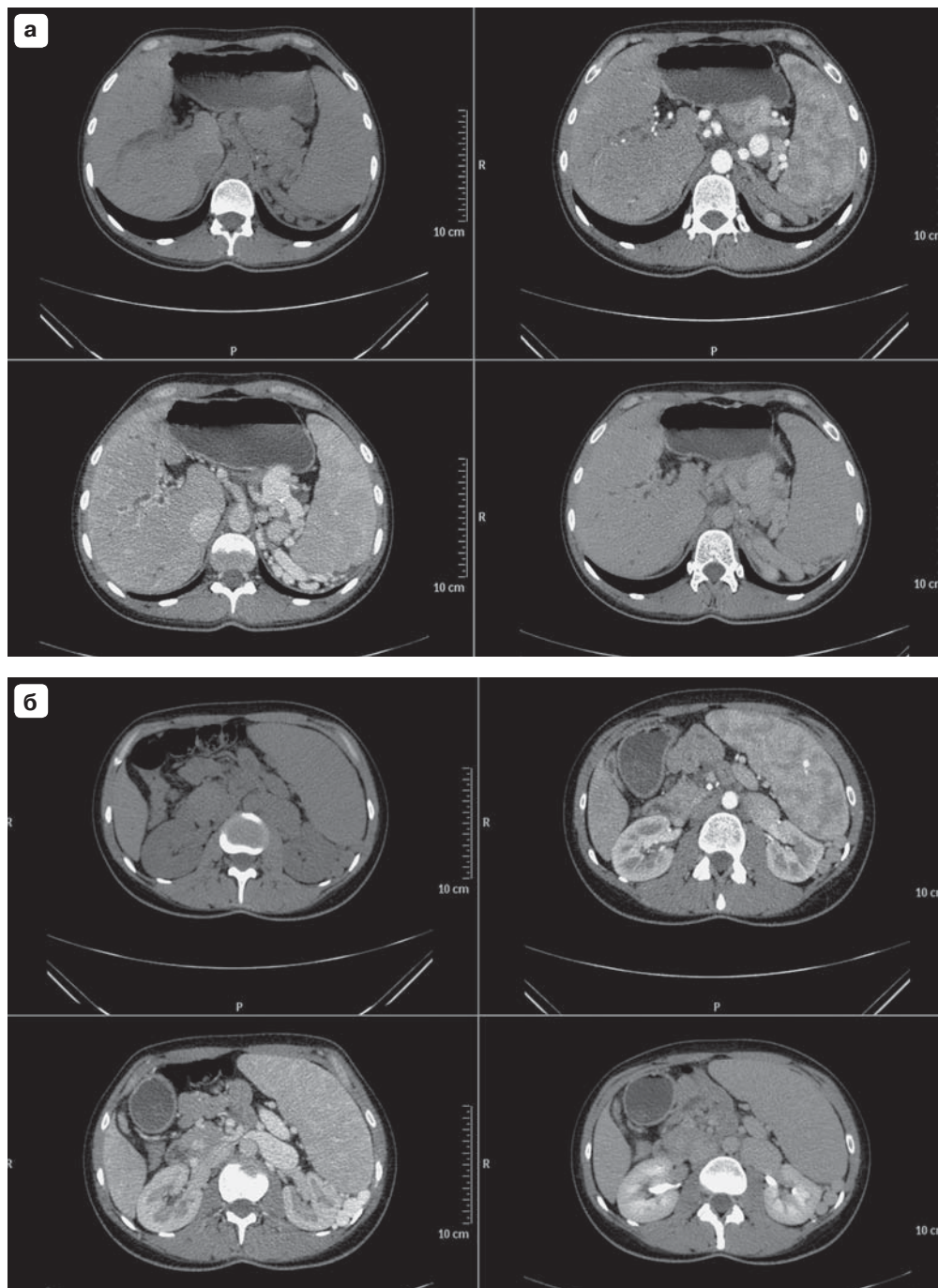


Рис. V.5.20. Гипоплазия воротной вены, аневризмы селезеночной артерии.

Обследование этого пациента только подтверждает правило, что простых диагностических ситуаций не бывает, и традиционное представление о фазах контрастного усиления не должно вызывать диагностическую ошибку. Так, у этого больного имеются патология ствола воротной вены (гипоплазия воротной вены), внепеченочная портальная гипертензия, гиперспленизм. Но в артериальную фазу (**а, б**) на фоне гетерогенного контрастирования паренхимы селезенки артериальные аневризмы хорошо видны. Помимо цепочки варикозного расширения вен в артериальную фазу определяется цепочка аневризм селезеночных артерий (**а, в, г**). Развитые портокавальные шунты определены на всех уровнях. Они хорошо видны на трехмерной реконструкции (**д**).

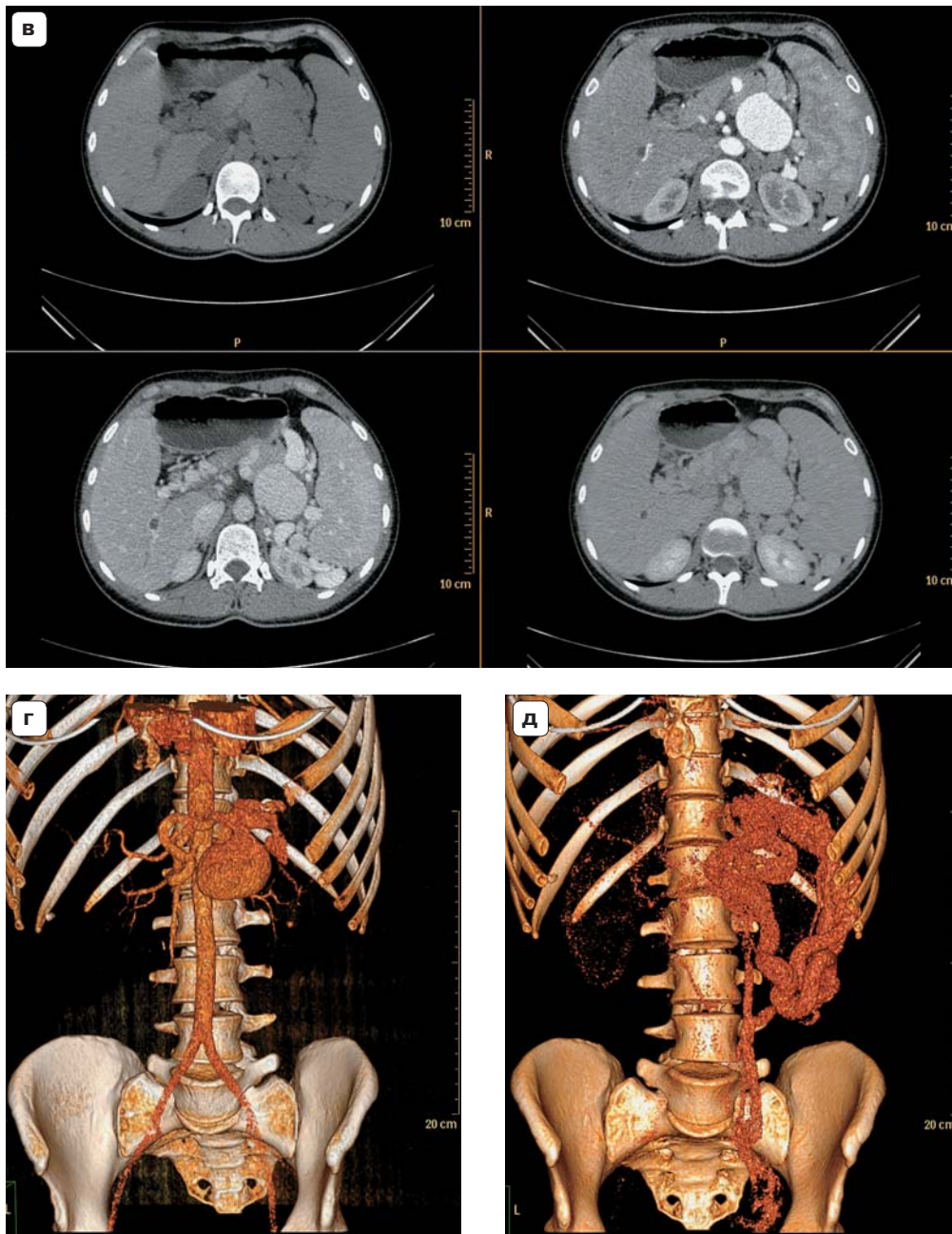
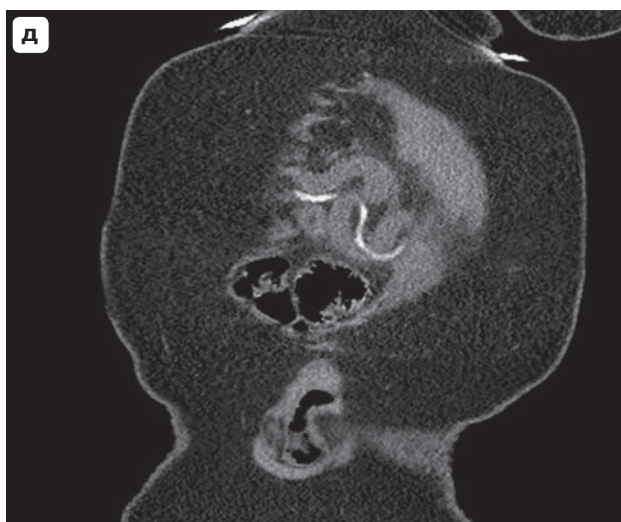
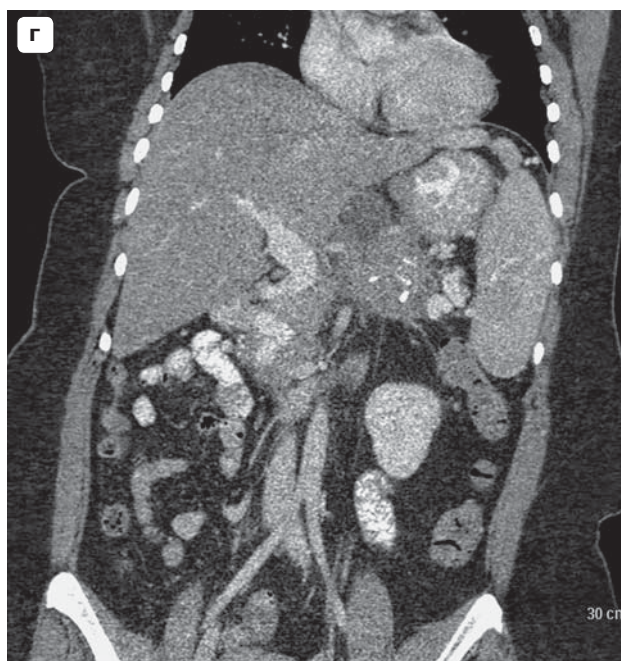
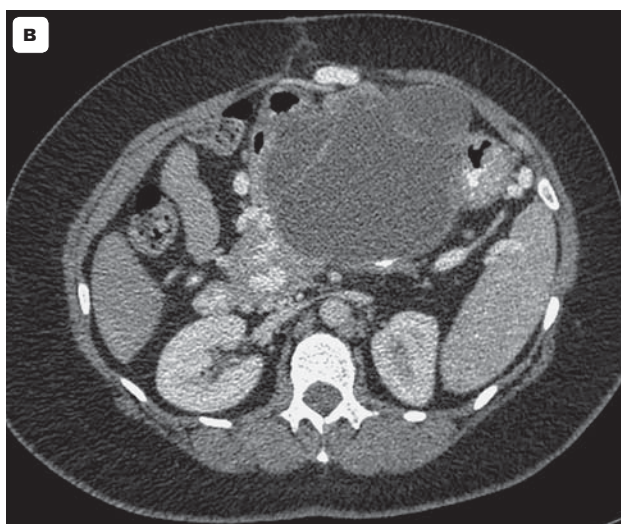
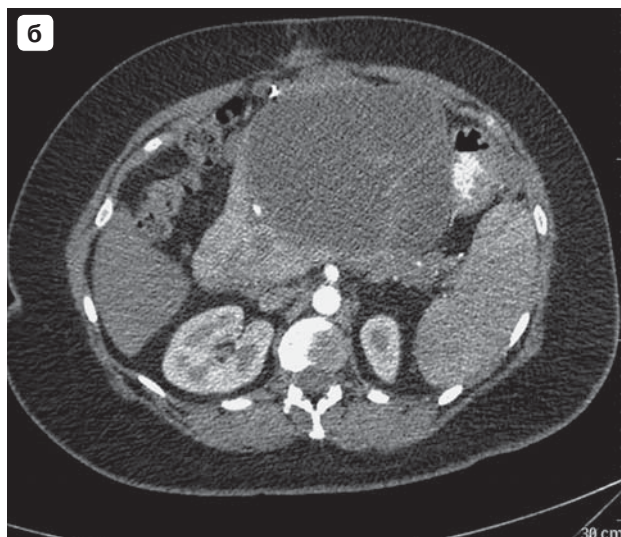
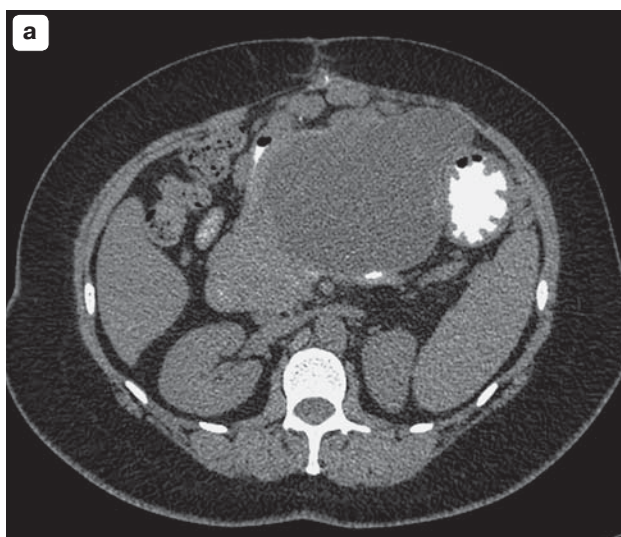


Рис. V.5.20 (окончание). Гипоплазия воротной вены, аневризмы селезеночной артерии.

Рис. V.5.21. Муцинозная цистаденома тела поджелудочной железы и хвоста. Опухолевая инвазия в верхнюю брыжеечную и селезеночную вены. Портокавальный анастомоз в головке поджелудочной железы.

При нативном сканировании на фоне кистозного поражения тела и хвоста поджелудочной железы были слабо видны перегородки (а). Эти перегородки контрастируются в артериальную фазу (б), что позволяет диагностировать кистозную опухоль. В венозную фазу (в) плотность этих перегородок становится выше. На передней поверхности живота и в толще большого сальника появляются венозные варикозные сплетения.

Петлевидные вены входят в головку поджелудочной железы, покидают ее и дренируются в воротную вену (г). Слияние ствола воротной вены и верхней брыжеечной вены и дистальной части селезеночной вены не контрастируется. На коронарной плоскости видны расширенные артерии (д) и вены (е) большого сальника. Итак, диагноз был ясен после нативного сканирования и артериальной фазы. Но самым важным был венозный этап. Без выполнения венозной фазы контрастного усиления трудно дифференцировать лимфатические узлы и венозный варикоз.



Внутрипротоковую папиллярную муцинозную опухоль следует дифференцировать с некальцинированными камнями. Камни, естественно, не накапливают контрастное вещество, но опухоль будет реагировать на контрастное усиление. Таким образом, портальная венозная и отсроченная фазы очень важны для диагностики (рис. V.5.22).

Нормальный желчный пузырь (рис. V.5.23) имеет тонкую стенку, которая слегка контрастируется при контрастном усилении. Однако при хроническом воспалении стенка утолщается, в портально-венозную фазу и особенно в отсроченную фазу такая стенка будет накапливать контрастное вещество. При хронических процессах толщина стенки, как правило, равномерная (рис. V.5.24–V.5.26).

Острое воспаление и подострый воспалительный процесс характеризуются неравномерным утолщением большого сегмента стенки, но дифференцировкой слоев стенки. Следовательно, артериальная фаза особенно важна для визуализации эпителиальной выстилки. Если при контрастном усилении был виден локальный дефект этого слоя, в зависимости от изменений стенки можно диагностировать деструктивный холецистит и прогнозировать развитие заболевания, если есть паравезикальная жидкость.

Опухоль желчного пузыря (рис. V.5.27) может заполнить просвет или распространиться на пузырьный проток в области ворот печени или распространиться на паренхиму печени. В артериальную фазу такая опухоль гиперденсна. Отсроченная фаза контрастного усиления необходима для оценки истинных границ опухоли.

Редкие формы хронического воспаления желчного пузыря, такие как ксантогранулематозный холецистит, отличаются от рака желчного пузыря равномерным контрастированием эпителиального слоя в артериальную фазу.

Естественно, что протоколы МСКТ-исследований проксимальных желчных протоков и желчного пузыря идентичны протоколам МСКТ-исследований печени. Для обследования дистальной части общего желчного протока используют протоколы для МСКТ-исследования поджелудочной железы.

При редких формах врожденной патологии желчных протоков или осложнениях хронического воспаления контрастное усиление необходимо для диагностики злокачественной трансформации этих изменений (рис. V.5.28–V.5.30).

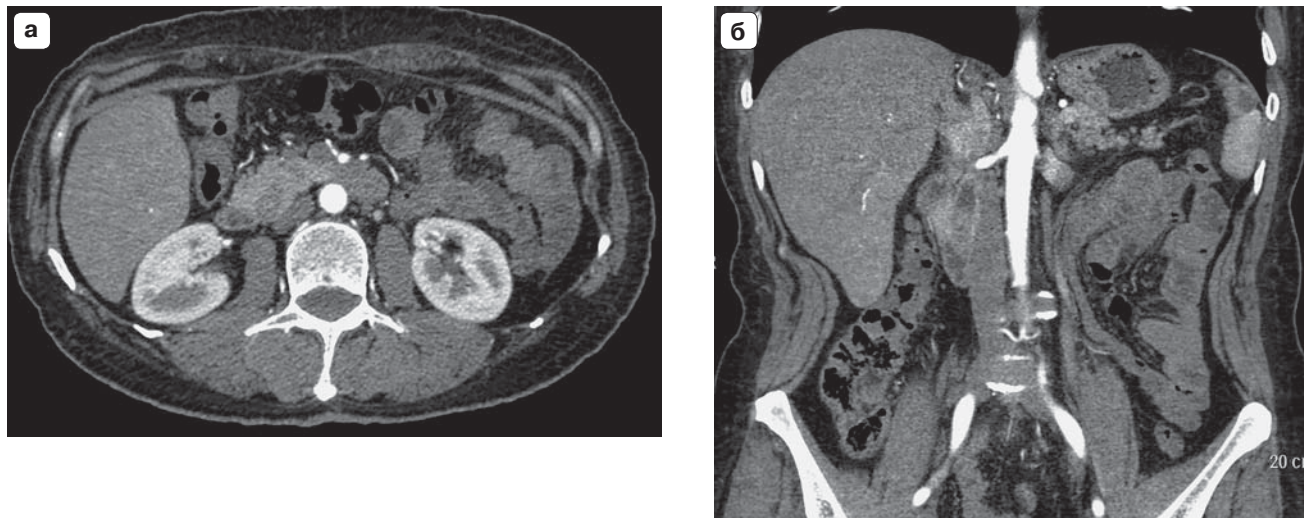


Рис. V.5.22. Желчный конcrement.

Внутрипротоковую структуру мягких тканей необходимо дифференцировать (а). Повышение контрастности позволяет выявить изменения ее плотности. Неизменная плотность характерна для конcrementа, но не для внутрипротоковой папиллярной опухоли (б).

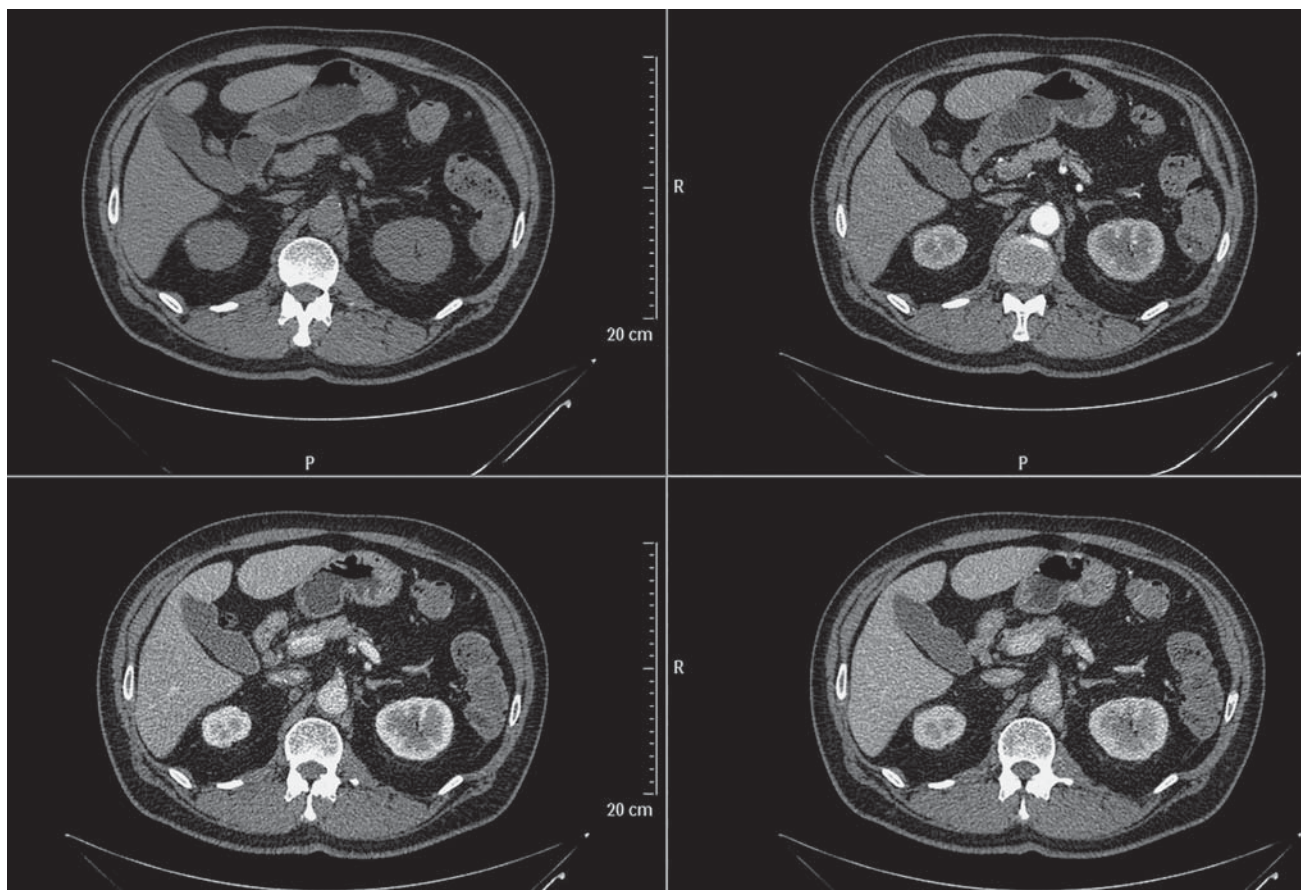


Рис. V.5.23. Желчный пузырь.

Нормальный желчный пузырь имеет однородную структуру. Его стенки при отсутствии фиброзных изменений практически не дифференцируются от просвета. После введения контрастного вещества лучшая визуализация стенок наблюдается в венозную фазу.

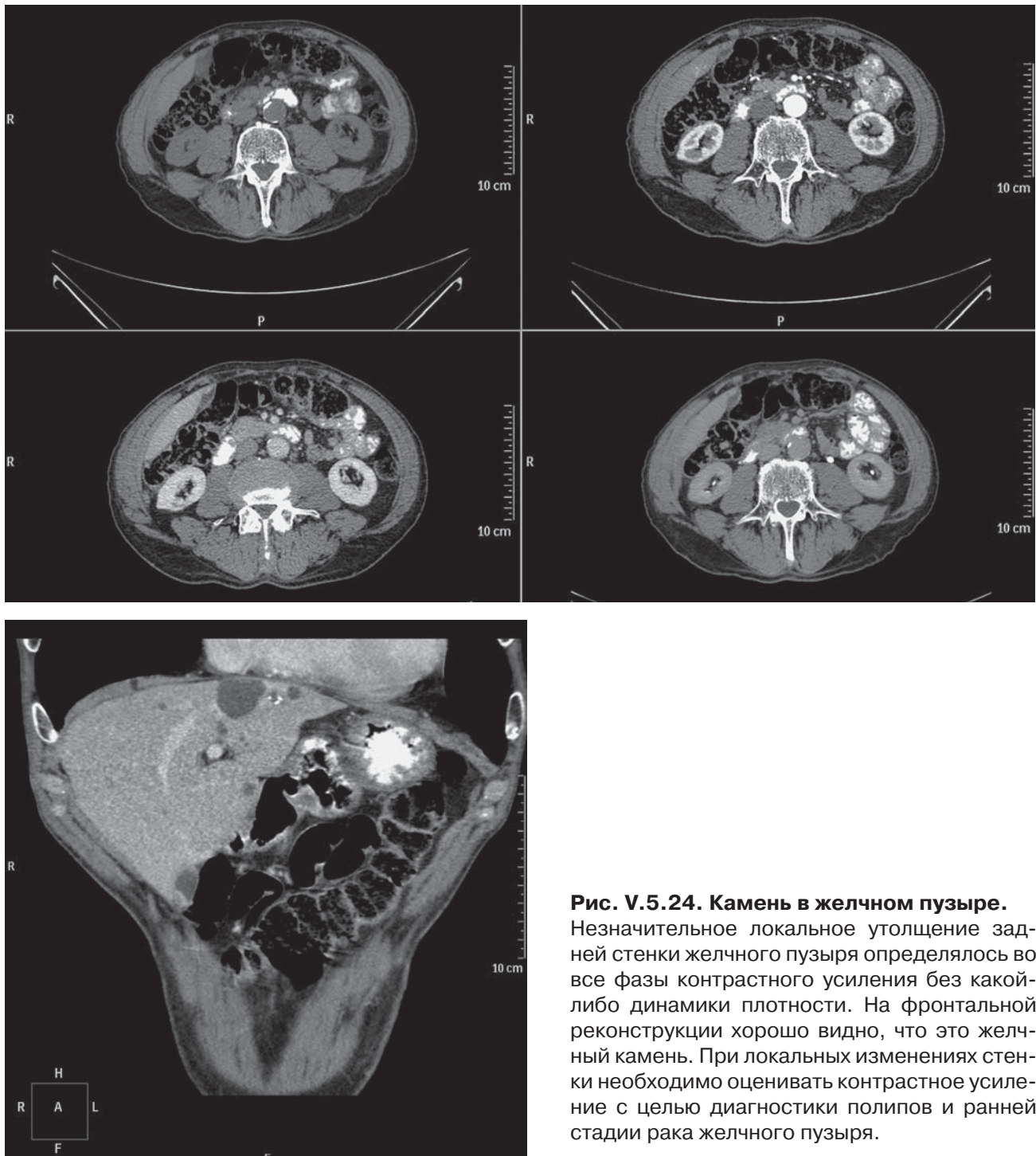


Рис. V.5.24. Камень в желчном пузыре.

Незначительное локальное утолщение задней стенки желчного пузыря определялось во все фазы контрастного усиления без какой-либо динамики плотности. На фронтальной реконструкции хорошо видно, что это желчный камень. При локальных изменениях стенки необходимо оценивать контрастное усиление с целью диагностики полипов и ранней стадии рака желчного пузыря.

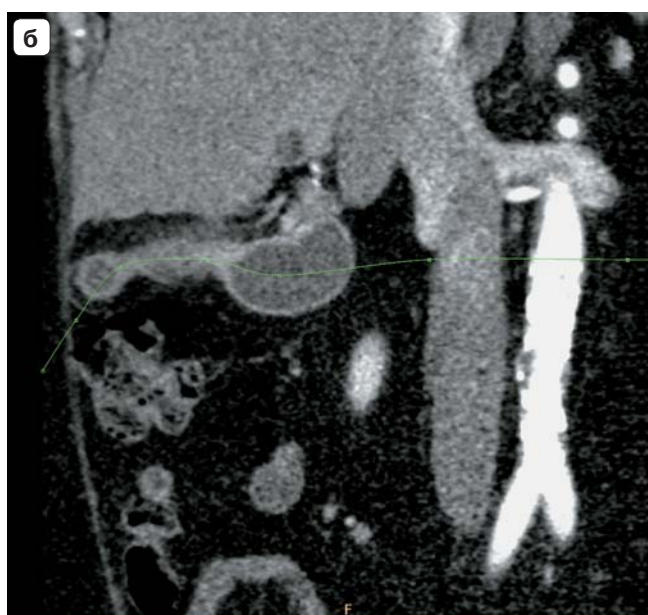
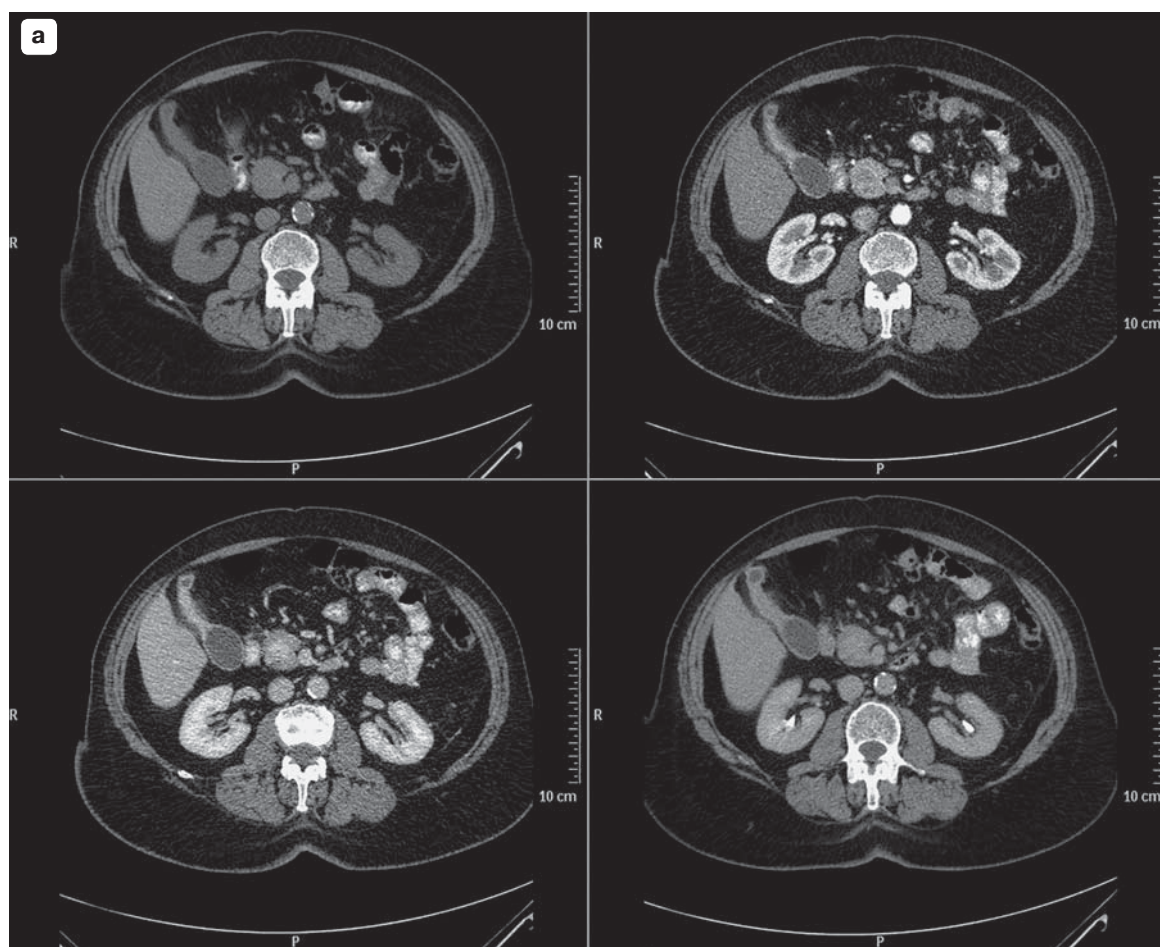


Рис. V.5.25. Хронический холецистит.

Этот пациент имеет сегментарное хроническое воспаление желчного пузыря (а), отчетливо выявляемое во все фазы контрастного усиления. На переформатированном изображении (б) наблюдаются только умеренные фиброзные изменения паравезикальной жировой ткани. Также были диагностированы множественные аневризмы селезеночной артерии (см. рис. V.6.20).



Рис. V.5.26. Хронический калькулезный холецистит.

Хронический калькулезный холецистит отличается от острого холецистита или обострения хронического воспаления слегка утолщенными, хорошо контрастированными стенками в портально-венозную фазу контрастного усиления.

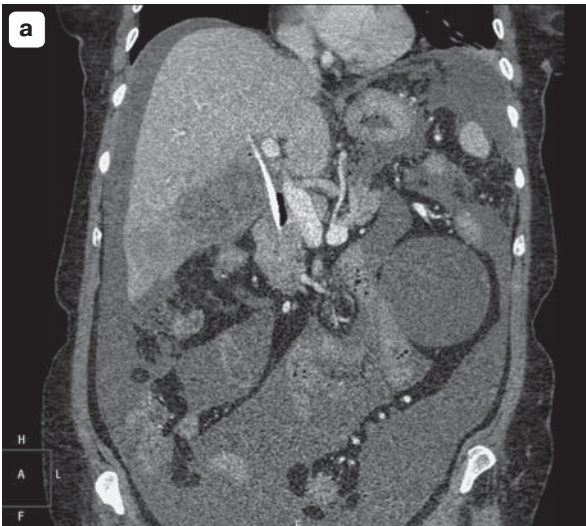
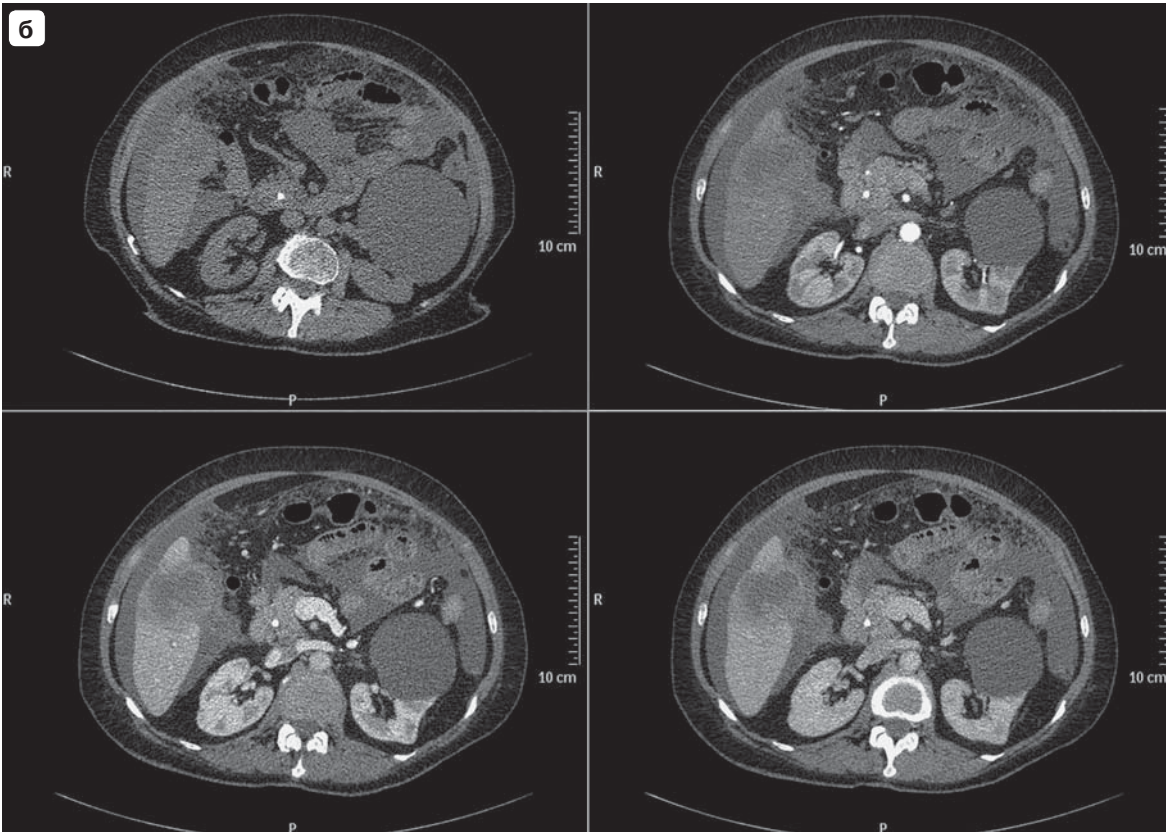


Рис. V.5.27. Рак желчного пузыря (T4NxMx).



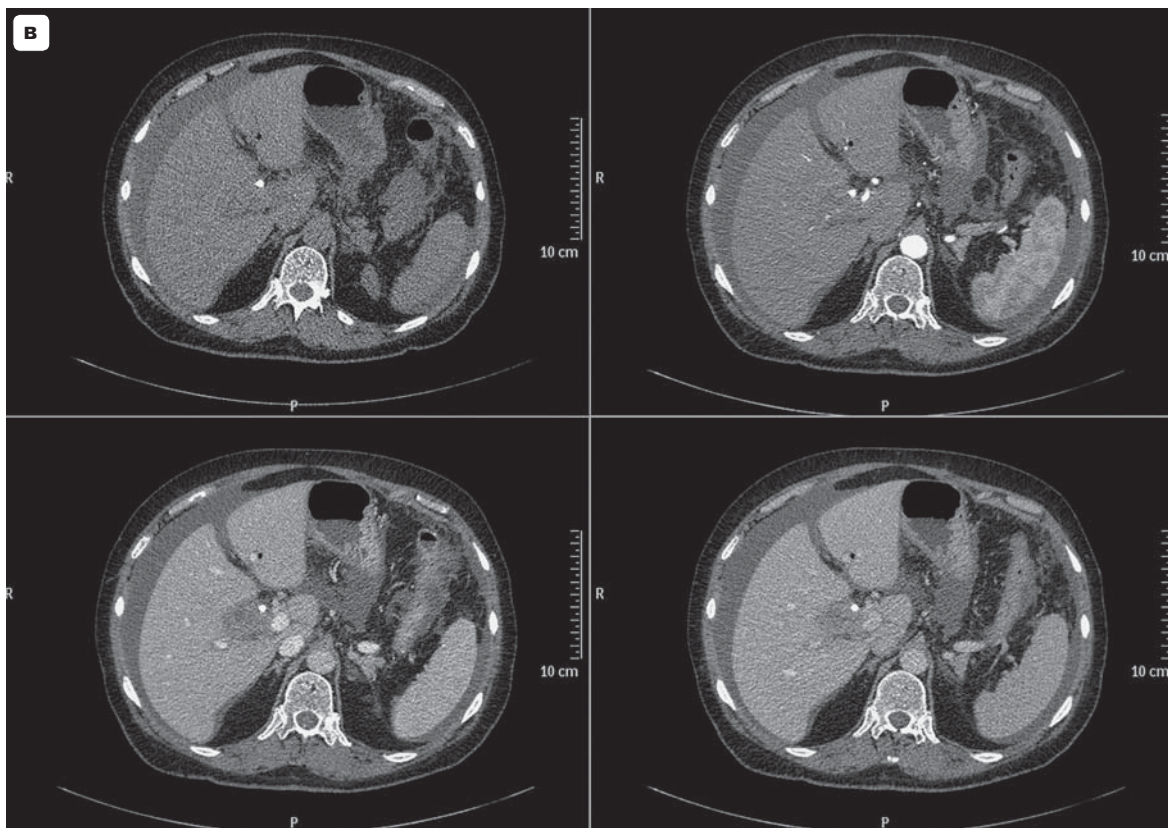
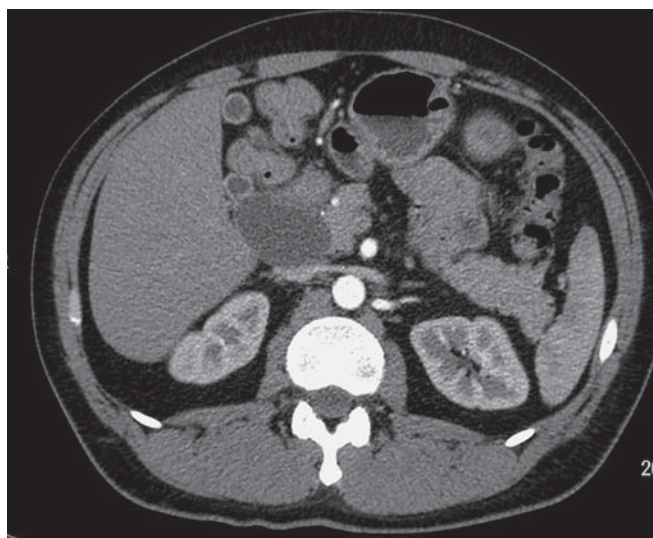


Рис. V.5.27 (окончание). Рак желчного пузыря (T4NxMx).

После декомпрессии желчного пузыря или желчных протоков (а) визуализация уровня окклюзии желчных протоков затруднена. Однако асцит и гиподенсное поражение в проекции ямки желчного пузыря позволяют заподозрить опухоль. Нерегулярная толщина стенки желчного пузыря, инфильтрация печеночной паренхимы (б) и печеночных ворот (в) наиболее отчетливо видны в венозную и отсроченную фазы. Это позволяет диагностировать рак желчного пузыря. У больного имеются сопутствующие заболевания. Киста левой почки является тонкостенной и она не меняет плотности при контрастном усилении (б). Диффузная узловая гиперплазия левого надпочечника (в) лучше визуализируется в венозную и отсроченную фазы.

Рис. V.5.28. Киста холедоха.

Если при контрастном усилении в кисте холедоха визуализируются внутрипросветные структуры или имеется утолщение ее стенки (особенно в венозную фазу), то это является признаком опухолевой трансформации такой кисты. Когда имеется тонкостенная киста, связанная с билиарной системой, контрастное усиление можно не проводить, но его использование важно для оценки анатомо-топографических соотношений.



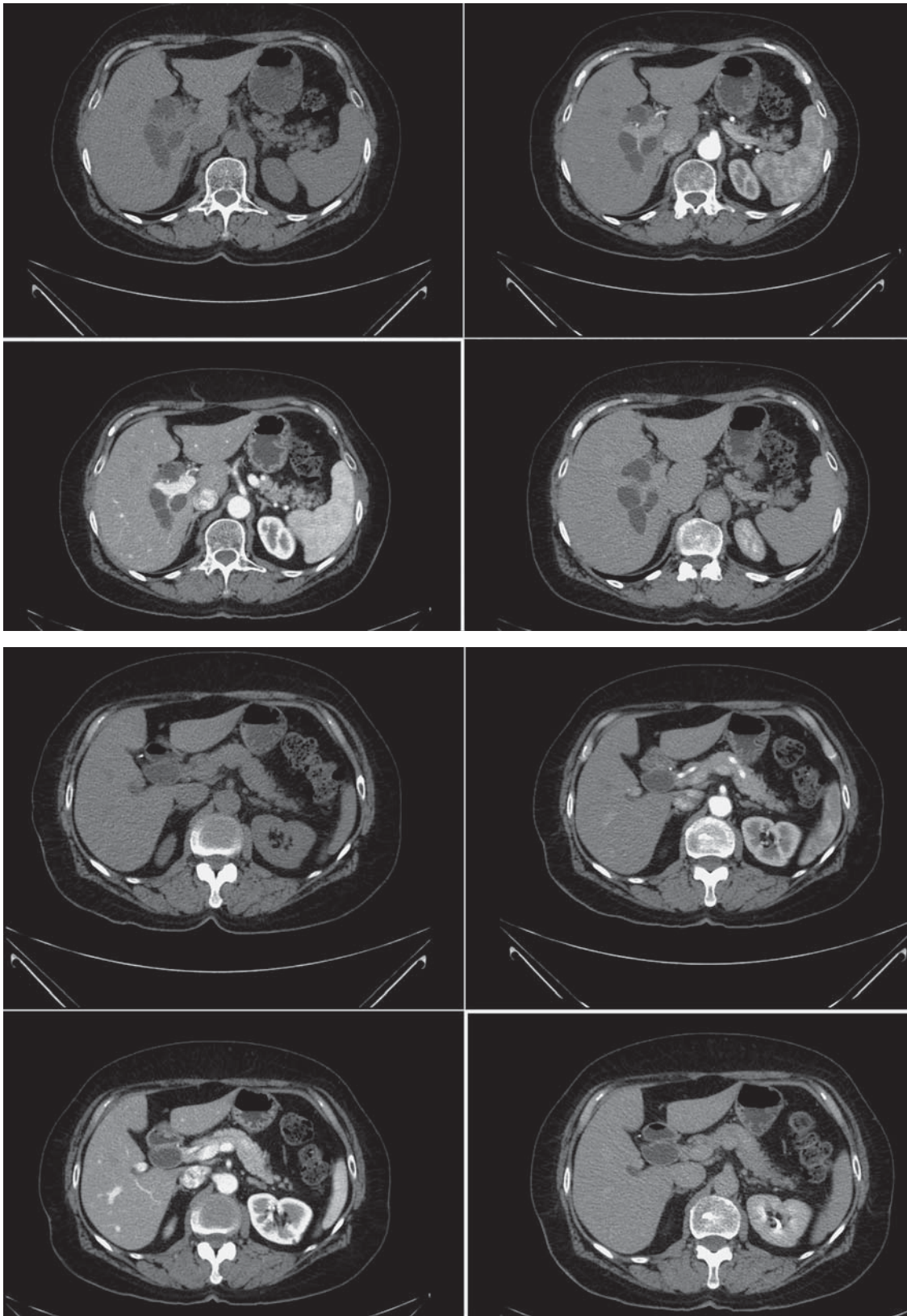
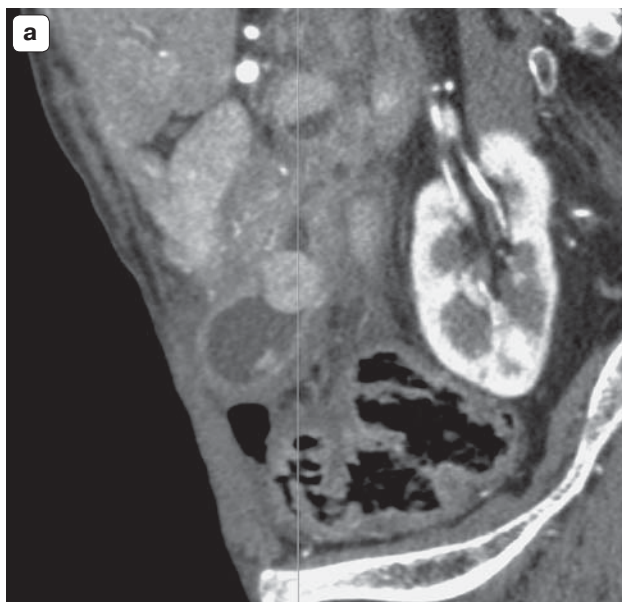
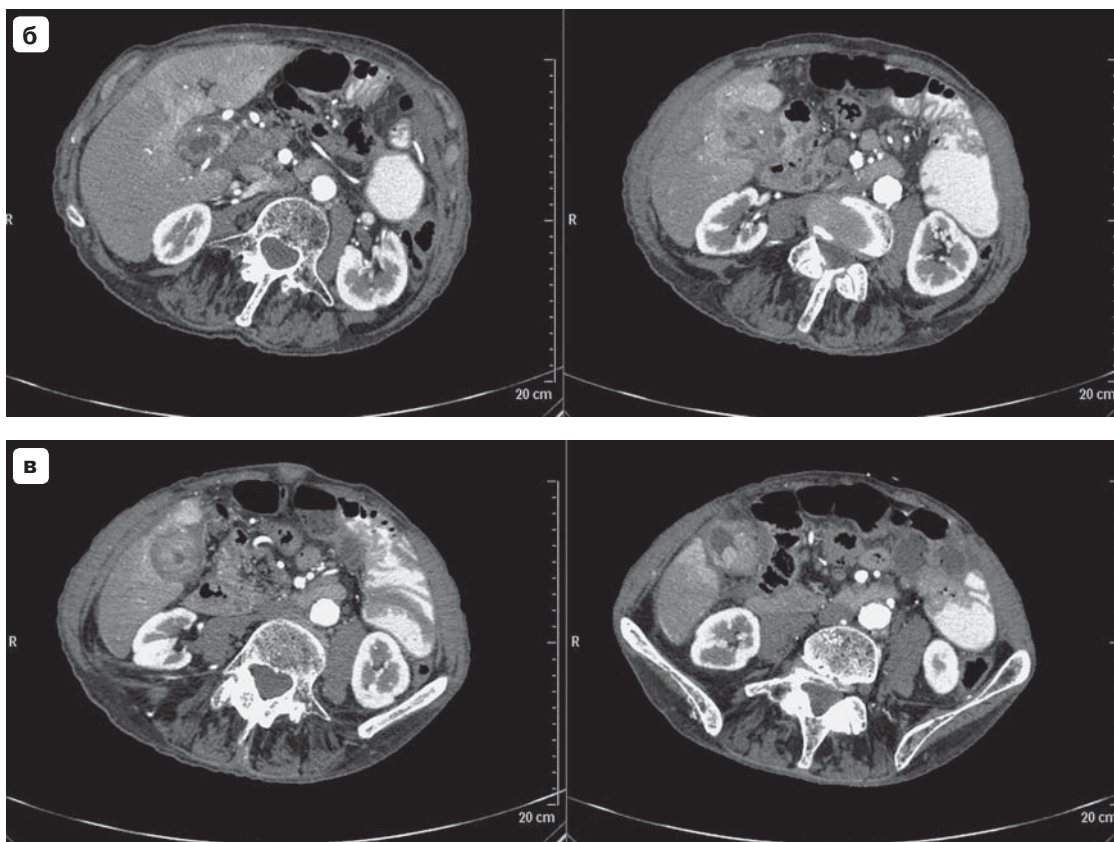


Рис. V.5.29. Киста холедоха с поражением внутрипеченочных протоков.

Оценка анатомических взаимоотношений и исключение трансформации опухоли при кистах холедоха с поражением внутрипеченочных протоков очень важны. Поэтому в таких случаях многофазное контрастное исследование не только оправдано, но и целесообразно.

**Рис. V.5.30. Синдром Мириizzi.**

Вклиненный желчный камень (а) является причиной воспаления желчного пузыря. Перераспределение кровотока в печени заметно в артериальную фазу (б, в). Воспалительная жидкость видна в ямке желчного пузыря. Многофазное сканирование уместно, когда необходимо дифференцировать паравезикальные абсцессы и опухолевую инвазию в печени.



V.6. МСКТ-ИССЛЕДОВАНИЕ ПОДЖЕЛУДОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ И СЕЛЕЗЕНКИ

Поджелудочная железа обладает очень мощным артериальным кровоснабжением. Артериальная фаза контрастного усиления позволяет выявить все участки с измененным кровотоком в ткани поджелудочной железы. Причинами таких изменений могут быть опухоли или воспалительные заболевания. Большинство опухолей имеет солидную структуру. Клеточная атипия и наличие фиброзной ткани позволяют дифференцировать опухоль на фоне нормальной паренхимы поджелудочной железы в разные фазы контрастного усиления.

Некроз поджелудочной железы является терминальной стадией воспаления в паренхиме поджелудочной железы и окружающей жировой ткани. Для дифференциации некроза используют контрастное усиление.

При контрастном усилении можно визуализировать главный панкреатический проток и более точно оценить отношение очагового поражения поджелудочной железы к главному панкреатическому раку и регионарным и магистральным сосудам. Отсутствие инвазии магистральных сосудов позволяет предположить возможность резекции поджелудочной железы. Естественно, что при наличии сосудистой инвазии важно исключить отдаленные гематогенные метастазы. Прежде всего, целесообразно исключить метастазы в печень. Повышение контрастности необходимо для дифференциальной диагностики лимфатических узлов и варикозного расширения вен. Можно не только дифференцировать псевдокисту и кистозные опухоли, но по некоторым диагностическим признакам (активность контрастного усиления кистозной стенки, наличие пристеночных сосочковых разрастаний, их размеры и выраженность контрастного усиления) можно сделать предположение о типе таких кистозных опухолей.

Успехи современной хирургической панкреатологии связаны с успехами МСКТ в диагностике опухолей поджелудочной железы очень тесно. МСКТ-исследование проводится не только для диагностики опухолей, но и для мониторинга раннего послеоперационного периода и последующих обследований (рис. V.6.1–V.6.16).

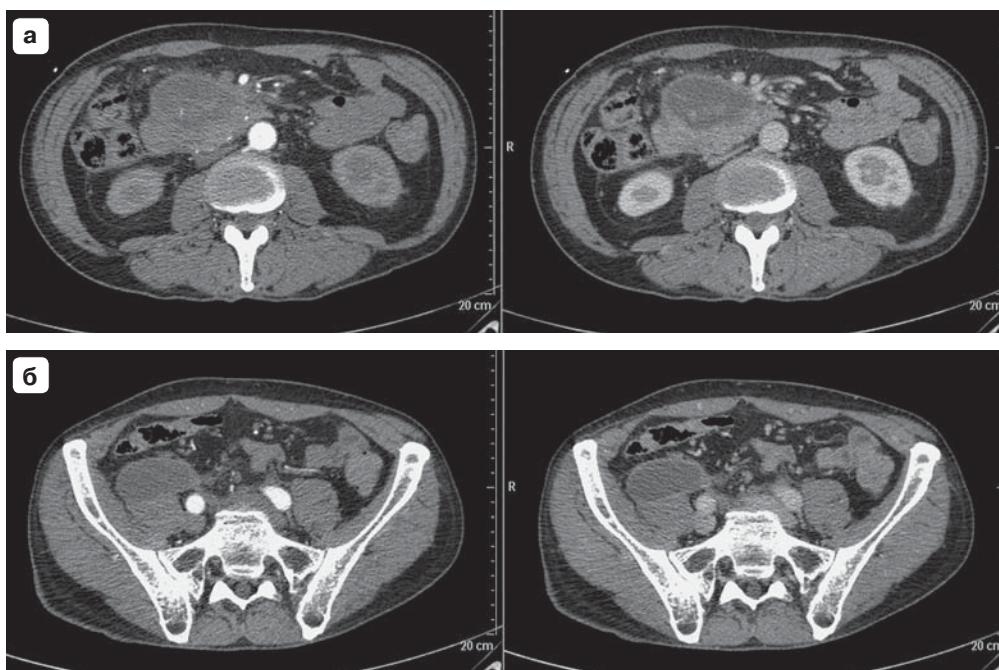


Рис. V.6.1. Острый деструктивный панкреатит.

При МСКТ было обнаружено кистозное образование, расположенное в крючковидном отростке поджелудочной железы с гетерогенным контрастированием в артериальную и венозную фазы (а). Такая картина может быть и при кистозных опухолях, но распространение кистозного образования на правую поясничную мышцу (б) подтверждает деструкцию поджелудочной железы.

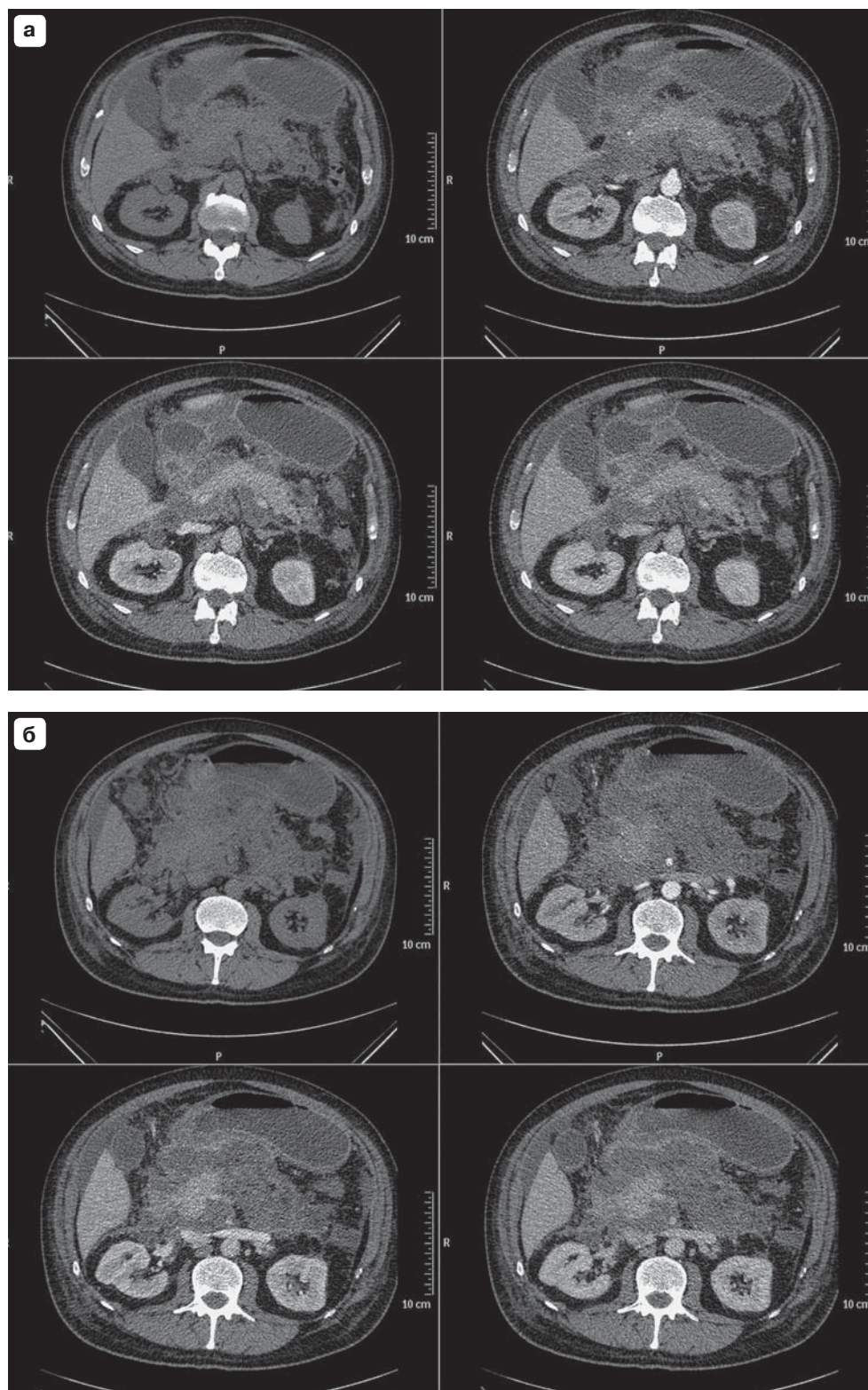


Рис. V.6.2. Острый панкреатит.

До сих пор обсуждается вопрос о необходимости КТ с контрастным усилением для диагностики острого панкреатита. Скептики утверждают, что у такого пациента наблюдается цитотоксическое влияние рентгеноконтрастного вещества на ткани поджелудочной железы. Но в диагностической практике контрастное усиление используют всегда. Основной целью обследования является дифференциация живой ткани поджелудочной железы (а, б). Другими словами, необходимо знать,

насколько ухудшилось артериальное кровоснабжение ткани поджелудочной железы. Небольшие скопления внутрипаренхиматозной жидкости лучше видны в венозную фазу. Для оценки динамики воспалительных процессов и изменения количества и размеров интрапаренхиматозных и парапанкреатических скоплений жидкости, оценки их плотности и структурных изменений ткани поджелудочной железы результаты текущего обследования лучше оценить в сравнении с данными предыдущих обследований, которые проводились с использованием такого же протокола внутривенного введения контрастного вещества.

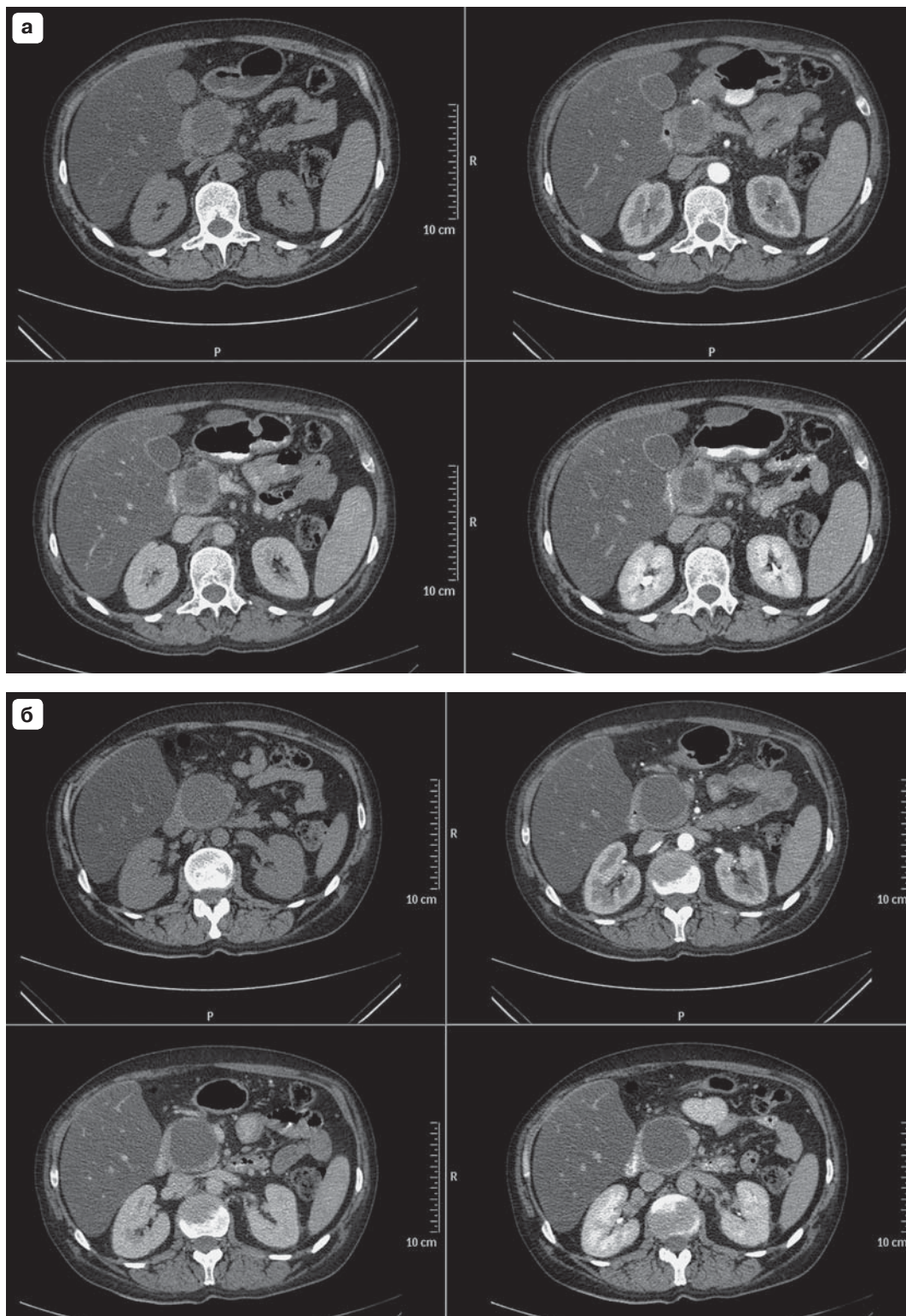


Рис. V.6.3. Постнекротические панкреатические кисты.

У этого пациента контрастное усиление позволило предположить наличие кистозной опухоли (**а**), так как было выявлено контрастирование внутриспросветных перегородок, накапливающих контрастное вещество (**б**). Однако операционные данные позволили установить диагноз постнекротической панкреатической кисты. Денситометрия является надежным методом оценки плотности печени – диагностики жирового гепатоза (**в**).

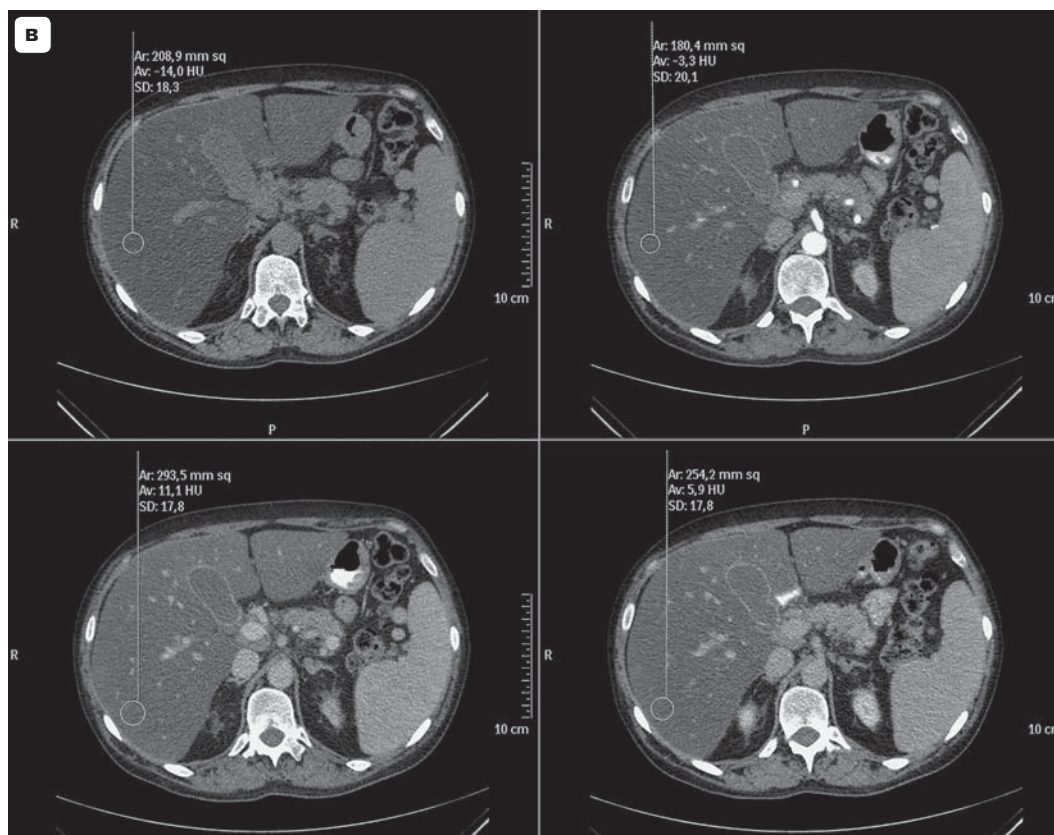


Рис. V.6.3 (окончание). Постнекротические панкреатические кисты.

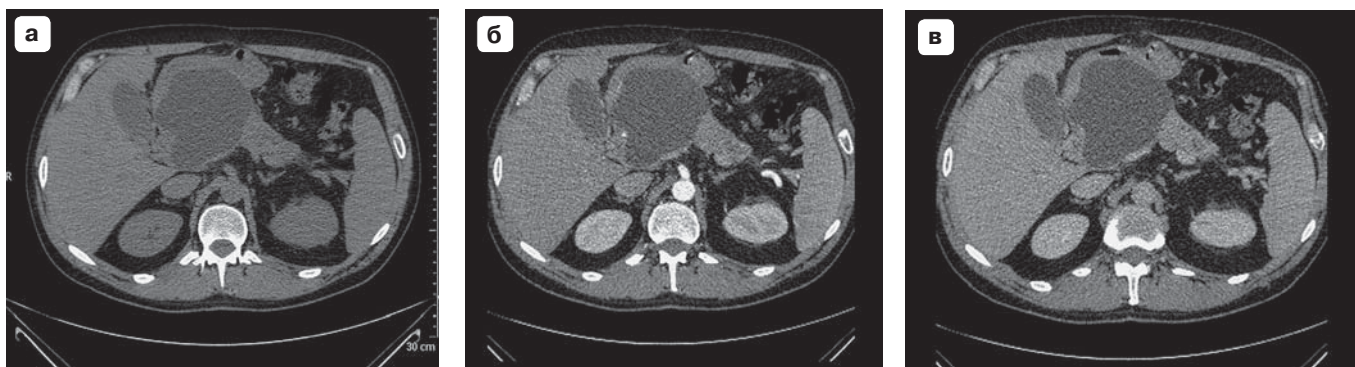


Рис. V.6.4. Постнекротические панкреатические кисты.

Как правило, визуализируются только кисты с толстыми стенками (на ранних стадиях формирования ложной капсулы) или с тонкой стенкой (фиброзной тканью) в более поздний период времени. Если киста не округлая (а), оценка повышения контрастности необходима для выявления кистозных пристеночных сосочковых разрастаний на внутренней стенке кисты, к примеру в муцинозных цистаденомах. У этого пациента пристеночных разрастаний нет (б, в). В целом муцинозные кистозные опухоли, как злокачественные опухоли, могут потенциально быть источником метастазов. Следовательно, все фазы контрастного усиления необходимы для исключения метастазов в печени.

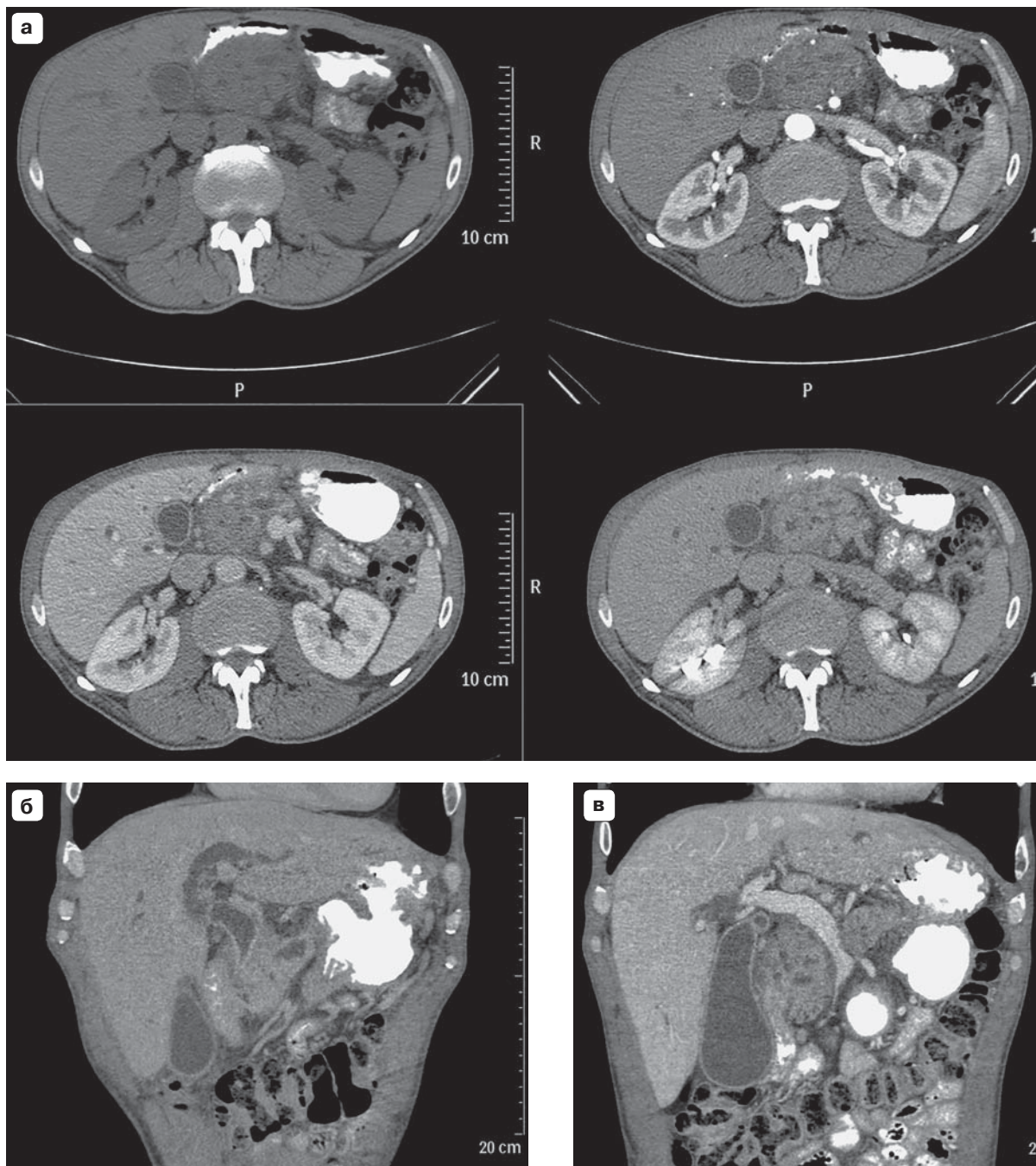


Рис. V.6.5. Хронический «головчатый» панкреатит.

Наличие мелких кист в головке поджелудочной железы и кистозных поражений поджелудочной железы, выявленных случайно, требует дифференциальной диагностики, например с кистозной дилатацией в головке поджелудочной железы боковых протоков при внутрипротоковой муцинозной опухоли поджелудочной железы. Тем не менее такие кисты при хроническом панкреатите лучше видны при контрастном усилении (**а**). Комбинация таких признаков, как малые интрапаренхиматозные кисты, конусообразное сужение общего желчного протока (**б**) и признаки портальной гипертензии (**в**), лучше видна в венозную фазу контрастного усиления, все это характерно для хронического воспаления, но не опухоли.

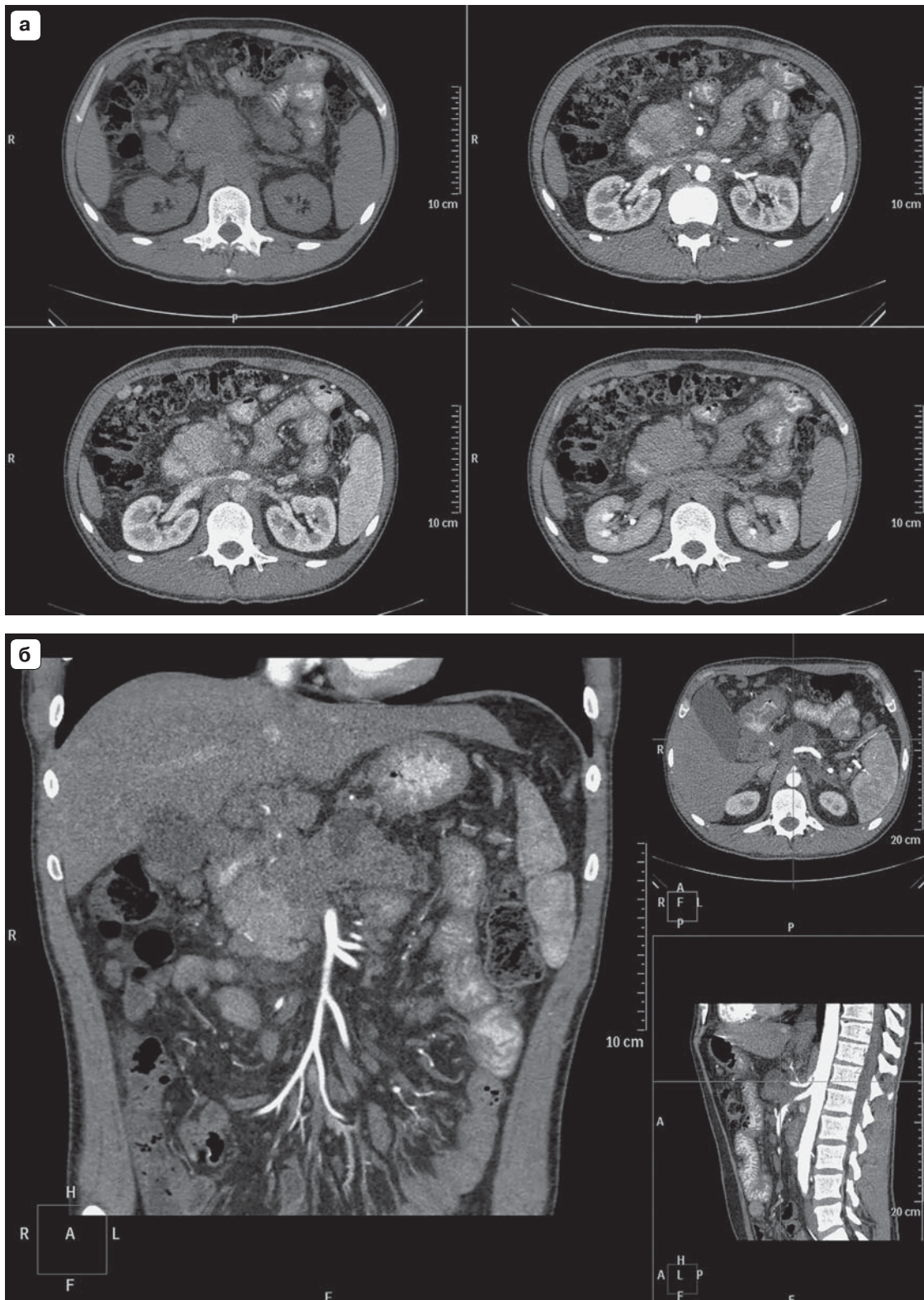


Рис. V.6.6. Псевдотуморозный хронический панкреатит. Постнекротическая киста дистальной части поджелудочной железы.

Увеличение головки поджелудочной железы и ее неоднородность видны в артериальную, портально-венозную фазы контрастного усиления (а). Воспаление распространяется на брыжеечные сосуды. В теле поджелудочной железы имеется кистозное образование с неровным контуром (б).

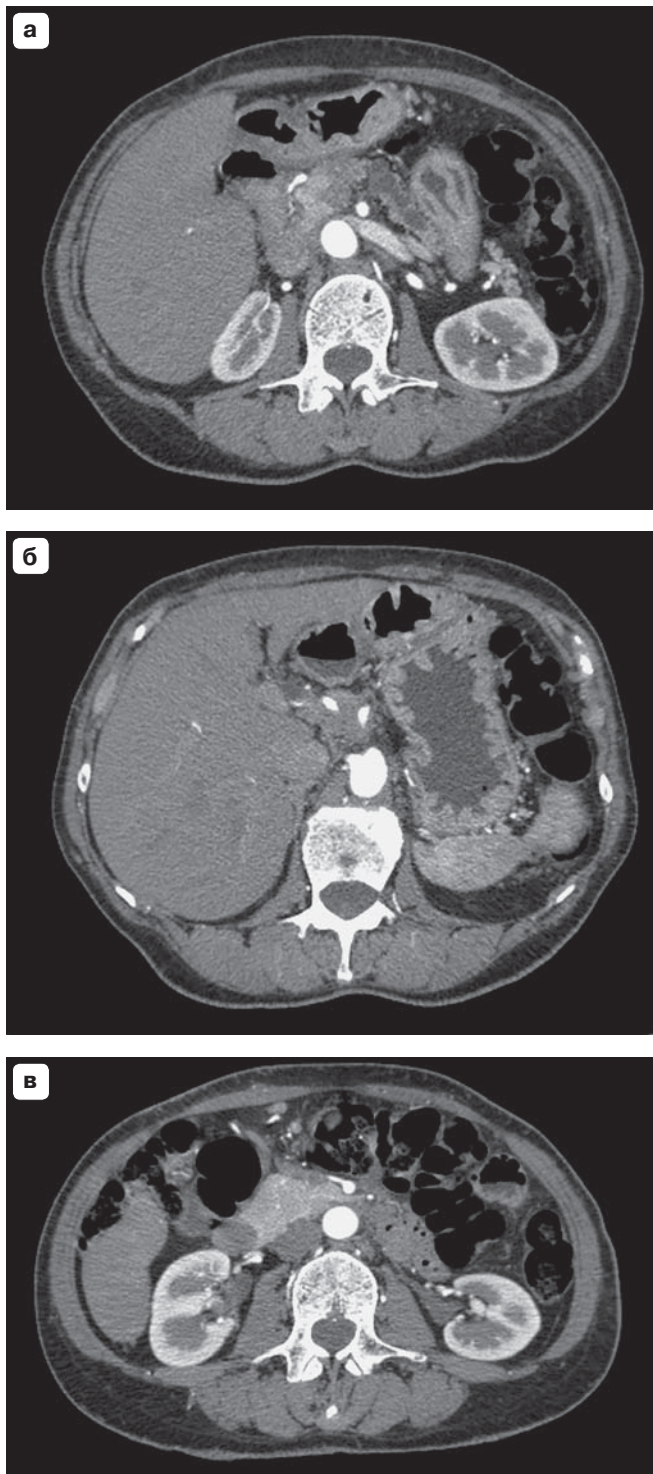


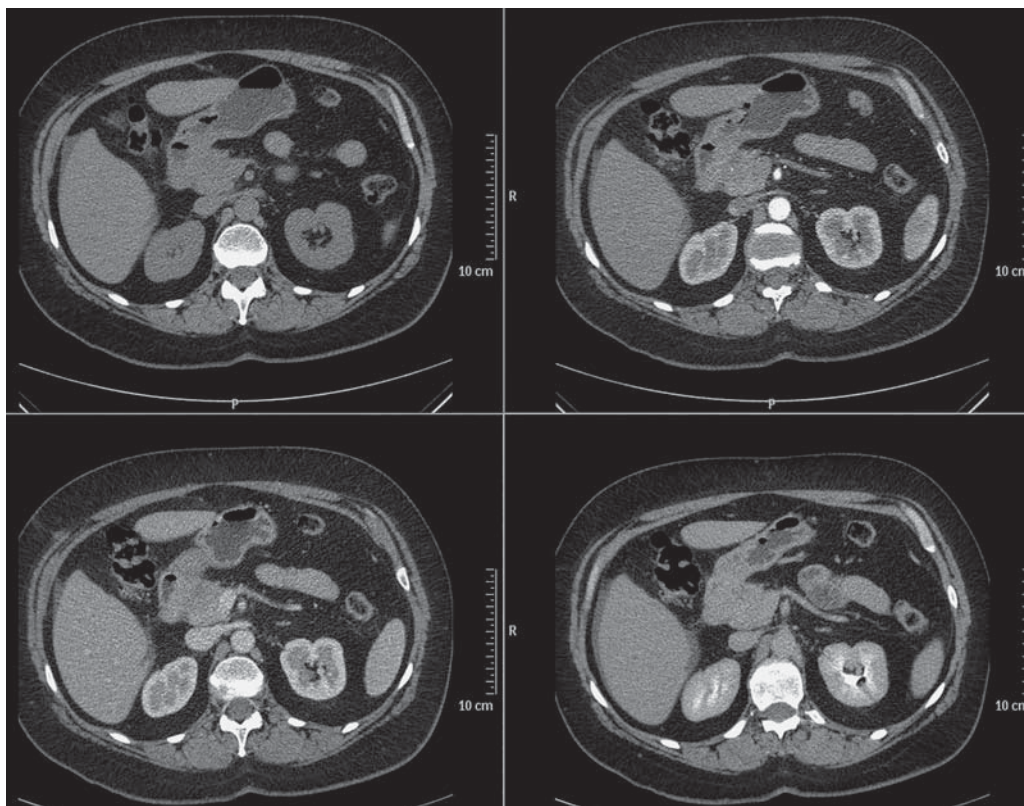
Рис. V.6.7. Протоковая аденокарцинома поджелудочной железы.

Диагностика протоковой аденокарциномы поджелудочной железы основана на визуализации гиподенсной области в ткани поджелудочной железы в артериальную фазу. Когда картина не характерна, то необходимо изучение изображений в венозную фазу. Тем не менее расширение главного панкреатического протока и оценка причины его обрыва могут помочь правильной диагностике (а). Локальное расширение главного панкреатического протока поджелудочной железы может отображать другие заболевания, например внутрипротоковую опухоль поджелудочной железы.

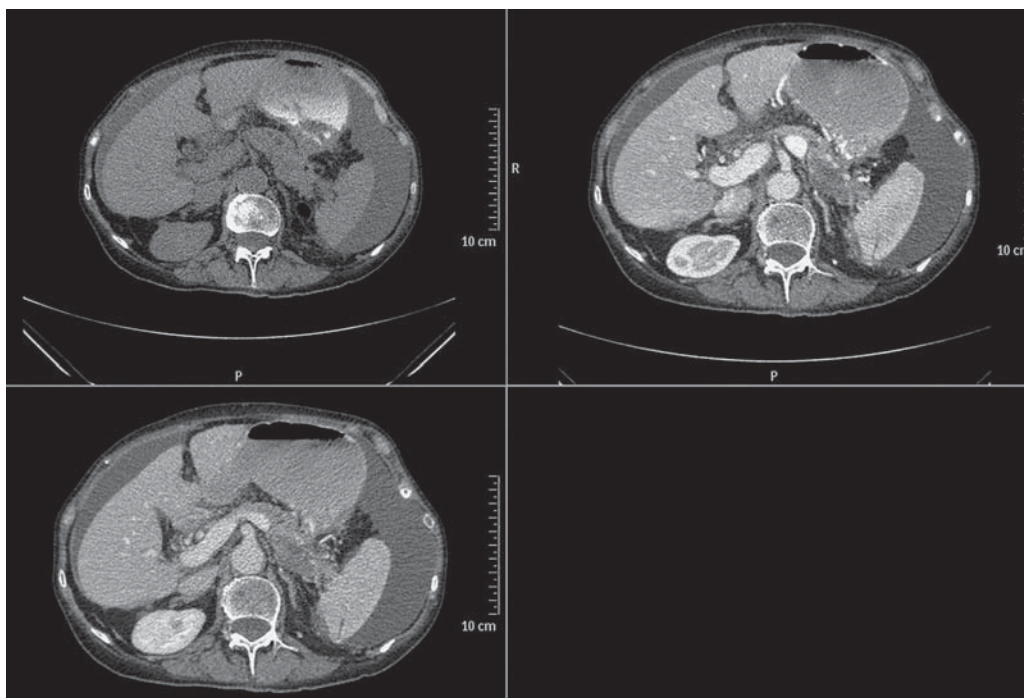
Этот пациент имеет расширение главного панкреатического протока поджелудочной железы, потому что в проксимальной части поджелудочной железы имеется локальное гиподенсное образование, распространяющееся за ее пределы. Ветви чревного ствола проходят через мягкотканное образование (б). Такие изменения могут быть также при наличии массивной деструкции в поджелудочной железе или в парапанкреатической жировой клетчатке. Тем не менее у этого пациента имеются признаки опухолевой инвазии в сосуды. Головка поджелудочной железы имеет нормальные размеры и структуру (в). Таким образом, независимо от размера опухоли и ее местоположения артериальная инвазия может быть диагностирована на изображениях в артериальную фазу.

Рис. V.6.8. Протоковая аденокарцинома головки поджелудочной железы.

При нативном сканировании головка поджелудочной железы слегка неоднородна. Артериальная и венозная фазы показывают гиподенсную область в головке поджелудочной железы. В отсроченную фазу плотность опухоли практически такая же, как и плотность окружающей паренхимы.

**Рис. V.6.9. Протоковая аденокарцинома хвоста поджелудочной железы.**

Асцит может сопровождать воспаление, деструкцию паренхимы, но может быть признаком перитонеального карциноматоза. У этого пациента опухоль, несмотря на ее небольшие размеры, имеет очень тесный контакт с селезеночной артерией, что позволяет предположить возможность артериальной инвазии. Иногда у пациентов с асцитом можно увидеть и дифференцировать метастазы повышенной контрастности на брюшине (перитонеальный карциноматоз).



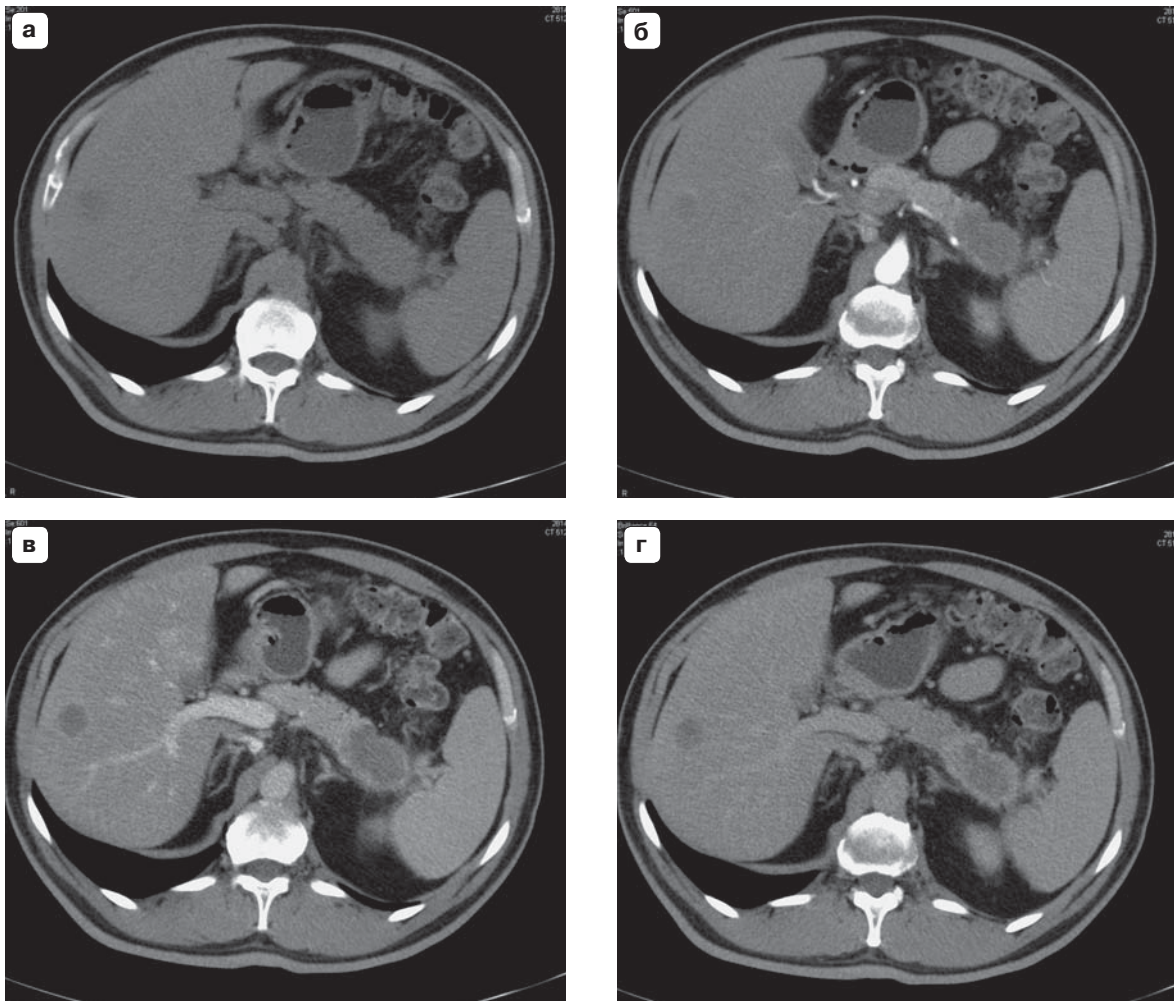


Рис. V.6.10. Протоковая аденокарцинома хвоста поджелудочной железы.

МСКТ-исследование у этого пациента является классическим примером применения контрастного усиления для диагностики аденокарциномы поджелудочной железы. Опухоль, которая практически изоденсна ткани поджелудочной паренхимы при нативном сканировании (**а**), в артериальную фазу становится гиподенсной (**б**). В портально-венозную фазу опухоль также хорошо видна на фоне гиперконтрастной ткани поджелудочной железы (**в**). В отсроченную фазу (**г**) опухоль накапливает контрастное вещество и гиподенсная область, соответствующая опухоли, визуально уменьшается в размере.

Гиподенсная зона в правой доле печени имеет все признаки метастаза. Таким образом, диагностика опухоли была возможной благодаря данным артериальной и венозной фаз. Тем не менее отсроченная фаза позволила получить важную дифференциально-диагностическую информацию.

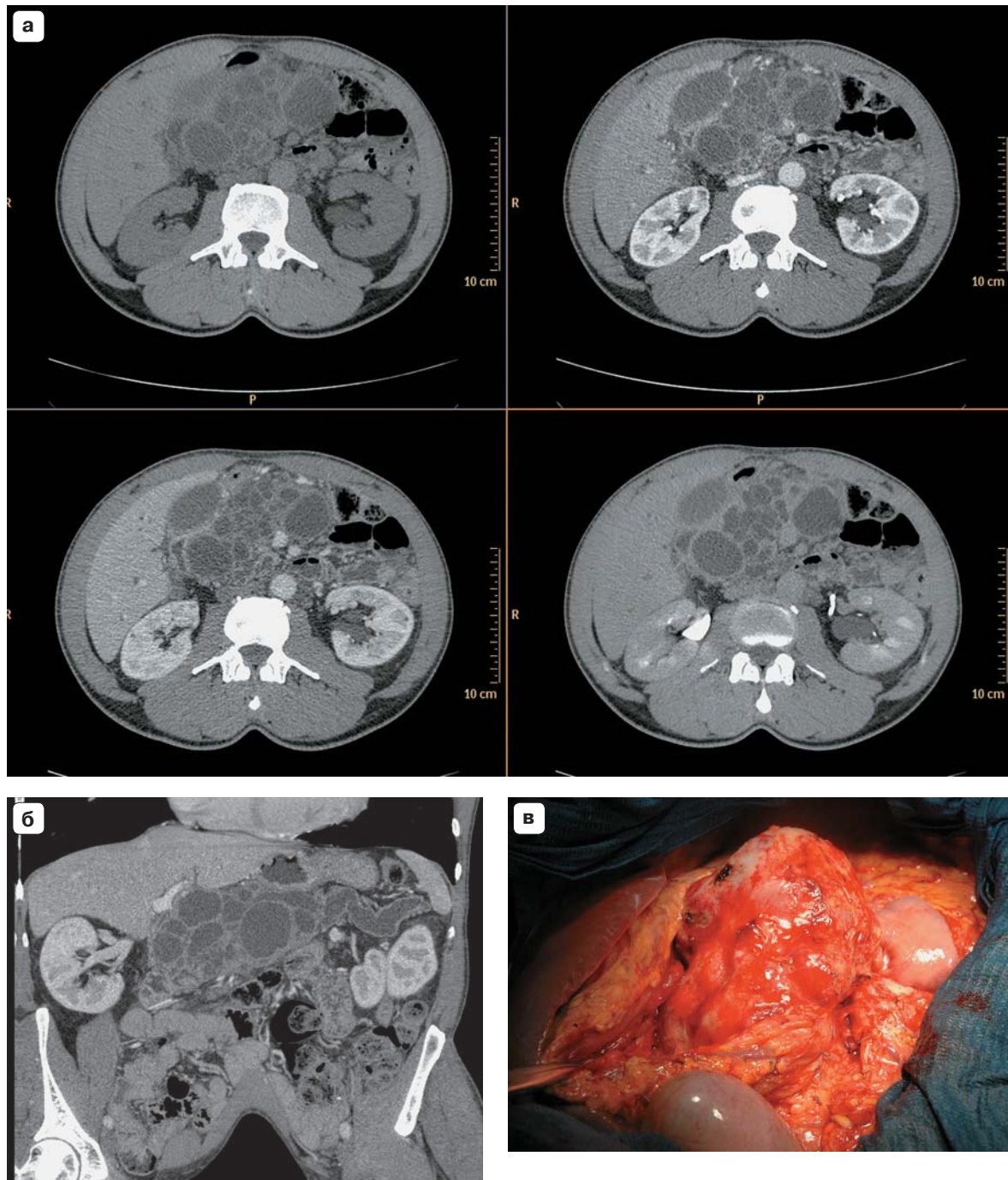


Рис. V.6.11. Внутрипротоковая папиллярная муцинозная неоплазия (IPMN) – ВПМО.

Пациенты с 2-м типом ВПМО имеют признаки расширения боковых ветвей главного панкреатического протока (а). В таких случаях дифференциальная диагностика с муцинозной опухолью других типов, например муцинозной цистаденомой, может быть затруднена. Реформация КТ-изображений вдоль оси главного протока поджелудочной железы облегчает диагностику такой опухоли (б). Уже в артериальную фазу видно контрастирование кистозной стенки. Венозная фаза необходима для исключения венозной инвазии. Отсроченная фаза в этой ситуации может быть и не нужна. Но в начале МСКТ-исследования трудно определить тип опухоли. Для диагностики аденокарциномы с большим содержанием фиброзной ткани (например, слабодифференцированной аденокарциномы) отсроченная фаза является очень полезной, так как повышение плотности фиброзной ткани может быть видимым именно в эту фазу контрастного усиления. Диагноз этого пациента был подтвержден хирургическим вмешательством и гистологическим исследованием (в).

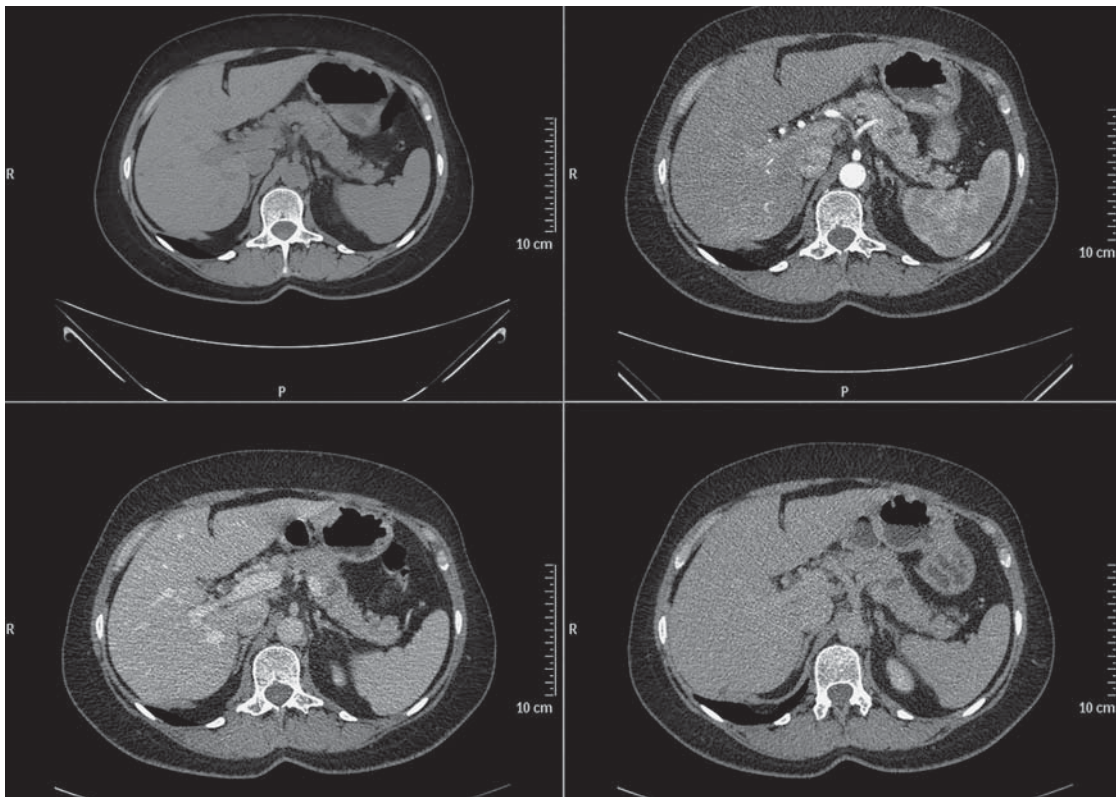


Рис. V.6.12. Внутрипротоковая папиллярная муцинозная опухоль (ВПМО).

Иногда диагностировать ранние признаки ВПМО очень сложно. Однако если связь мелкого кистозного поражения поджелудочной железы с основным протоком поджелудочной железы видна отчетливо, то при отсутствии признаков воспалительного заболевания поджелудочной железы такой диагноз наиболее вероятен. Все фазы контрастного усиления помогают выявить признаки опухоли, но артериальная фаза особенно информативна.

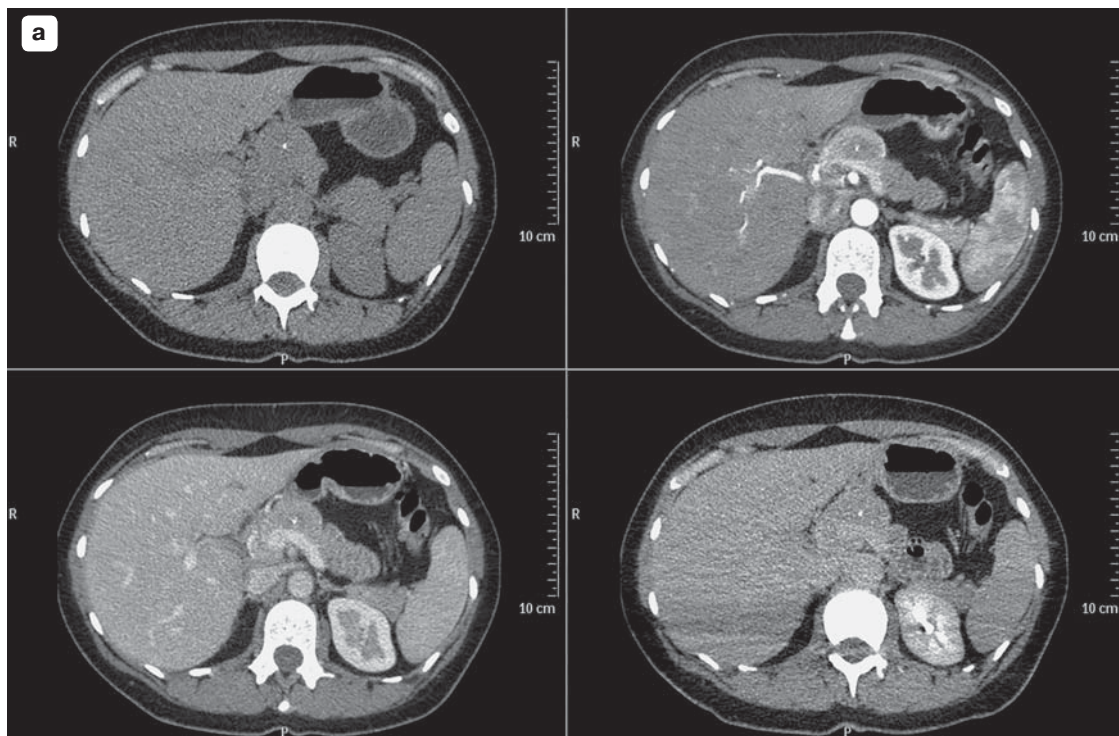
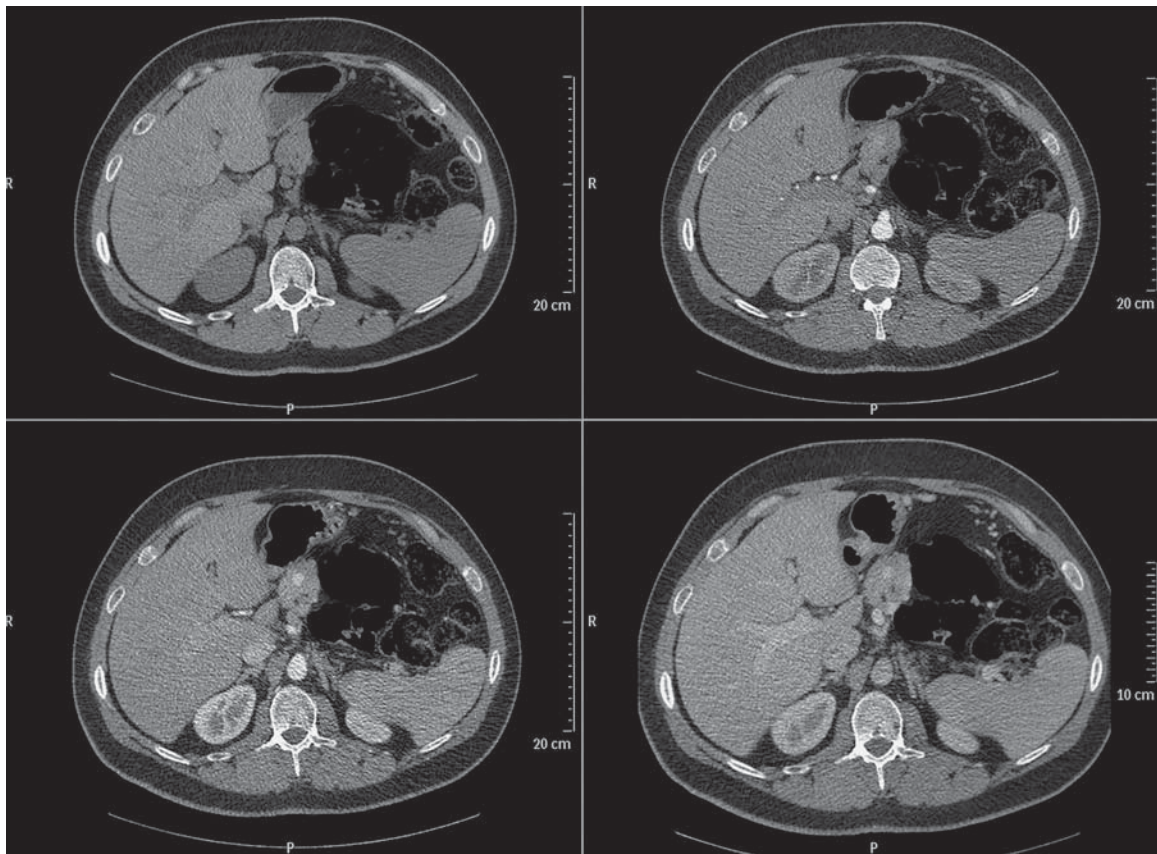


Рис. V.6.13. Нейроэндокринная опухоль.

Рис. V.6.13 (окончание). Нейроэндокринная опухоль.

Небольшая гиповаскулярная нейроэндокринная опухоль (а – серия изображений, б – фронтальная реконструкция) без локального некроза и кистозной трансформации достаточно сложна для дифференцировки с протоковой аденокарциномой. У этого пациента имеется кальцифицированный очаг в опухоли, отсутствие признаков панкреатической гипертензии позволило предположить, что это не аденокарцинома. Признаки опухоли лучше видны в артериальную фазу. По имеющимся данным невозможно подтвердить или исключить сосудистую инвазию. Реально виден только тесный контакт края опухоли с сосудами.

**Рис. V.6.14. Нейроэндокринная опухоль поджелудочной железы.**

У этого пациента рецидивная нейроэндокринная опухоль в остатке поджелудочной железы (дистальная резекция была выполнена несколько лет назад) лучше видна в венозную фазу. Опухоль отчетливо видна и в отсроченную фазу. Такие небольшие опухоли диагностируются путем анализа последовательных данных всех фаз контрастного усиления. Когда опухоль имеет размеры, сопоставимые с диаметром сосудов, диагностика может быть затруднена. Однако сосуд имеет продолжение на соседних изображениях.

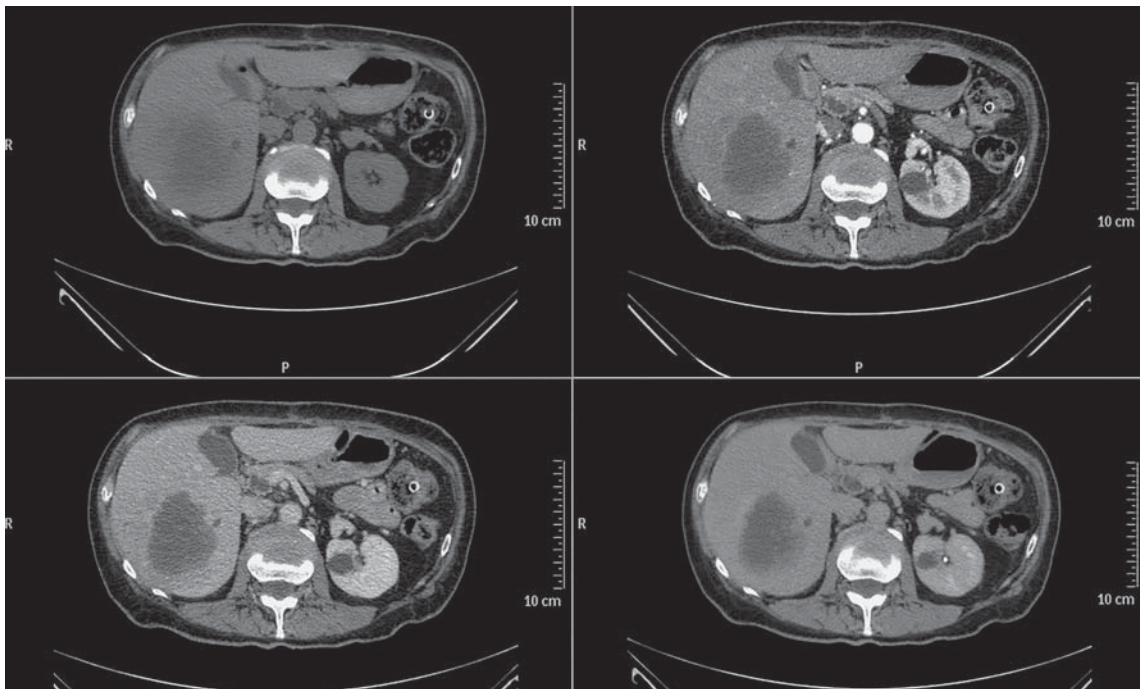


Рис. V.6.15. Метастаз колоректального рака в печень, маленькая кистозная опухоль поджелудочной железы.

Порой очень сложно диагностировать основное и сопутствующие заболевания пациента. У этого больного имеются метастаз колоректального рака в печень, киста левой почки. Также имеется кистозное поражение головки поджелудочной железы неправильной звездчатой формы. Признаков острого или хронического панкреатита нет. Такая картина кистозного поражения характерна для кистозных опухолей поджелудочной железы. При столь малых размерах кистозного поражения диагностика и дифференциальная диагностика усложняются. Очевидный факт, колоректальный рак и его осложнения являются основной причиной лечения.

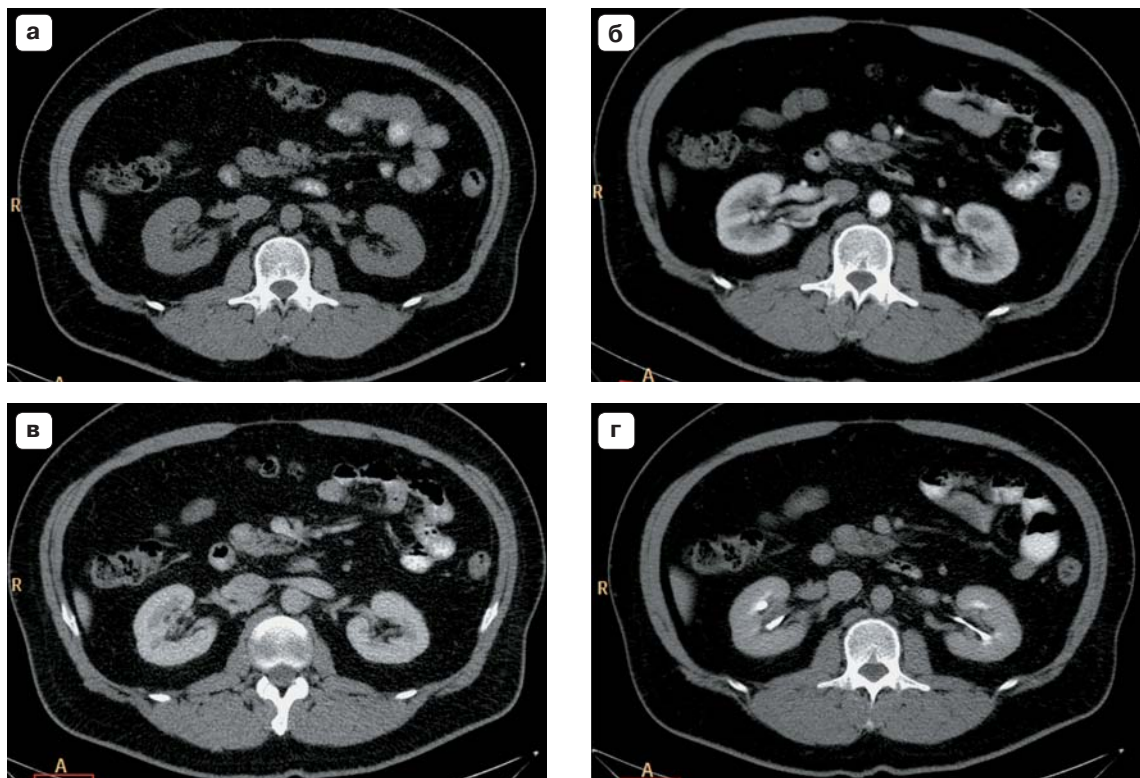


Рис. V.6.16. Микрокистозная серозная цистаденома поджелудочной железы.

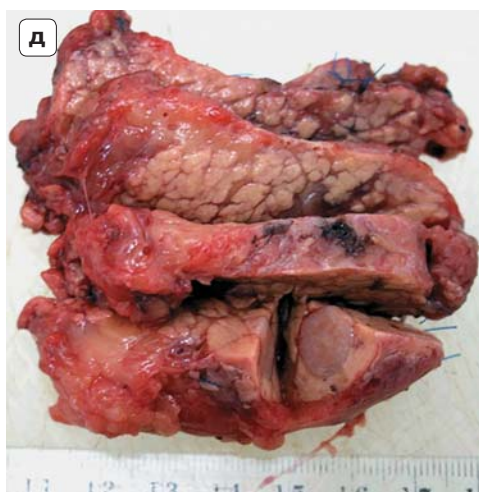


Рис. V.6.16 (окончание). Микрокистозная серозная цистаденома поджелудочной железы.

Помимо аденокарциномы протоков поджелудочной железы, которая является наиболее частой опухолью поджелудочной железы, при МСКТ с контрастным усилением можно диагностировать другие опухоли с солидной структурой. Диагностика опухоли поджелудочной железы у этого пациента может служить примером целесообразности контрастного усиления при исследованиях поджелудочной железы в целом. У пациента не было никаких жалоб, он чувствовал себя прекрасно. С профилактической целью в возрасте 54 лет пациент пожелал посетить врача. Данные ультразвукового исследования позволили заподозрить опухоль поджелудочной железы. На нативных сканах (а) структура головки поджелудочной железы однородная. Данных о наличии опухоли нет. Однако в артериальную фазу (б) было выявлено гиперденсное новообразование, которое было лишь незначительно гиперденс-

ным в венозную (в) и отсроченную фазы (г). Заключение МСКТ-исследования: небольшая нейроэндокринная опухоль головки поджелудочной железы. Интраоперационные данные подтвердили это заключение. Была выполнена резекция головки поджелудочной железы (д). Гистологически была диагностирована микрокистозная серозная цистаденома. Таким образом, артериальная фаза позволила получить информацию о наличии опухоли и исключить протоковую аденокарциному. Однако, как и при других типах опухоли, если опухоль располагается вблизи сосудов, следует оценить респектабельность опухоли и исключить сосудистую инвазию. Это означает, что артериальная и венозная фазы очень важны для диагностики.

Нормальная паренхима селезенки однородна при нативном сканировании. Селезеночная артерия имеет многочисленные внутриорганные ветви, поэтому в артериальную фазу изображение селезенки неоднородно. Структурные изменения селезенки лучше оценивать в венозную фазу, поскольку очаговые поражения видны на фоне контрастированной паренхимы. Частично такие признаки остаются в отсроченную фазу.

Патология артерий, естественно, лучше видна в артериальную фазу. В хирургической практике ворота селезенки играют важную роль, потому что деструктивные воспалительные процессы в поджелудочной железе, особенно в ее хвосте, могут сопровождаться поражением этой области. Для диагностики локального выпота более предпочтительным является контрастное усиление. Проблемой контрастного усиления является оценка сосудов, вовлеченных в такое воспаление.

Эрозия артерии и ложная аневризма могут быть осложнениями воспалительного процесса в поджелудочной железе. В зависимости от локализации, продолжительности и выраженности воспалительных и деструктивных изменений диаметр таких аневризм может составлять от нескольких миллиметров до 10–5 см. Неоднородность просвета аневризмы зависит от массивности и структуры тромба. При использовании КТ, в отличие от ангиографии, можно увидеть не только внутрисосудное кровообращение, но и истинные размеры аневризмы, оценить толщину и плотность ее стенок.

Часто в области ворот селезенки встречаются образования небольших размеров. Это могут быть дополнительные дольки селезенки. Для оценки идентичности контрастирования селезенки и таких образований лучше использовать венозную фазу.

В целом венозная фаза играет очень важную роль в диагностике заболеваний и структурных изменений селезенки (рис. V.6.17–V.6.23), например инфаркта селезенки. Такие участки имеют треугольную форму с вершиной, направленной к воротам. Инфаркт селезенки виден на изображениях артериальной и венозной фаз.

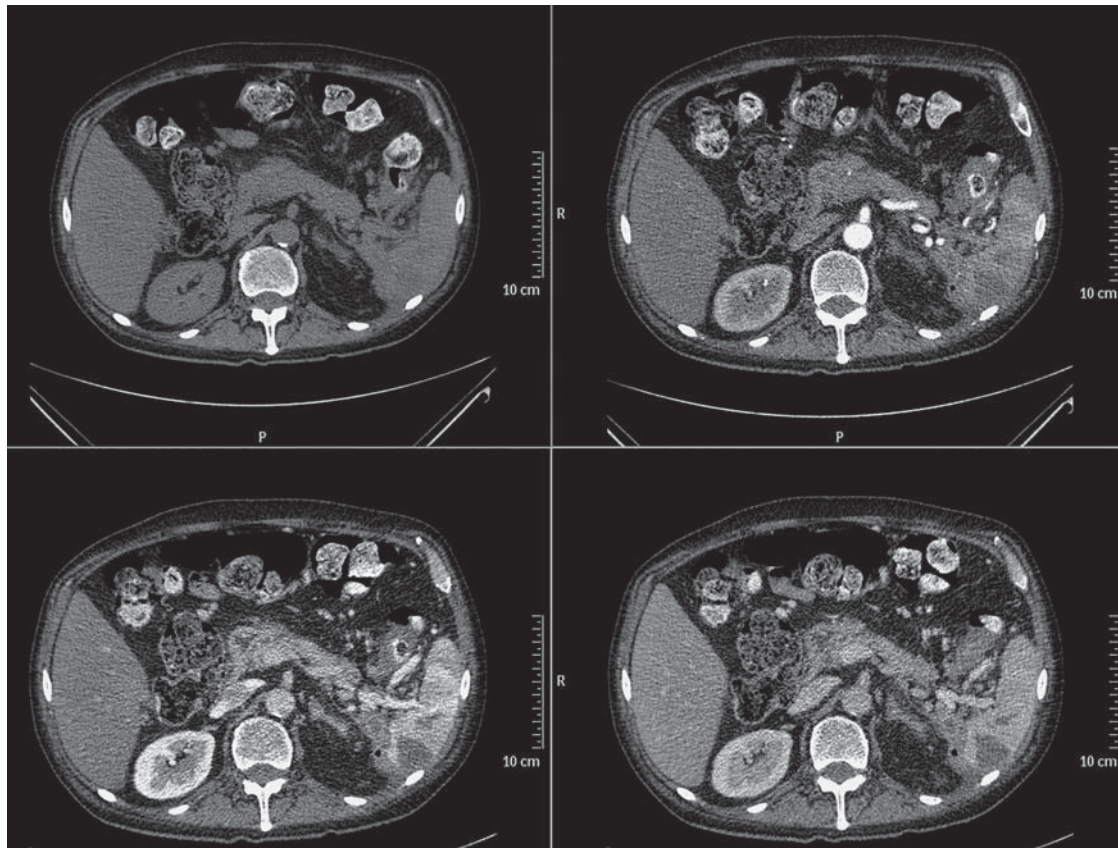


Рис. V.6.17. Осложнения острого панкреатита.

Если существует неоднородность тканей селезенки, необходимо дифференцировать ишемические участки и опухоли. Ишемия паренхимы треугольная, с широким основанием к наружной капсуле и верхушкой, направленной в область ворот селезенки. Такие гиподенсные области являются стабильными, с лучшей визуализацией на более поздних этапах контрастного усиления. У этого больного в воротах селезенки при нативном сканировании определяются линейные структуры. В венозную и отсроченную фазы дорсальнее ветвей селезеночных вен имеется образование с гиперконтрастной капсулой (экстракорпоральная киста поджелудочной железы). Толщина фасции Герота лучше определяется в венозную и отсроченную фазы.

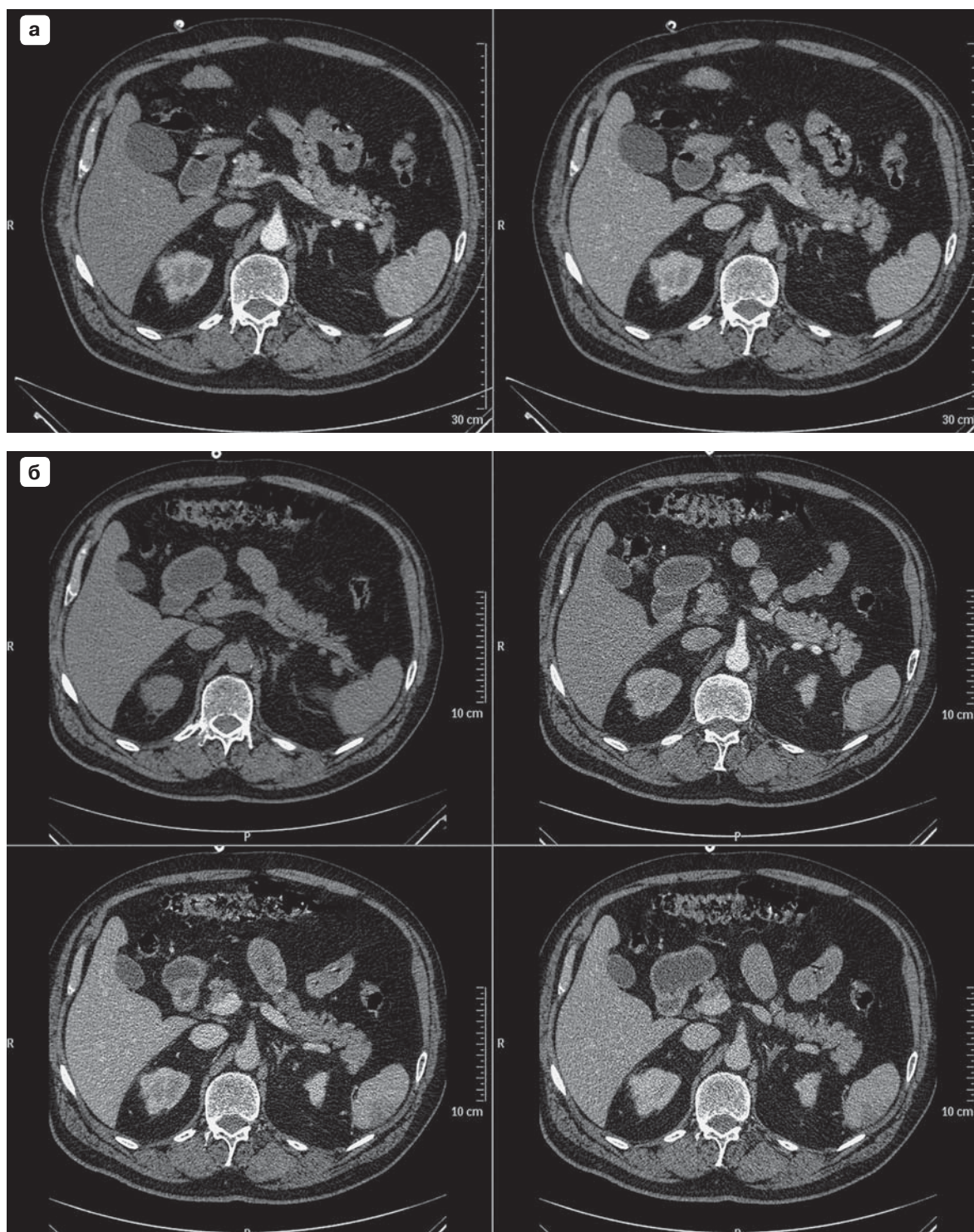


Рис. V.6.18. Инфаркт селезенки.

Если есть такая возможность, любые очаговые поражения лучше оценить в динамике. Например, у этого больного селезенка была в норме (а), однако через 2 нед треугольная гиподенсная зона была расценена как признак инфаркта селезенки (б).

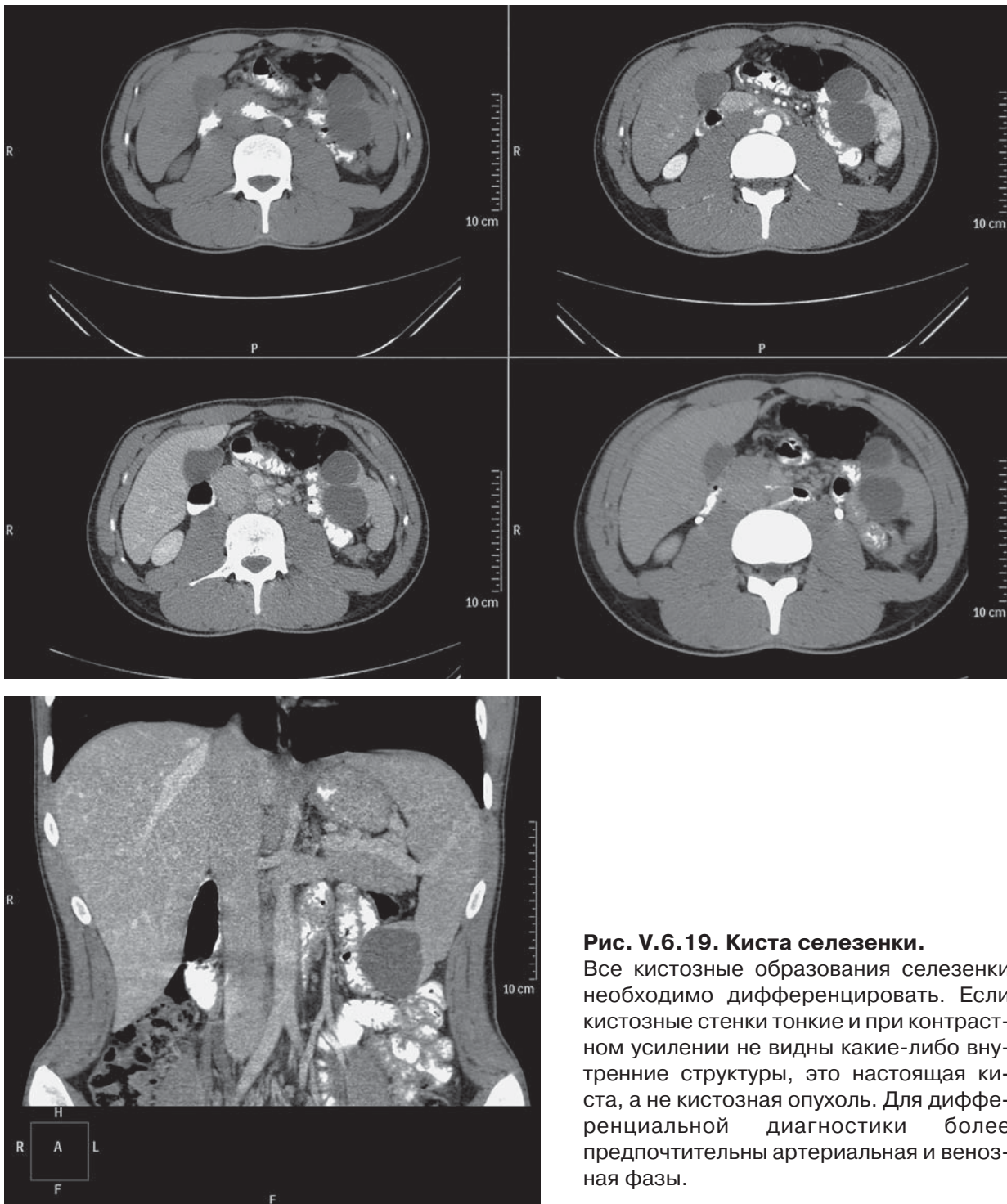


Рис. V.6.19. Киста селезенки.

Все кистозные образования селезенки необходимо дифференцировать. Если кистозные стенки тонкие и при контрастном усилении не видны какие-либо внутренние структуры, это настоящая киста, а не кистозная опухоль. Для дифференциальной диагностики более предпочтительны артериальная и венозная фазы.

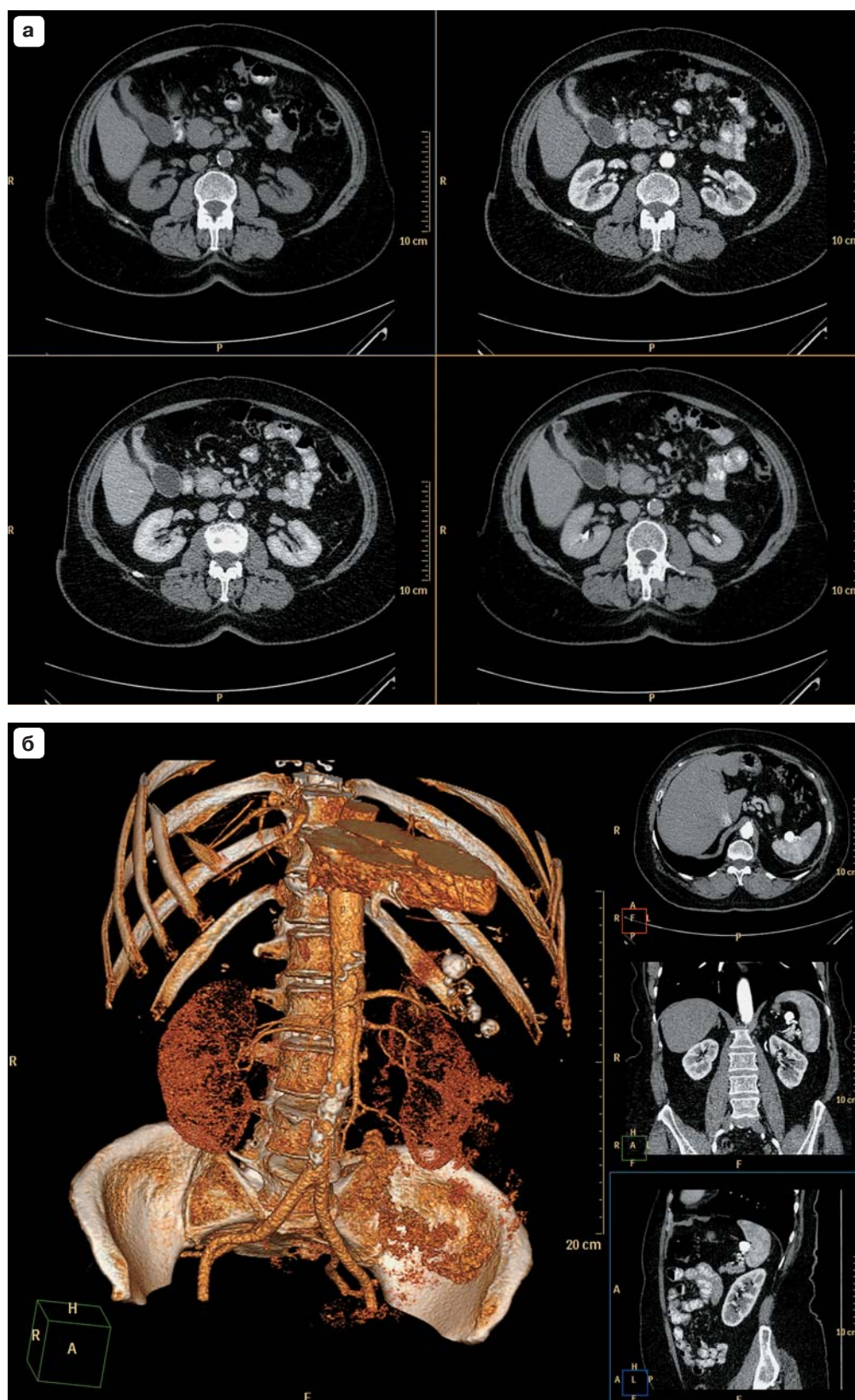


Рис. V.6.20. Аневризмы селезенки.

У этого пациента при исследовании брюшной полости была выявлена циркулярная деформация тела желчного пузыря (а). Поскольку ложе желчного пузыря не вовлечено в воспалительный или опухолевый процесс, эти симптомы рассматриваются как признаки хронического холецистита. В воротах селезенки были кальцинированные структуры (б).

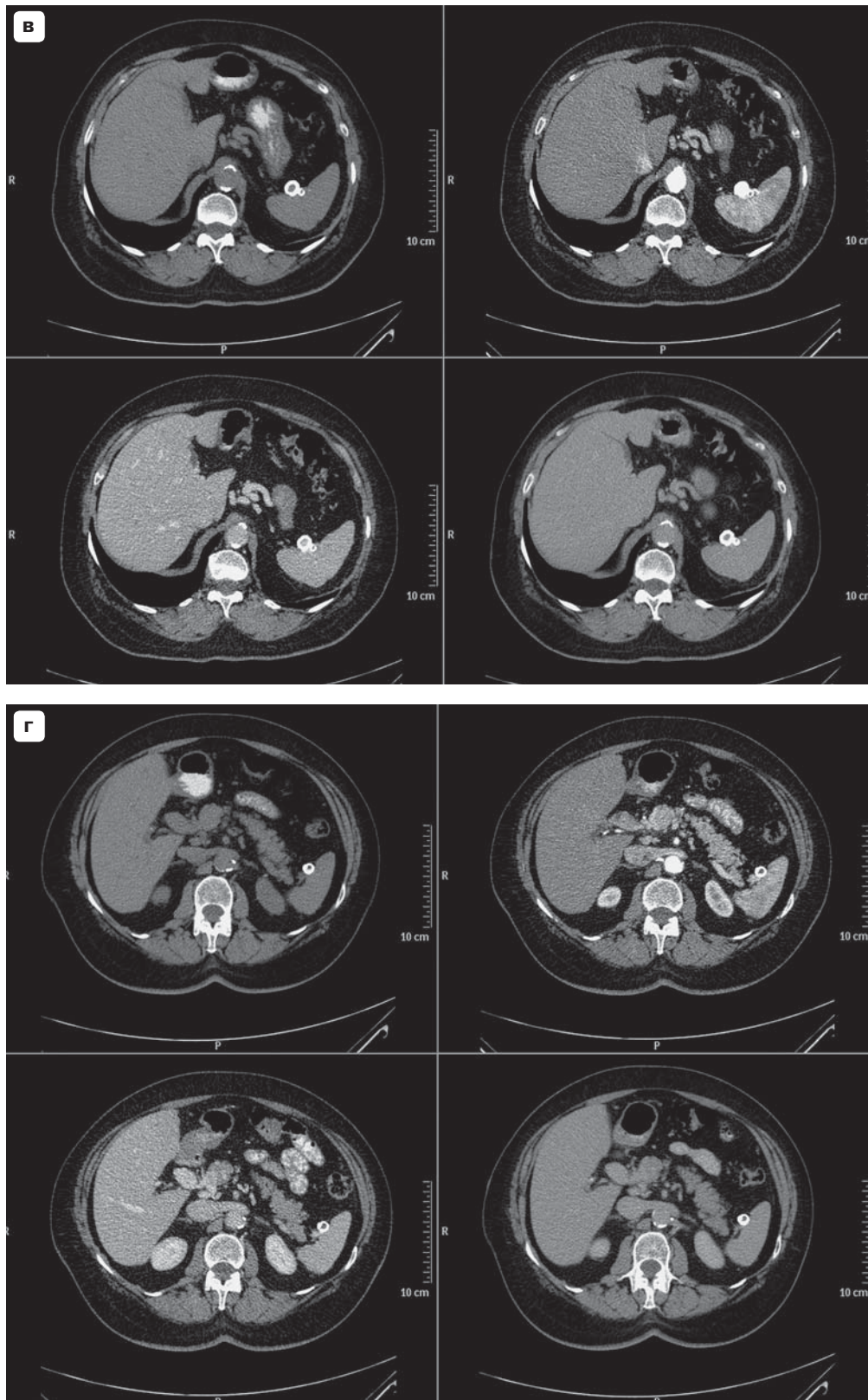
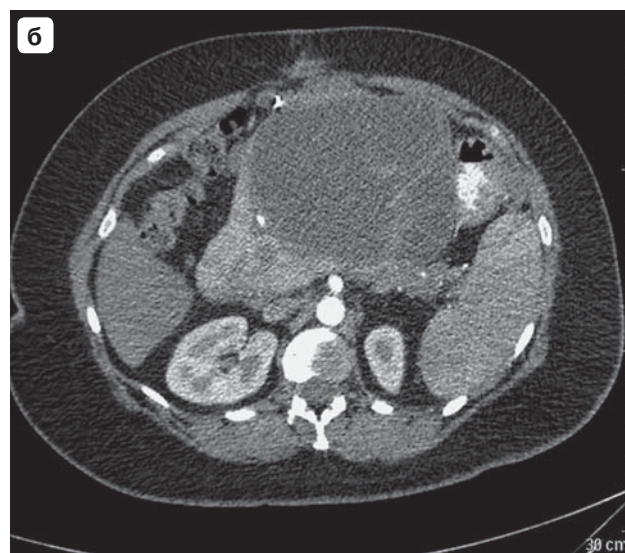


Рис. V.6.20 (окончание). Аневризмы селезенки.

В артериальную фазу одна из них (**в**) изменила плотность, что соответствовало внутрисосудистому контрастированию кальцинированных аневризм селезеночной артерии. Другие образования (**г**) не изменили плотность, что было расценено как внутрисосудистый тромбоз кальцинированных аневризм. Таким образом, изображения в артериальную фазу позволили дифференцировать нетромбированные и тромбированные аневризмы.

Рис. V.6.21. Аневризма селезеночной артерии.

Вероятно, этот случай необходимо учитывать среди случаев диагностики заболеваний висцеральных артерий. Однако аневризма (простая или множественная) селезеночной артерии также может быть внутривисцеральной. Естественно, что для диагностики аневризм лучше всего подходит артериальная фаза контрастного усиления (а–в).



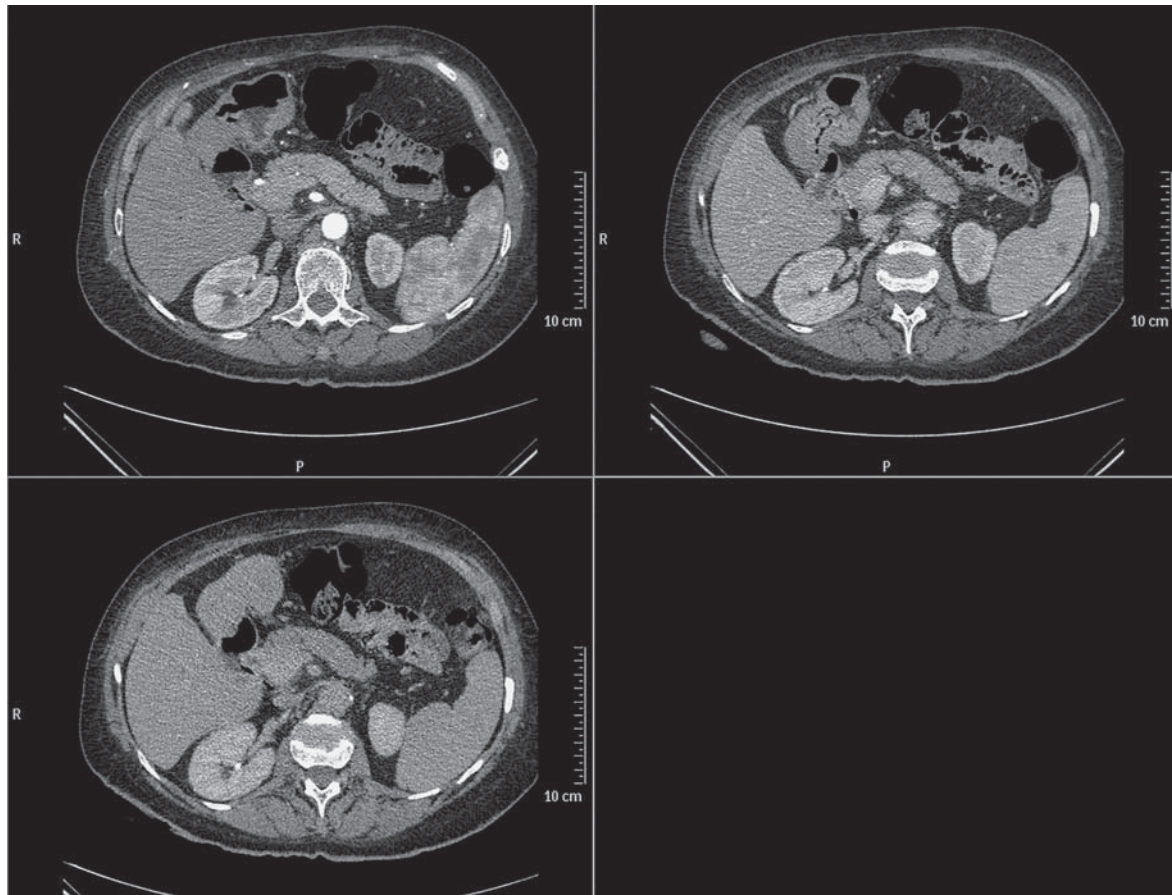


Рис. V.6.22. Гемангиома селезенки.

У этого пациента очаговое поражение диаметром 1 см было определено в паренхиме селезенки во все фазы контрастного усиления. Лучшая визуализация очагового образования была в венозную фазу. В артериальную фазу оно также было видно, однако на фоне высокого гетерогенного контрастирования паренхимы дифференцировка очагового образования была затруднена. В отсроченную фазу очаговое образование «исчезает», оно становится практически изоденсным паренхиме селезенки. В связи с особенностями кровоснабжения селезенки в артериальную фазу изображение селезенки всегда неоднородно. Гиперконтрастные образования (артериальная аневризма) лучше диагностировать в артериальную фазу. Дифференциальную диагностику образований мягкотканной плотности лучше проводить в венозную и отсроченную фазы контрастного усиления и их лучше использовать при подозрении на гемангиому селезенки.

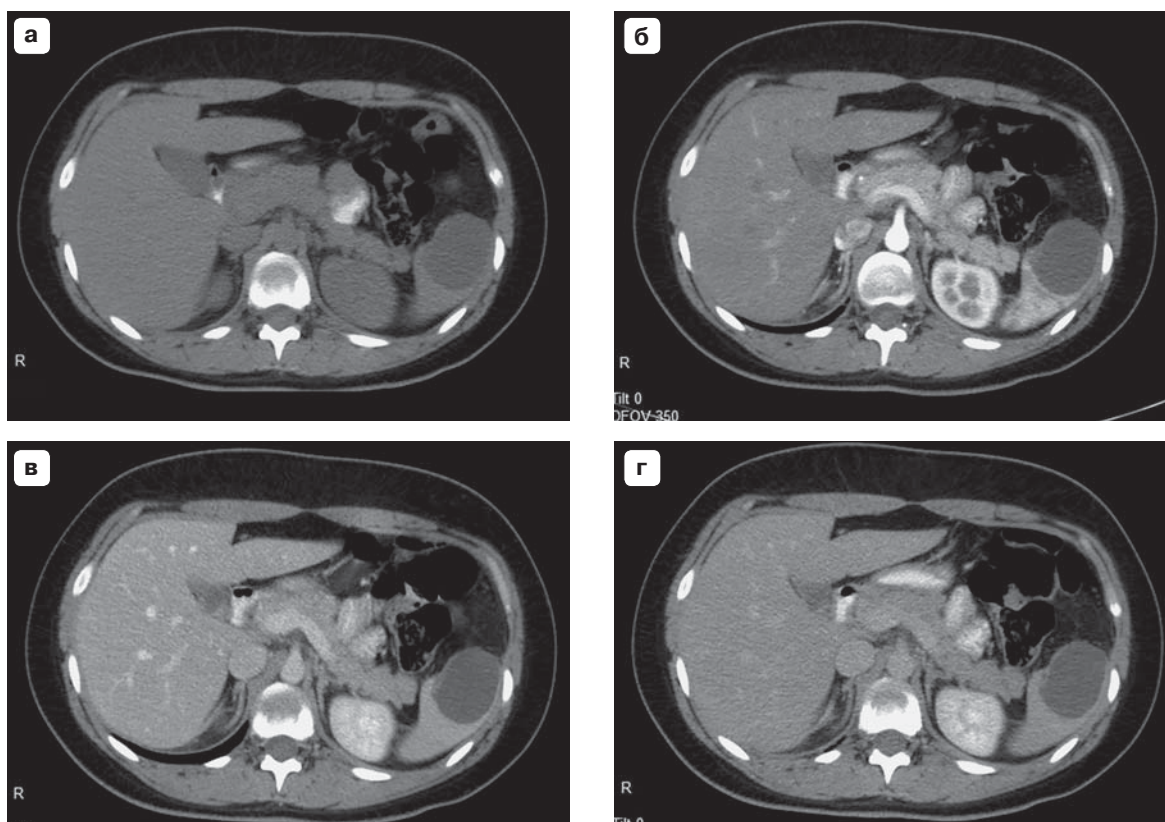


Рис. V.6.23. Эхинококк селезенки.

При уже диагностированном эхинококкозе целью МСКТ-исследования является визуализация дополнительных кист в первичном органе или в других органах (для диагностики таких поражений в селезенке портальная венозная фаза является более предпочтительной). Эхинококковая киста может быть тонкостенной, но у этой 18-летней пациентки киста имеет толстую стенку. Так как эхинококк не имеет связи с кровеносной системой хозяина (пациентки), хитиновый слой не изменяет свою плотность при контрастном усилении. Внешний фиброзный слой, который действует как защитный барьер, создаваемый иммунной системой пациента, может изменять плотность. Такая картина наблюдается и у этой пациентки. Фиброзная ткань (оболочка) накапливает контрастное вещество в отсроченную фазу. Наличие фиброзного слоя может служить индикатором иммунного ответа хозяина на паразита.

V.7. МСКТ-ИССЛЕДОВАНИЕ ЖЕЛУДКА, ТОНКОЙ И ТОЛСТОЙ КИШКИ

В повседневной практике желудок оценивается всегда во время МСКТ-исследований живота. Традиционно для лучшей визуализации стенок и их структурных изменений используют растяжение желудка большим объемом воды или газообразующей смеси, или инсуффляцию воздуха.

Известно, что стенка желудка натощак может выглядеть утолщенной, особенно на уровне его дна, когда аксиальные срезы проходят не в перпендикулярной плоскости, а тангенциально. Обычно максимальное растяжение желудка затруднено. В любой момент может открыться привратник и часть содержимого желудка переместится в двенадцатиперстную кишку. Холодный раствор контрастного вещества или воды, используемой для растяжения желудка, также способствует быстрой эвакуации.

В практике нашего отделения мы используем такую методику: непосредственно перед обследованием пациент выпивает стакан (200 мл) воды комнатной температуры. Затем пациент располагается на столе в положении лежа.

Для стандартных исследований, когда не предполагается какая-либо патология желудка, такой подготовки достаточно. Содержимое желудка, вода и проглоченный воздух вполне адекватно растягивают стенки желудка, и к моменту обследования некоторая часть жидкости выводится в двенадцатиперстную кишку, что способствует дополнительному расширению его просвета. При таком растяжении желудка можно судить о патологии лимфатических узлов и варикозном расширении вен по наружной поверхности желудка.

Визуализация абдоминальной части пищевода позволяет исключить скользящую грыжу пищевода.

Опухолевая инвазия рака желудка в печень или поджелудочную железу также может быть дифференцирована. При гипотонии жидкость в расширенном желудке может имитировать парапанкреатические кистозные поражения (например, постнекротические кисты поджелудочной железы). По этой причине иногда целесообразнее наполнить желудок не водой (темное контрастирование), а использовать для перорального контрастирования низконцентрированный рентгеноконтрастный раствор. Такое внутрипросветное наполнение позволяет дифференцировать неконтрастированные образования (то есть не связанные с просветом желудка).

Итак, в рутинном протоколе абдоминального обследования для оценки желудка важнее венозная и отсроченная фазы, а не артериальная фаза. Венозная фаза позволяет увидеть венозный варикоз.

Данные отсроченной фазы в сочетании с данными нативного сканирования и венозной фазы позволяют дифференцировать лимфатические узлы (очаговое образование, контрастирующееся в отсроченную фазу при метастатическом поражении).

Прямыми показаниями к обследованию желудка являются процессы, связанные со слизистым слоем желудка, – язвенная болезнь желудка и аденокарцинома желудка, а также процессы, распространяющиеся под слизистым слоем, – лимфома, циррозная карцинома и другие очаговые поражения, требующие дифференцировки степени васкуляризации (например, невриномы, желудочно-кишечные стромальные опухоли имеют различные характеристики контрастного усиления).

В таких случаях просвет желудка необходимо очень хорошо расширять. После стандартной подготовки пациент, лежащий на столе сканера, должен пить воду через изогнутую трубку, которую используют для набора солевого раствора в шприц инъектора.

Еще одна клиническая ситуация, когда необходимо использовать болюсное контрастное усиление, но не связанная непосредственно с заболеваниями желудка, – это оценка опухолевой инвазии в гастродуоденальную и левую желудочную артерии при аденокарциноме поджелудочной железы.

Таким образом, в большинстве обследований верхней брюшной полости оценка желудка является вторичной и направлена на исключение признаков вовлечения желудка в процессы, вызванные заболеваниями других органов.

Первичные заболевания желудка, как правило, уже известны до МСКТ-исследования (рис. V.7.1–V.7.9). Это позволяет более тщательно проводить подготовительный и диагностический процесс.

Итак, артериальная фаза позволяет выявить дефекты слизистого слоя и вовлечение артерий в опухолевый процесс.

Венозная фаза позволяет оценить инвазию опухоли глубоко в стенку желудка и ее распространение на соседние структуры.

Отсроченную фазу контрастного усиления нужно планировать всегда, но выполнять ее, когда это действительно необходимо. Если имеются признаки артериальной инвазии и распространения опухоли на соседние структуры, подозрение на гематогенные метастазы в печень очень велико. Отсроченная фаза в сочетании с портально-венозной фазой позволяет диагностировать или исключать метастазы в печени.

Обычно обследование двенадцатиперстной кишки является частью обследования верхней части живота или желудка (рис. V.7.10, V.7.11). Расширение просвета двенадцатиперстной кишки необходимо для оценки поражения циркулярной опухолью или выявления локального внутрипросветного дефекта, например опухоли большого сосочка двенадцатиперстной кишки. Гетеротопия ткани поджелудочной железы и структурные изменения стенки двенадцатиперстной кишки (кистозная дистрофия стенки двенадцатиперстной кишки, дуоденальная дистрофия, грав-панкреатит) и инвазия опухолей поджелудочной железы – все эти патологические состояния требуют проведения МСКТ-исследования с контрастным усилением.

Как и желудок, двенадцатиперстная кишка имеет яркое усиление слизистого слоя в артериальную фазу. Другие фазы контрастного усиления также необходимы для оценки вовлечения стенки двенадцатиперстной кишки в опухоль и воспалительные поражения.

И желудок, и двенадцатиперстная кишка имеют мощное кровоснабжение из чревного ствола. Они пространственно прилегают к нему. Следовательно, артериальная фаза МСКТ-исследования этих органов должна фактически совпадать со временем максимального контрастного усиления брюшной аорты.

Венозная фаза имеет те же характеристики, что и венозная фаза при обследовании других органов брюшной полости. В венозную и отсроченную фазы лучше дифференцируется инвазия общего желчного протока и главного панкреатического протока в области фатерова сосочка. Данные этих фаз позволяют дифференцировать воспаление, опухоли и внутрипросветные структуры (холедохолитиаз).

МСКТ-исследование тонкой кишки требует специальной подготовки. Во всех остальных случаях диагностика опухолей тонкой кишки является побочной, случайной (рис. V.7.12–V.7.16). Увеличение кишечного диаметра, неровности контура и толщины стенки позволяют заподозрить опухоль. Принципы диагностики опухолей толстой кишки такие же (рис. V.7.17–V.7.23). МСКТ-колоноскопия, колонография (требует специальной методики подготовки кишечника к обследованию) позволяет получить наиболее достоверную информацию об изменениях кишечной стенки (рис. V.7.24). Во всех остальных случаях обследование толстой кишки является частью обследования брюшной полости.

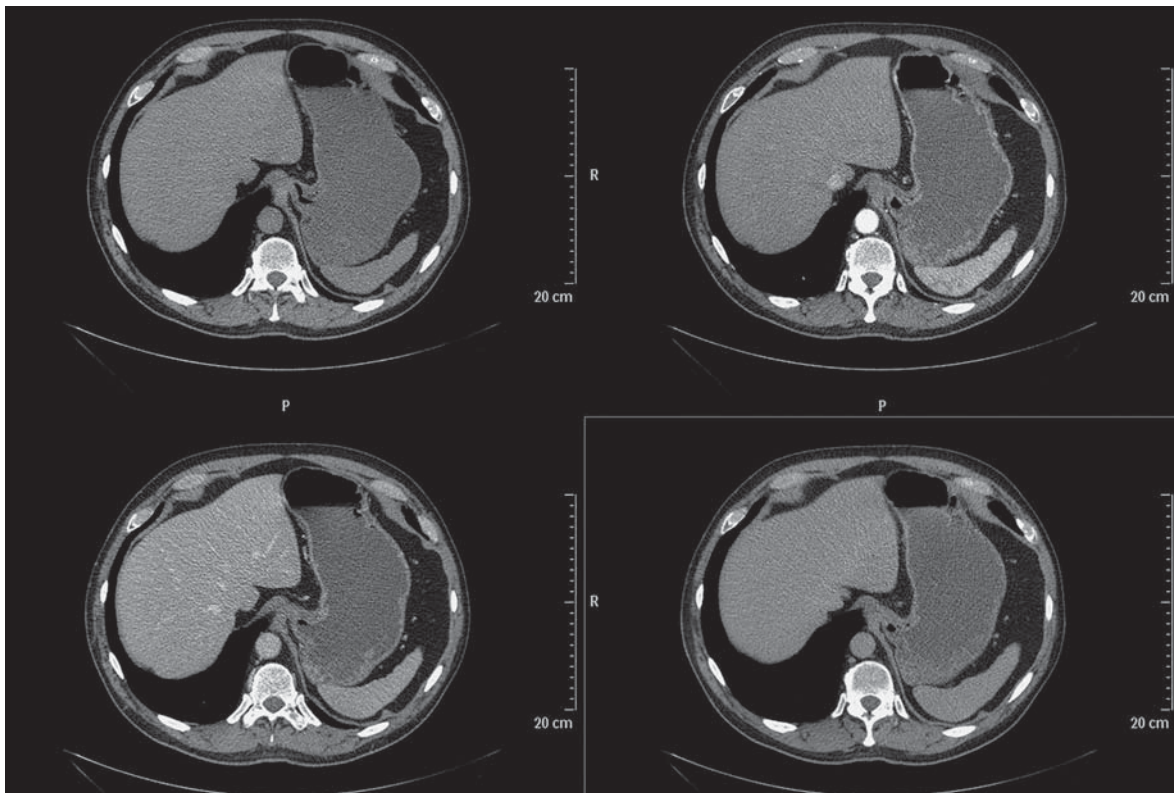


Рис. V.7.1. МСКТ-исследование верхней части живота.

Растянутый желудок также может иметь разную толщину стенки, так как разные части желудка пересекаются сканирующим лучом под разными углами. Оценка толщины стенки кардии желудка может быть особенно неудобной. Сканирование тонкими срезами позволяет дифференцировать слизистую оболочку желудочной стенки в артериальную фазу. Следовательно, все дефекты слизистого слоя должны выявляться на этом этапе исследования.

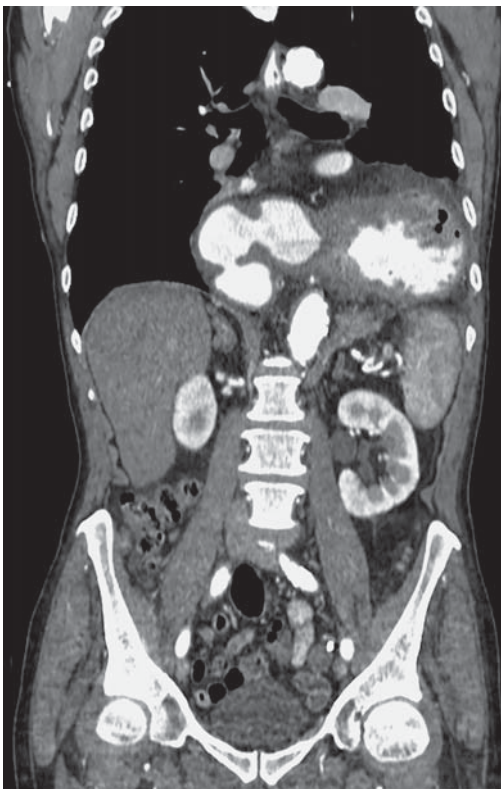


Рис. V.7.2. Аномалия локализации желудка.

Контрастирование просвета желудка важно не только для диагностики возможных изменений толщины его стенки, но и для правильной интерпретации данных о положении желудка. У этого пожилого пациента была врожденная патология. Желудок и двенадцатиперстная кишка с рождения располагались в средостении. Пациент знал об этой патологии, но успешно избежал возможных проблем с помощью дробного питания.

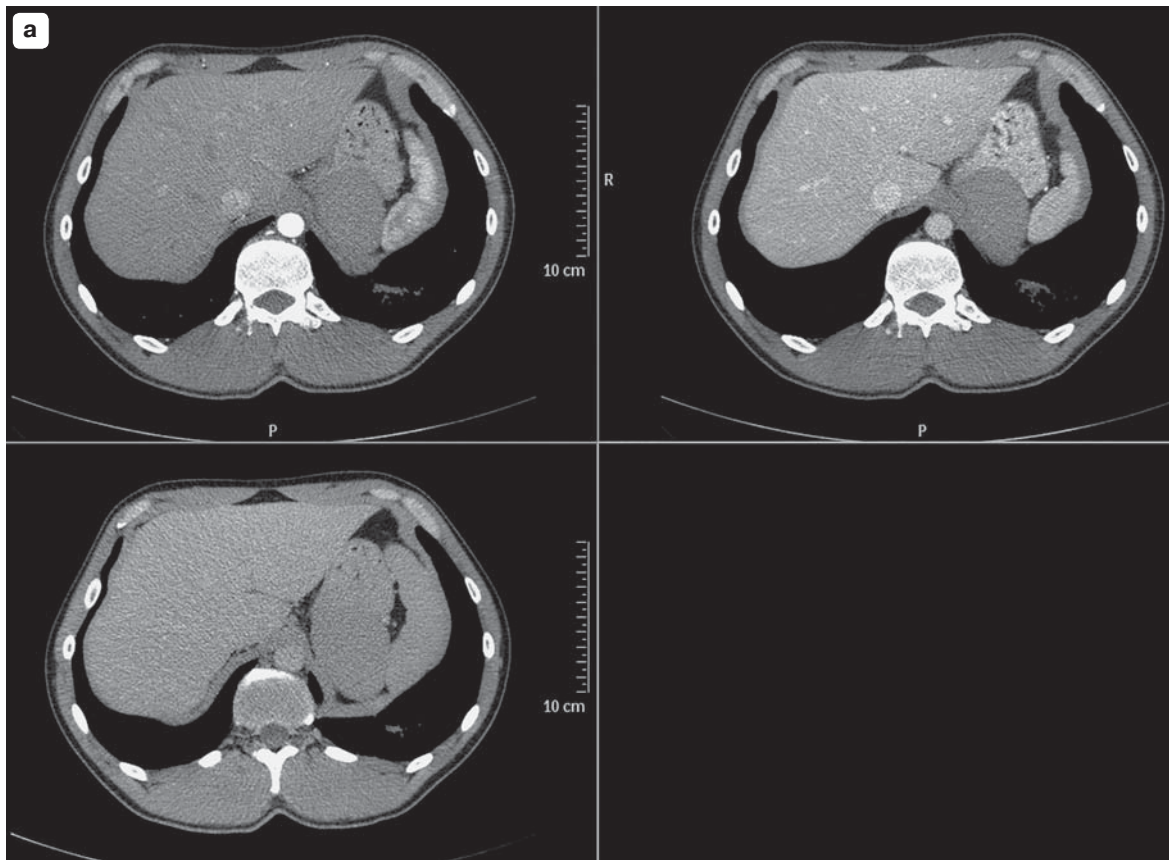


Рис. V.7.3. Дупликационная киста желудка.

Во время контрастного усиления видно яйцевидное образование, исходящее из задней стенки желудка (а). Плотность этого образования была выше, чем плотность типичных простых кист (б). Интраоперационная ревизия – киста растет из мышечного слоя желудка и содержит густую слизь. Морфологическое исследование – в кистозной стенке имеется гладкомышечная выстилка.

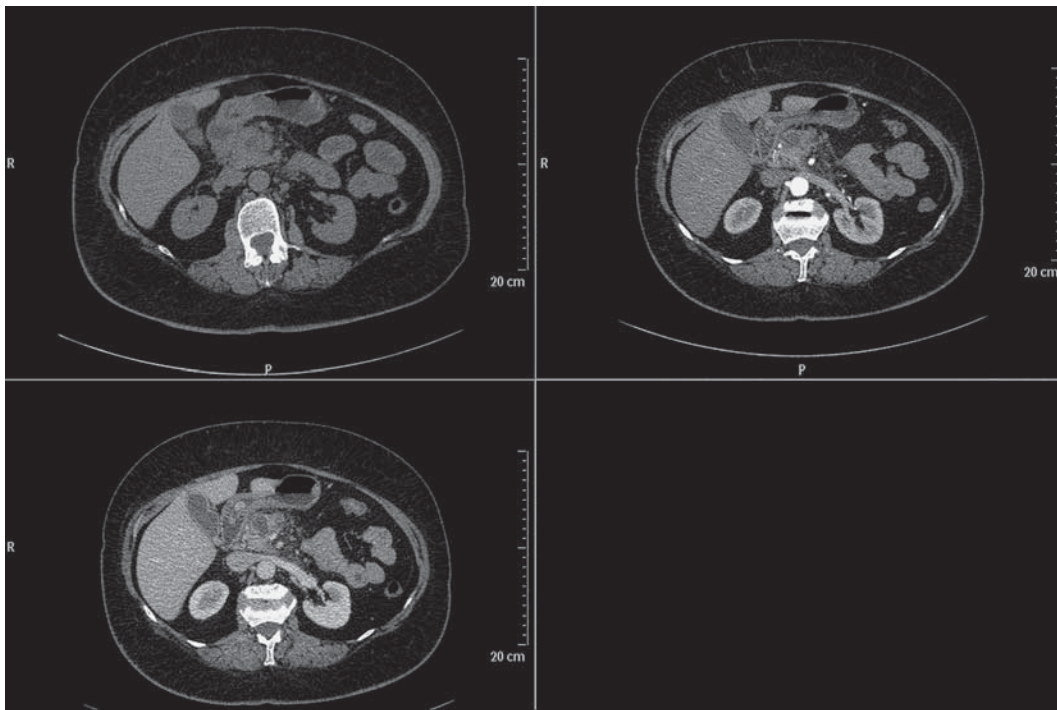


Рис. V.7.4. Малое образование желудка.

Во время МСКТ-исследования с контрастным усилением в артериальную и венозную фазы в дистальном отделе желудка случайно диагностировали новообразование. При подозрении на злокачественную опухоль рекомендовалась гастроскопия.

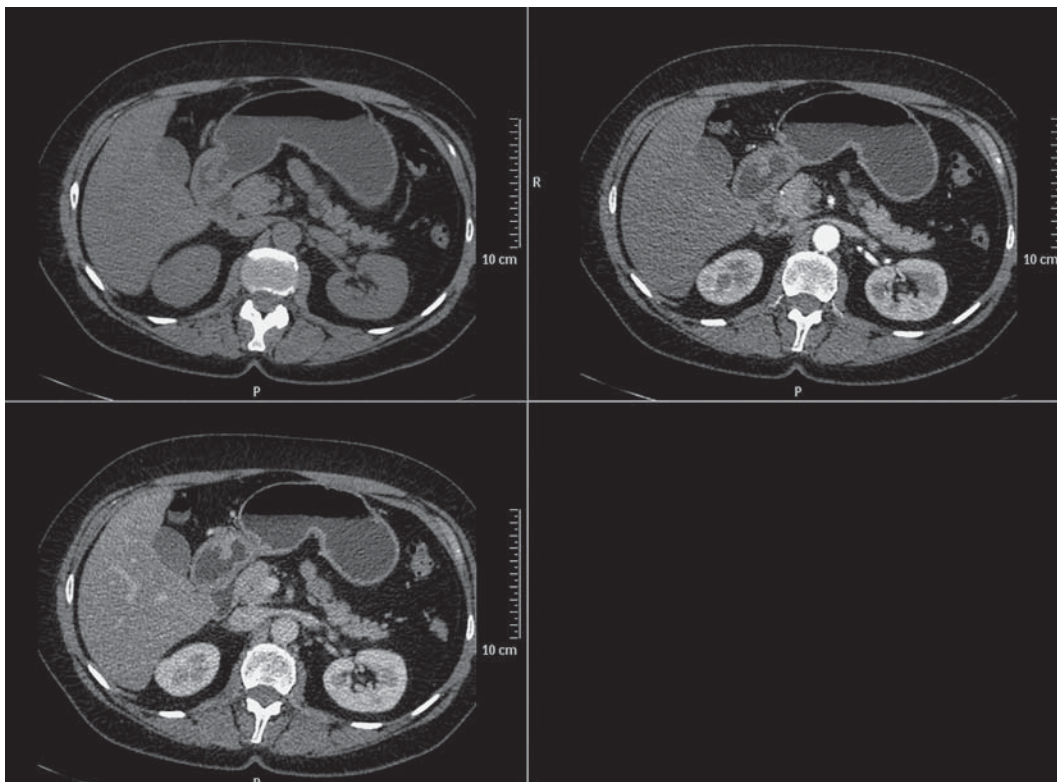


Рис. V.7.5. Полип желудка.

Визуализация поражения при растянутом просвете облегчает диагностику локальных изменений в стенке желудка. На передней стенке привратника имеется локальное поражение, которое контрастируется одновременно со стенкой желудка. Лимфатические узелки не визуализируются.

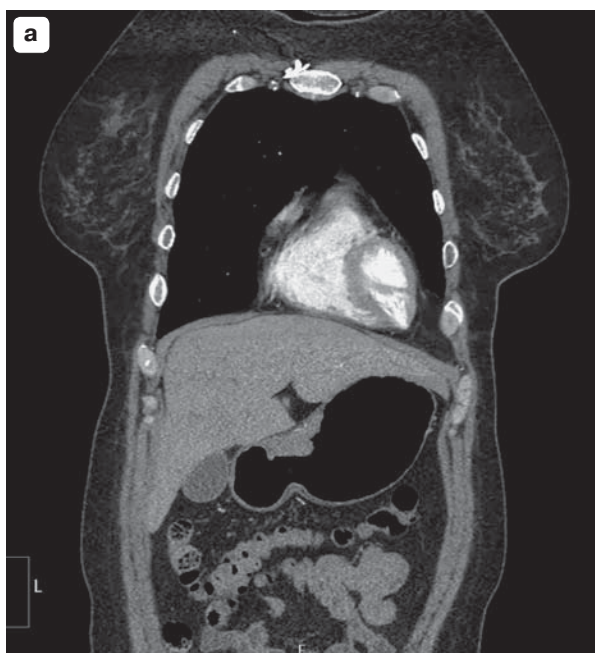
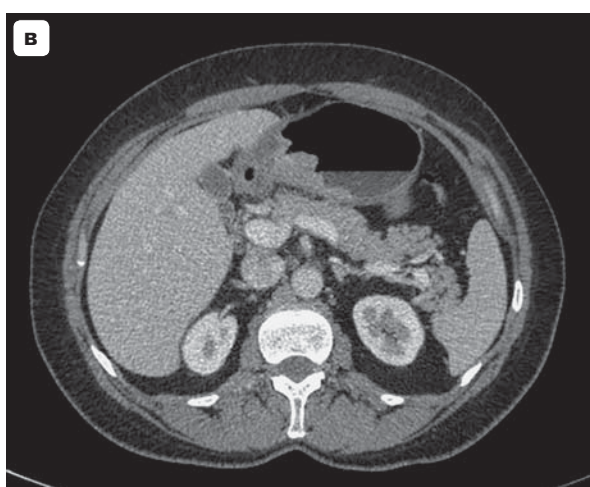
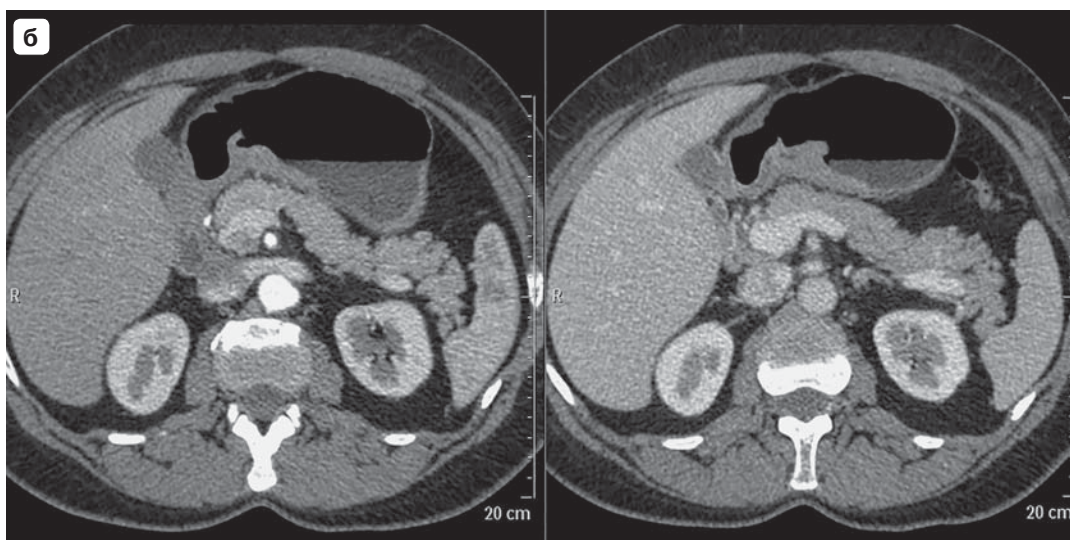


Рис. V.7.6. Низкодифференцированная аденокарцинома желудка (T3N1M0).

Опухоль желудка, как правило, диагностируют при наличии местного или сегментарного утолщения стенки желудка. В любом случае должна быть точная визуализация внутреннего слоя стенки в интересующей области. У этого пациента аденокарцинома малой кривизны желудка (**а**) незначительно контрастируется в артериальную и венозную фазы (**б**). Опухоль циркулярно охватывает пилорус (**в**). Признаки распространения опухоли на печень и поджелудочную железу отсутствуют. Есть все признаки резектабельной опухоли.



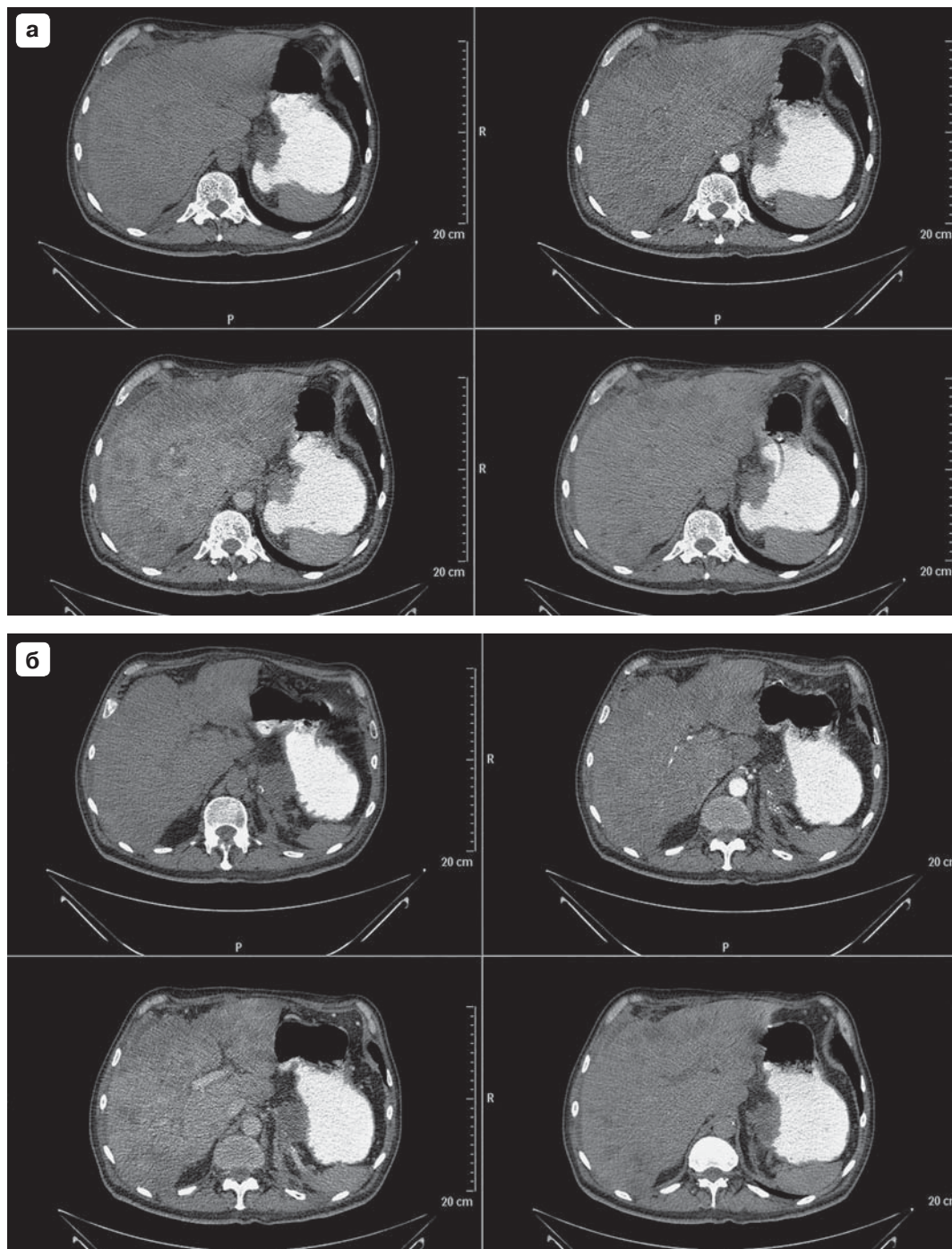


Рис. V.7.7. Внегастральный рост опухоли кардии желудка с множественными метастазами в печень.

Неравномерный внутренний слой стенки желудка легко визуализируется, потому что граничит с его контрастированным просветом (а–в). Опухоль имеет слегка неоднородное усиление в венозную и отсроченную фазы (б). Метастазы в печени лучше видны также в венозную и отсроченную фазы. Плевральный выпот отделяется от поддиафрагмального ликвора (асцит) гиперконтрастной полоской диафрагмы (в артериальную и венозную фазы).

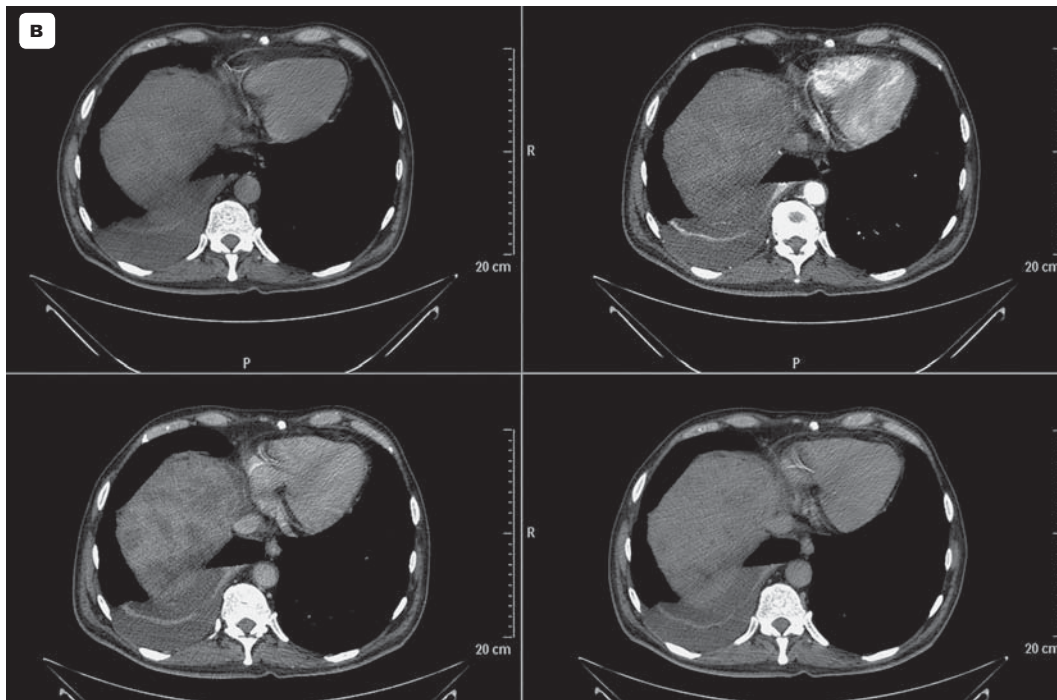


Рис. V.7.7 (окончание). Внегастральный рост опухоли кардии желудка с множественными метастазами в печень.

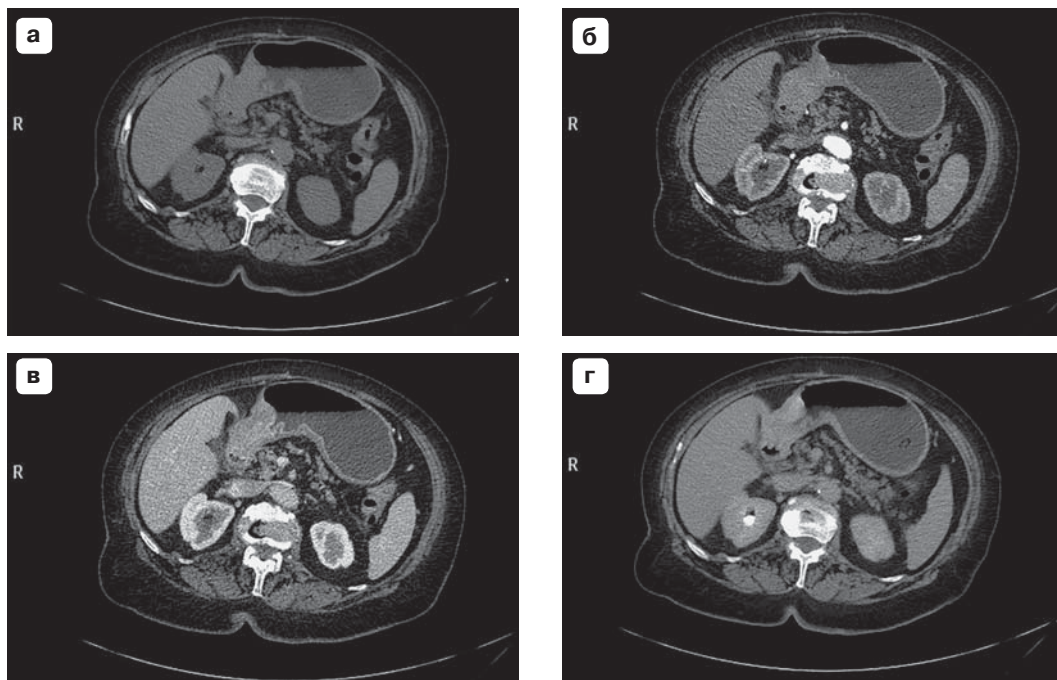


Рис. V.7.8. Опухоль желудка.

У этого пациента опухоль привратника (а). В артериальную фазу (б) виден слизистый слой желудка, но контрастное усиление в вензную фазу выше (в). В вензную фазу опухоль существенно накапливает контрастное вещество. Визуализируется утолщение слизистого слоя и уменьшение его плотности. В отсроченную фазу (г) контрастирование опухоли существенно снижается. У этого пациента лучшая визуализация опухоли была в вензную фазу. Однако артериальная фаза позволяет оценить связь опухоли с крупными артериями. Вензная фаза позволяет дифференцировать лимфатические узлы от варикозного расширения вен. Следовательно, с диагностической точки зрения при опухолях желудка отсроченная фаза является избыточной. В то же время, если у пациента с раком желудка требуется дифференциация метастазирования в печень и мелкой печеночной гемангиомы, отсроченная фаза может оказаться очень важной для такой дифференциации.

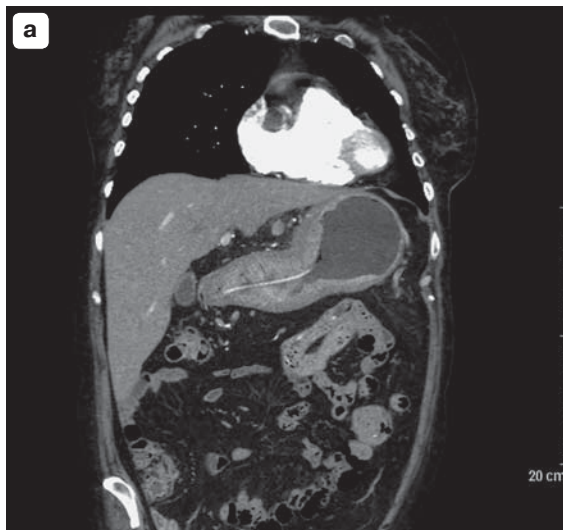


Рис. V.7.9. Рак желудка.

Имеется опухолевое поражение желудка (**а**). В просвете желудка видна кишечно-питательная трубка. Несмотря на массивность поражения, опухоль не распространяется через серозный слой (**б**). В венозную фазу по малой кривизне дифференцируется лимфатический узел с меньшей плотностью, чем плотность вен по большой кривизне желудка.

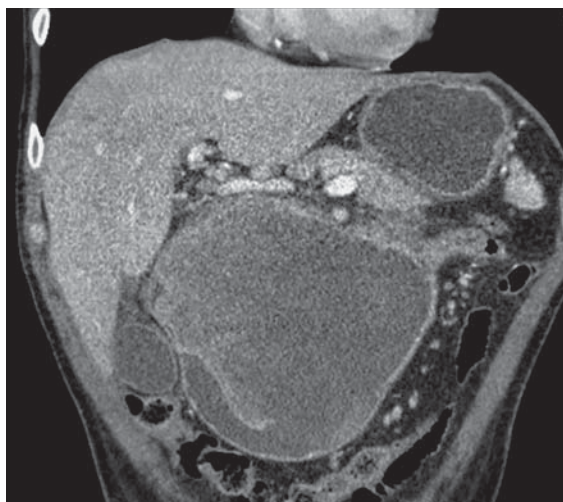
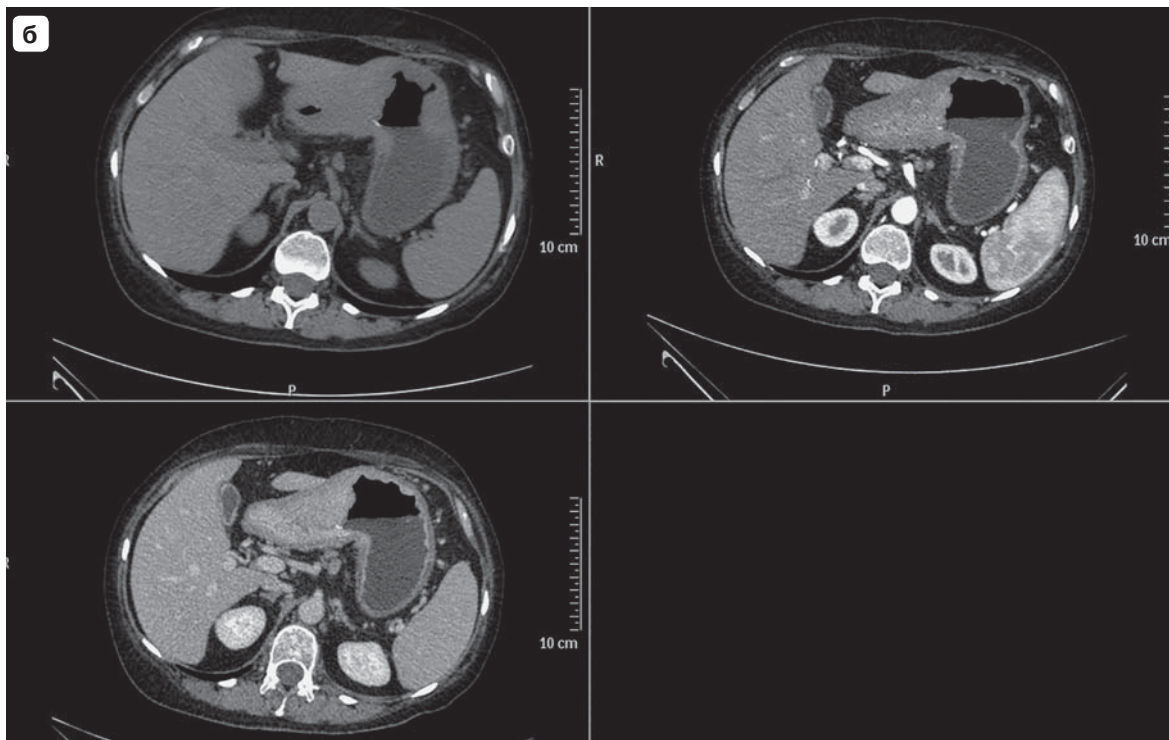


Рис. V.7.10. Опухоль двенадцатиперстной кишки.

Огромное новообразование панкреатодуоденальной зоны. При контрастном усилении (венозная фаза) видно, что образование растет из медиальной стенки двенадцатиперстной кишки. Огромная дуоденальная опухоль была удалена при панкреатодуоденальной резекции.

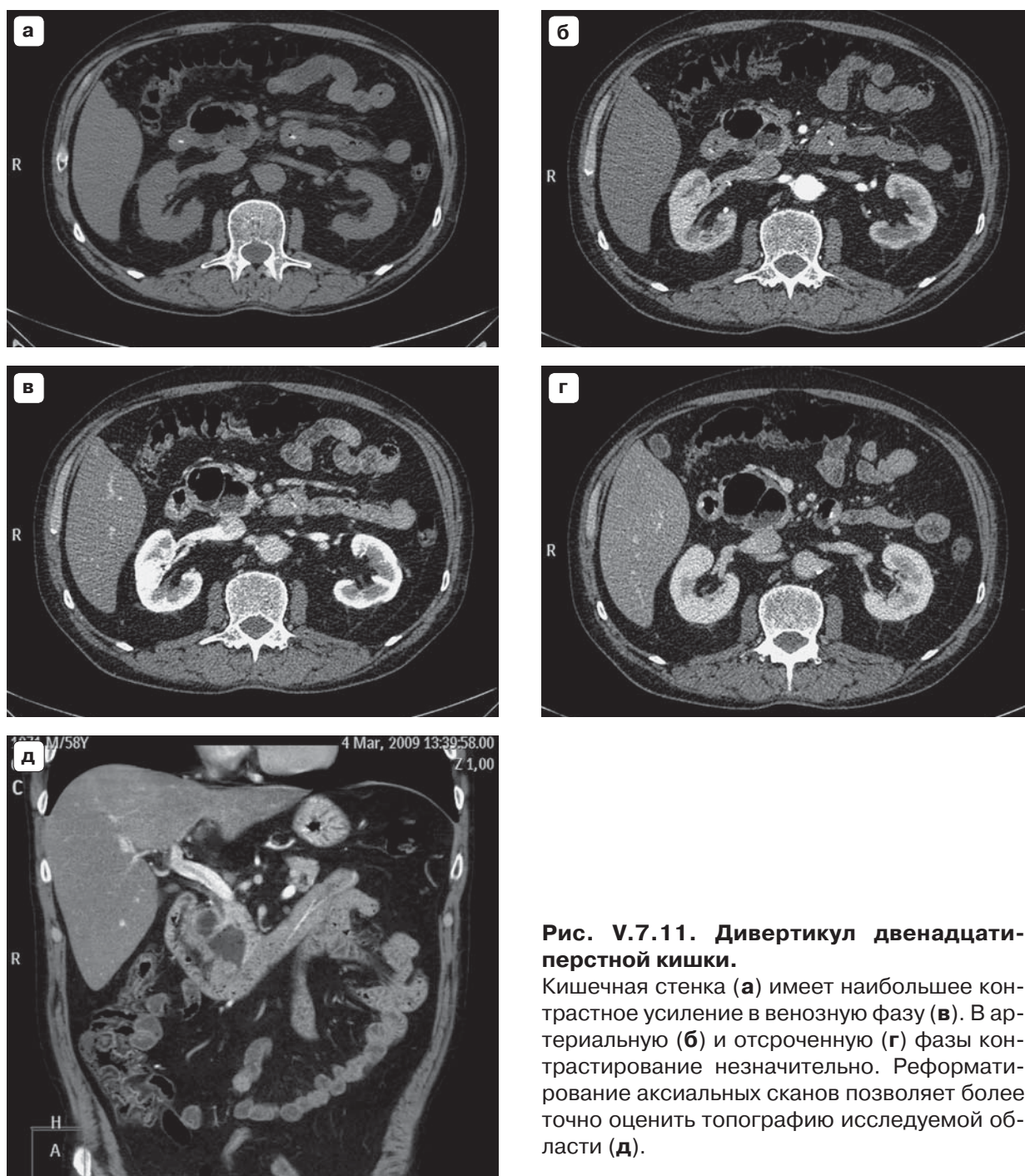


Рис. V.7.11. Дивертикул двенадцатиперстной кишки.

Кишечная стенка (а) имеет наибольшее контрастное усиление в венозную фазу (в). В артериальную (б) и отсроченную (г) фазы контрастирование незначительно. Реформатирование аксиальных сканов позволяет более точно оценить топографию исследуемой области (д).

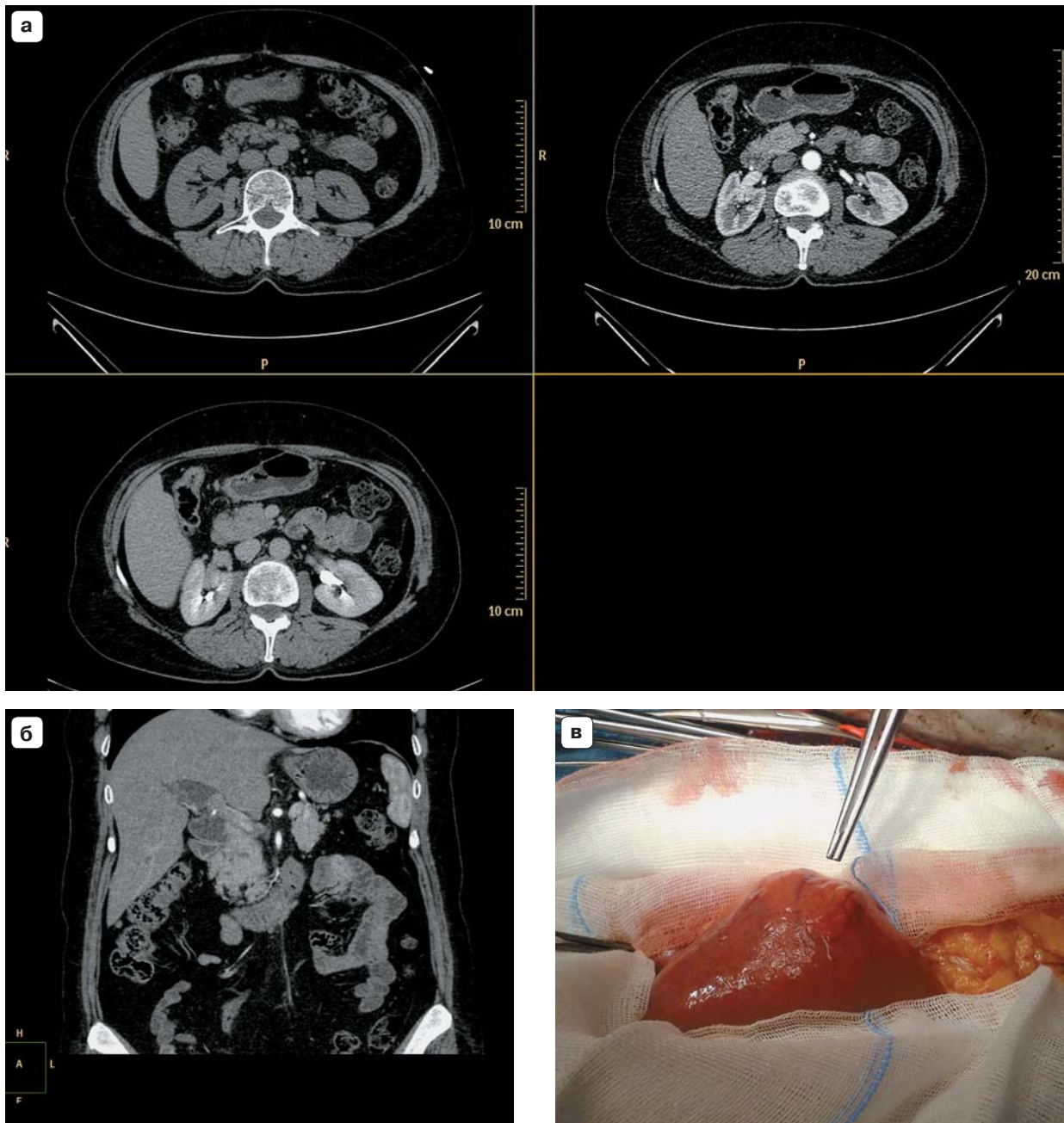


Рис. V.7.12. Эктопия ткани поджелудочной железы в стенку тощей кишки.

При обследовании верхней части живота с помощью МСКТ не была обнаружена какая-либо патология, кроме очагового образования в начальной части тощей кишки (а), которое было видно в артериальную фазу. Кишечный пассаж был нормальным (б). Нативное сканирование и отсроченная фаза контрастного усиления для диагностики этого образования не были информативными. Наличие гиперденсного новообразования стало показанием к операции. При хирургической ревизии была выявлена эктопия ткани поджелудочной железы в стенку тощей кишки (в). Данные ретроспективного анализа при МСКТ-исследовании – эктопированная ткань поджелудочной железы и ортотопическая поджелудочная железа имеют одинаковые параметры контрастного усиления.

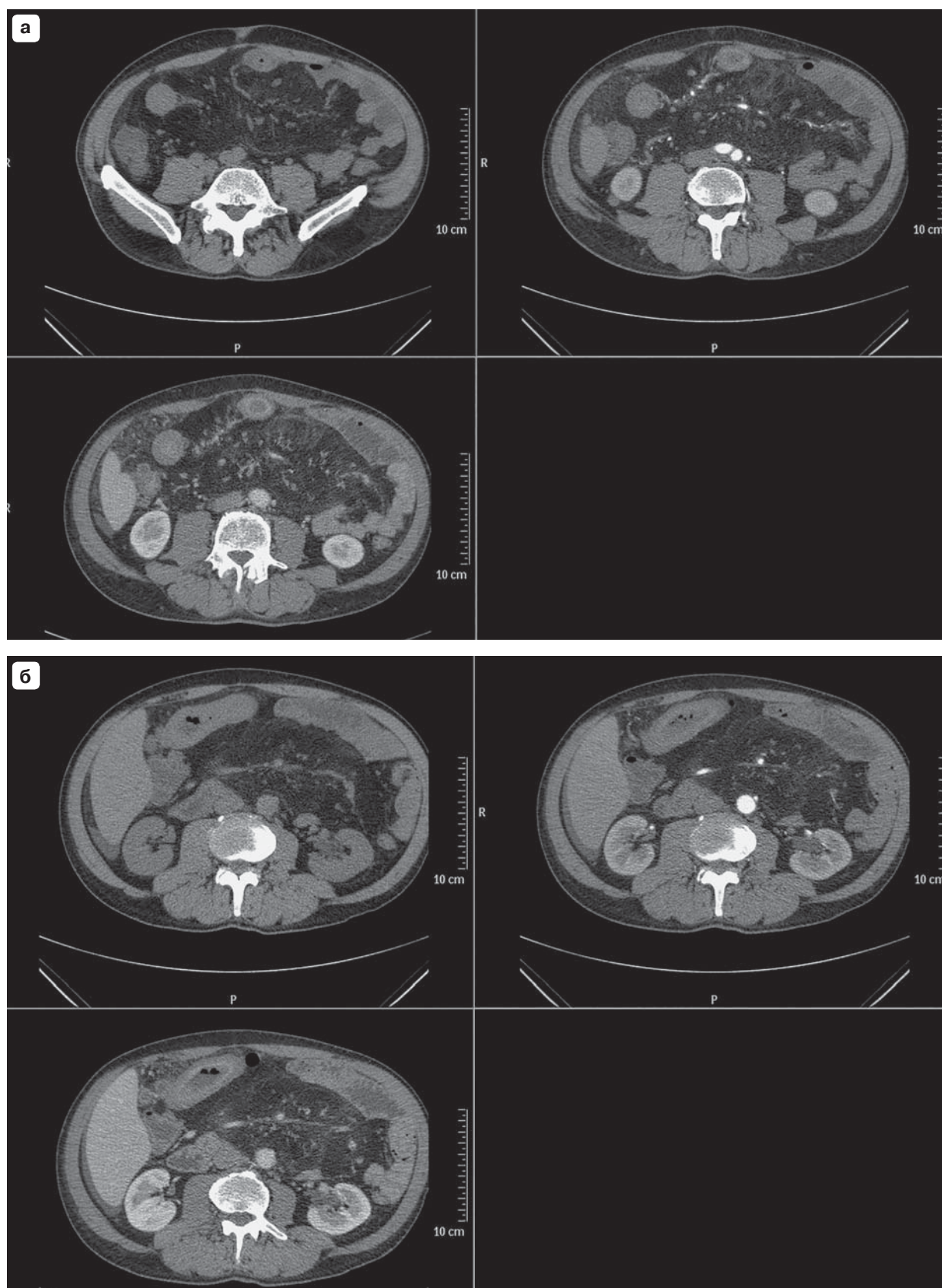


Рис. V.7.13. Воспаление тонкой кишки, брыжеечный панникулит.

При обследовании этого пациента с проблемами недоедания были выявлены признаки утолщения кишечной стенки и видна дифференцировка ее слоев (в артериальную и особенно в отсроченную фазы). Основной проблемой для этого пациента является брыжеечный панникулит (а, б).

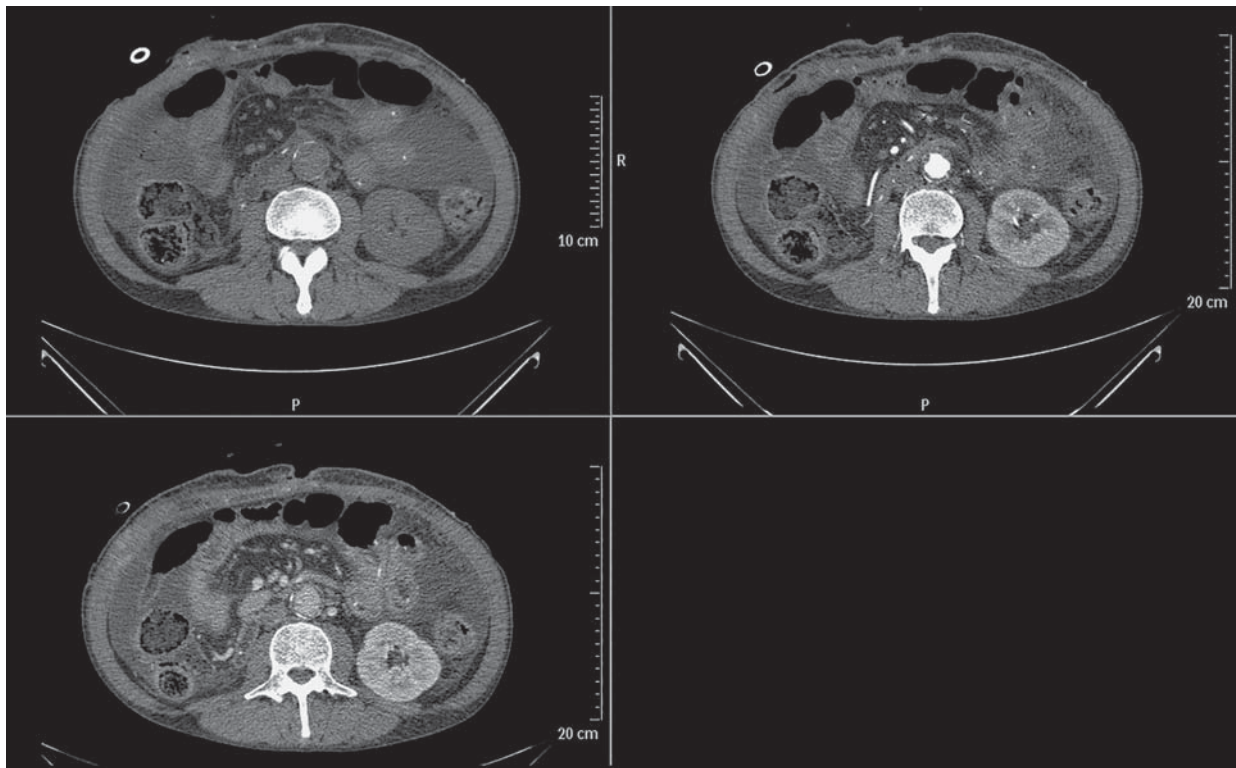


Рис. V.7.14. Тонкая кишка.

При отеке кишечной стенки в артериальную и венозную фазы виден слизистый слой кишки. Четкая дифференциация слоев, визуализация темного подслизистого слоя и светлого мышечного слоя являются доказательством неопухолевых изменений кишечной стенки на исследуемом уровне.

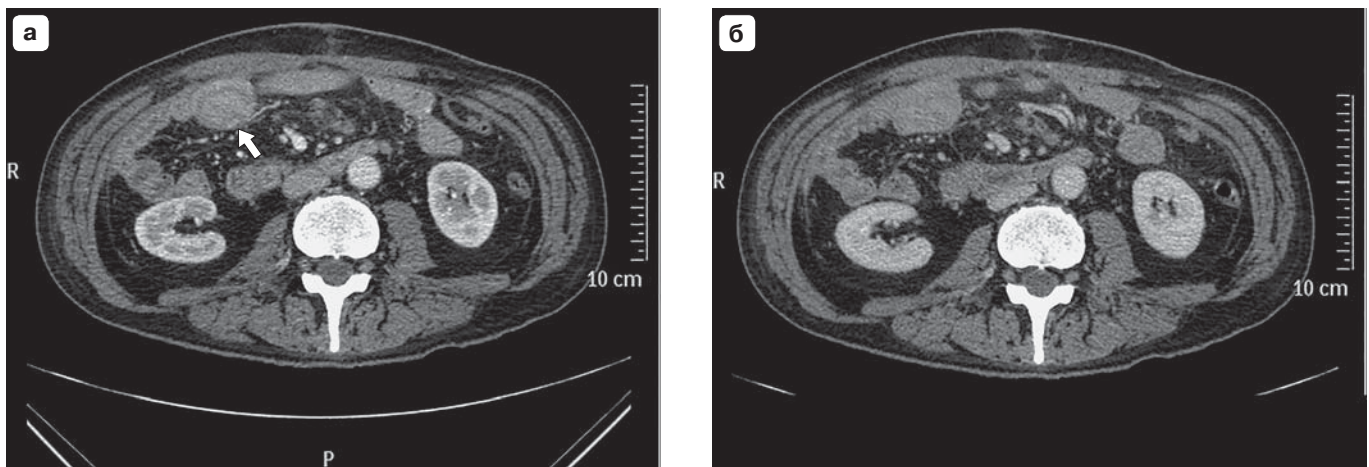


Рис. V.7.15. Опухоль тонкой кишки.

Увеличение диаметра одной из петель тонкой кишки и контрастное усиление утолщенной стенки (**а**) позволили диагностировать опухоль. Венозная фаза (**б**) не информативна.

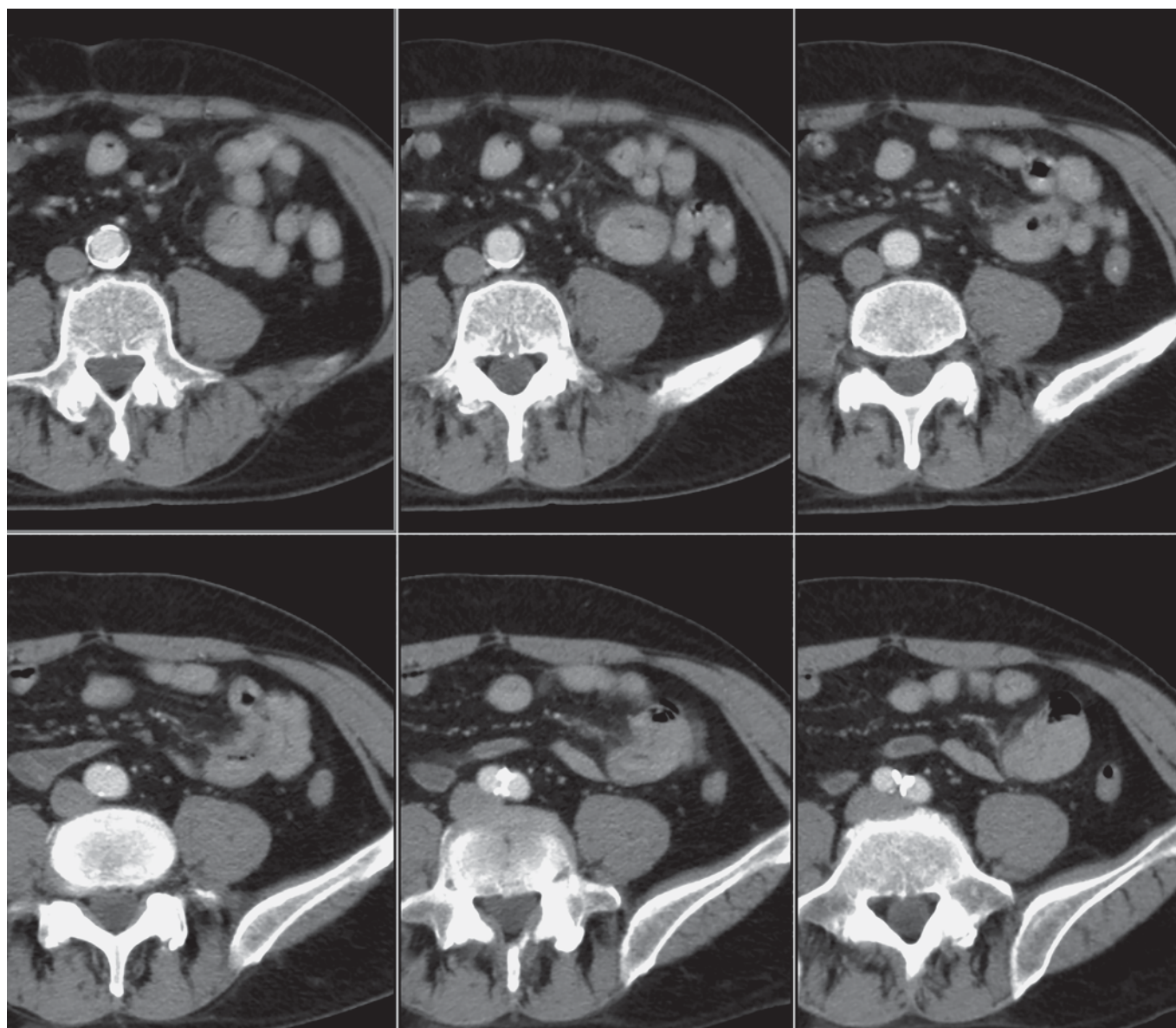


Рис. V.7.16. Опухоль тонкой кишки.

Конечно, если при КТ необходимо оценить стадию опухоли кишечника (локальные изменения, метастазы), необходима специальная очистка кишечника. Чистый кишечник может быть заполнен жидкостью, раствором рентгеноконтрастного вещества или воздухом. Однако такая подготовка возможна не всегда, особенно если опухоль кишечника диагностирована случайно. Диагностике помогает визуализация увеличенного диаметра кишечной петли и утолщение стенки. Повышение контрастности позволяет оценить однородность такого усиления, дифференцировать опухоль и воспаление.

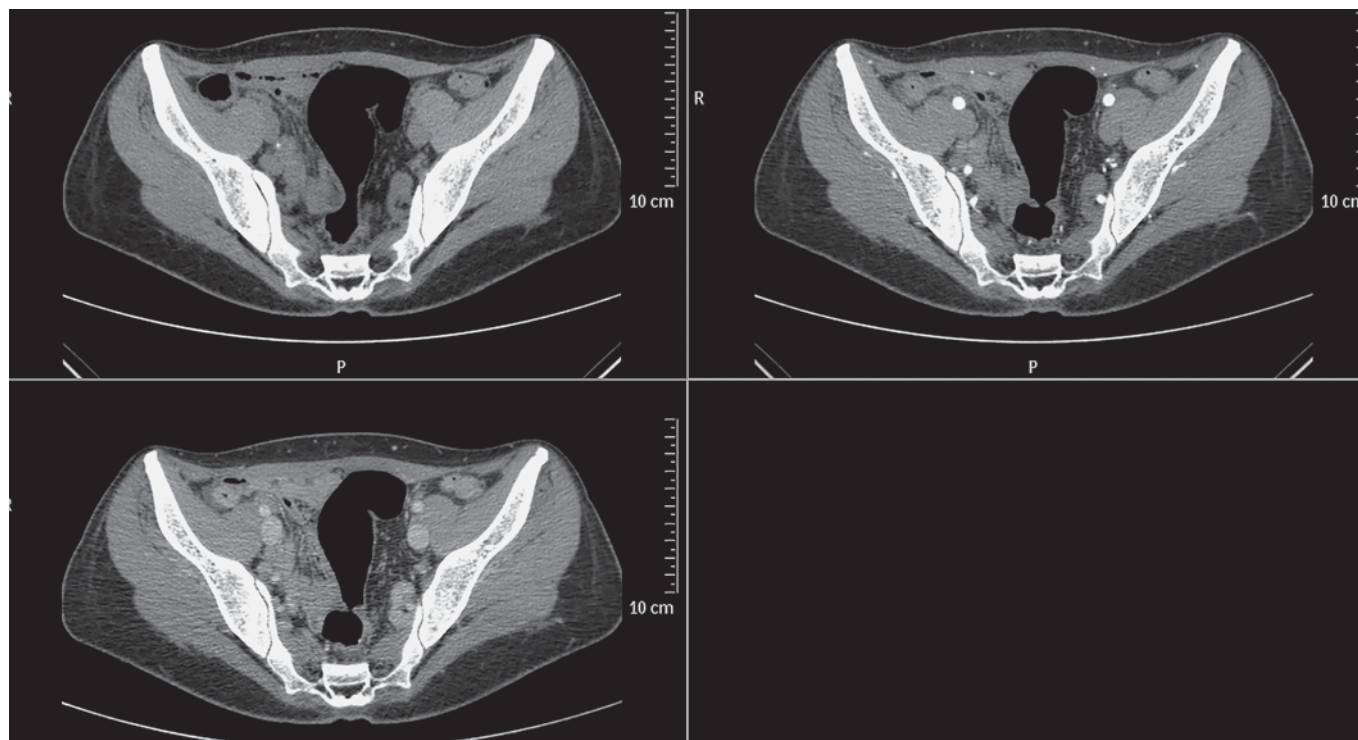


Рис. V.7.17. Толстая кишка.

Расширенная кишка (у этого пациента прямая кишка растянута воздухом) имеет тонкую стенку, которая почти не меняет плотности в артериальную фазу и умеренно усиливается в венозную фазу.

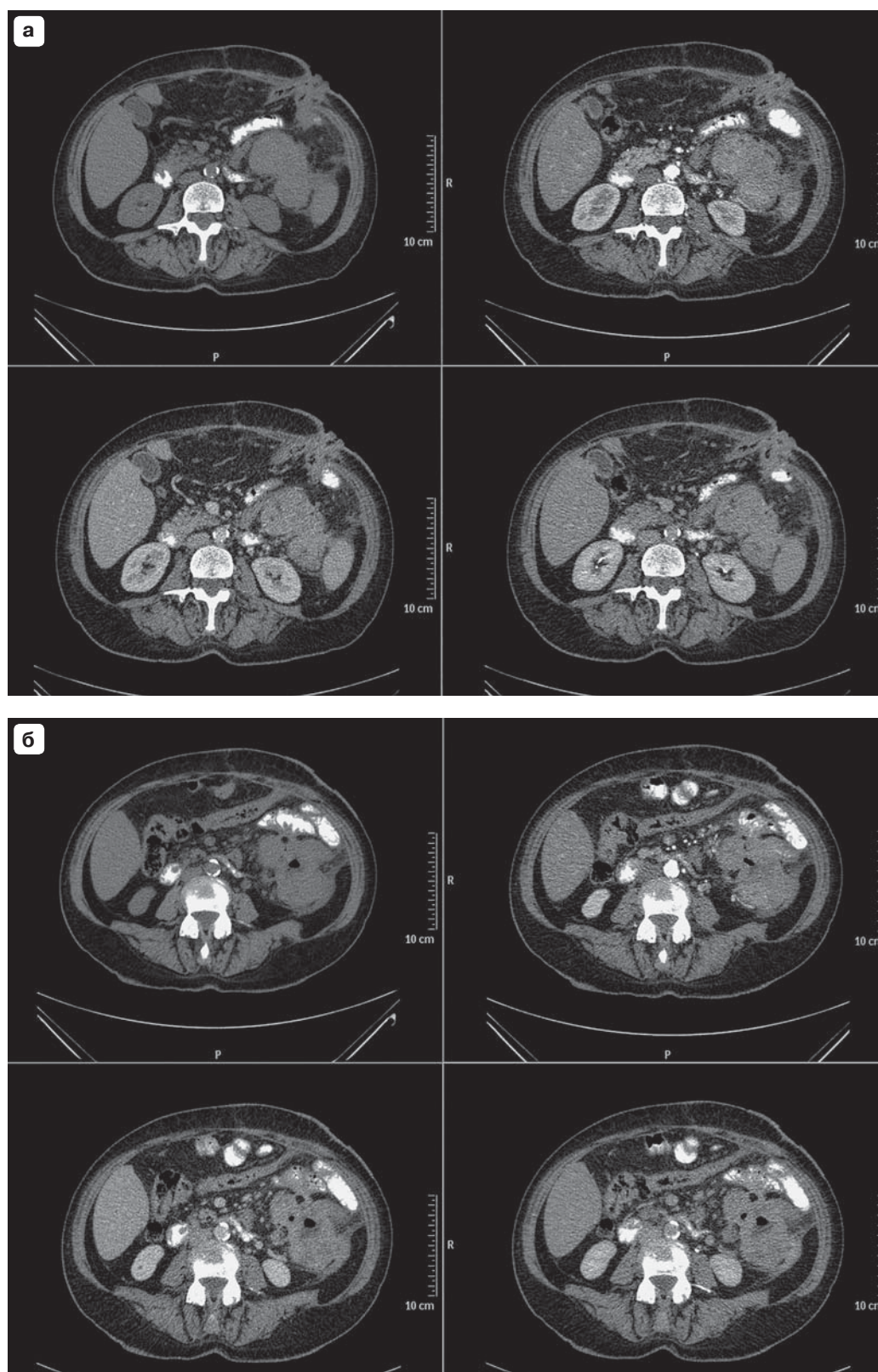


Рис. V.7.18. Опухоль толстой кишки.

Колостома выведена на левой стороне брюшной стенки (а). Значительное утолщение стенок нисходящей части толстой кишки (б) контрастируется гетерогенно во все фазы исследования. Неоднородность опухоли лучше видна в венозную и отсроченную фазы. Отмечаются утолщение и инвазия париетальной брюшины. Наблюдается увеличение размеров лимфатических узлов мезоколона. Метастазы в печени отсутствуют.

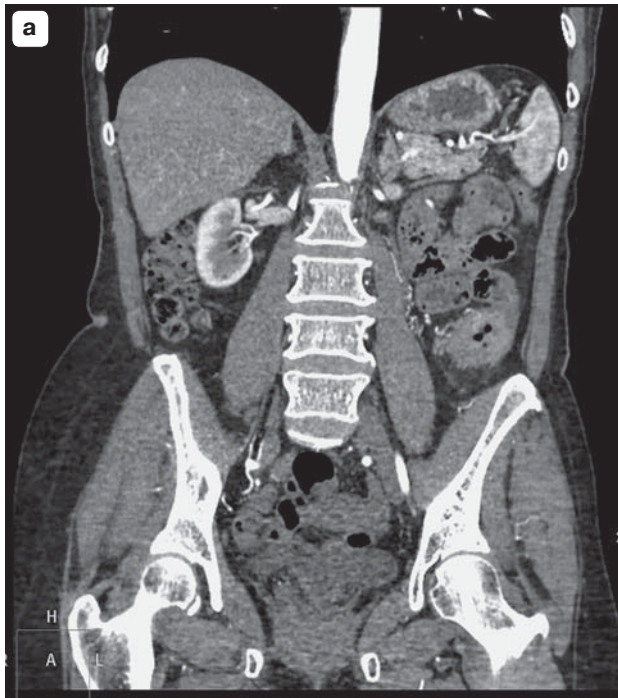
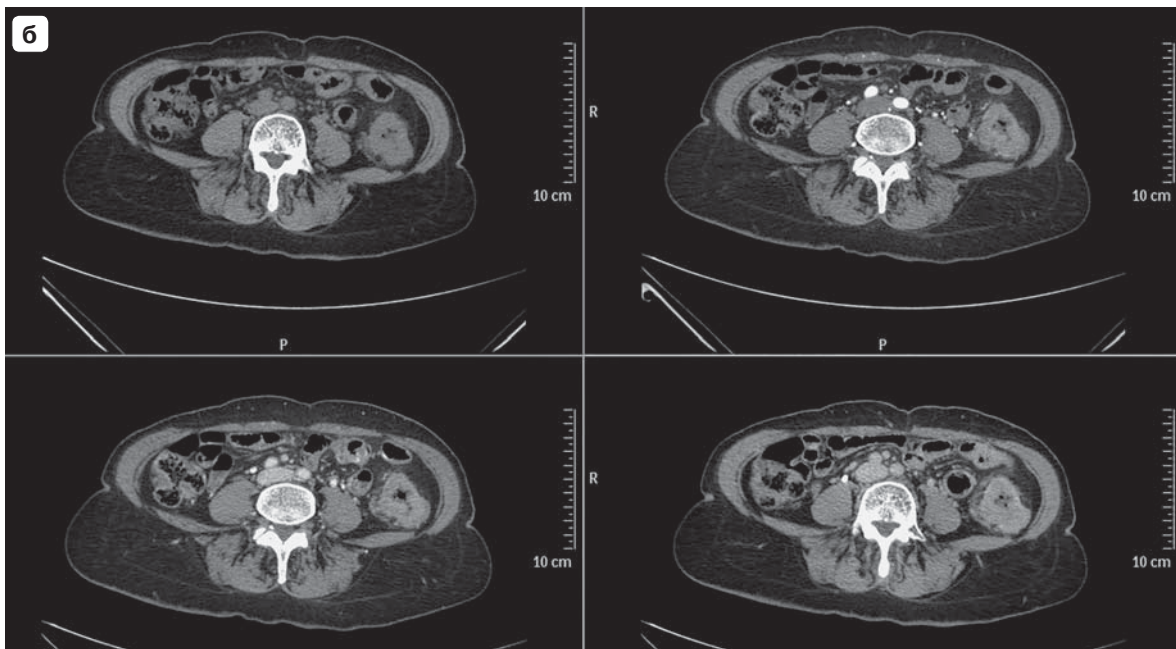


Рис. V.7.19. Опухоль толстой кишки.

Безусловно, оптимальной методикой для МСКТ-исследования толстой кишки является КТ-колоноскопия. В обычной повседневной практике такое обследование без предварительной подготовки кишечника невозможно. Кроме того, опухоль может быть выявлена случайно. Поэтому очень часто рентгенологу необходимо диагностировать опухоль по таким признакам, как утолщение стенки и вовлечение в опухолевый процесс соседних органов или тканей. У этого пациента имеется опухоль сигмовидной кишки (**а**). Наблюдается циркулярное неравномерное утолщение кишечной стенки. Максимальное контрастное усиление опухоли находится в отсроченную фазу (**б**).



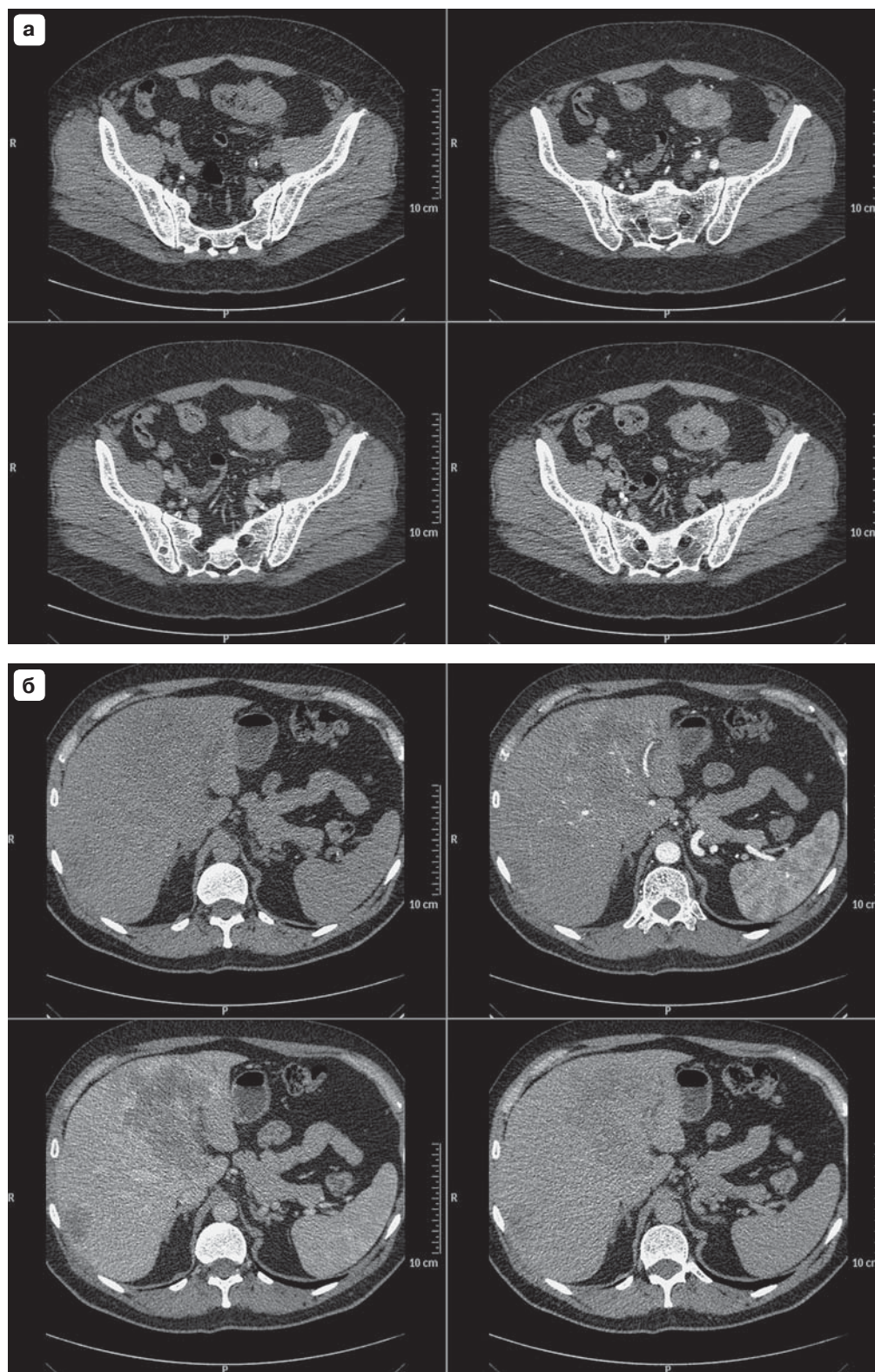
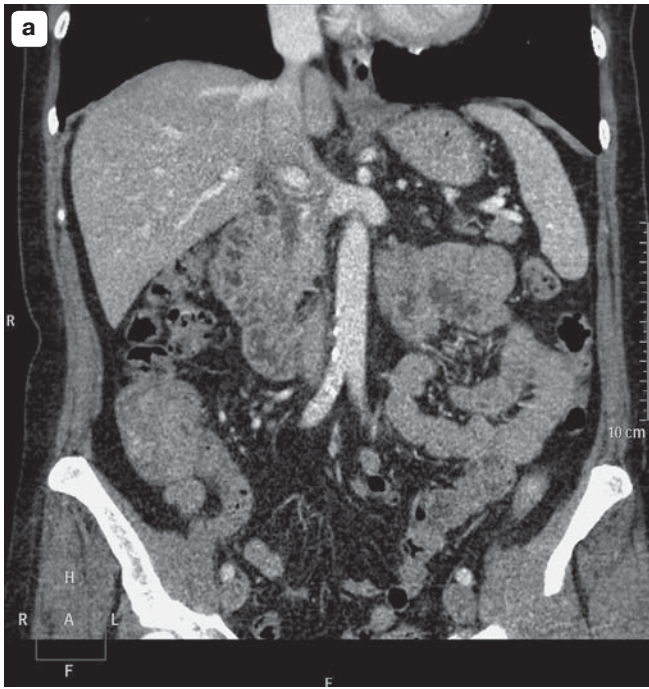
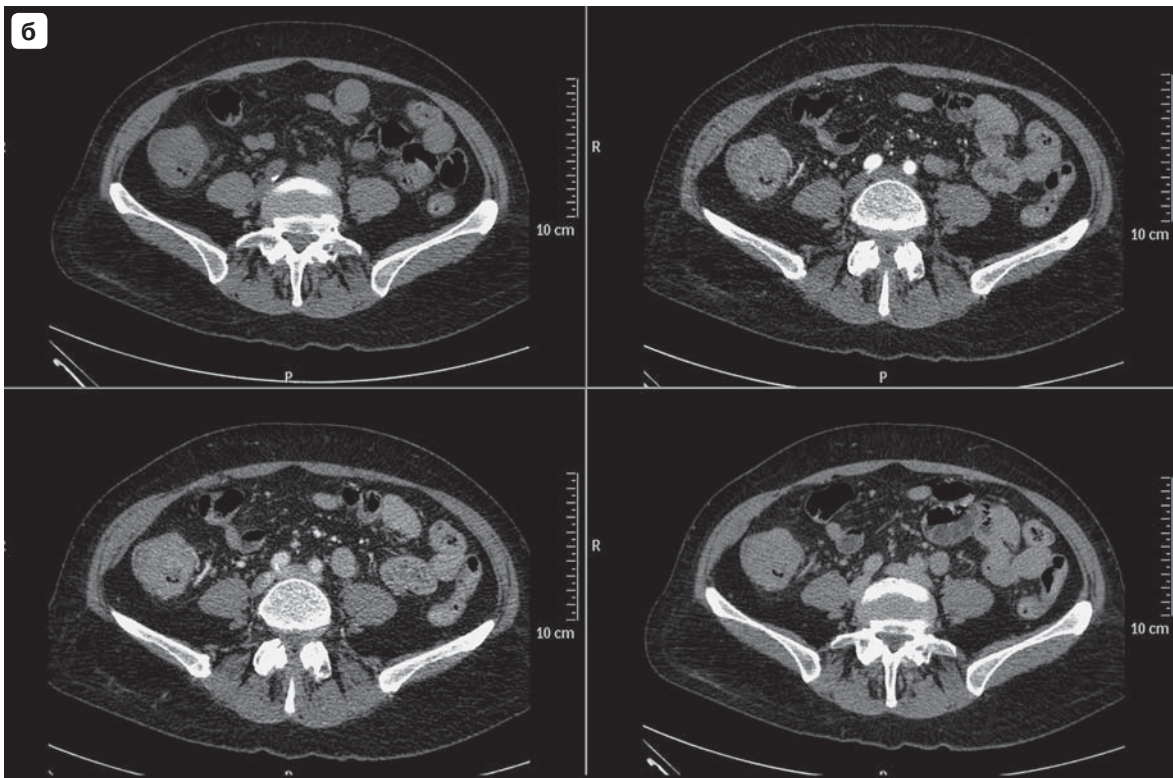


Рис. V.7.20. Опухоль толстой кишки.

Контрастирование опухоли сигмовидной кишки (а) максимально в артериальную фазу и оно выше, чем контрастирование нормальной кишечной стенки. Контрастное усиление опухоли и нормальной кишечной стенки в венозную и отсроченную фазы одинаково. Помимо признаков контрастирования, диагностике помогает увеличение диаметра пораженного сегмента кишечника и утолщение кишечной стенки. Несмотря на местный статус опухоли, метастазы в печень (б) исключают благоприятную перспективу для оперативного лечения этого пациента.

**Рис. V.7.21. Рак слепой кишки.**

Диаметр слепой кишки значительно увеличен (а), потому что имеется утолщение ее передней стенки. В артериальную фазу видны признаки гетерогенного контрастирования. Контрастирование опухоли в венозную и отсроченную фазы умеренное (б).



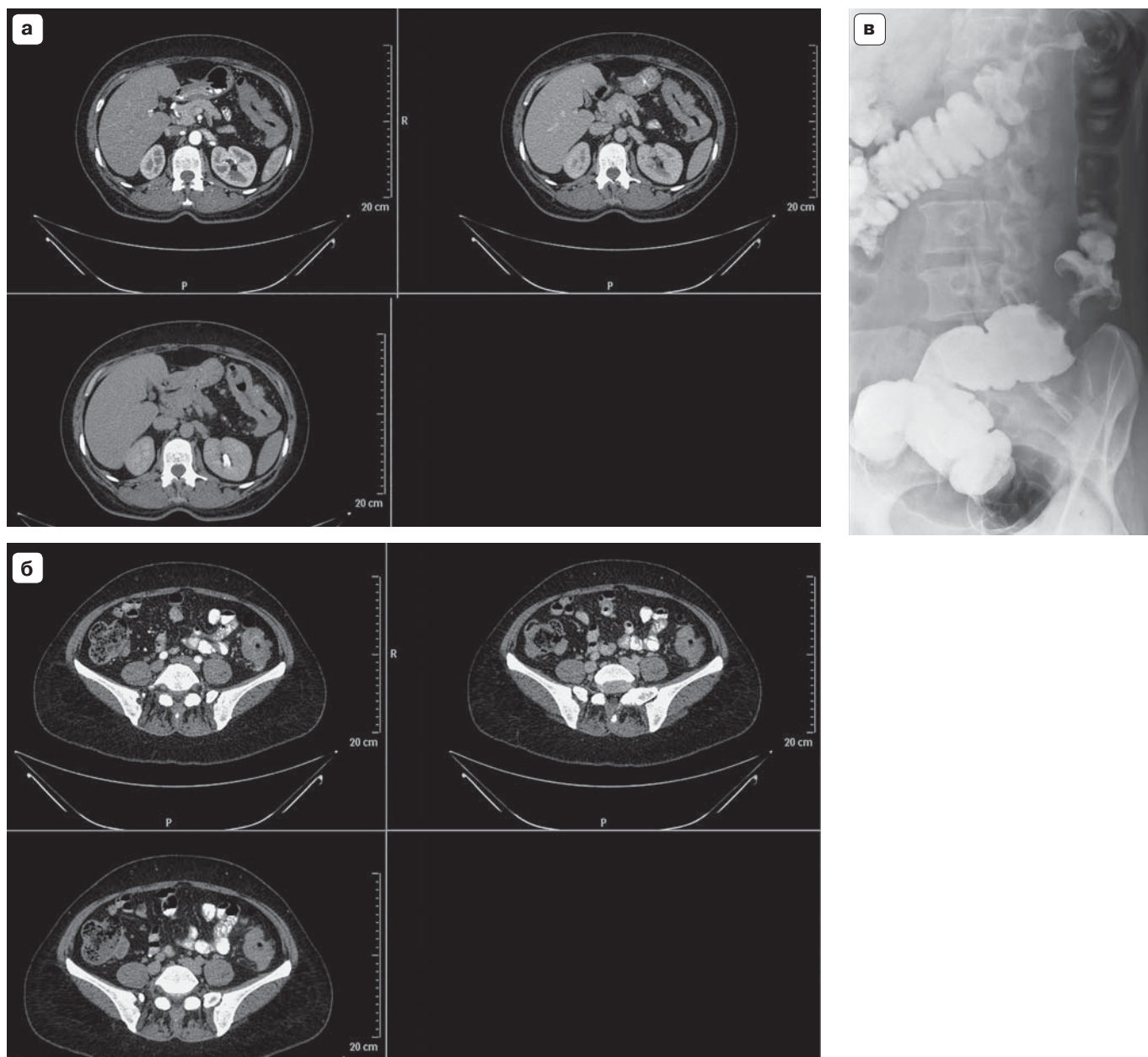


Рис. V.7.22. Синхронный рак толстой кишки.

На обзорном рентгеновском снимке видны две опухоли толстой кишки (в). При КТ с контрастным усилением опухоль селезеночного изгиба ободочной кишки слегка меняет свою плотность (а, б), опухоль сигмовидной кишки также имеет низкую чувствительность к контрастному усилению, поскольку в артериальную фазу наблюдается незначительное гетерогенное усиление этой опухоли. Метастазов в регионарных лимфатических узлах нет.

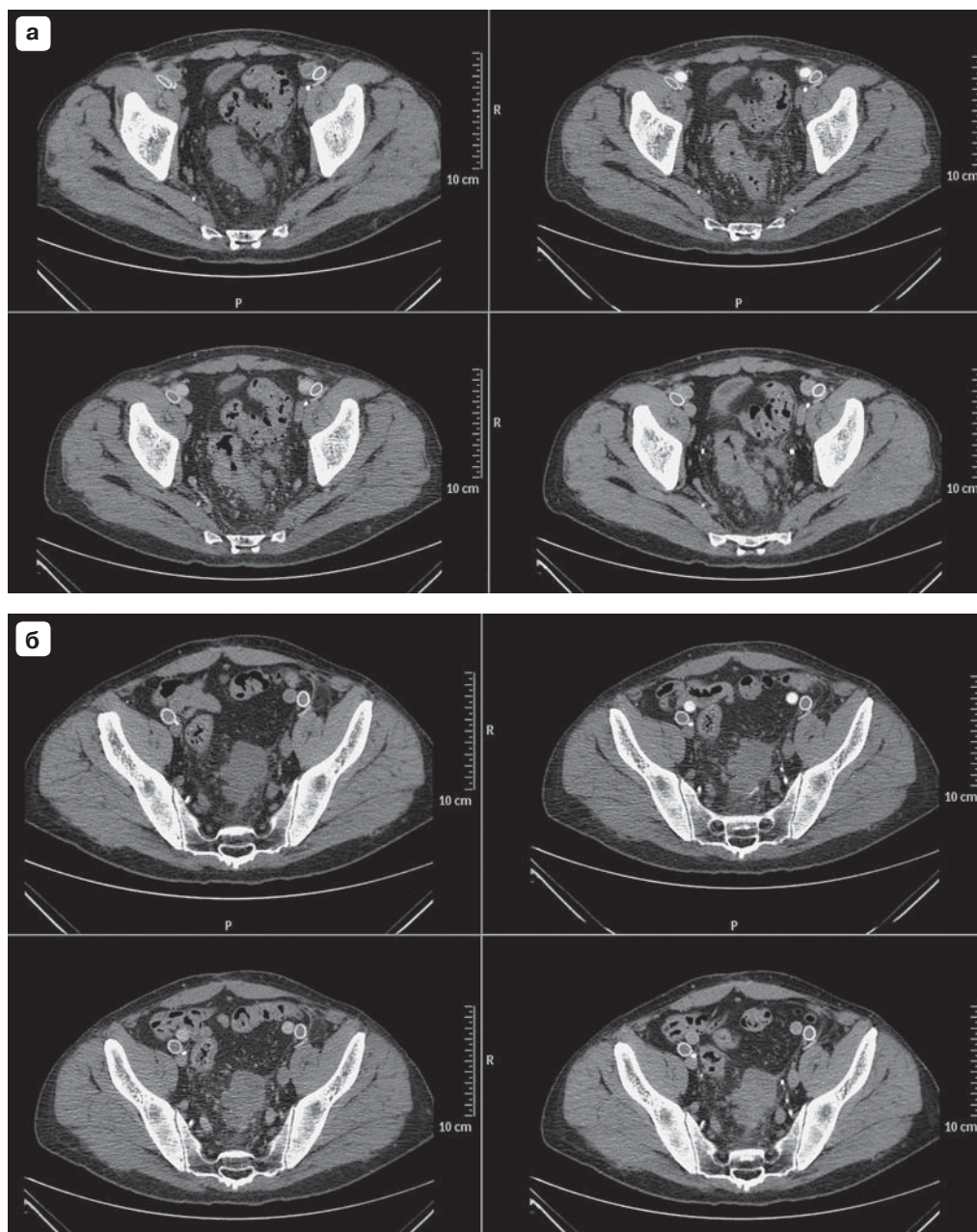


Рис. V.7.23. Рак прямой кишки с массивными лимфогенными и гематогенными метастазами.

Стенки прямой кишки толстые и слегка контрастируют в разные фазы контрастного усиления (а). Лимфатические узлы (одиночные и конгломераты) слегка контрастируются в отсроченную фазу (а,б). Имеется единичный метастаз в IV сегмент печени (в).

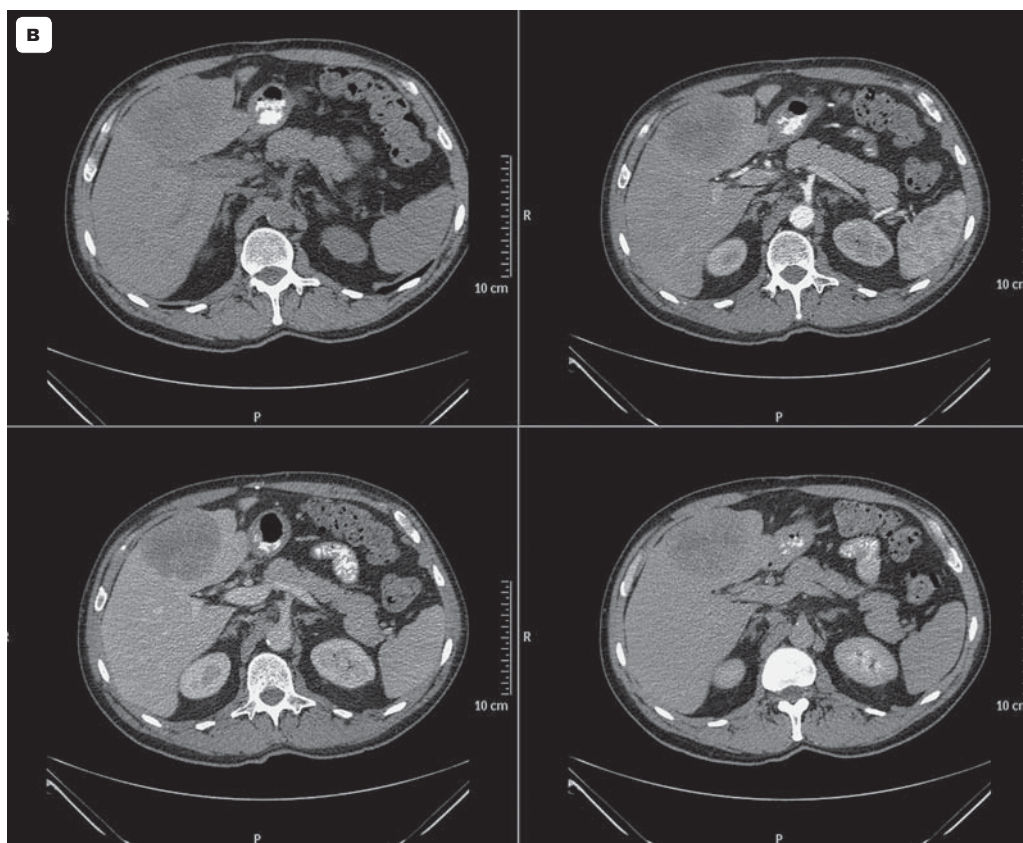


Рис. V.7.23 (окончание). Рак прямой кишки с массивными лимфогенными и гематогенными метастазами.



Рис. V.7.24. Опухоль толстой кишки.

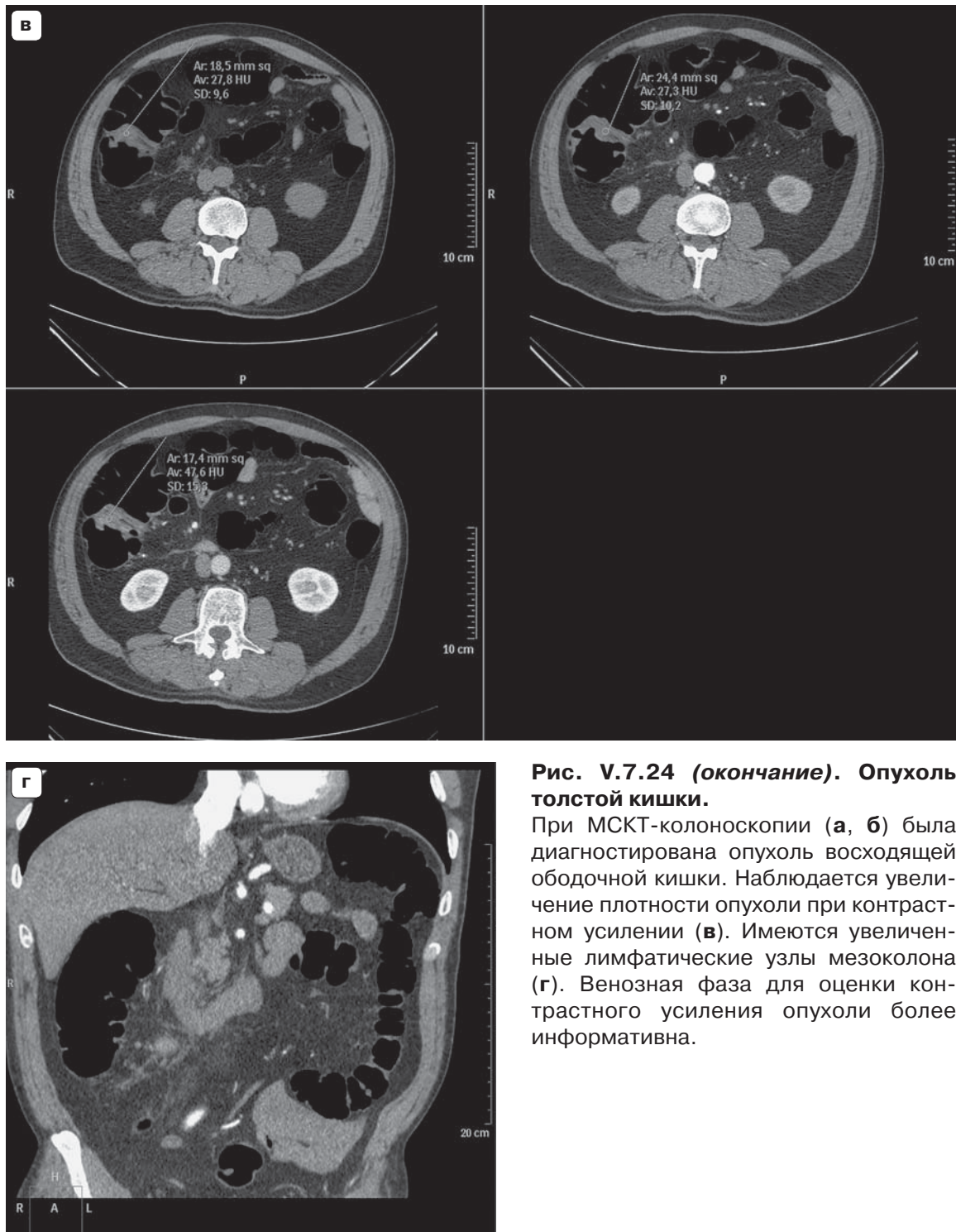


Рис. V.7.24 (окончание). Опухоль толстой кишки.

При МСКТ-колоноскопии (а, б) была диагностирована опухоль восходящей ободочной кишки. Наблюдается увеличение плотности опухоли при контрастном усилении (в). Имеются увеличенные лимфатические узлы мезocolона (г). Венозная фаза для оценки контрастного усиления опухоли более информативна.

V.8. МСКТ-ИССЛЕДОВАНИЕ НАДПОЧЕЧНИКОВ, ЗАБРЮШИННОГО ПРОСТРАНСТВА И НИЖНЕЙ ПОЛОЙ ВЕНЫ

При МСКТ-исследовании визуализация надпочечников необходима всегда (рис. V.8.1). Если надпочечник или часть железы не видны, это может стать объяснением этиологии некоторых крупных опухолей (рис. V.8.2).

Иногда соседние опухоли могут имитировать опухоль надпочечника. Нормальная ткань надпочечников контрастируется умеренно. Дифференциальные признаки появляются только при наличии деформации контура или неоднородности структуры. Чаще всего диагностика опухолей надпочечников является случайной. Такие опухоли получили соответствующее название – инциденталомы надпочечников (рис. V.8.3–V.8.7). Для МСКТ-исследования надпочечников используют протоколы для исследования печени или почек.

С точки зрения оценки стадии опухоли такой маленький орган, как надпочечник, является важным органом. При наличии метастазов в надпочечниках лечение основного заболевания более пессимистично (рис. V.8.8, V.8.9).

При МСКТ-диагностике опухолей забрюшинного пространства необходимо оценить интенсивность контрастного усиления, количество, локализацию и происхождение питающих артерий, наличие жидкости, жира или мягких тканей в структуре опухоли. Наиболее легко диагностировать липому, когда однородное образование жировой ткани, как правило, имеет очерченную капсулу. В таких случаях не требуется повышения контрастности для дифференциальной диагностики. Липосаркома, которая содержит волокнистую структуру и сосуды, уже требует контрастного усиления для визуализации сосудов. Иногда трудно решить вопрос о дифференциации брыжеечного панникулита и липомы.

Плотный компонент забрюшинных опухолей лучше характеризуется при контрастном усилении (важны все фазы). Для визуализации внутриопухолевых артерий и вен используют артериальную и венозную фазы. Иногда для дифференцировки внутриопухолевой фиброзной ткани важна и отсроченная фаза (рис. V.8.10). Эта фаза полезна для оценки соотношений опухоли с мочеточниками. Естественно, что косвенным признаком вовлечения мочеточника в опухолевый процесс является расширение его проксимальной части и почечной лоханки или гидронефротическая трансформация одной или обеих почек.

Когда происхождение опухоли неизвестно, требуется дифференциальная диагностика с органами опухолями. К сожалению, диагностика и дифференциация как крупных опухолей, размеры которых превышают 20 см в диаметре, так и небольших опухолей до 3 см в диаметре затруднительны (рис. V.8.11–V.8.14).

При нативном сканировании в небольших опухолях такие структурные компоненты, как жировая ткань и кисты, менее выражены. Всегда есть надежда, что при контрастном усилении будут визуализированы дополнительные дифференциальные признаки. Следовательно, для визуализации и дифференциальной диагностики небольшой опухоли необходимо использование болюсного контрастного усиления. В таких случаях мы ожидаем увидеть питающие артерии в артериальную фазу и усиление контрастности фиброзной ткани в отсроченную фазу.

Какое время использовать для задержек? Все зависит от локализации опухоли и расстояния между аортой и опухолью. Соседние опухоли имеют питающие артерии из висцеральных артерий на этом уровне или непосредственно из аорты. Соответственно, временная задержка для артериальной фазы должна быть приближена ко времени обследования этого уровня брюшной аорты. Локатор, начальный уровень МСКТ-исследования может

быть размещен любым способом в зависимости от целей исследования. Необходимо учитывать, будет ли проводиться обследование грудной клетки или таза. Следовательно, венозная фаза такого обследования в большинстве случаев будет приближаться к портально-венозной фазе, и выбор времени отсроченной фазы зависит от необходимости дополнительной информации. Например, при вовлечении мочеточников для визуализации забрюшинного пространства и таза в фазу экскреции контрастированной мочи задержка сканирования может быть изменена с обычных 3 мин до 5–7 мин.

Гораздо сложнее дифференцировать огромные опухоли, которые иногда занимают пространство от диафрагмы до диафрагмы таза (рис. V.8.15–V.8.18). Как правило, такие опухоли резко смещают окружающие ткани и органы. По степени смещения и его направлению можно, но не всегда, достоверно судить о возможном источнике опухоли.

Обычно огромные опухоли имеют питающие артерии разного происхождения. Для лучшей визуализации артерий артериальная фаза проводится в момент контрастного усиления чревного ствола. Принципы выбора временной задержки для венозной и отсроченной фаз одинаковы (лучшая визуализация вены или мочеточников). Венозная фаза полезна для выявления особенностей структуры опухоли, а отсроченная фаза используется для оценки вовлечения мочеточников.

Естественно, при любых размерах опухоли может быть тесная связь опухоли не только с мочеточником(ами), но и с основными сосудами. Вовлечение в опухолевый процесс даже крупных артерий и вен вдали от основных сосудов не так существенно для удаления опухоли, так как такие сосуды можно лигировать во время операции без риска нарушения притока или оттока крови в соседних органах.

Однако в случаях поражения подвздошных артерий (вен), аорты и нижней полой вены оценка сосудистой инвазии имеет основополагающее значение. Опухоли забрюшинного пространства не проникают через стенку артерии. Другими словами, в просвете артерии не может быть опухолевых клеток или опухолевого тромба. В таких случаях происходит опухолевая инвазия в покровных слоях артерий. Артерии могут быть деформированы, изменить анатомическое направление, иметь пре- и постстенотическую дилатацию. Все эти признаки можно визуализировать в артериальную фазу контрастного усиления. Диагностика венозной инвазии проще и сложнее одновременно. Внутрипросветное венозное давление значительно ниже, венозная стенка мягче. Опухолевая инвазия может проходить через все слои стенки и стать причиной образования внутрипросветного опухолевого тромба.

Как отличить венозный внутрипросветный тромб от гиподенсного внутрипросветного кровотока в местах слияния вен с различным контрастным усилением? Это действительно важная проблема, особенно если диагностика проводится на уровне почечных вен. Удлинение временной задержки способствует более высокой равномерности контрастирования венозного просвета и позволяет выявить внутрипросветные дефекты контрастного наполнения (тромб или внутрипросветная инвазия соседней опухоли).

Нижняя полая вена может быть вовлечена в опухолевые процессы забрюшинного пространства. В таких случаях важно решить, является ли опухоль первичной опухолью нижней полой вены или опухолевой инвазией вены. Если имеется опухолевое сдавление вены, доказать инвазию практически невозможно. Венозная и отсроченная фазы контрастного усиления помогают увидеть контрастированный венозный просвет, необходимый для диагностики венозного тромбоза (при наличии дефектов такого контрастирования).

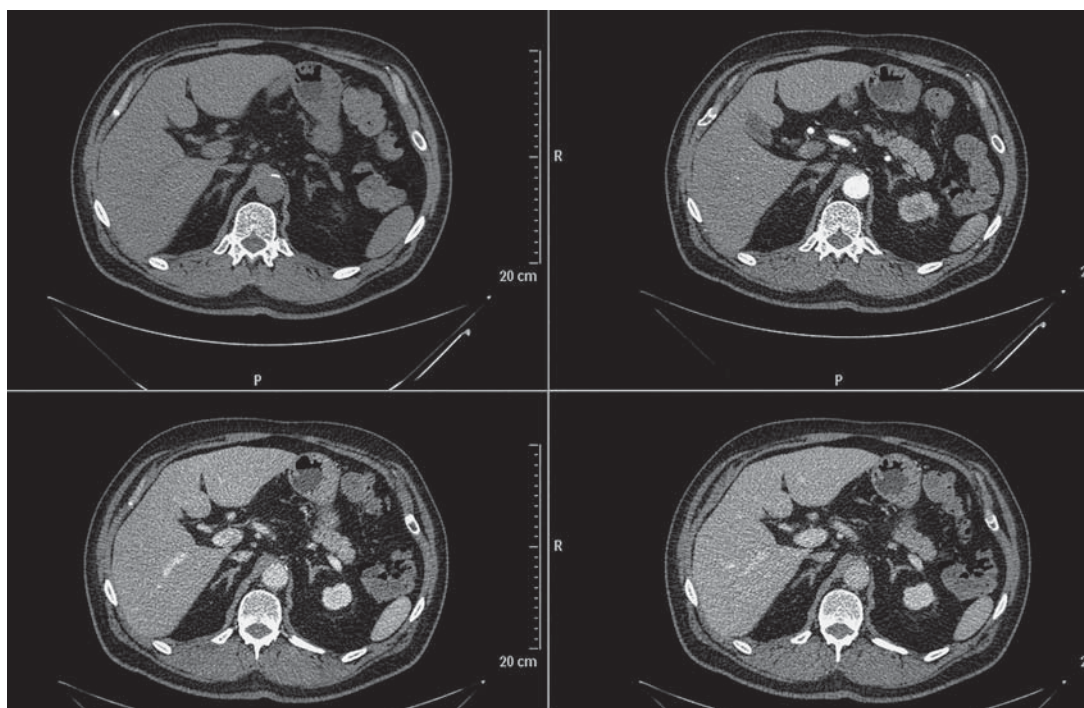


Рис. V.8.1. Нормальные надпочечники.

Нормальные надпочечники могут иметь различное изображение при аксиальном сканировании. Правый надпочечник этого пациента имеет форму рыболовного крючка, а левый надпочечник ассоциируется с летящей птицей. Структура нормальной железы однородна. Плотность надпочечника повышается при контрастном усилении. Максимальное контрастное усиление наблюдается в венозную фазу.

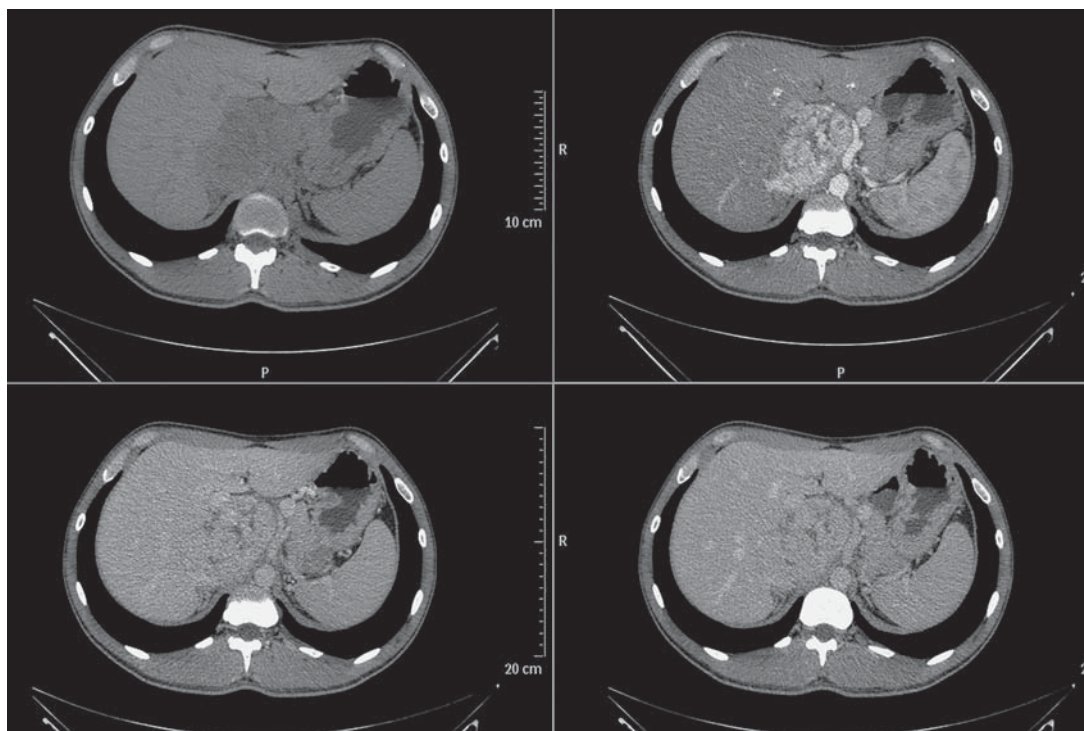


Рис. V.8.2. Феохромоцитома надпочечников.

Медиальная часть правого надпочечника слабо дифференцирована от гетерогенного новообразования. При контрастном усилении наибольшая плотность очагового образования была в артериальную фазу. Наибольшая плотность нормальной ткани надпочечников была в венозную фазу. Результаты гистологического исследования: феохромоцитома надпочечников.

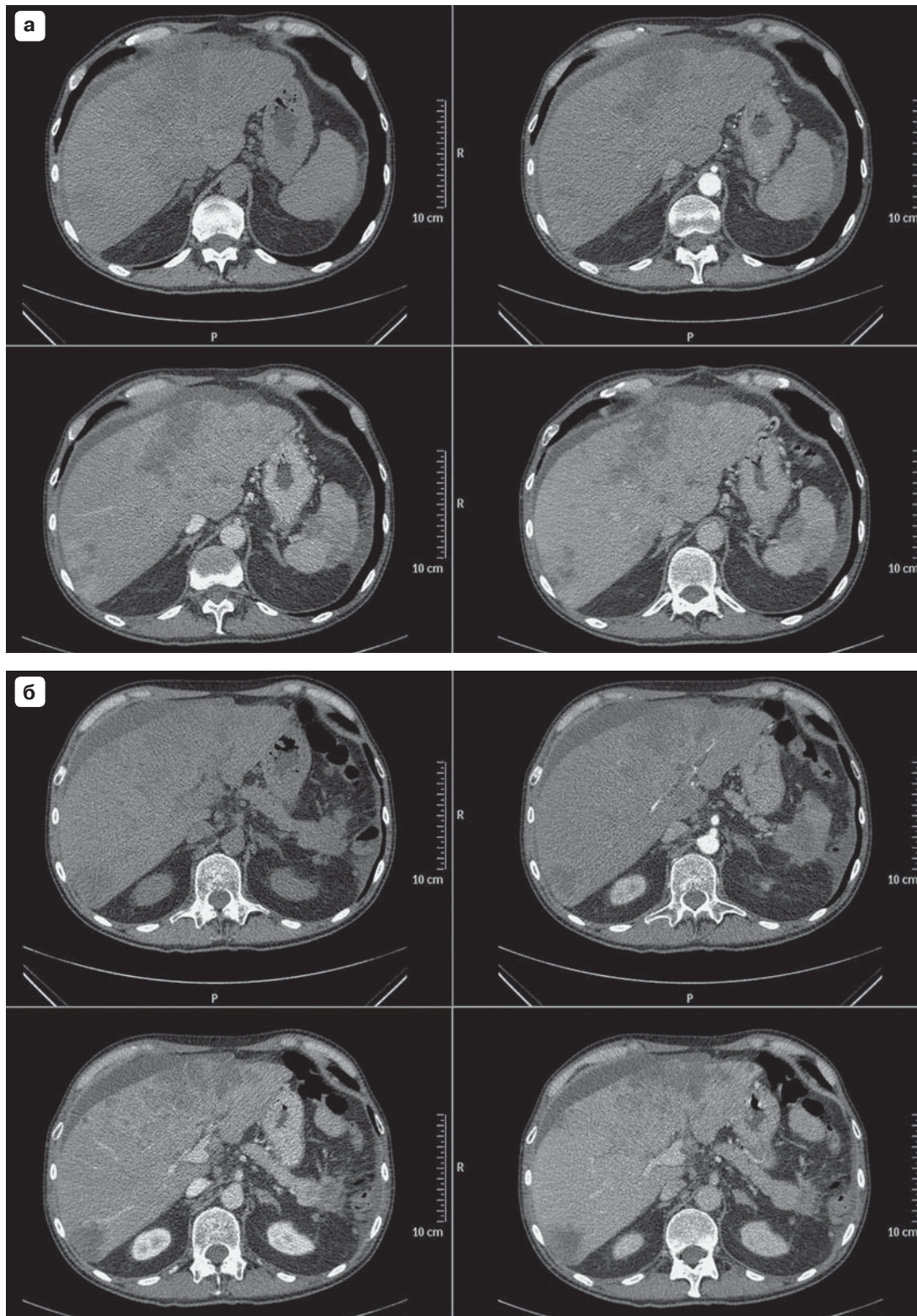


Рис. V.8.3. Узловая гиперплазия надпочечников.

При наличии метастазов в печень и селезенку естественно предположить, что очаговое образование в левом надпочечнике также является метастазом. Однако надпочечник является однородным при контрастном усилении с округлым образованием, умеренно неоднородным в венозную фазу. Это признаки узловой гиперплазии (а, б).

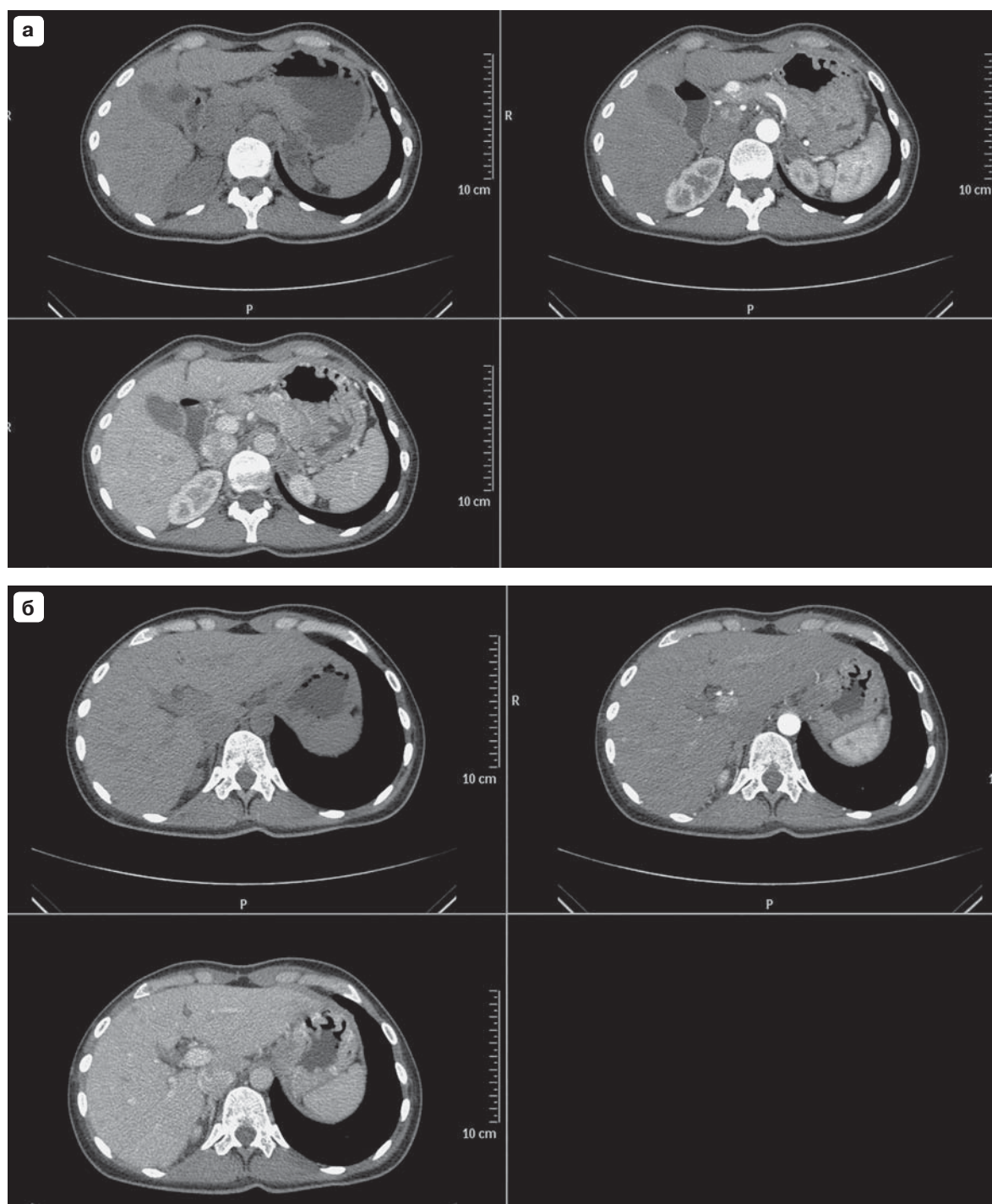


Рис. V.8.4. Инциденталомы надпочечников (подозрение на альдостерому).

В левом надпочечнике этого пациента имеется очаговое образование с отрицательной плотностью. В артериальную и особенно в венозную фазы (**а, б**) вокруг этого очага наблюдается гиперконтрастный ободок. Плотность правого надпочечника повышена, особенно в венозную фазу.

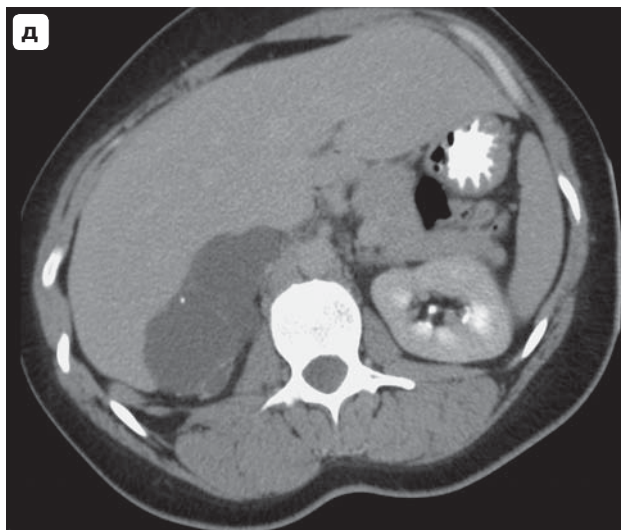
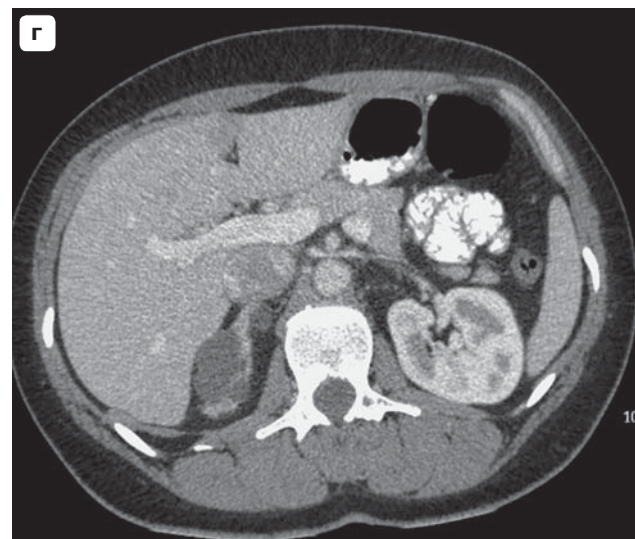
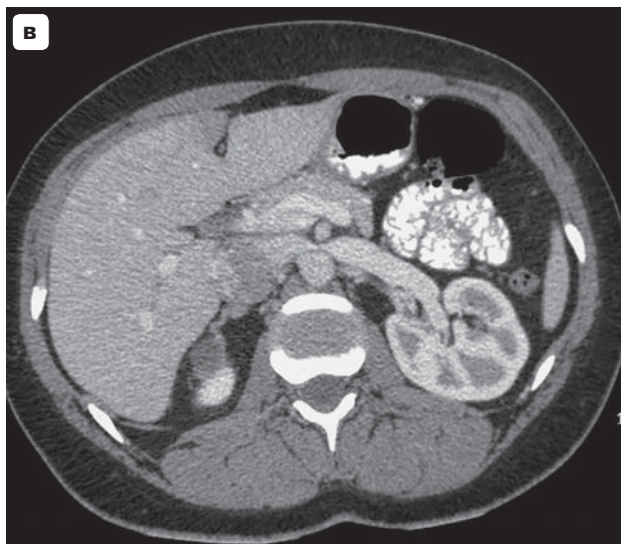
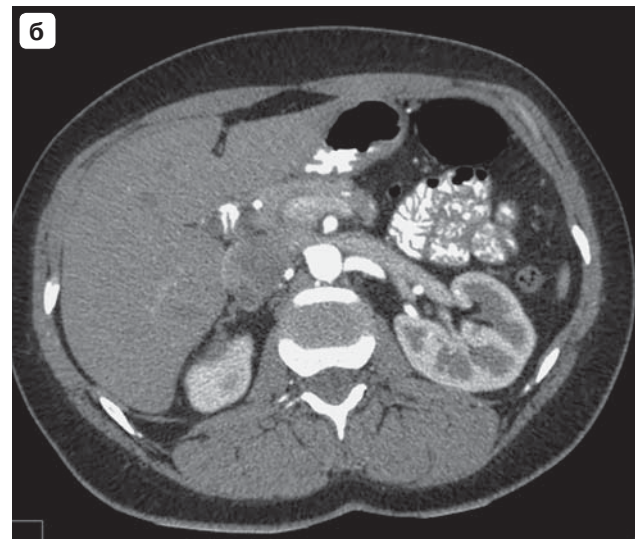
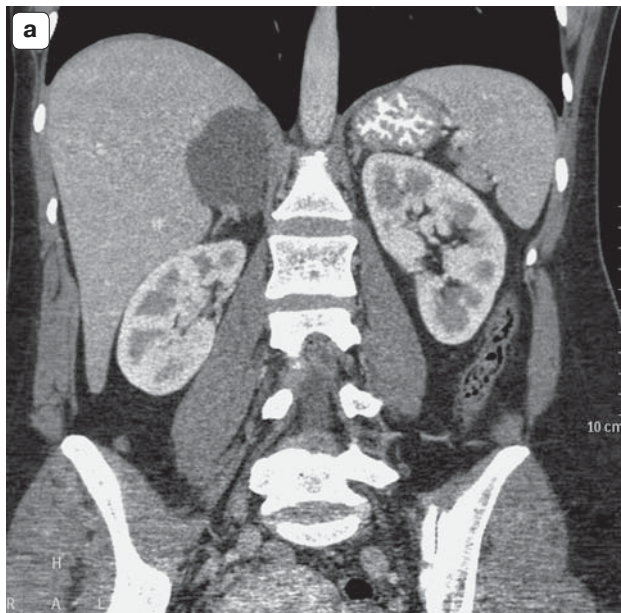


Рис. V.8.5. Гемангиолимфангиома надпочечника.

Очаговые поражения в надпочечниках требуют топической и нозологической диагностики. На серии аксиальных сканов в большинстве случаев можно выявить жировую ткань между надпочечниками и печенью (если исследуется правый надпочечник). Диагностика поражений левого надпочечника легче. Когда надпочечники имеют большой размер, важно оценить их неоднородность и установить причину такой неоднородности.

Правый надпочечник этого пациента имеет большие размеры и гиподенсную структуру (а), которая хуже контрастируется в артериальную фазу (б). В венозную фазу (в, г) отмечено хорошее контрастирование паренхимы надпочечников. Имеется отсутствие контрастного усиления кистозного поражения. Тоненькие перегородки контрастируются в отсроченную фазу (д).

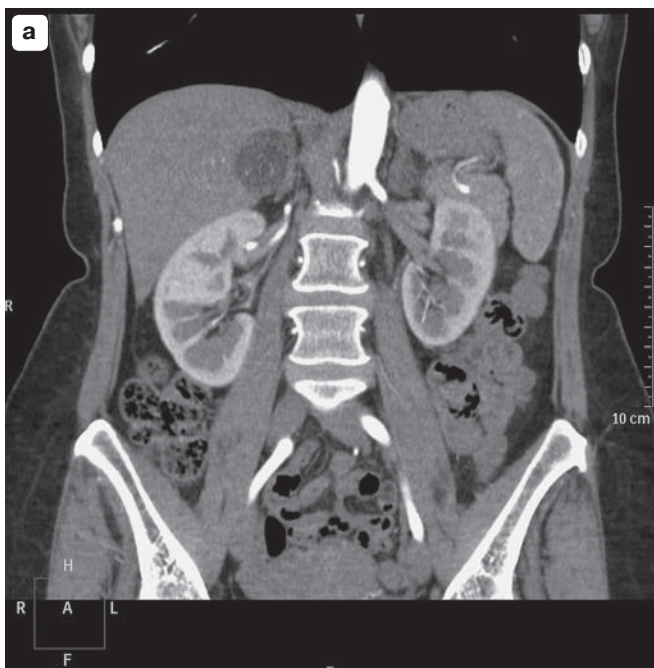
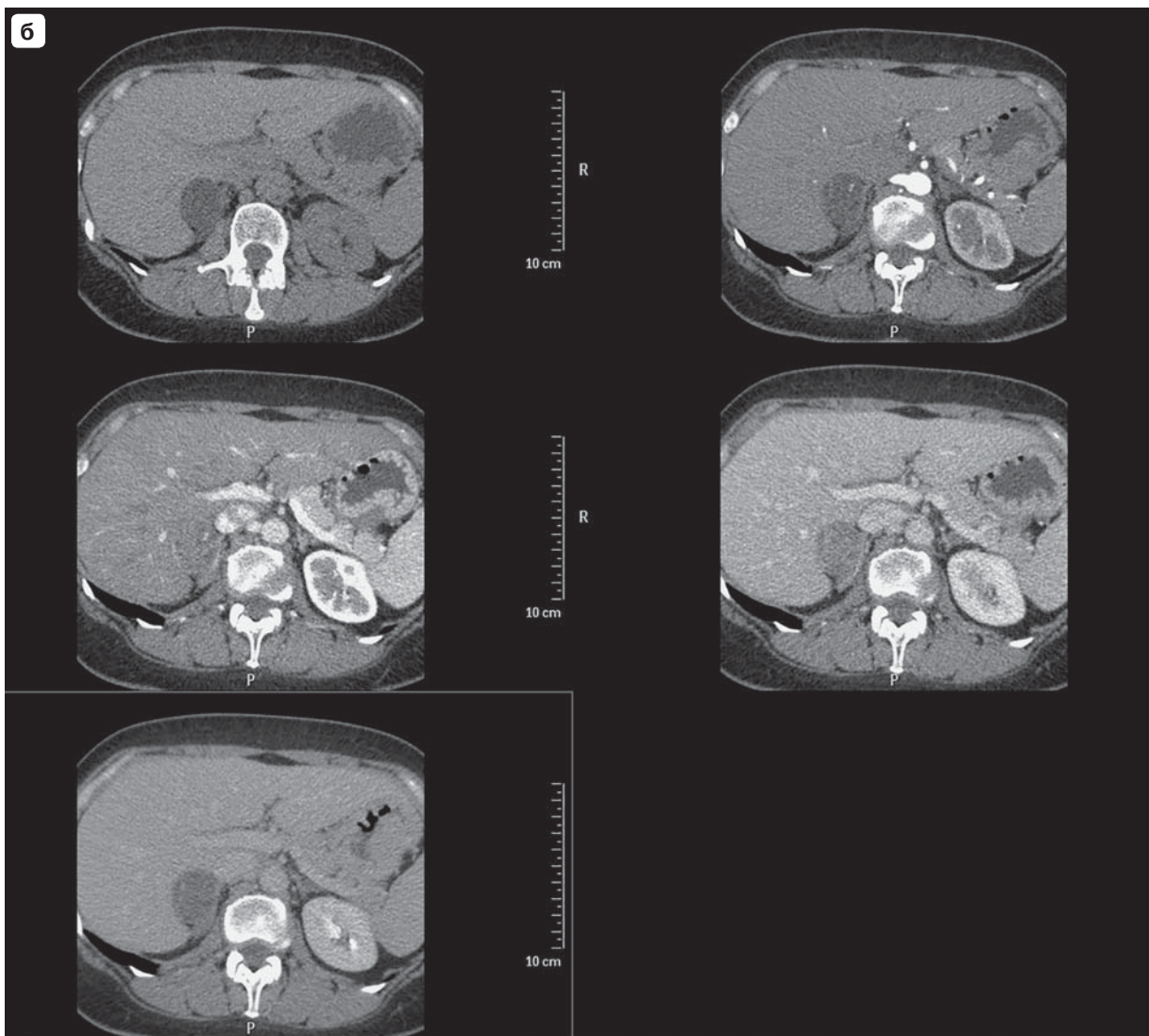


Рис. V.8.6. Кортикальная аденома надпочечника.

У этого пациента гиподенное образование правого надпочечника (а) изменяет плотность в зависимости от фазы контрастного усиления (б). В артериальную фазу видны внутриорганные артерии. В позднюю артериальную фазу образование практически изоденсно печеночной паренхиме. В отсроченную фазу наблюдается существенное снижение плотности, практически равное плотности образования в нативную фазу. Таким образом, динамика контрастирования этого поражения свидетельствует о превосходном артериальном притоке. Если сравнить результаты двух исследований (см. рис. V.8.5.), то очевидно, что контрастное усиление помогает проводить нозологическую диагностику.



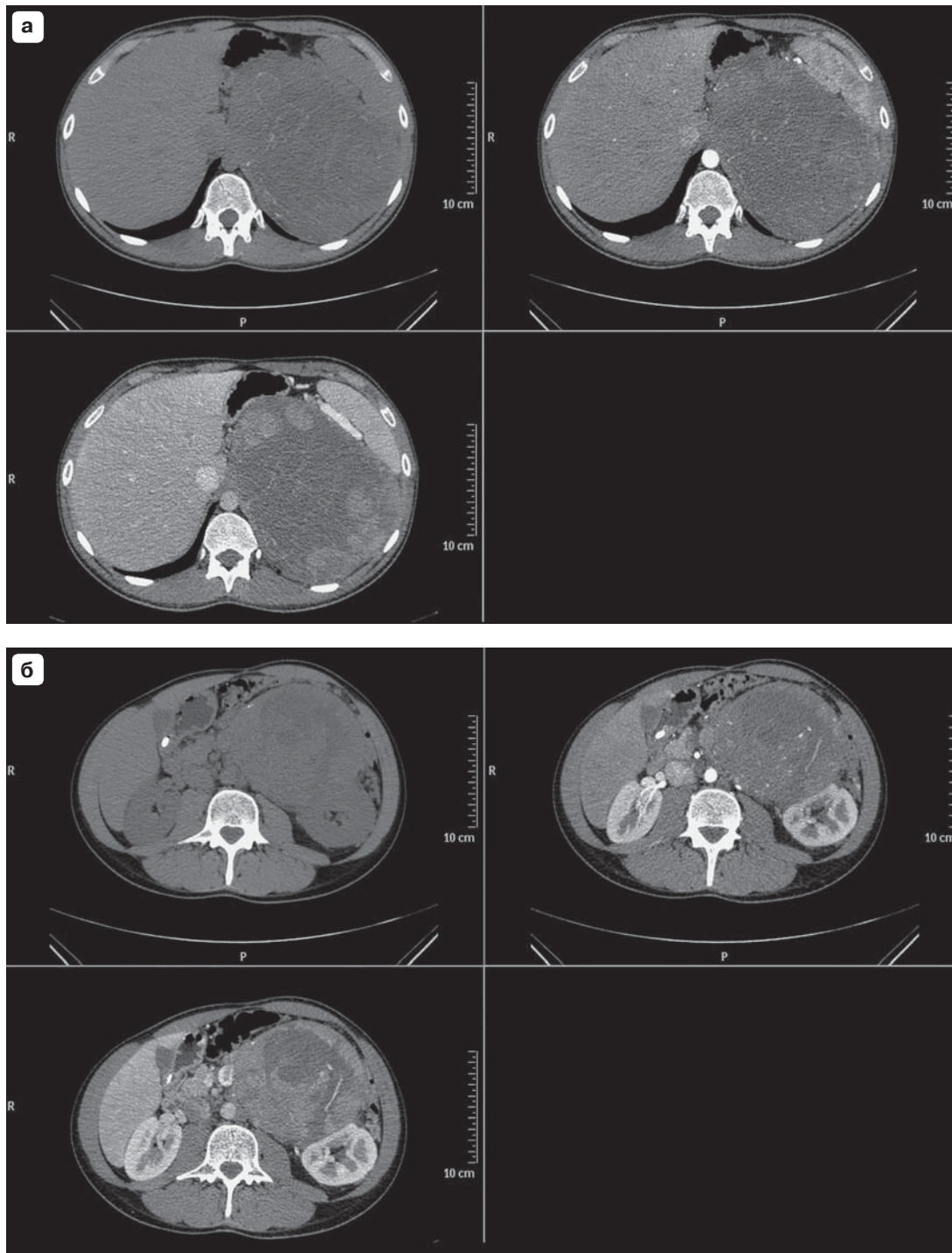


Рис. V.8.7. Адrenокортикальный рак.

Неоднородность опухоли является одним из показаний к многофазному сканированию (а–в). Истинная структура таких опухолей может быть визуализирована в одной из фаз контрастного усиления. Тромбоз сосудов подтверждает агрессивный характер опухоли. У этого больного диагностирован тромбоз почечной вены. Если опухоль ограничена верхней частью брюшной полости, выше уровня ворот почек, инвазия мочеточника маловероятна и выполнение отсроченной фазы в таких случаях не требуется. В целом сдавление соседних органов крупной опухолью чрезвычайно затрудняет диагностику опухолевой инвазии этих органов.

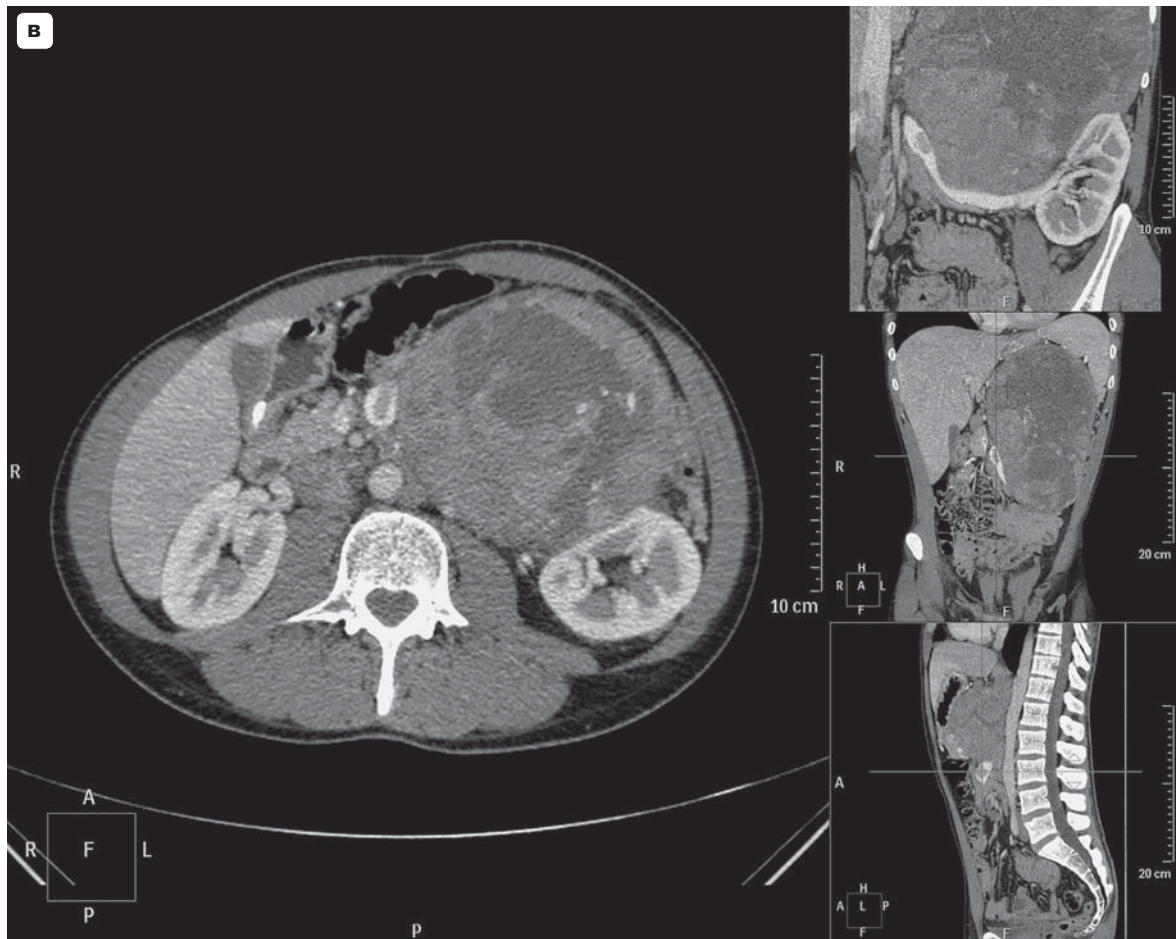


Рис. V.8.7 (окончание). Адренокортикальный рак.

Только изменение контура органов можно рассматривать как вероятную (с высокой степенью) опухолевую инвазию такого органа. Это парадоксально, но факт, чем больше размеры опухоли, тем лучше мы можем оценить ее структуру, но меньше шансов достоверно оценить происхождение и резектабельность опухоли. Заключение МСКТ-исследования: подозрение на рак надпочечника, однако и неорганическая опухоль забрюшинного пространства также не исключена.

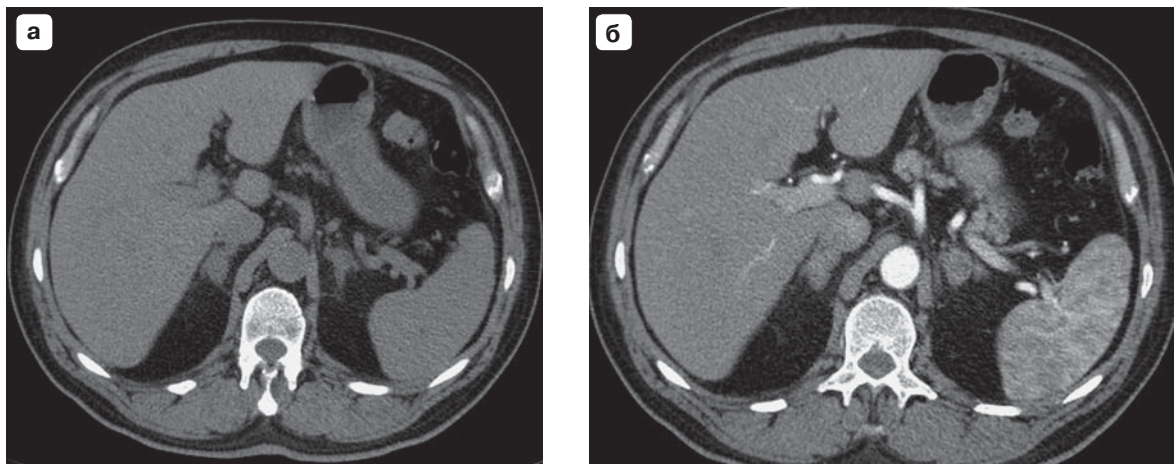


Рис. V.8.8. Метастазы в надпочечники.

В надпочечниках имеются объемные образования неправильной и округлой формы (а–в). Неоднородность контрастного усиления более заметна в вензную фазу (в). У пациента множественные метастазы в различные органы (см. рис. V.1.16), что делает заключение о метастазах в надпочечниках более вероятным.

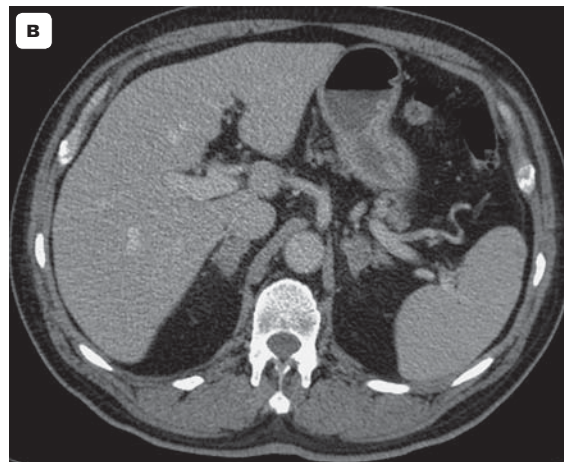


Рис. V.8.8 (окончание). Метастазы в надпочечники.

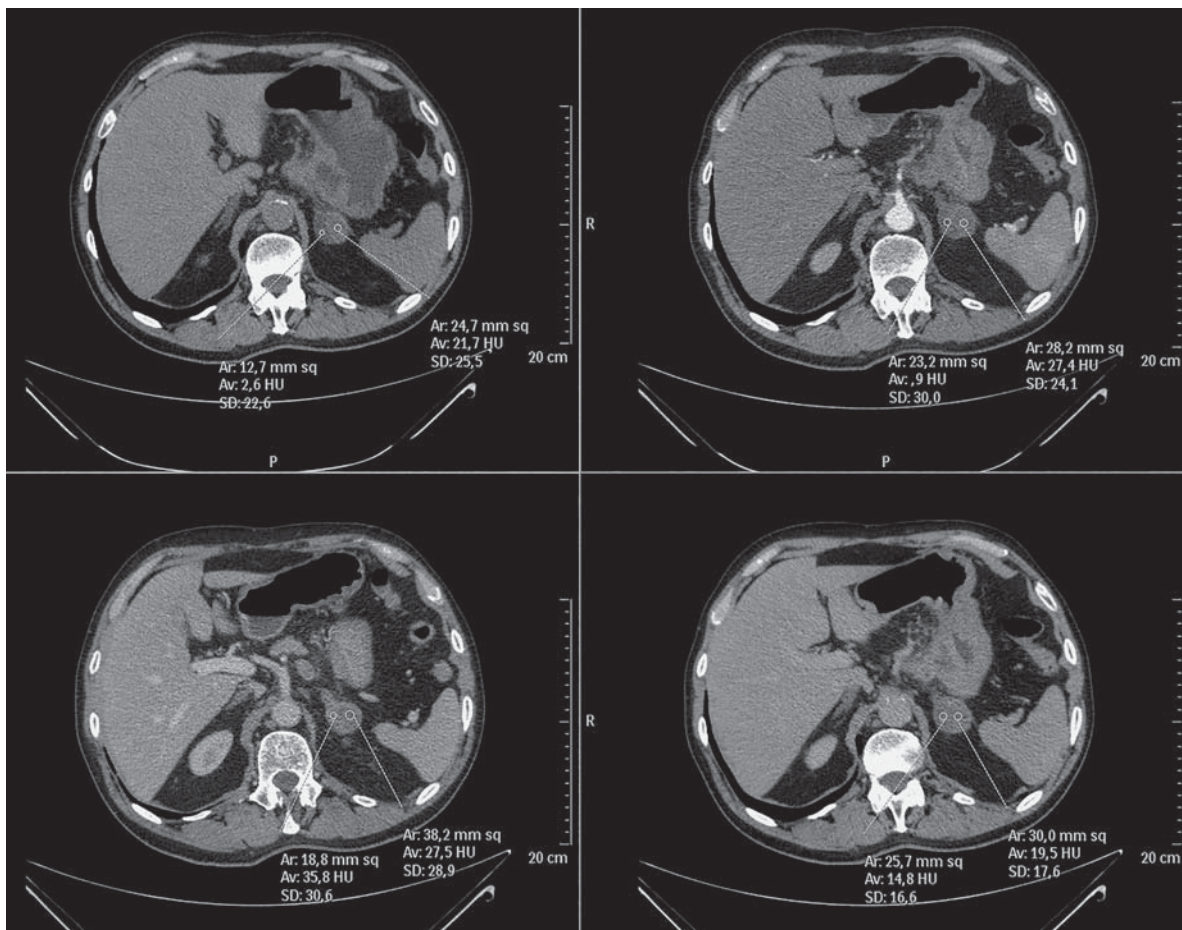


Рис. V.8.9. Метастазирование рака желудка в аденому надпочечника.

При обследовании этого больного был диагностирован рак дистальных отделов желудка с метастазированием в левый надпочечник. Но при нативном сканировании визуально и при денситометрии дифференцировались два разных отдела увеличенного левого надпочечника, контрастирование которых также было разным. Гистологическое исследование подтвердило рентгенологическое подозрение о метастазировании рака желудка в аденому надпочечника.

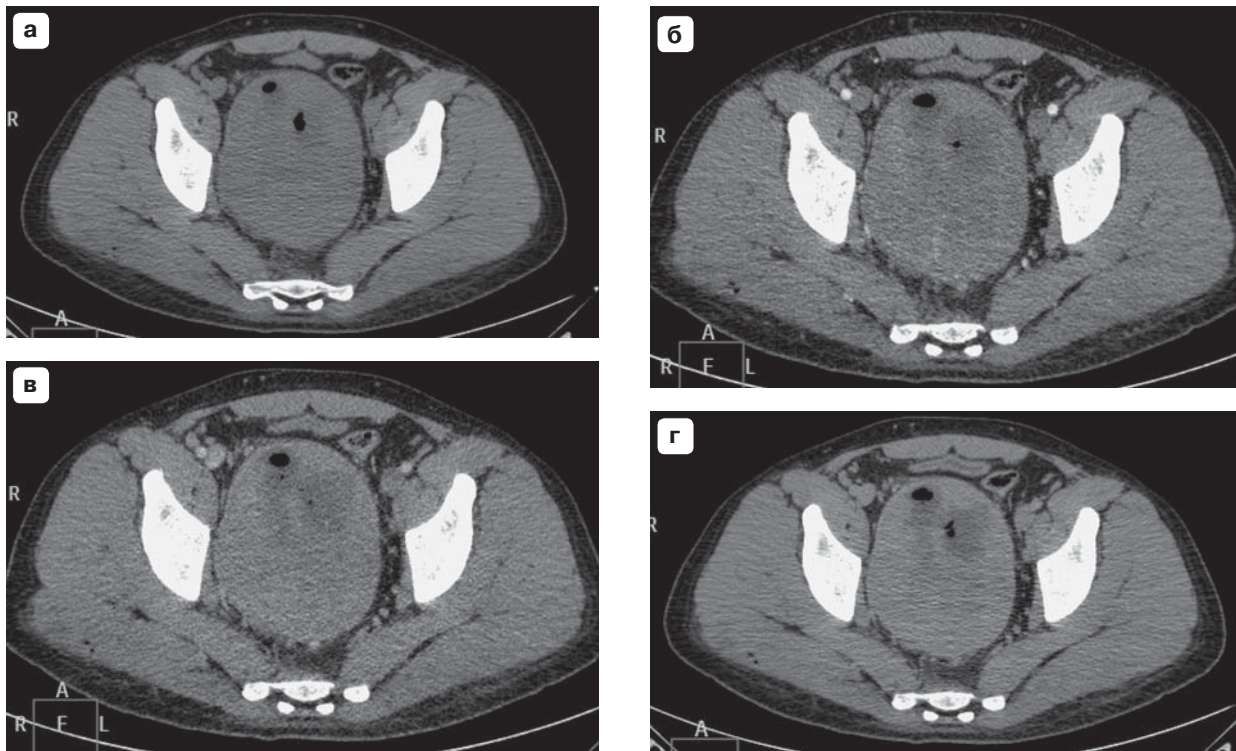


Рис. V.8.10. Воспаление и разрушение невриномы после биопсии.

У этой пациентки была выполнена биопсия опухоли малого таза в другой больнице. При поступлении в отделение абдоминальной хирургии нашего института у больной была температура. КТ (а–г) (особенно венозная и отсроченная фазы (в, г)) позволила точно оценить размеры некротических изменений. Структурные характеристики опухоли практически не менялись ни на одном из этапов контрастного усиления. Опухолевая инвазия отсутствует, поскольку опухоль имеет четкий край без изменений окружающей жировой ткани. Все основные сосуды определяются по периферии опухоли, однако признаки сосудистой инвазии также отсутствуют.



Рис. V.8.11. Плеоморфная рабдомиосаркома (IV стадия).

Неорганные забрюшинные опухоли имеют гомогенную структуру очень редко. Как правило, они содержат клетки различных тканей. Огромные забрюшинные опухоли могут замещать органы целых анатомических областей и изменять их обычную локализацию (а). Иногда трудно дифференцировать такие опухоли с органными опухолями. При инвазии огромной опухоли в соседние органы для лечения требуется либо резекция, либо удаление этих соседних органов.

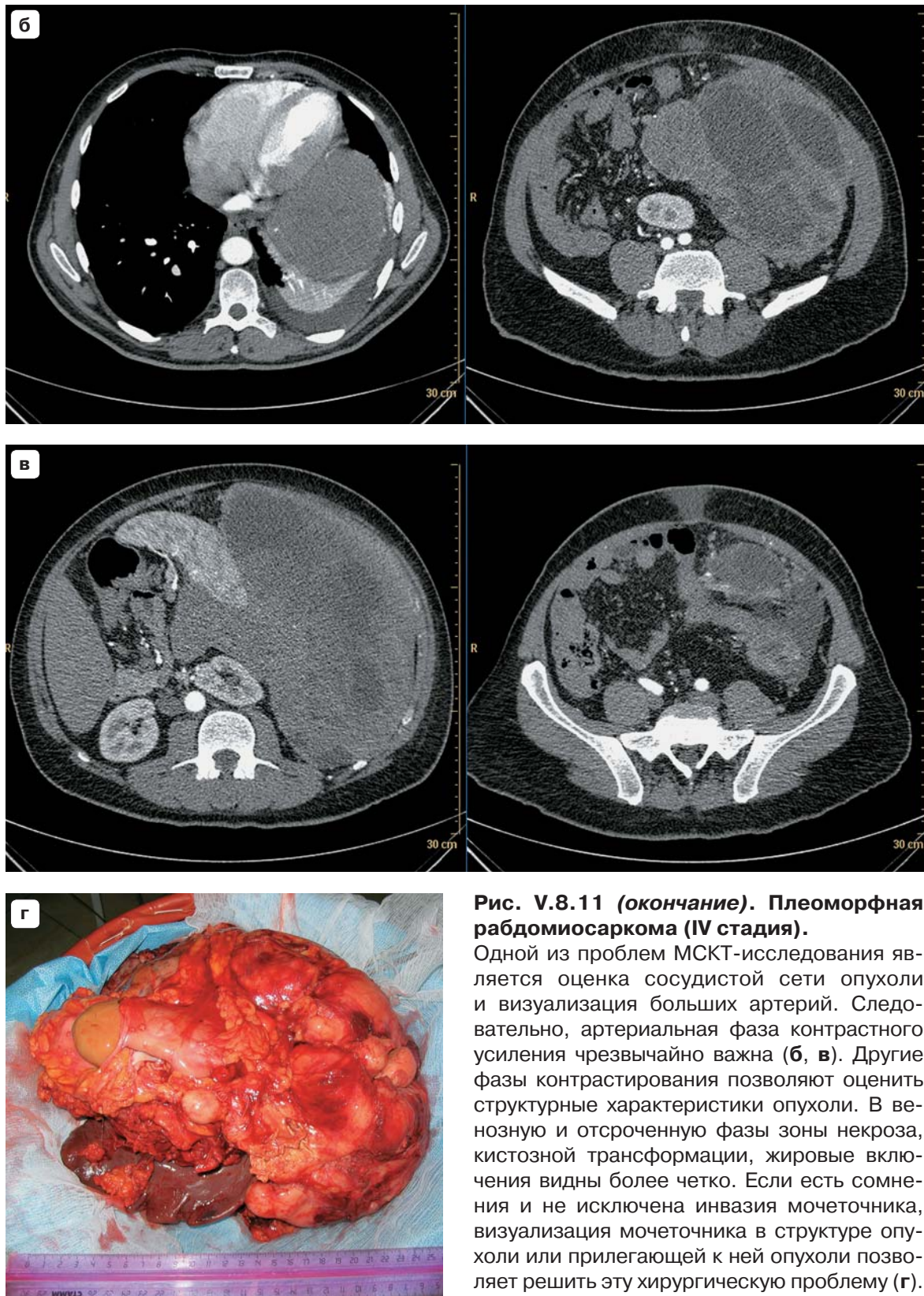


Рис. V.8.11 (окончание). Плеоморфная рабдомиосаркома (IV стадия).

Одной из проблем МСКТ-исследования является оценка сосудистой сети опухоли и визуализация больших артерий. Следовательно, артериальная фаза контрастного усиления чрезвычайно важна (**б, в**). Другие фазы контрастирования позволяют оценить структурные характеристики опухоли. В венозную и отсроченную фазы зоны некроза, кистозной трансформации, жировые включения видны более четко. Если есть сомнения и не исключена инвазия мочеточника, визуализация мочеточника в структуре опухоли или прилегающей к ней опухоли позволяет решить эту хирургическую проблему (**г**).

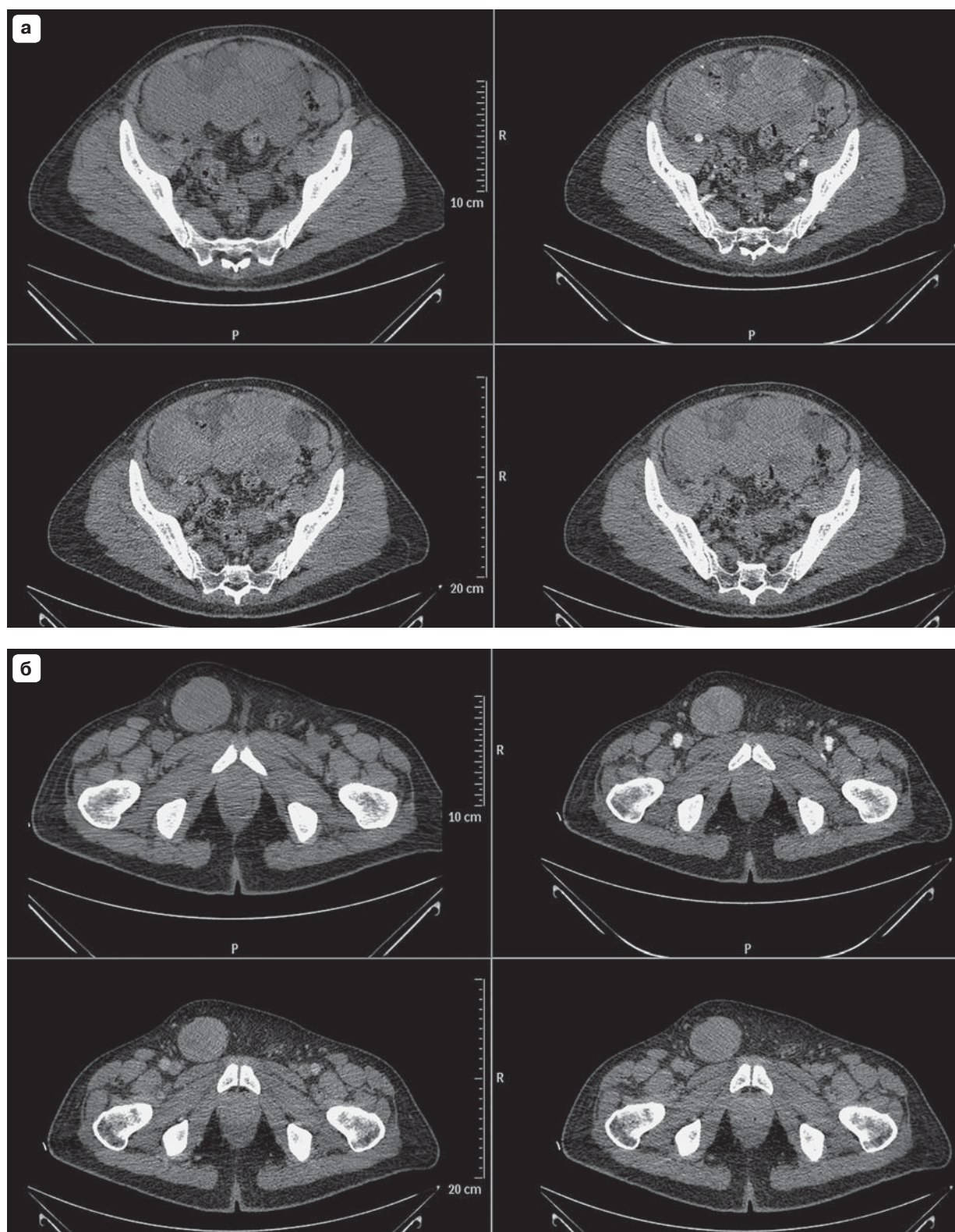


Рис. V.8.12. Последующее МСКТ-исследование через 9 мес после операции по поводу плеоморфной рабдомиосаркомы.

Рецидивирующая рабдомиосаркома проявляется как многоузловое поражение (а) с отдаленными метастазами в правом паховом канале (б) и средостении (в, г). На всех уровнях опухолевые узлы лишь незначительно изменяют собственную плотность при контрастном исследовании. Отдельные данные этого исследования трудно интерпретировать. Но ясно, что это признаки злокачественности.

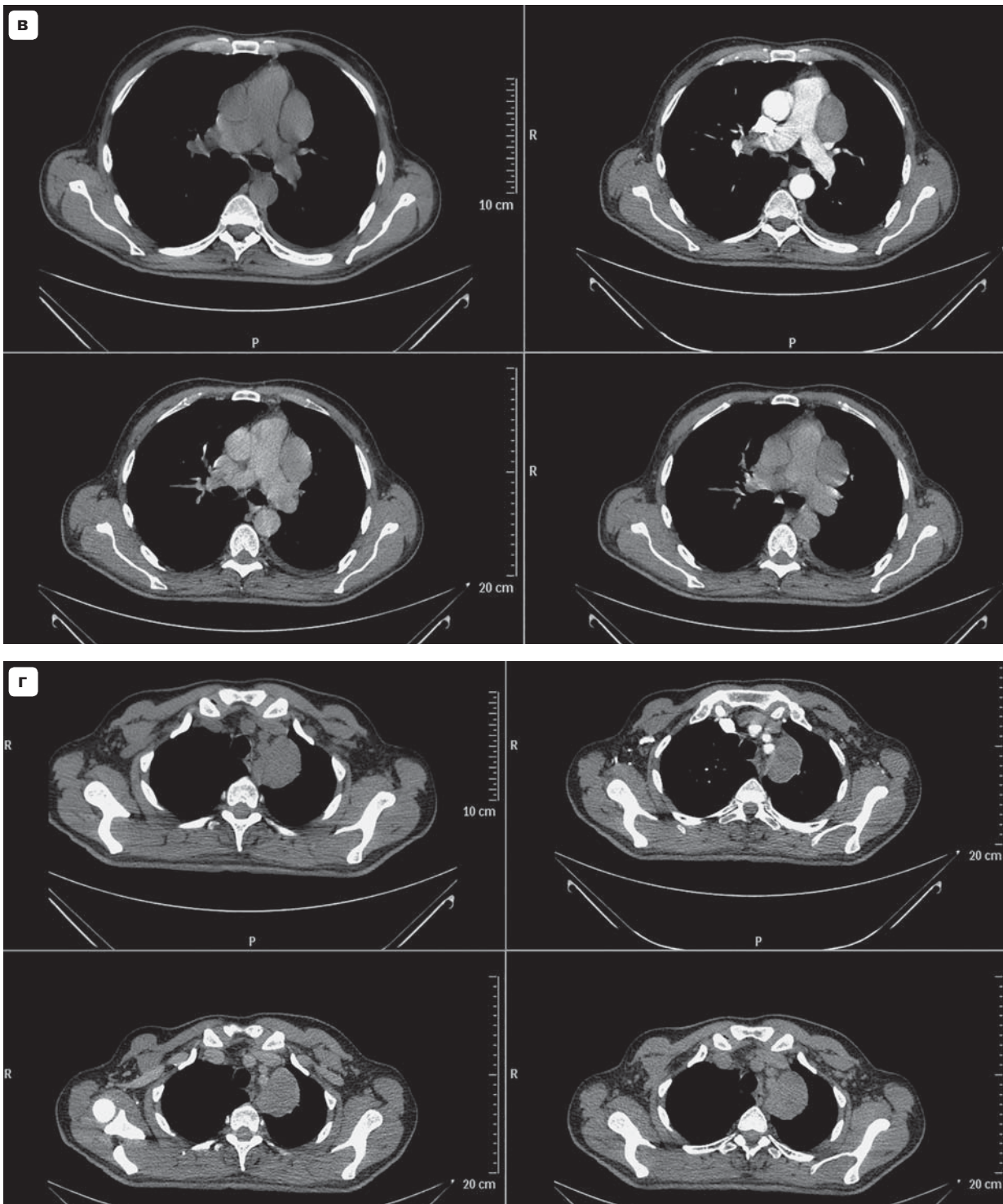


Рис. V.8.12 (окончание). Последующее МСКТ-исследование через 9 мес после операции по поводу плеоморфной рабдомиосаркомы.

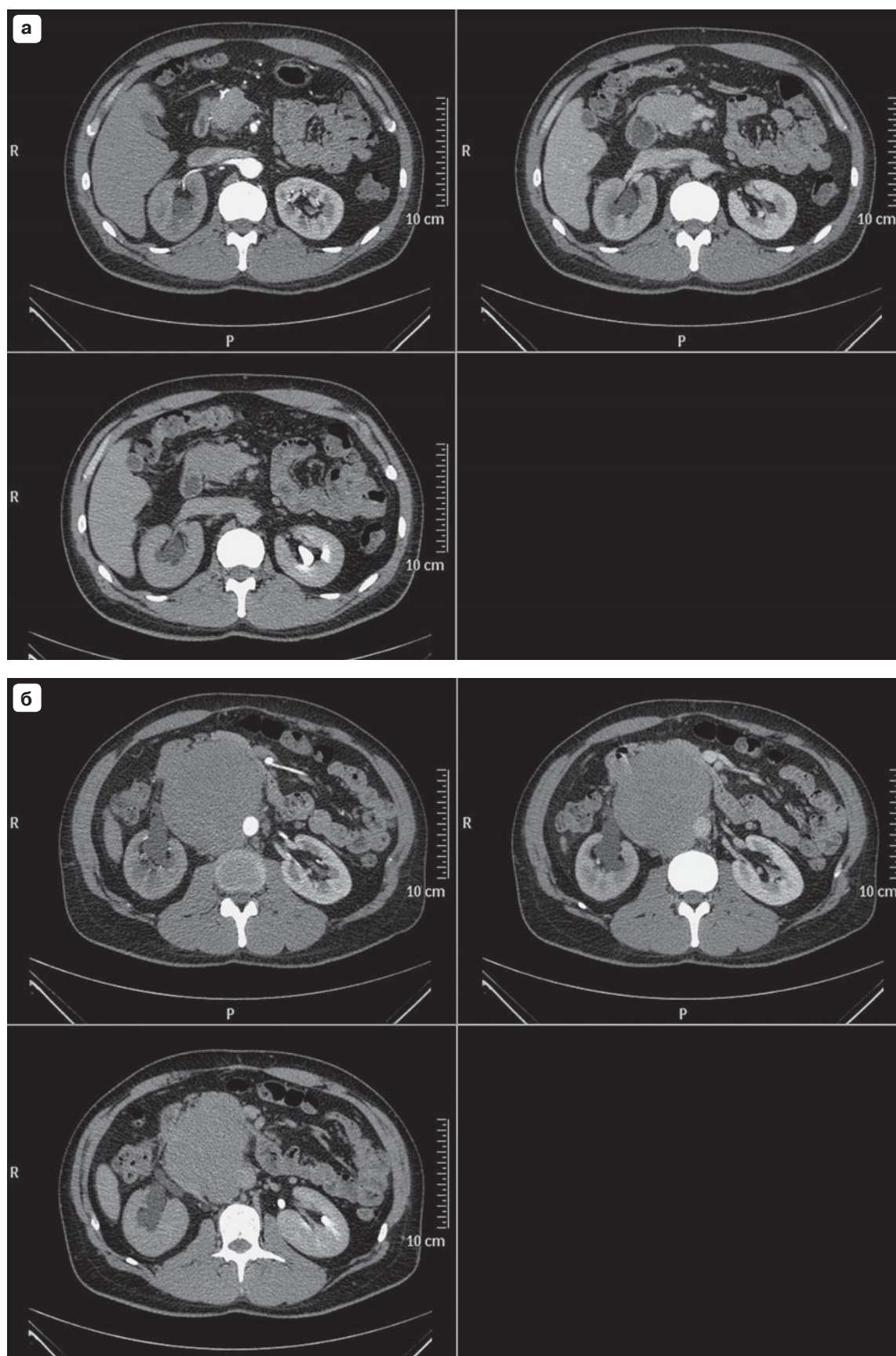


Рис. V.8.13. Забрюшинное новообразование неорганного происхождения.

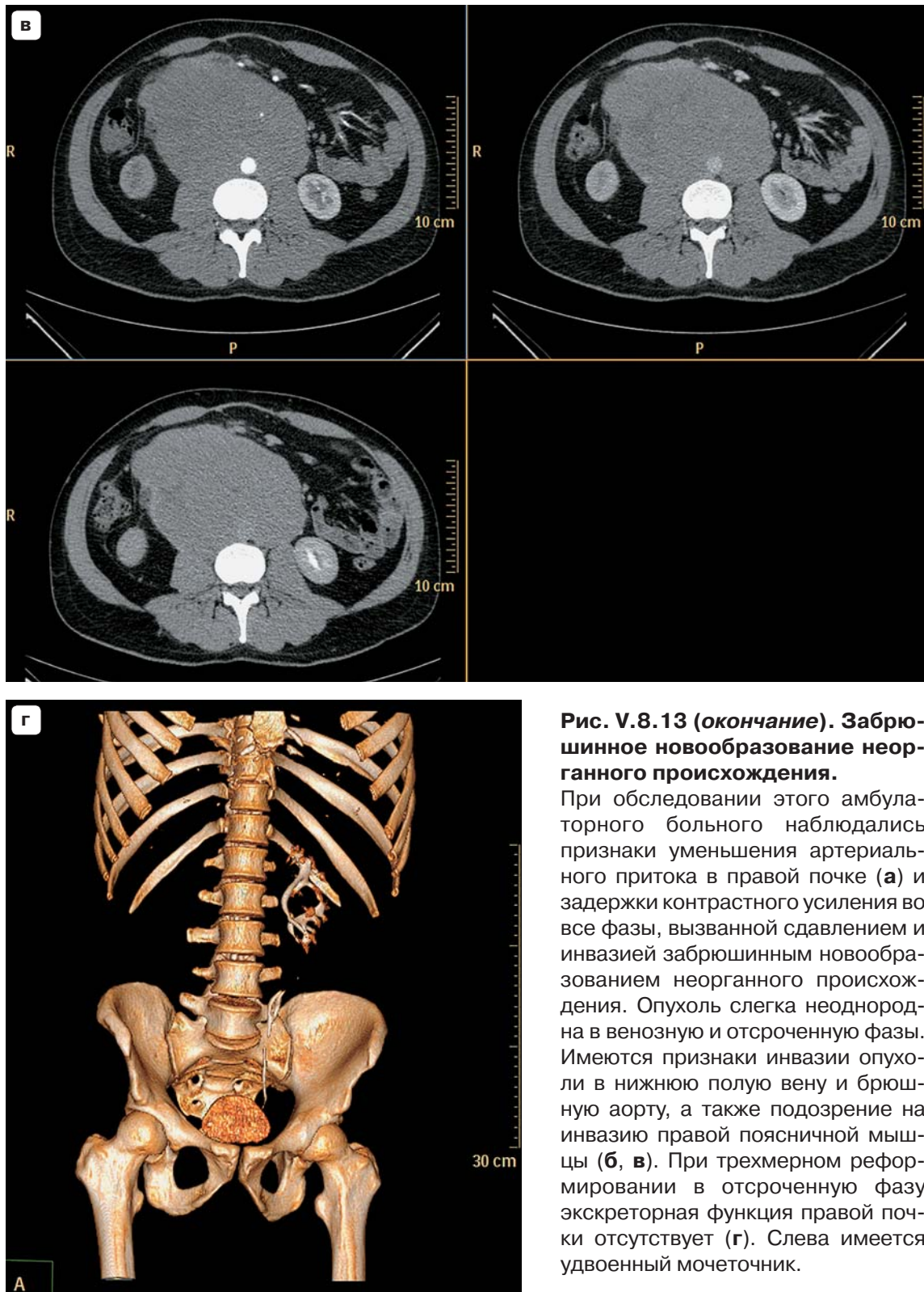


Рис. V.8.13 (окончание). Забрюшинное новообразование неорганного происхождения.

При обследовании этого амбулаторного больного наблюдались признаки уменьшения артериального притока в правой почке (а) и задержки контрастного усиления во все фазы, вызванной сдавлением и инвазией забрюшинным новообразованием неорганного происхождения. Опухоль слегка неоднородна в венозную и отсроченную фазы. Имеются признаки инвазии опухоли в нижнюю полую вену и брюшную аорту, а также подозрение на инвазию правой поясничной мышцы (б, в). При трехмерном реформировании в отсроченную фазу экскреторная функция правой почки отсутствует (г). Слева имеется удвоенный мочеточник.

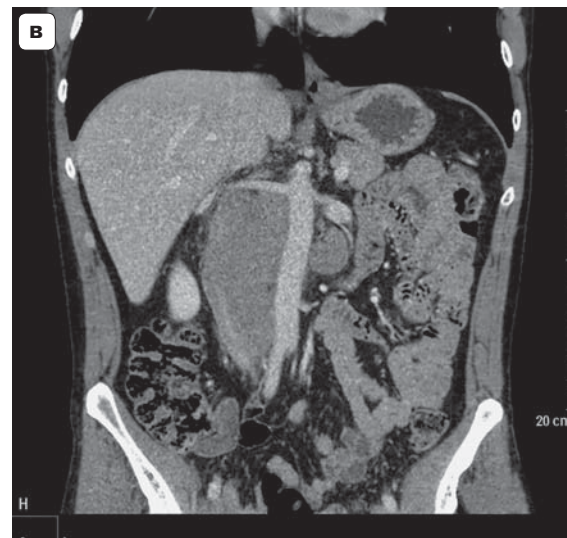
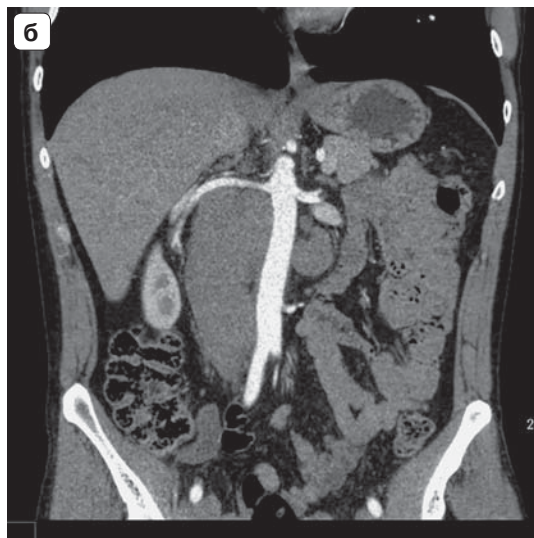
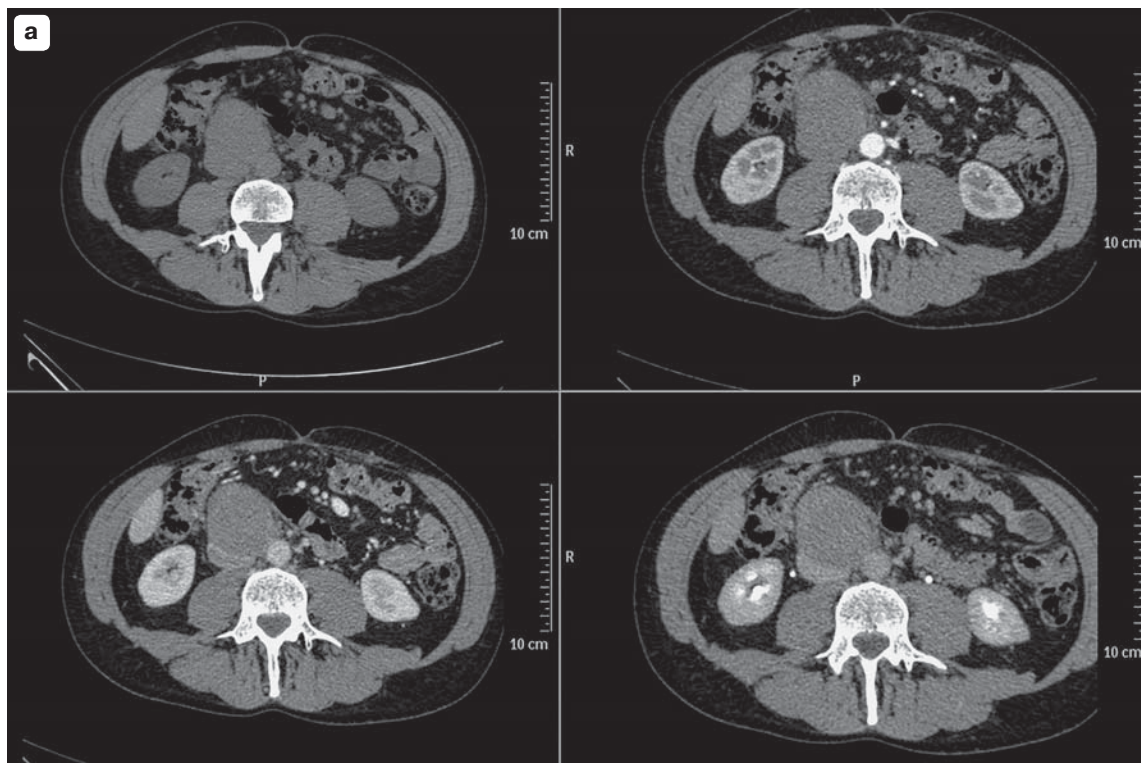


Рис. V.8.14. Слабодифференцированная лимфома.

Иногда оценить происхождение опухоли очень сложно. У этого пациента при контрастном усилении было большое подозрение на рост опухоли из стенки нижней полой вены (а). Опухоль располагается между аортой (б) и нижней полой веной (в, г). В отсроченную фазу внутривенного контрастирования нижней полой вены является самым высоким, но данные МСКТ не исключают вовлечения венозной стенки (инвазия или место возникновения опухоли). Опухоль была удалена. Гистологические данные: слабодифференцированная лимфома.

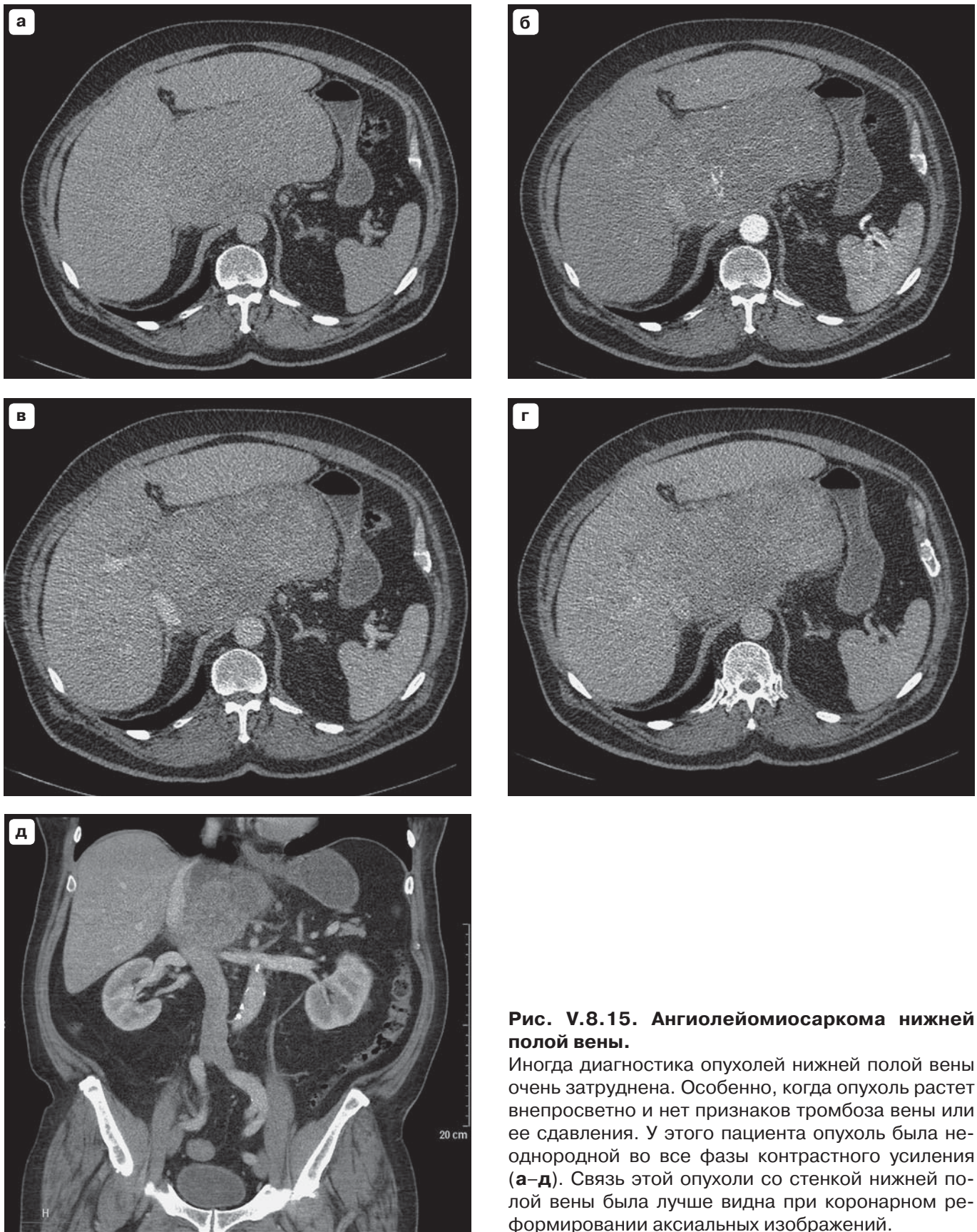
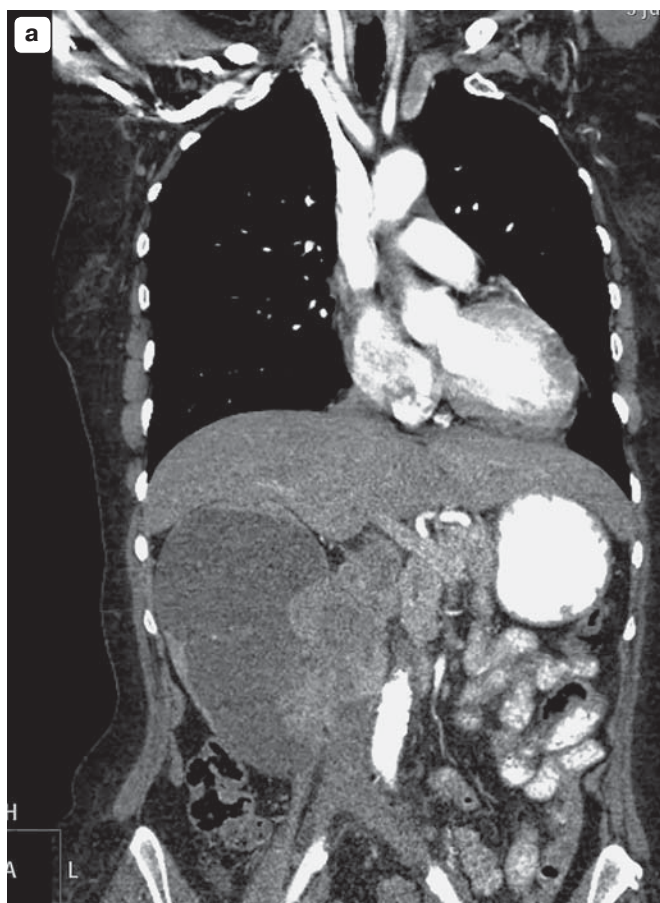
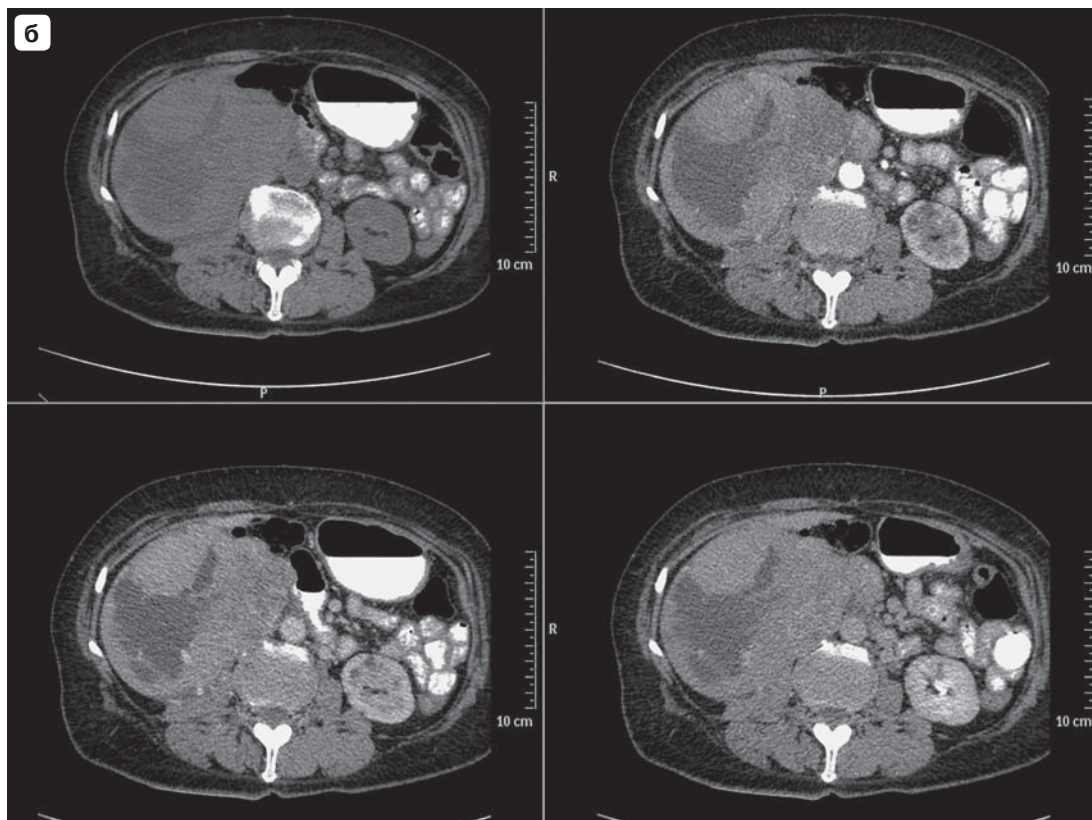


Рис. V.8.15. Ангиолейомиосаркома нижней полой вены.

Иногда диагностика опухолей нижней полой вены очень затруднена. Особенно, когда опухоль растет внепросветно и нет признаков тромбоза вены или ее сдавления. У этого пациента опухоль была неоднородной во все фазы контрастного усиления (а–д). Связь этой опухоли со стенкой нижней полой вены была лучше видна при коронарном реформировании аксиальных изображений.

**Рис. V.8.16. Лейомиосаркома нижней полой вены.**

Лейомиосаркома нижней полой вены (а) может иметь гетерогенную структуру, вызванную кистозной трансформацией опухоли (б). В случаях сдавления опухолью венозной стенки кровотока может быть более медленным, чем обычно. В таких случаях внутрипросветный тромб может быть визуализирован во все фазы контрастного усиления. Внутрипросветный тромбоз может распространяться в каудальном или краниальном направлении (а, в).



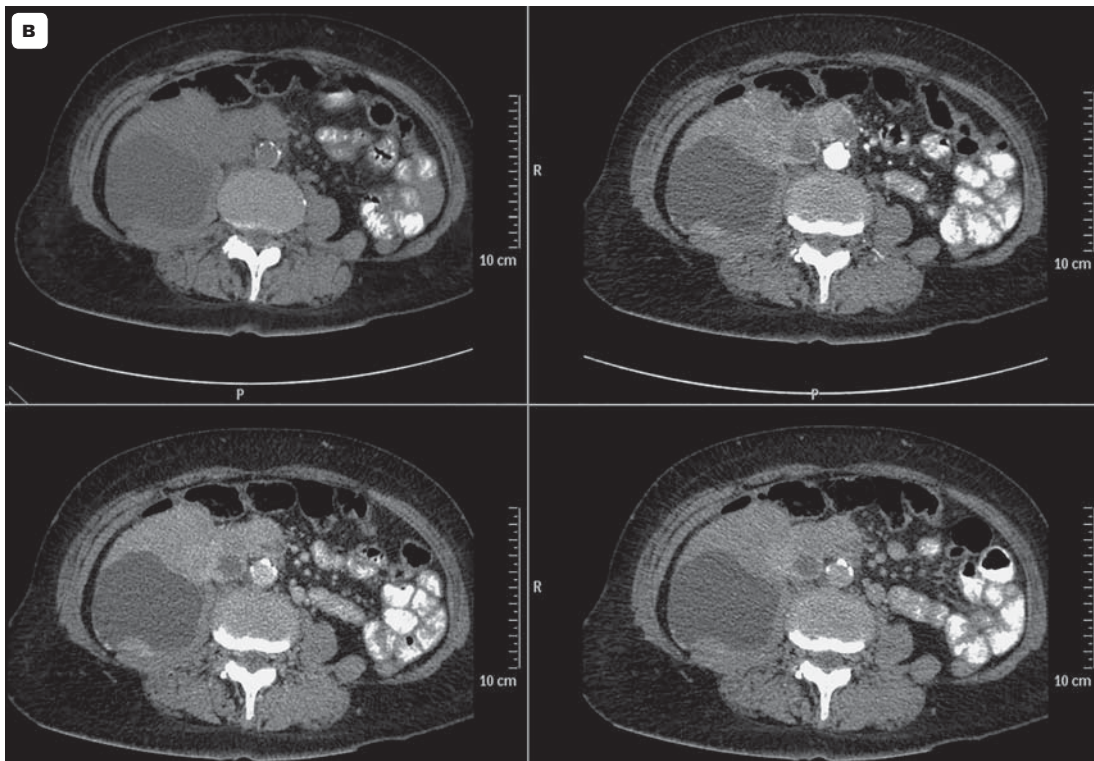


Рис. V.8.16 (окончание). Лейомиосаркома нижней полой вены.

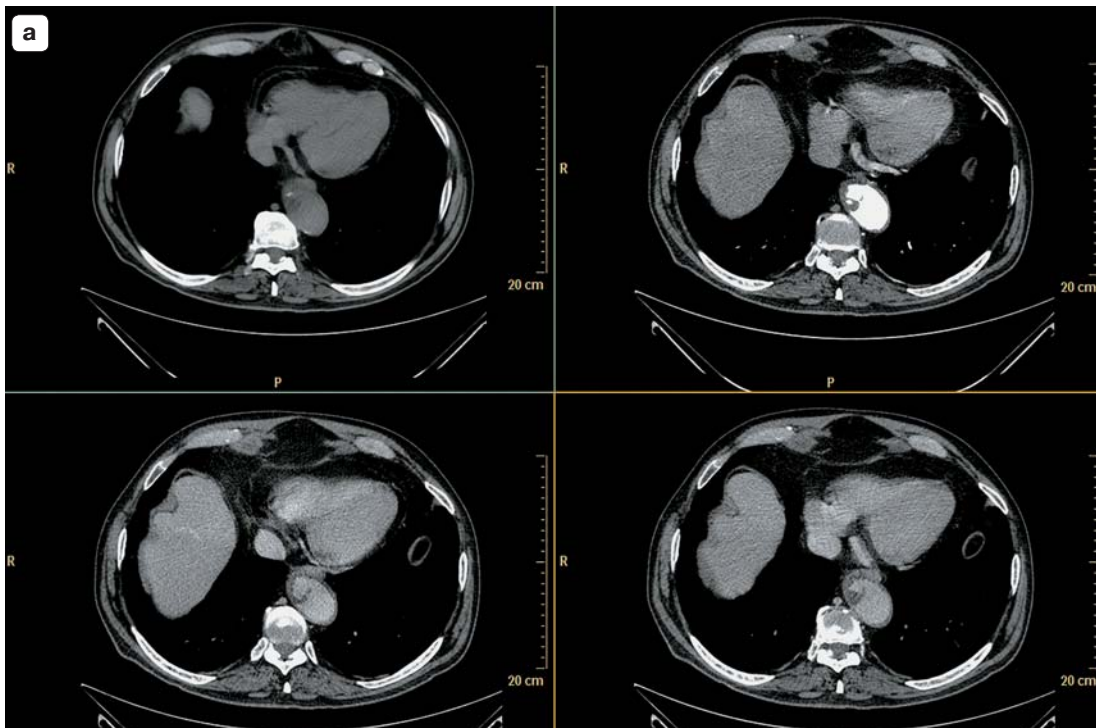


Рис. V.8.17. Лейомиосаркома нижней полой вены.

МСКТ-исследование у этого пациента является примером того, как очевидный диагноз становится конкурентным. У больного были разрыв внутреннего слоя (интимы) аорты (а) и тромбированная супраренальная аневризма брюшной аорты (б). Две почечные артерии пересекают переднюю и заднюю стороны нижней полой вены. Следует отметить, что при массивном тромбозе трехмерная реконструкция аорты имеет низкую информативность, так как позволяет оценить лишь контрастированный просвет (в).

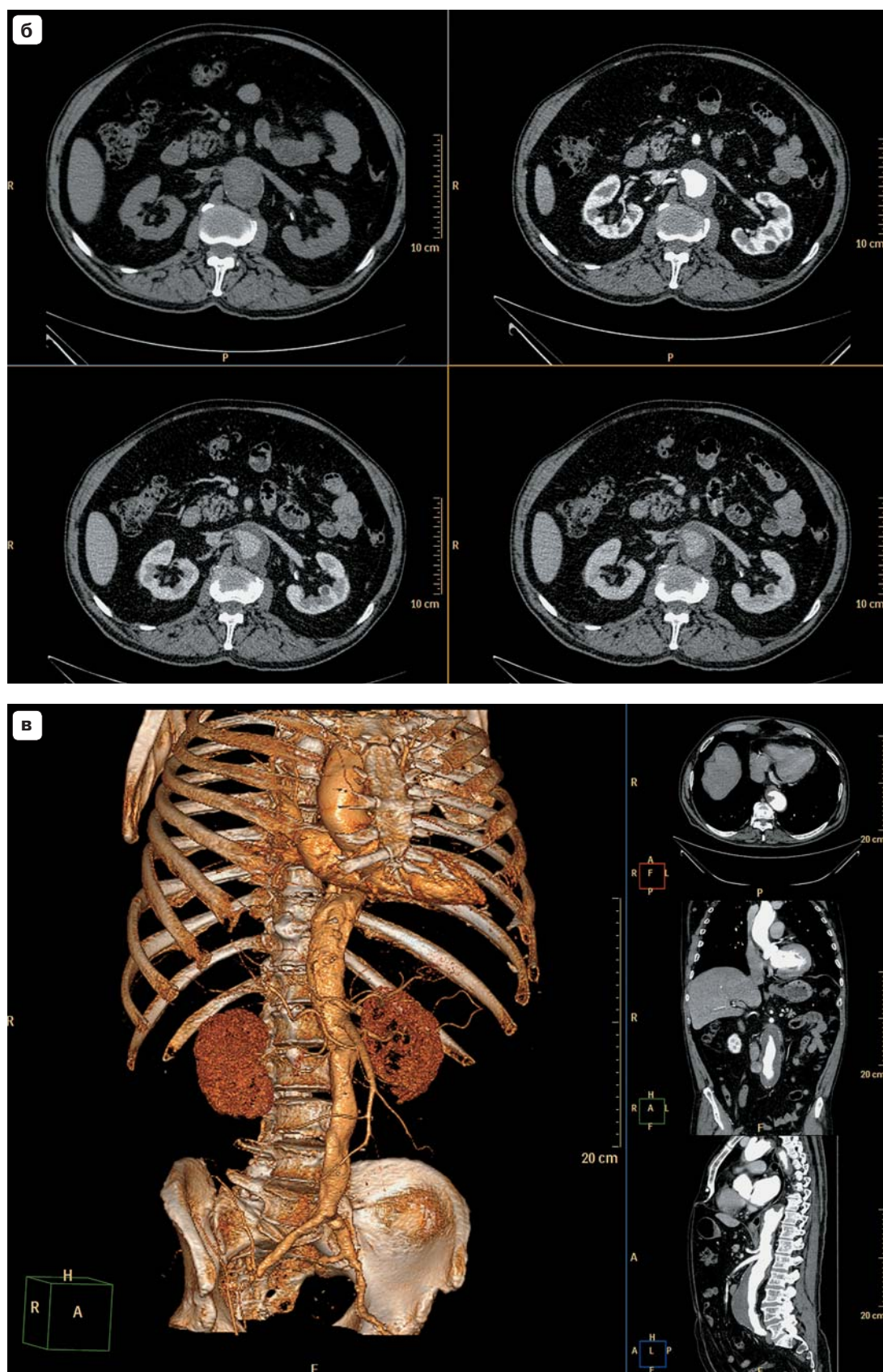


Рис. V.8.17 (продолжение). Лейомиосаркома нижней поллой вены.

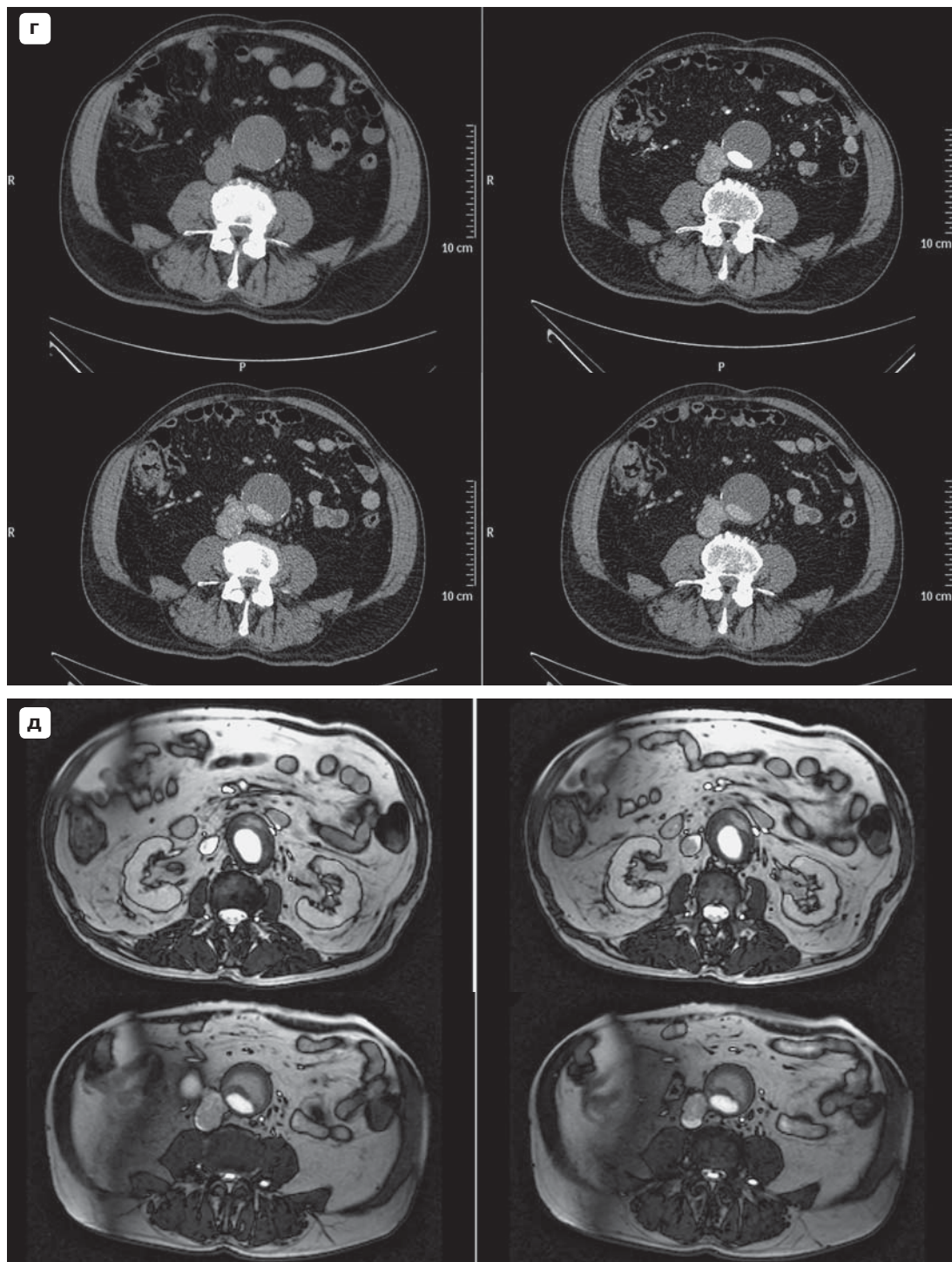


Рис. V.8.17 (окончание). Лейомиосаркома нижней полой вены.

В инфраренальной части аорты, между аортой и нижней полой веной определялась гиподенсная структура, которая не дифференцировалась от стенки вены и ее просвета. В отсроченную фазу (г) просвет вены неоднороден, половина просвета имеет ту же плотность, что и внесосудистая часть опухоли. Был поставлен диагноз: опухоль нижней полой вены с внутрисосудистым тромбозом. Диагноз подтвержден при магнитно-резонансной ангиографии с гадолинием (д). Во время операции аневризма аорты и опухоль венозной стенки были удалены. Диагноз лейомиосаркомы был подтвержден гистологически. Таким образом, если для диагностики аневризмы аорты достаточно артериальной фазы, диагностика опухоли и опухолевого тромбоза была возможна только по данным отсроченной фазы.

Поэтому отсроченную фазу нужно планировать всегда, однако выполнять ее не нужно, если при быстром просмотре фаз контрастного усиления никаких дополнительных патологических образований обнаружено не было.

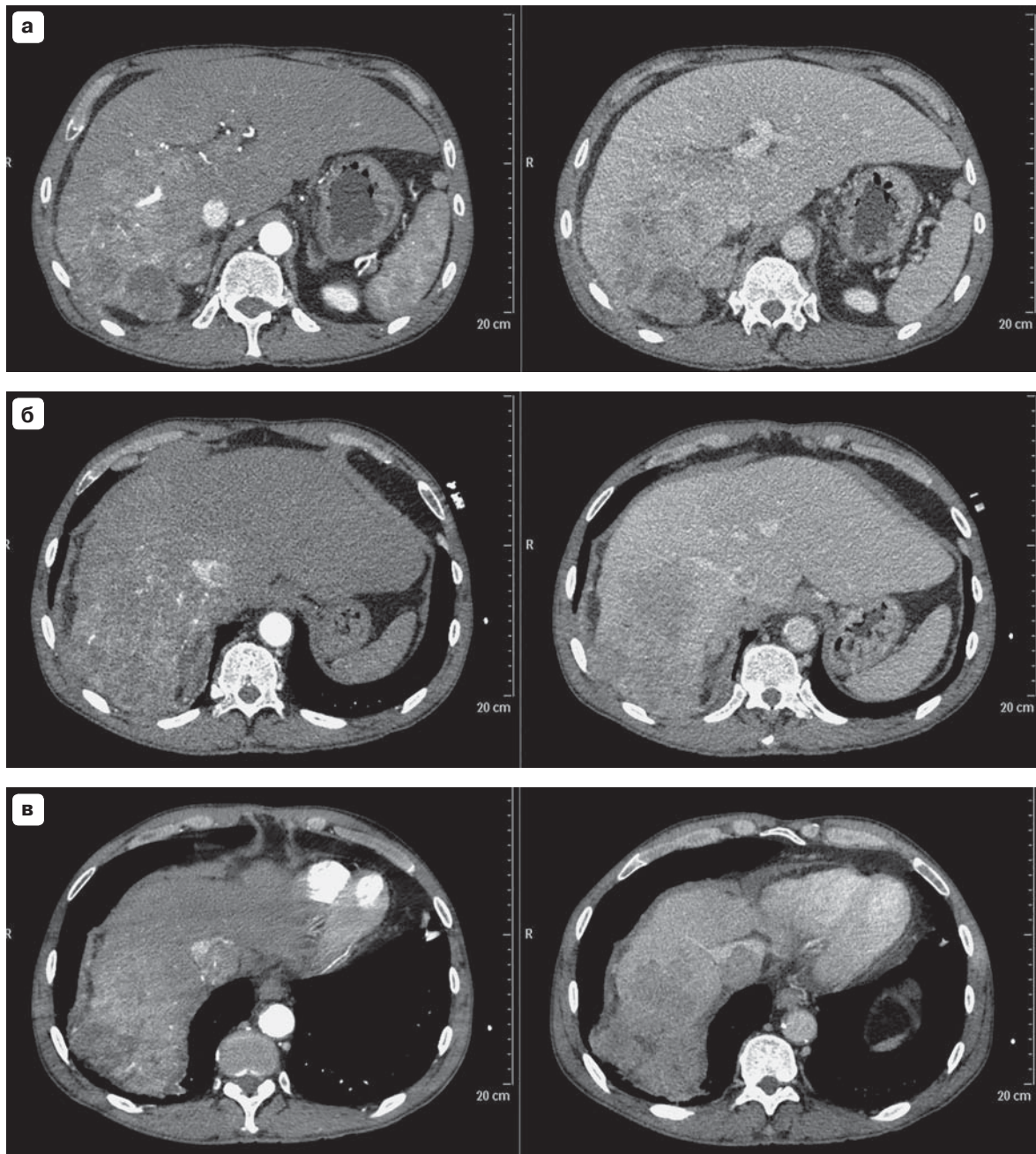


Рис. V.8.18. Опухолевый тромбоз при гепатоцеллюлярном раке.

Одной из диагностических проблем при гепатоцеллюлярном раке является оценка опухолевой инвазии сосудов. При инвазии в воротную вену распространенной опухоли на аксиальных срезах возможно появление признаков опухолевого тромбоза (а), который лучше виден в фазу воротной вены. Опухолевый тромбоз может быть виден в системе печеночных вен (б) и непосредственно в нижней полой вене (в). Такой опухолевый тромб может распространяться в просвете вены в обоих направлениях. У этого пациента опухолевый тромб распространен до правого предсердия (г). Поэтому одной из проблем контрастного усиления является дифференциация турбулентности в магистральном потоке крови, особенно в местах слияния вен, от внутрипросветного тромбоза. Естественно, для визуализации расширенного просвета нижней полой вены необходимы венозная и отсроченная фазы контрастного усиления.

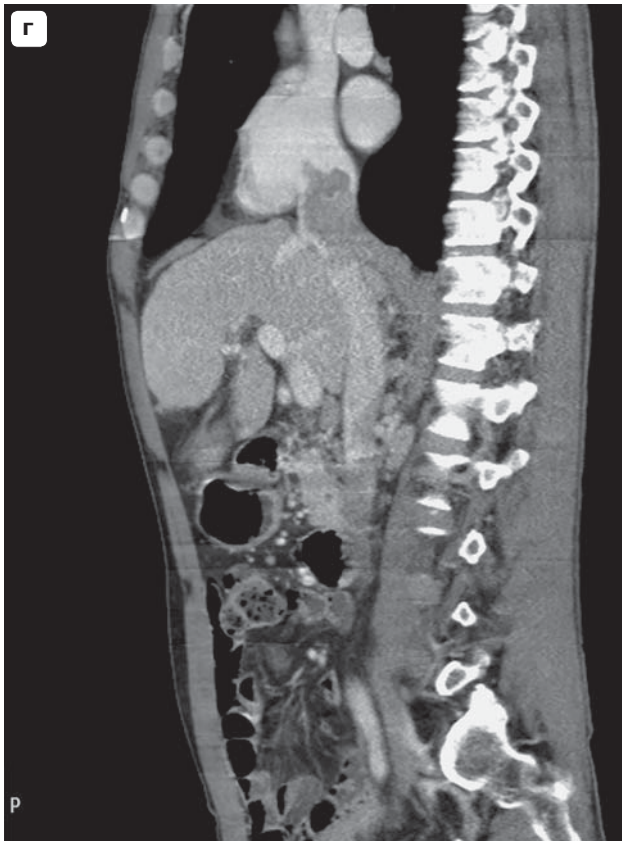


Рис. V.8.18 (окончание).
Опухолевый тромбоз при
гепатоцеллюлярном раке.

V.9. МСКТ-ИССЛЕДОВАНИЕ БРЮШНОЙ АОРТЫ И ПОЧЕК

Принципы МСКТ-исследования брюшной аорты такие же, как и при обследовании грудной аорты (рис. V.9.1–V.9.13). Диаметр аорты и истинного просвета может быть разным. При тромбозе контрастное усиление (МСКТ-ангиография) помогает визуализировать истинный просвет аорты. У пожилых пациентов с артериальной гипертензией аорта может быть изогнута. Поэтому на серии аксиальных сканов веретенообразная аневризма с незначительным увеличением диаметра может быть не диагностирована. По этой причине важно использовать трехмерные реформирования аксиальных изображений. Соответственно, контрастирование просвета аорты должно быть достаточным.

При веретенообразных аневризмах очень важно оценить проксимальный уровень аневризмы (над-, интра-, инфраренальный отдел аорты) для принятия решения о типе операции. Диагностика дистального уровня аневризмы требует выполнения обследования ниже уровня подвздошных артерий, так как у пациента может быть сочетание аневризмы аорты и подвздошных артерий.

При атеросклеротических аневризмах это важно для выявления наличия кальциноза, локализации и описания тромбоза. Недавний тромб более темный, самый старый – более светлый. В стандартных ситуациях достаточно артериальной фазы МСКТ-исследования.

Из-за вероятного наличия кальциноза целесообразно также проведение нативного исследования. При подозрении на разрыв во внутреннем слое аорты или продолжающееся кровотечение при ложной аневризме необходимо также выполнение венозной фазы, так как при небольших размерах дефекта сосудистой стенки экстравазация контрастного вещества в артериальную фазу может быть незначительной.

МСКТ-исследование включает в себя оценку состояния чревного ствола (по данным МСКТ это сделать легко), выявление пред-, постстенотического расширения и оценку возможной причины такого стеноза. Изучение верхней брыжеечной артерии и ее ветвей особенно важно у пациентов с утолщением стенки и расширением просвета тонкой кишки. Визуализация окклюзии артерии позволяет начать своевременное лечение и предотвратить гангрену кишечника.

Все чаще приходится проводить обследования пациентов пожилого возраста, которым сосудистые операции были выполнены многие годы тому назад. Целью такого обследования являются выявление уровней анастомоза и оценка внутрисосудистого кровотока в зонах такого анастомоза по признакам отсутствия экстравазации контрастного вещества.

Венозная фаза может быть также полезной, поскольку сосудистый дефект может быть минимальным, и может потребоваться некоторое время для его визуализации.

Естественно, что при всех видах патологии аорты с вовлечением ее супраренальной части необходимо оценить кровотоки по почечным артериям и исключить признаки ишемии почки (ее коркового или медуллярного слоев).

Для оценки состояния почек (рис. V.9.14–V.9.29) необходимо использовать данные нативного сканирования и всех фаз контрастного усиления, поскольку существует много заболеваний, когда нативное сканирование может облегчить диагностику.

Если накануне было проведено какое-либо исследование с введением рентгеноконтрастных веществ, необходимо оценить функцию почек.

Положительная нефрограмма или визуализация контрастно-усиленной желчи в желчном пузыре после внутрисосудистого введения рентгеноконтрастных веществ свидетельствует о нефропатии (недостаточности клубочковой фильтрации). На таком фоне проводить повторное обследование нежелательно или нужно использовать для защиты почек активное лечение (гемосорбция, гемофильтрация и т.д.).

Если накануне была произведена пункция почек или прилегающих органов, то визуализация участков повышенной плотности в паренхиме почки или полулунного субкапсулярного образования в почке свидетельствует о гематоме.

На нативных снимках можно оценить наличие кораллоподобного камня, который имеет высокую плотность и может полностью замещать расширенные почечные чашечки и лоханку.

Необходимость многофазного исследования таких органов, как почки, обусловлена особенностями их строения и функции. Почечно-клеточный рак является самой частой опухолью, которая растет из кортикального слоя почки и нарушает его целостность и меняет однородность контрастного усиления. Следовательно, для диагностики почечно-клеточного рака необходимо выполнение артериальной фазы контрастного усиления. Для диагностики почечно-клеточного рака и исключения инвазии в почечные чашечки и лоханку обычно используют все фазы контрастного усиления. Но иногда очень сложно оценить отношение опухолевого края к нерасширенной чашечно-лоханочной системе.

Воспалительные процессы и кисты лучше видны на фоне контрастированной паренхимы (нефрограмма).

Наконец, отсроченная фаза необходима для визуализации чашечек и лоханки почки и проксимальной части мочеточника. Для оценки опухолей почечной лоханки необходима отсроченная фаза.

Патология артерий почки лучше видна в артериальную фазу. Диагностика становится более детальной, когда используются протоколы исследования тонкими срезами.

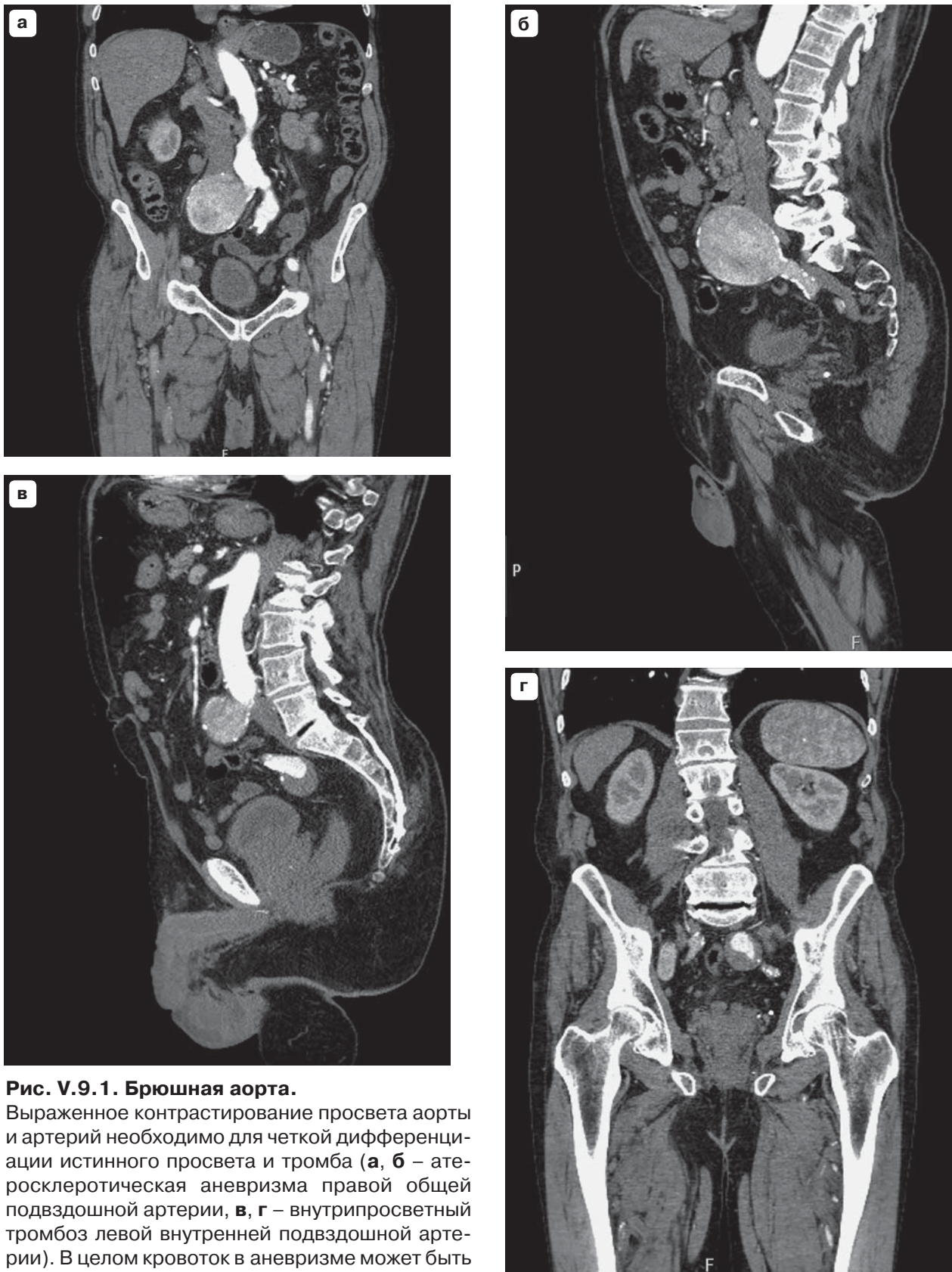


Рис. V.9.1. Брюшная аорта.

Выраженное контрастирование просвета аорты и артерий необходимо для четкой дифференциации истинного просвета и тромба (**а, б** – атеросклеротическая аневризма правой общей подвздошной артерии, **в, г** – внутрипросветный тромбоз левой внутренней подвздошной артерии). В целом кровоток в аневризме может быть существенно снижен. Это может быть вызвано свежими сгустками и сужением аневризматической шейки. Перед трехмерным реформированием необходимо оценить все серии аксиальных сканов. На трехмерной реконструкции будут видны просветы контрастированных сосудов. Но тромбы на трехмерных преобразованиях не видны. Это означает, что истинный диаметр сосуда может быть оценен ошибочно.

Рис. V.9.2. Брюшная аорта.

Чем темнее тромб, тем он свежее. В таких случаях необходимо оценить состояние стенки аорты. Рентгенологу необходимо убедиться, что признаки разрыва интимы отсутствуют. Тромботические массы могут быть видны на любой стенке в зависимости от их локализации. Аксиальное изображение контрастированного просвета может иметь очень необычную форму. При наличии тромбоза важно также оценить состояние просвета всех ветвей аорты для исключения их тромбоза.

**Рис. V.9.3. Аневризмы аорты.**

Типичные аневризмы аорты имеют четкие ровные контуры, овальное или округлое сечение на аксиальном срезе (а, б). В области, где контрастированный просвет примыкает к стенке, необходимо оценить ее толщину, поскольку может быть тонкая стенка или разрыв внутреннего слоя аорты. Как правило, наиболее обширные забрюшинные кровотечения (гематомы) наблюдаются при разрыве передней стенки аорты.

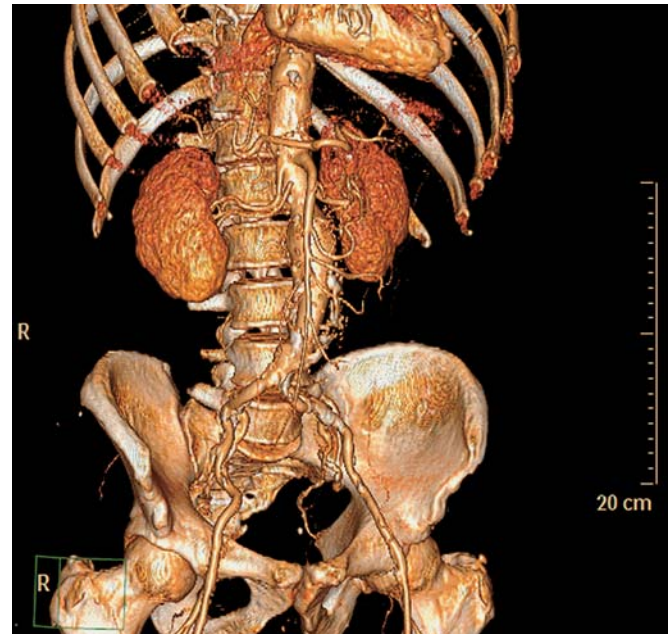


Рис. V.9.4. Супраренальная атеросклеротическая аневризма аорты.

У этого пациента супраренальная атеросклеротическая аневризма. Есть две артерии правой почки, которые берут свое начало от стенки аневризмы. Для хирурга такая информация очень важна.

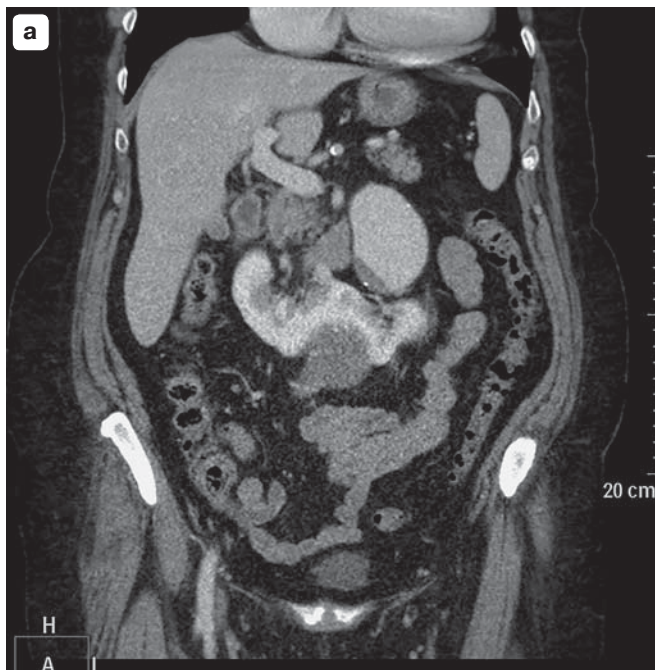


Рис. V.9.5. Супраренальная аневризма аорты.

У 68-летней пациентки супраренальная аневризма аорты (а), подковообразная почка распространяется на область аневризмы (б). Тщательный анализ томограмм показал наличие дополнительной артерии левой почки (в), а правая артерия (г) отходит от правой подвздошной артерии.

Следовательно, аномалии, выявленные в зоне аорты, требуют внимательного анализа, так как не визуализированные дополнительные артерии могут стать причиной кровотечения во время операции. Если для диагностики аневризм достаточно только артериальной фазы, для диагностики структурных изменений соседних органов (например, подковообразной почки) целесообразно выполнение практически всех фаз контрастного усиления. Кстати, в нашей практике были случаи сочетанных аневризм аорты и подковообразной почки, в одной из частей которой во время КТ была диагностирована аденокарцинома почки.

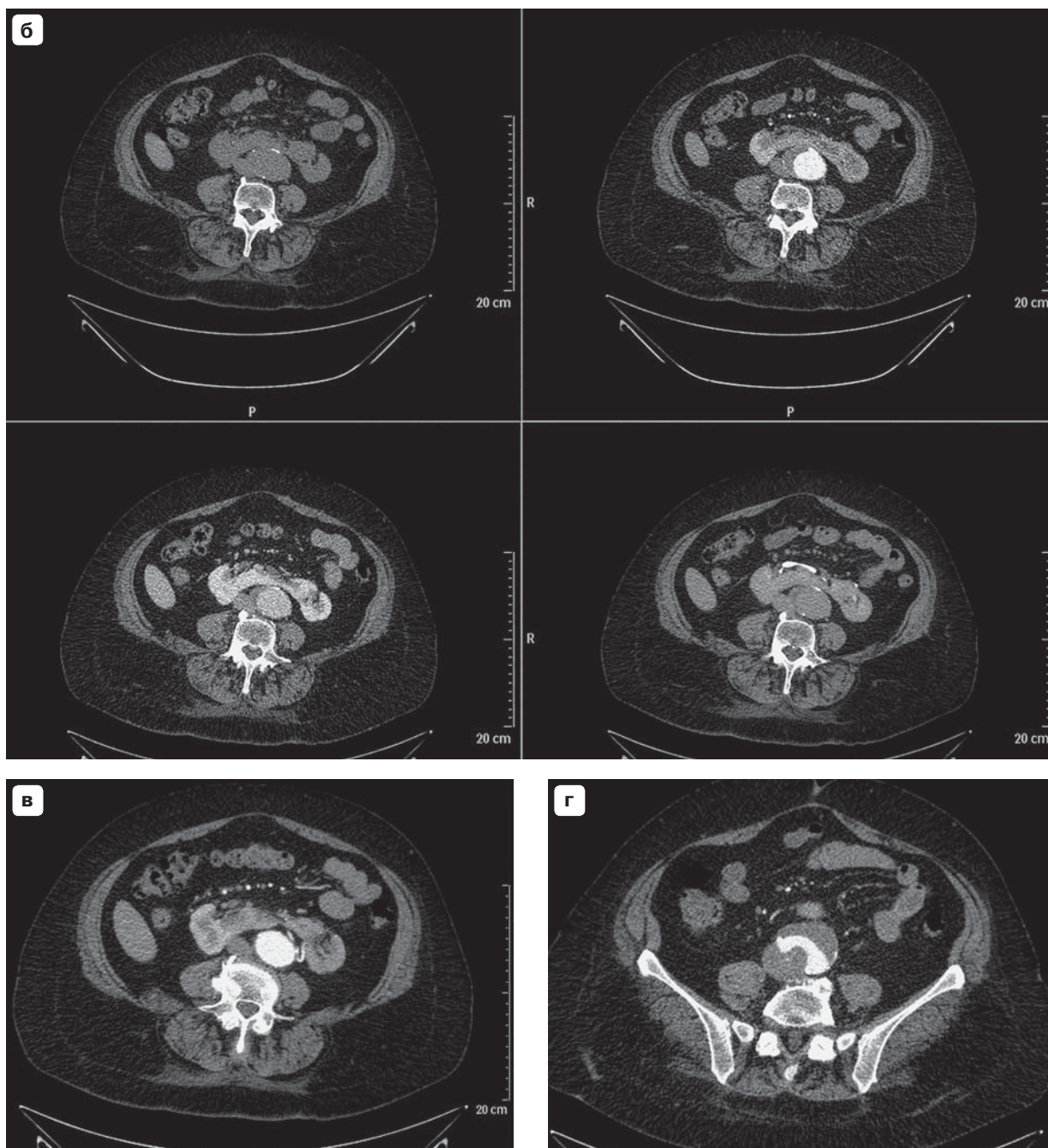


Рис. V.9.5 (окончание). Супраренальная аневризма аорты.

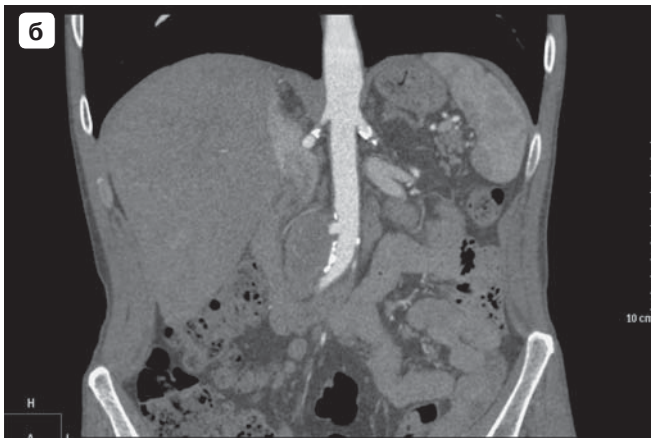
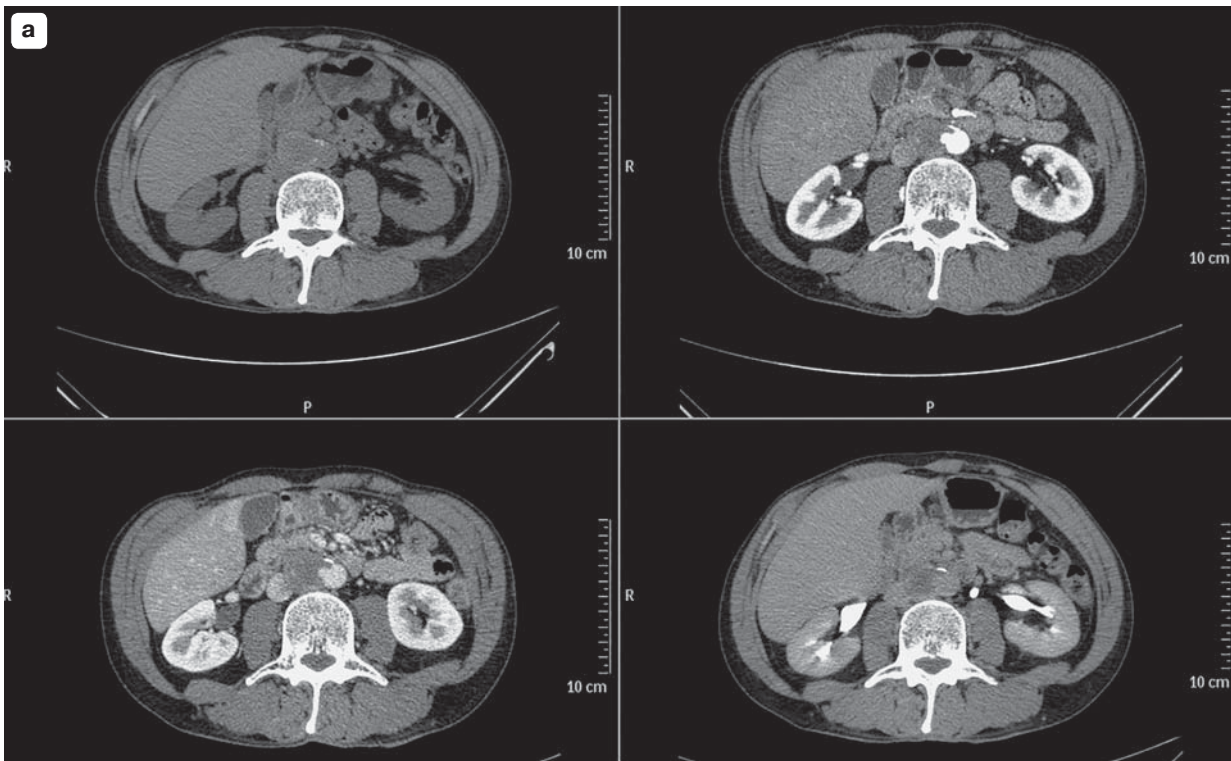


Рис. V.9.6. Мешковидная аневризма аорты.

Иногда аневризма, особенно мешковидная аневризма аорты с тромбированным просветом, может усложнить диагностику и требует дифференциации с забрюшинными неорганическими опухолями. При атеросклерозе важно оценить структурные характеристики стенки сосуда при нативном сканировании. Кальцификация сосудов, естественно, лучше видна на нативных снимках. У этого пациента внутрипросветная плотность аорты и аневризмы одинаковы (а). Только артериальная и венозная фазы позволяют выявить клювовидный дефект правой боковой стенки брюшной аорты, который более отчетливо определяется на коронарной реформации (б).

Рис. V.9.8. Стеноз устья чревного ствола.

Сужение чревного ствола может привести к различным болевым ощущениям. Как правило, диагностика стеноза возможна при ультразвуковом исследовании или цифровой ангиографии. Ранее при спиральной КТ (толщине среза 2–3 мм) было сложно диагностировать стеноз чревного ствола. Тонкие срезы при современной МСКТ позволяют диагностировать это заболевание. Однако при этом исследовании можно увидеть только причину стеноза (у этого больного четко видны кальцинированные бляшки в устье чревного ствола на нативных снимках). Линейные и объемные характеристики кровотока, которые можно получить при ультразвуковом исследовании, при МСКТ-исследовании недоступны. Вероятно, следует рассматривать МСКТ как вспомогательный метод диагностики стенозов ветвей аорты. Кроме того, у этого амбулаторного больного был диагностирован гиперваскулярный очаг в печени (высокий уровень подозрения на гепатоцеллюлярный рак).

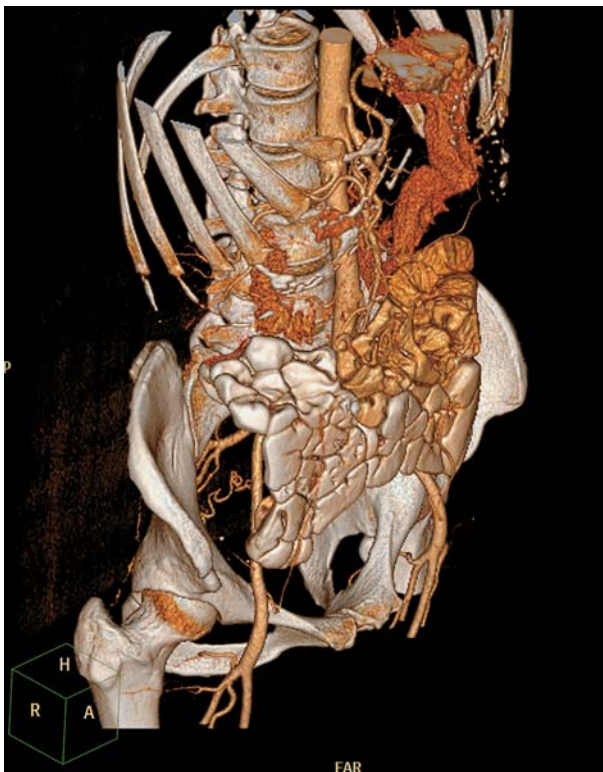


Рис. V.9.7. Нормальный чревный ствол.

У очень худых пациентов может наблюдаться картина ложного стеноза чревного ствола. Брюшная полость этого больного небольшая. Контрастированные петли тонкой кишки плотно прижаты к брюшной стенке. Подкожная и забрюшинная жировая клетчатка практически отсутствует. Естественно, что висцеральные ветви брюшной аорты (чревной ствол и верхняя брыжеечная артерия) практически провисают, стволы их параллельны аорте. У этого больного исключить стенозы висцеральных артерий на аксиальных изображениях затруднительно. Однако трехмерная реконструкция (3D-ангиография) позволила установить причину болевого синдрома. Вообще изучение данных такой МСКТ-ангиографии не только ускоряет процесс диагностики, но и позволяет выявить специфические особенности кровоснабжения каждого органа, что особенно важно при планировании хирургических резекций.

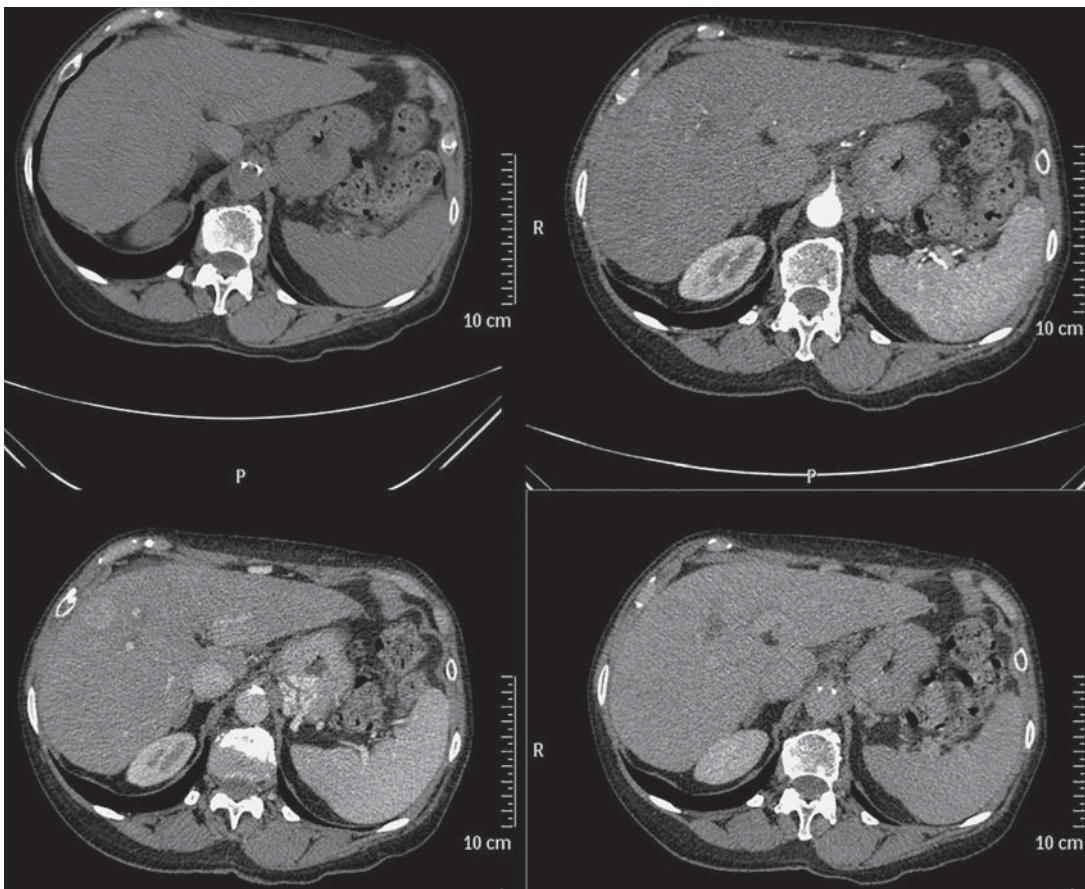


Рис. V.9.8. Стеноз устья чревного ствола.

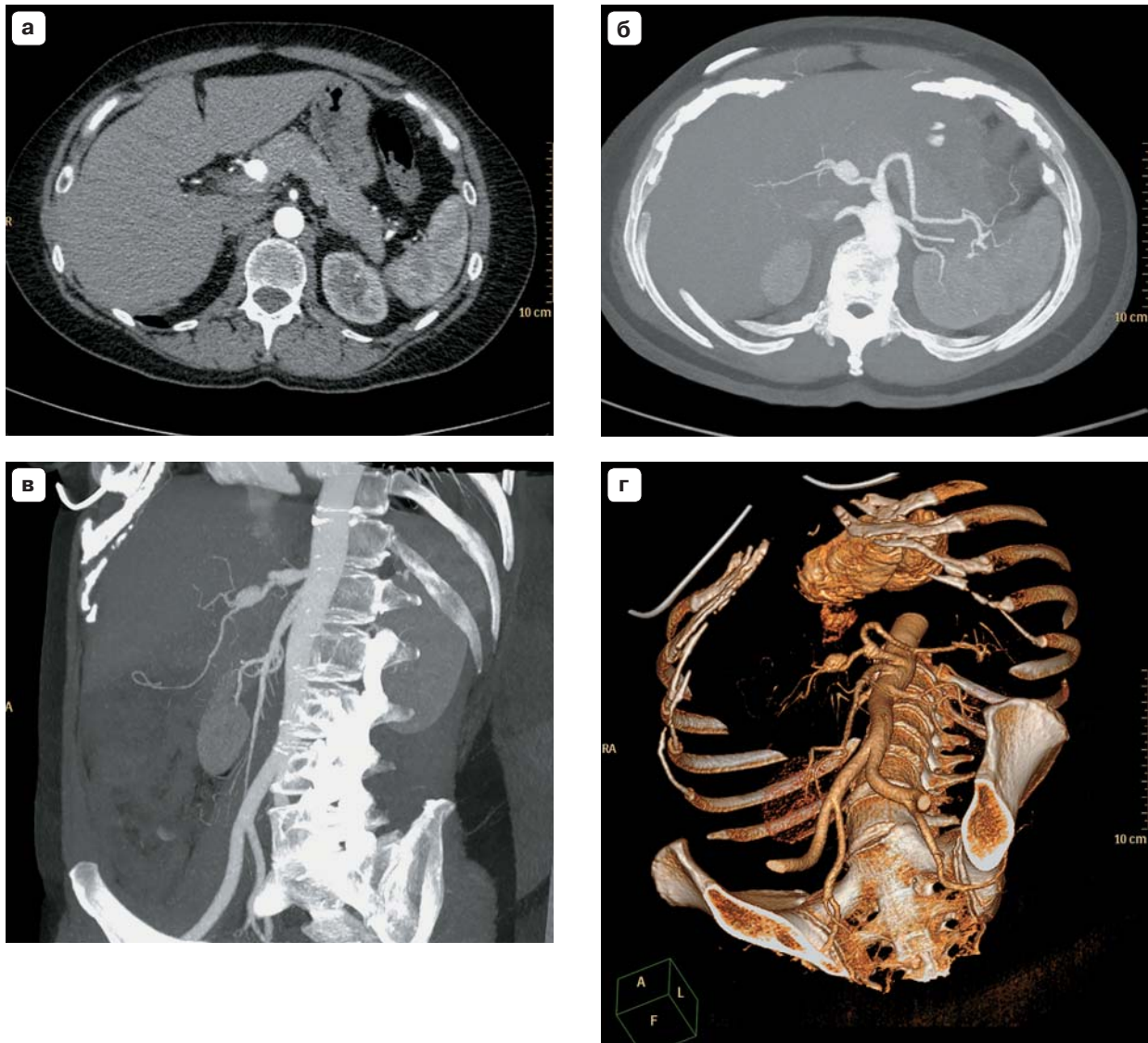


Рис. V.9.9. Аневризма общей печеночной артерии и чревного ствола.

В артериальную фазу в паренхиме поджелудочной железы было визуализировано гиперденное образование с плотностью, сопоставимой с внутрипросветным контрастированием аорты (а). MIP-реконструкция облегчает диагностику аневризмы (б, в). Кроме того, была диагностирована аневризма чревного ствола (в, г).

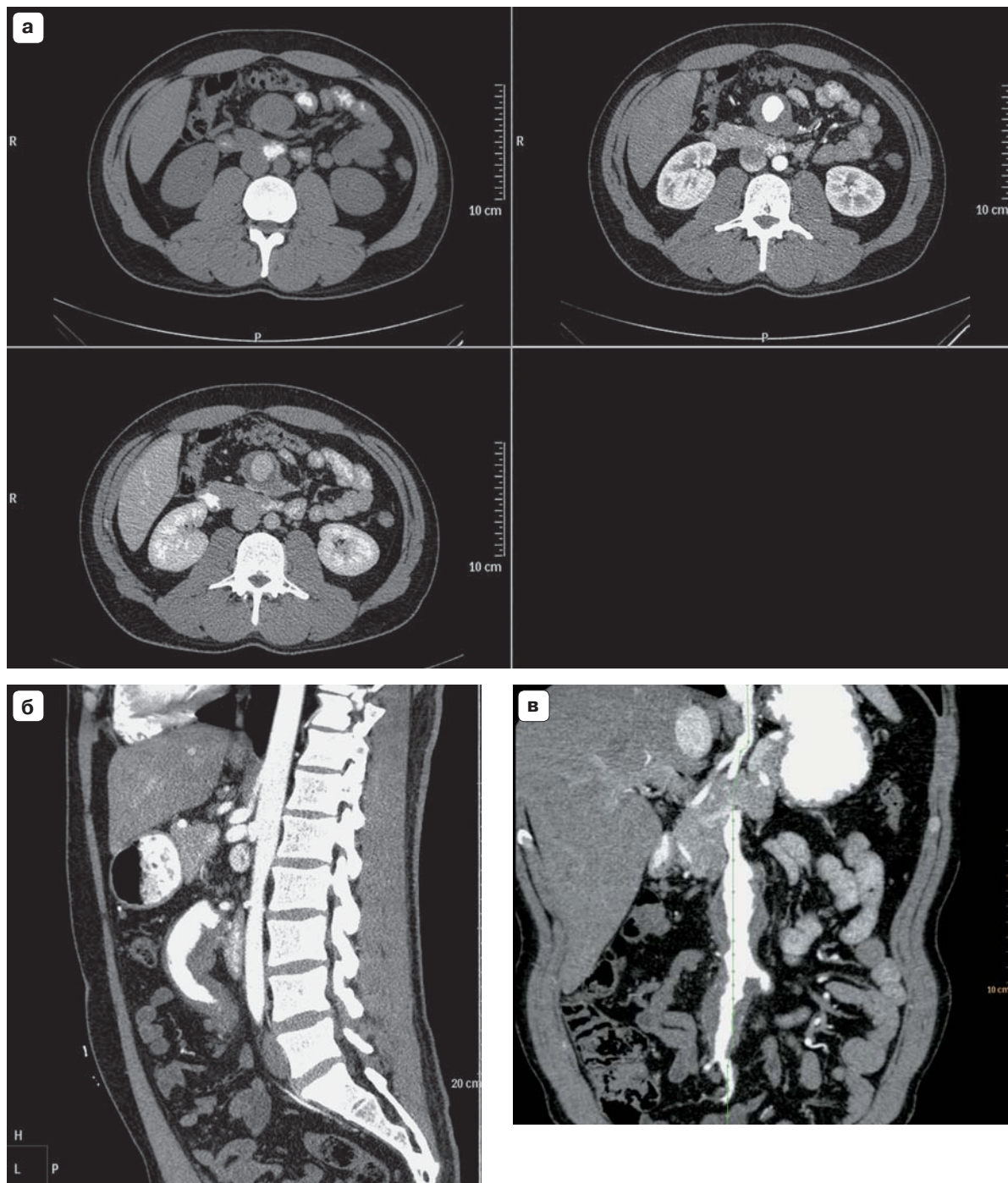


Рис. V.9.10. Аневризма верхней брыжеечной артерии (ВБА).

Даже если есть изображение нормального живота, контрастное усиление не будет лишним, когда имеется образование, диаметр которого сопоставим с диаметром соседней петли тонкой кишки (а). Естественно, что при такой картине нужно думать об опухоли кишки или инвагинации. В данном случае серия аксиальных сканов и их реформированные изображения позволили исключить такие диагнозы. Однако абсолютная ясность была достигнута благодаря артериальной фазе контрастного усиления. Был обнаружен контрастированный просвет сосуда с диаметром больше диаметра аорты. Внутрпросветные тромботические массы были циркулярными. В венозную фазу дифференциация контрастного просвета и тромботических масс сохранялась, стенка сосуда была видна более отчетливо. В целом контрастированная стенка (в венозную фазу) является ценным признаком, так как это облегчает дифференцировать тромбы (например, в венах голени или бедра). Сагиттальная плоскость (б) подтверждает отсутствие каких-либо изменений в брюшной аорте, но наличие аневризмы ВБА. Криволинейная реконструкция (в) по ходу ВБА показывает, что аневризма распространяется на ветви ВБА, однако кровоснабжение кишечных петель не изменено.

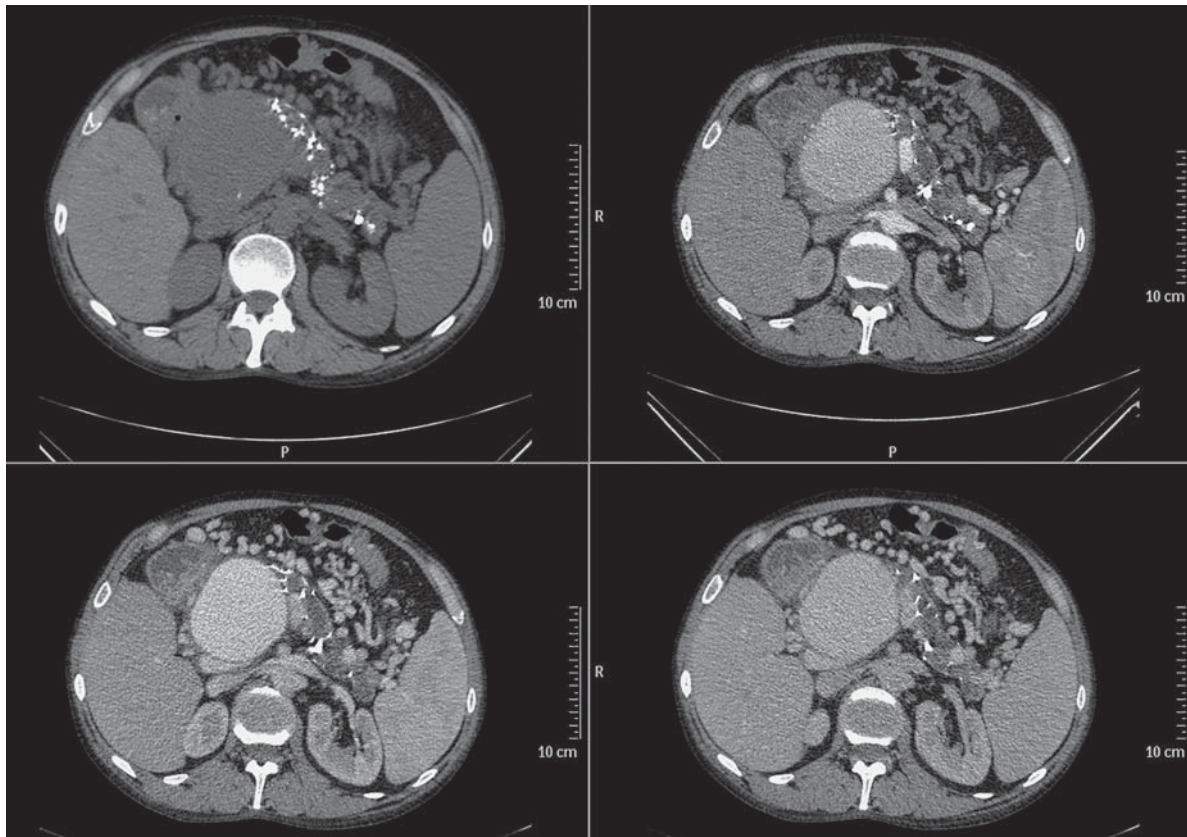


Рис. V.9.11. Артериальное кровотечение в полость постнекротической кисты.

Острый панкреатит может осложниться кровотечением в постнекротическую кисту. У этого пациента нативная картина не типична для опухоли, но и не характерна для постнекротической кисты. В артериальную фазу контрастирование кистозной полости менее интенсивно, чем контрастирование аорты. В венозную фазу оно выше, чем контрастирование аорты. Высокая плотность кистозной полости сохраняется в отсроченную фазу. Следовательно, в артериальную фазу удалось подтвердить кровотечение в кистозную полость. Однако более высокое внутрисосудистое контрастирование в венозную фазу было признаком небольшого дефекта в артериальной стенке. Так как тромбоз полости кисты отсутствовал, диагностика была облегчена.



Рис. V.9.12. Послеоперационная МСКТ-ангиография.

В послеоперационном периоде после протезирования аорты с помощью искусственного сосудистого протеза важно исключить экстравазацию контрастной крови (ее отсутствие свидетельствует о герметичности швов) и оценить функциональное состояние сосудистого протеза (внутрипросветное контрастное усиление). У этого больного виден воздушный пузырь в бифуркации протеза. Непосредственно после операции это может быть (в этом случае послеоперационный период составил 5 дней). Если воздушный пузырь остается более 10 дней, то при наличии гипертермии может возникнуть подозрение на инфекцию протеза или наличие кишечного свища. Другими словами, требуется тщательный анализ изображений структур мягких тканей в области операции.

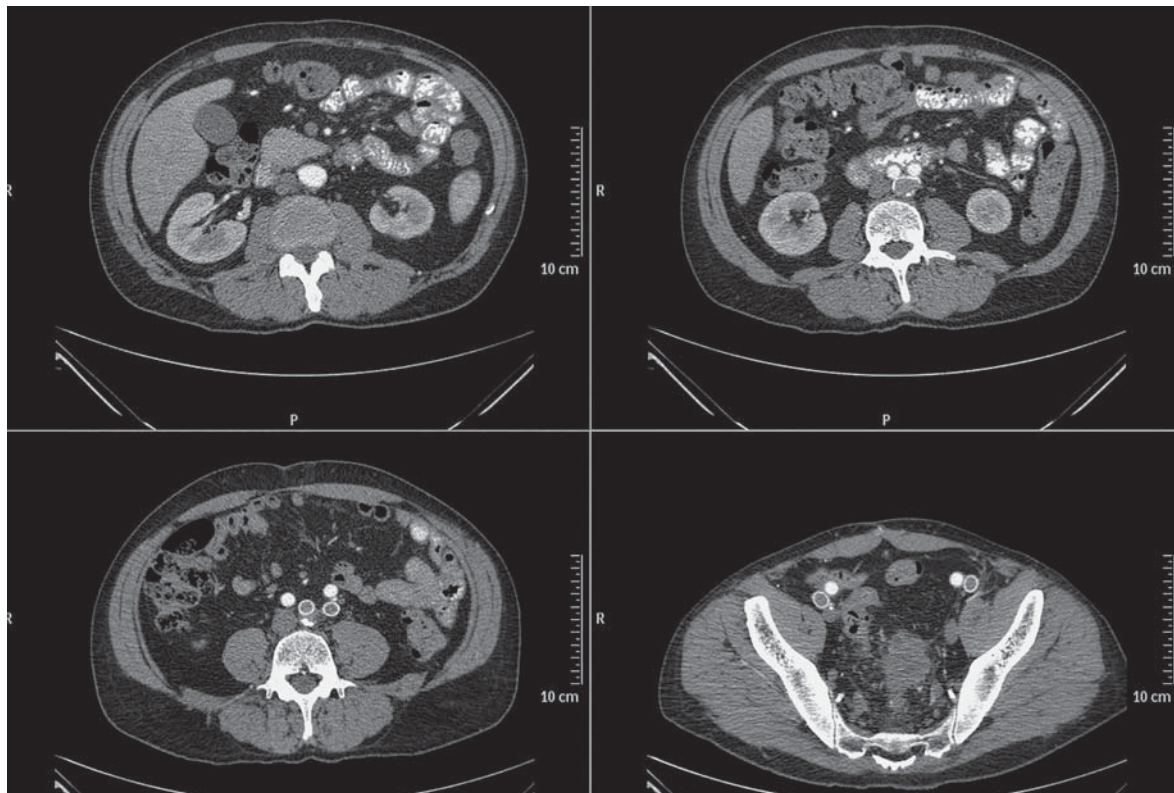


Рис. V.9.13. Оценка артериального трансплантата после реваскуляризации нижних конечностей.

МСКТ-ангиография показывает отличное контрастирование обеих ветвей нового бифуркационного протеза аорты, дорсальнее находится старый трансплантат с внутрипросветным тромбозом, но без признаков периваскулярного воспаления. В настоящее время основным заболеванием пациента является рак прямой кишки (см. рис. V.7.23).

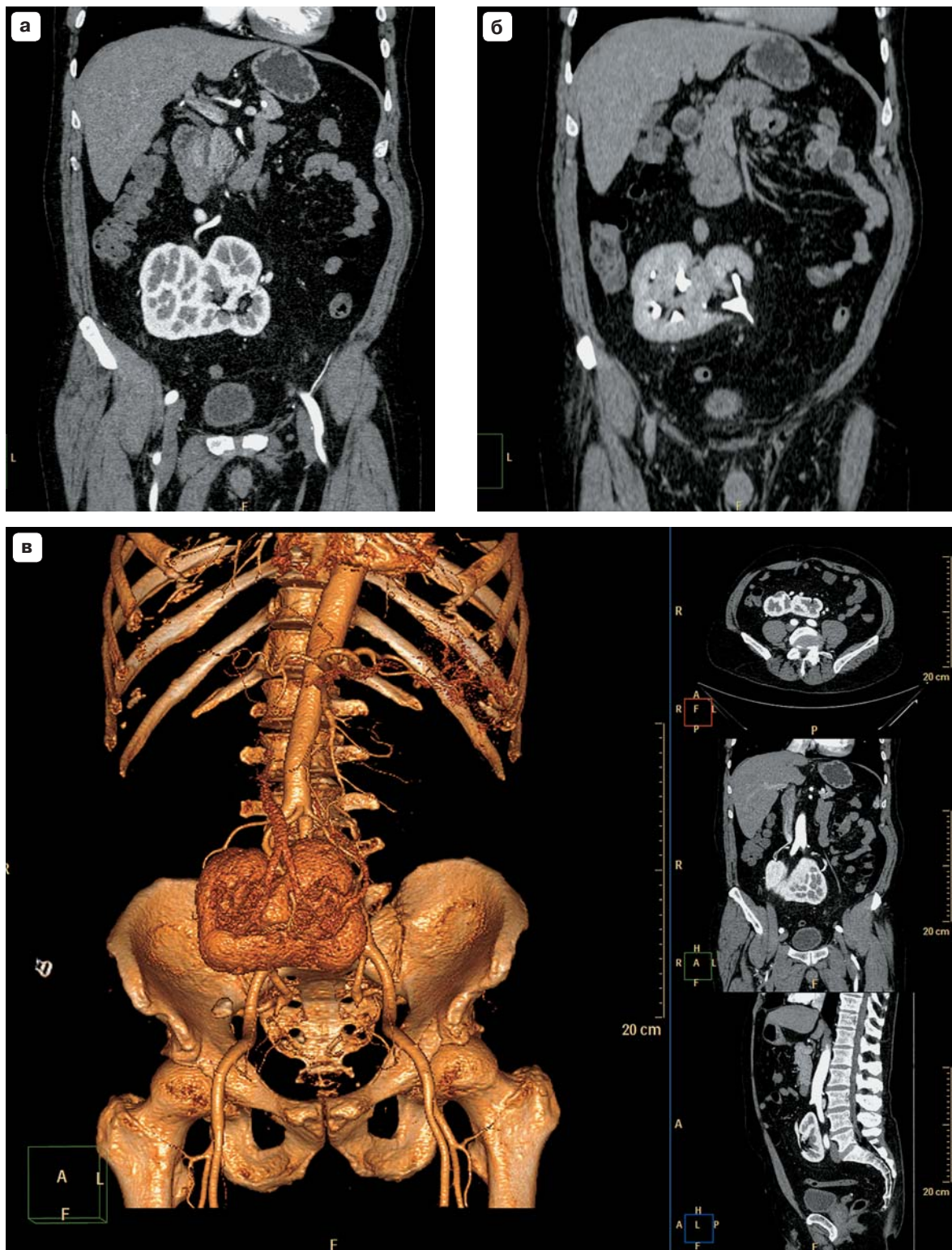


Рис. V.9.14. Подковообразная почка.

Подковообразная почка сама по себе не такое уж редкое состояние (а). В хирургической практике такие «выводы» важны для оценки связи почки, ее сосудов и мочеточника с опухолью. Экскреторная фаза помогает оценить почечные чашечки, лоханку и мочеточники (б). Однако трехмерная реконструкция в соответствующие фазы контрастного усиления позволяет получить наиболее полное представление об анатомических соотношениях (в, г). Следует отметить, что трехмерная реконструкция является как продолжением диагностического процесса, так и началом планирования операции (виртуальное оперативное вмешательство на органах и сосудах в операционном поле).

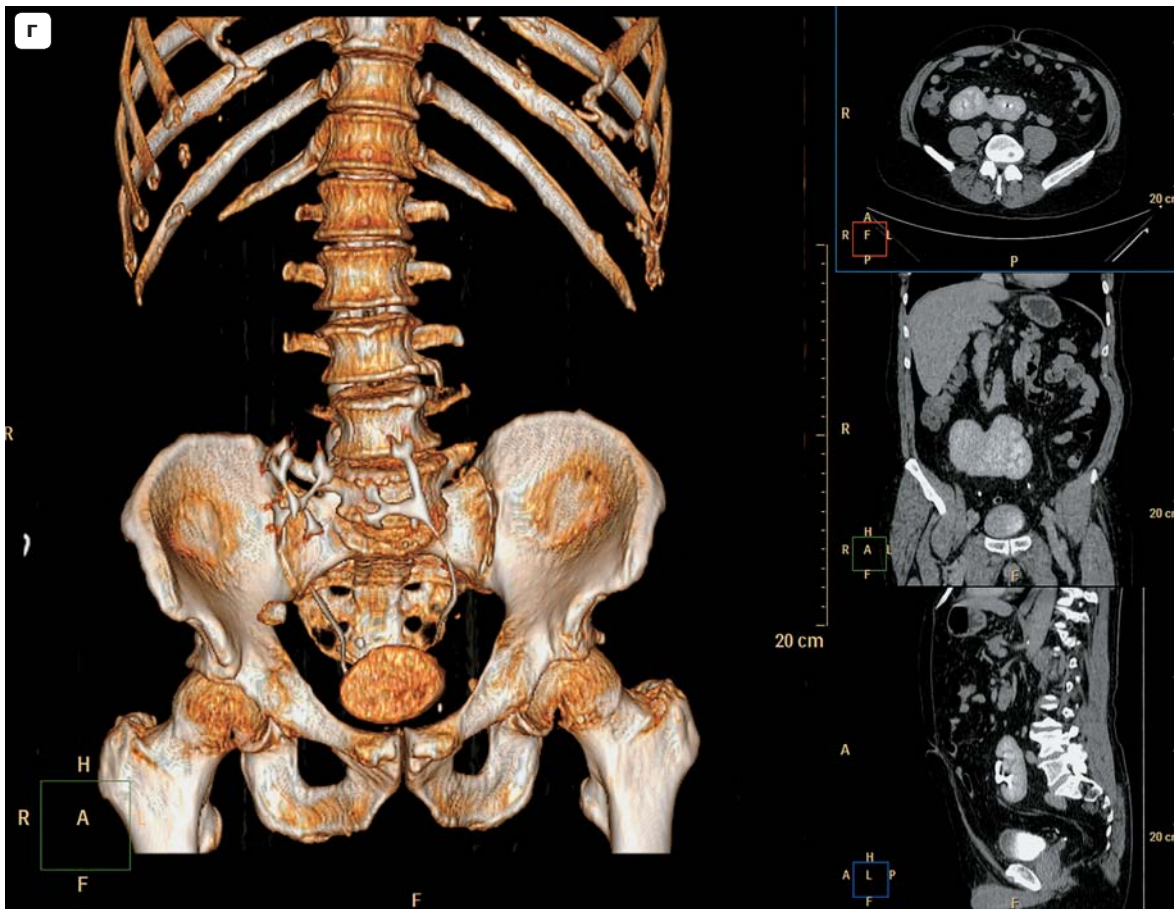


Рис. V.9.14 (окончание). Подковообразная почка.

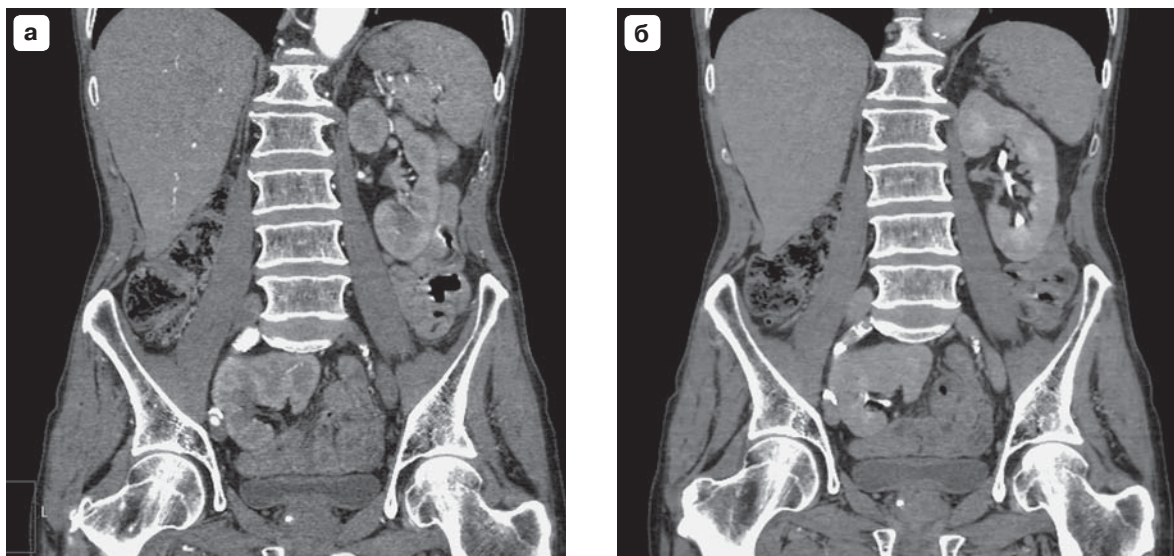


Рис. V.9.15. Тазовая локализация правой почки.

При нарушениях развития и положения почек артериальная фаза очень важна. Данные этой фазы позволяют оценить толщину кортикального слоя почек, интенсивность его кровоснабжения (а) и визуализировать мочевыделительную систему в экскреторную фазу (б). По данным отсроченной фазы можно оценить экскреторную функцию почек, положение почечных лоханок и мочеточников. У этого больного тазовое положение правой почки не повлияло на ее функцию.

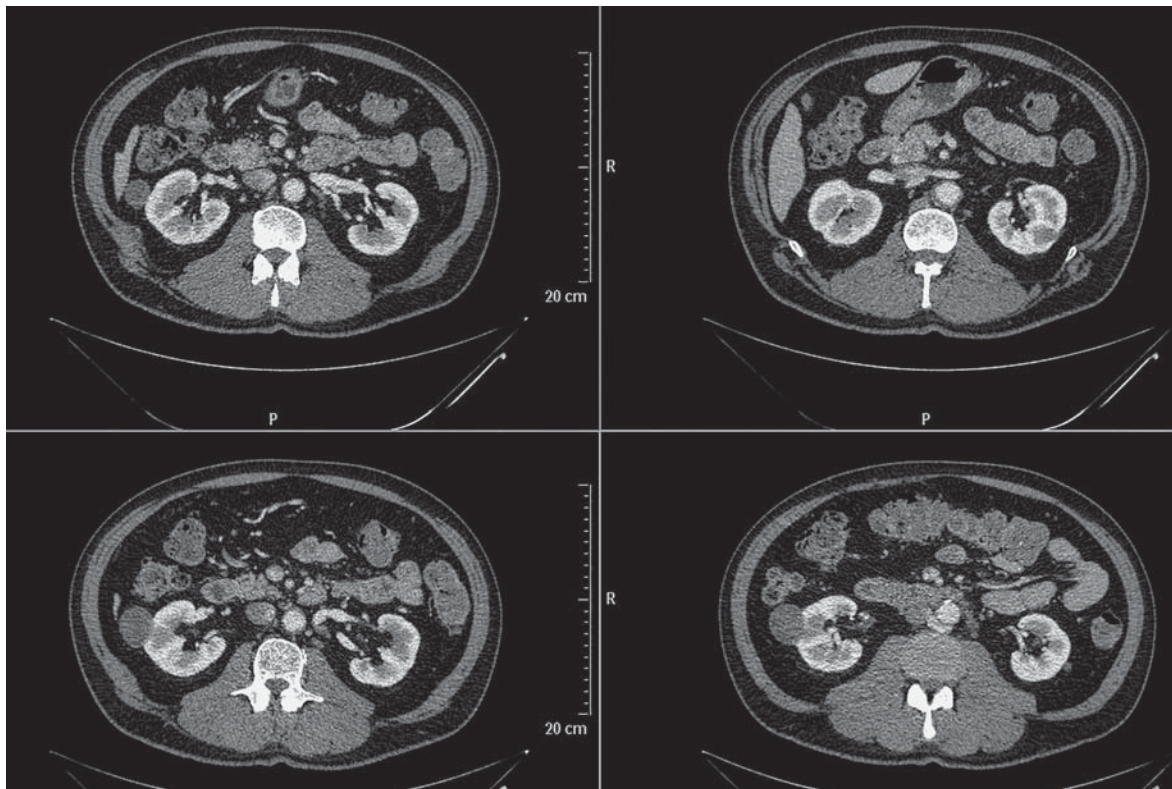


Рис. V.9.16. Индивидуальная анатомия почечных сосудов.

Индивидуальные анатомические особенности могут объяснить многие клинические состояния. Иногда случайное выявление патологических изменений (или индивидуальных особенностей) может быть полезно при планировании операций. На этой серии сканов в венозную фазу видны две левые почечные вены. Одна из них расположена спереди от аорты, вторая – позади аорты.



Рис. V.9.17. Индивидуальная анатомия.

Частой патологией, на которую необходимо обратить внимание при выполнении МСКТ-исследования, являются локализация и особенности левой почечной вены. Эта вена может впадать в нижнюю полую вену не перед аортой, а между аортой и телом соседнего позвонка. Многие пациенты не подозревают о наличии такой патологии в своем организме. Но сужение и сдавление левой почечной вены могут стать причиной избыточного давления в левой яичниковой вене или вене левого яичка. Это может быть клиническим проявлением расширения вен таза (или быть случайной находкой при осмотре таза у женщин) или варикоцеле у мужчин.

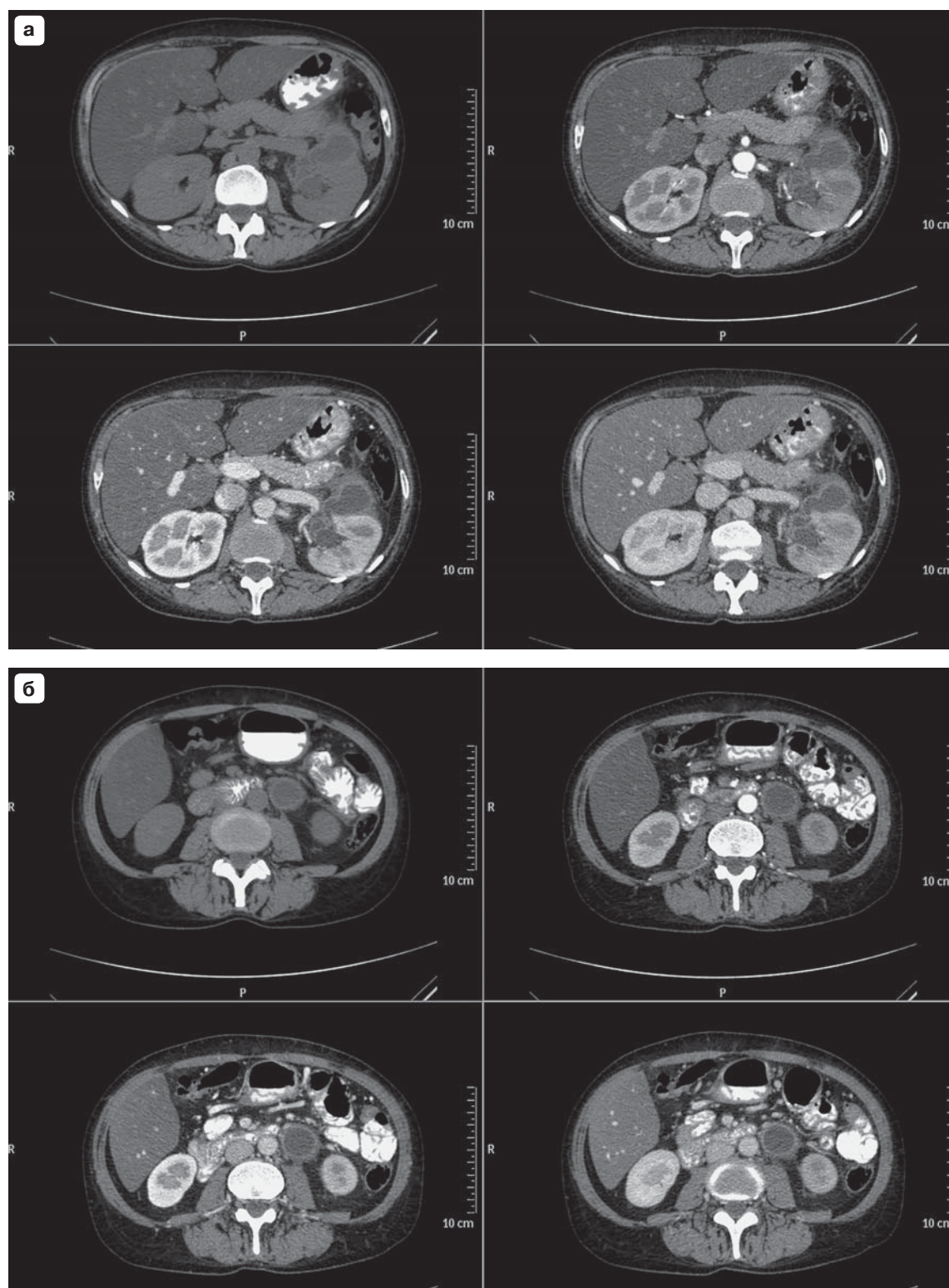


Рис. V.9.18. Мегауретер.

Гиподенсная область на передней поверхности левой почки заставляет задуматься о деструктивном процессе (а, б). В артериальную фазу кровотока в корковом слое левой почки существенно понижен. В венозную фазу плотность кортикального слоя становится выше, чем в артериальную фазу, но все же ниже, чем в правой почке. В венозную фазу толщина коркового слоя левой почки нормальная. Гиподенсное инкапсулированное образование почки имеет связь с почечной лоханкой. На уровне нижнего полюса левой почки видно, что это мочеточник с утолщенной стенкой. Нарушение оттока мочи и стало причиной развития мегауретера. Повышение контрастности позволило исключить наличие деструктивных изменений в левой почке.

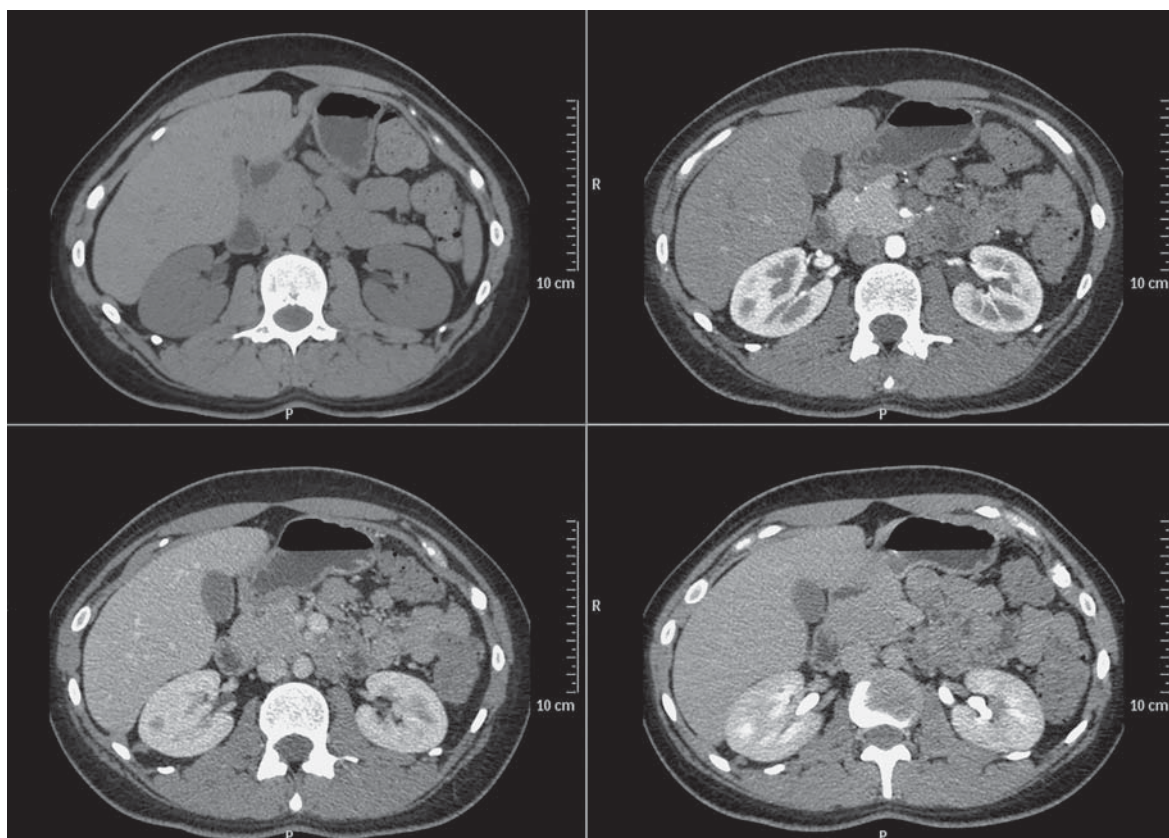
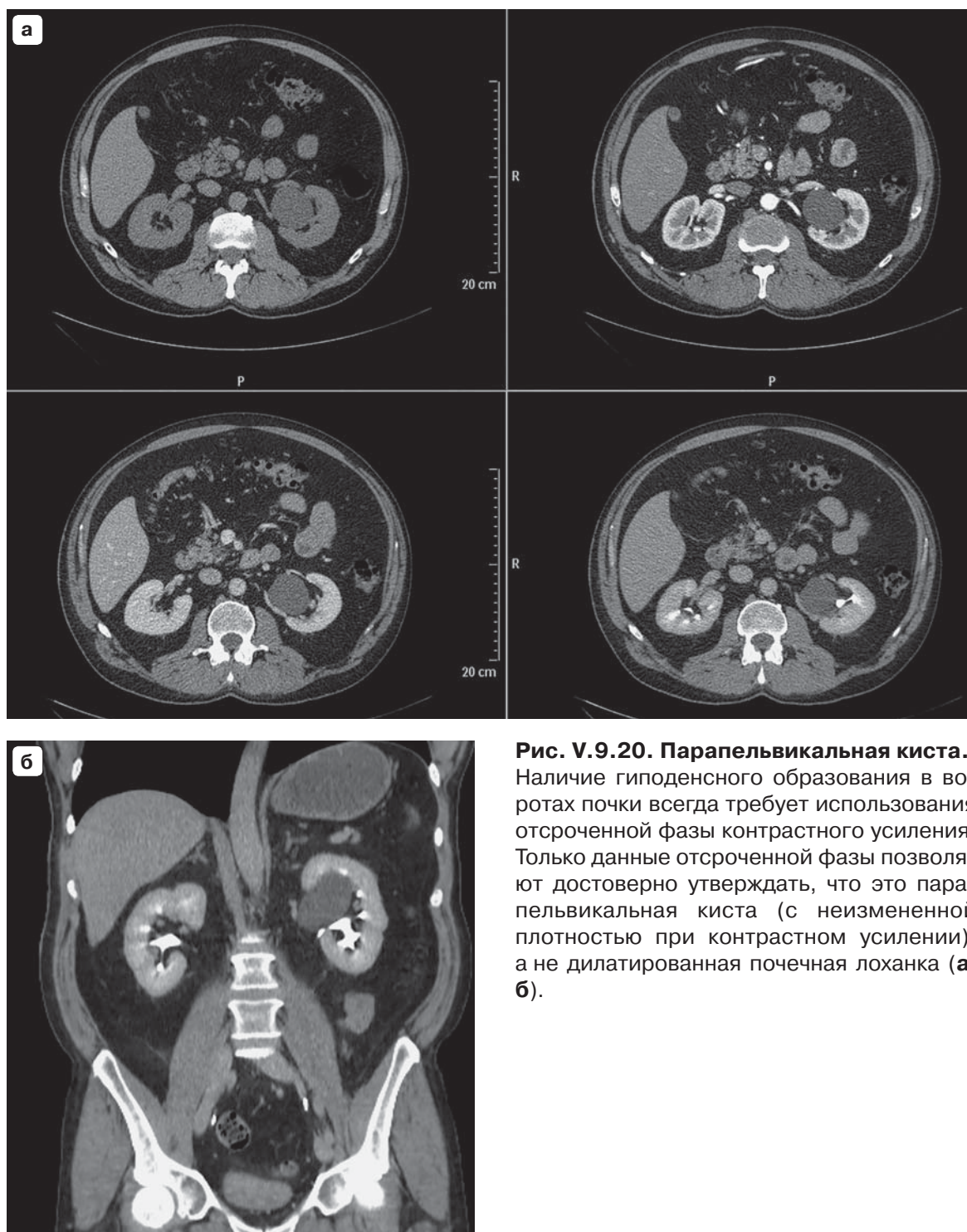


Рис. V.9.19. Роль отсроченной фазы.

В артериальную фазу в медуллярном слое правой почки выявлено округлое образование. В венозную (равновесную, паренхиматозную) фазу это образование также видно. Формальная картина может соответствовать ишемической кисте мозгового слоя почки. Однако в отсроченную (экскреторную) фазу «кистозное» образование стало гиперконтрастным, что свидетельствует о его связи с почечными чашечками и лоханкой. Это одна из чашечек, но не киста.



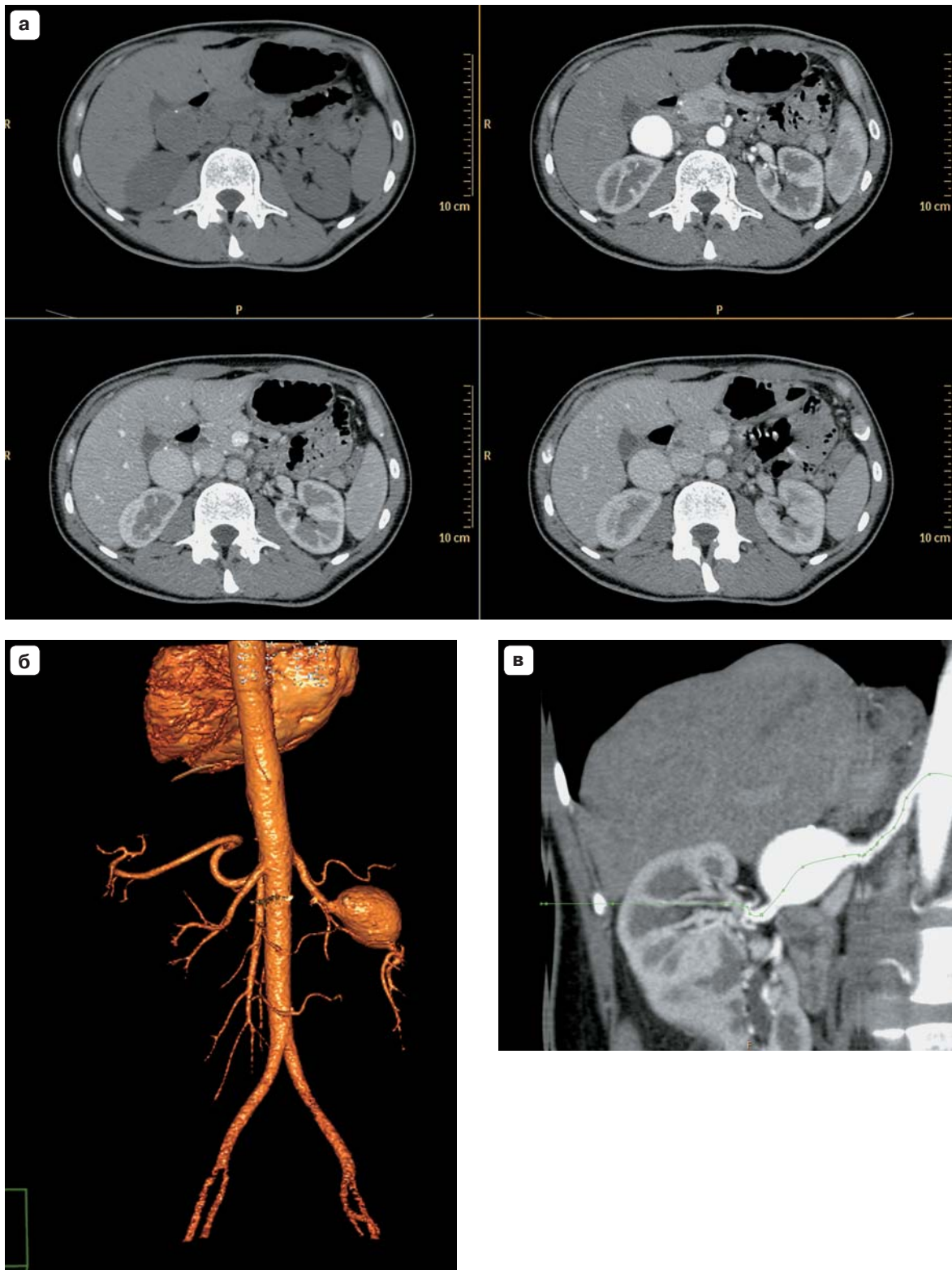


Рис. V.9.21. Аневризма почечной артерии.

Однородное округлое образование в проекции правого надпочечника (а) при контрастном усилении было распознано как аневризма почечной артерии (б, в). Диагностика аневризм этой локализации по данным венозной и отсроченной фаз возможна, но данные артериальной фазы наиболее достоверны.

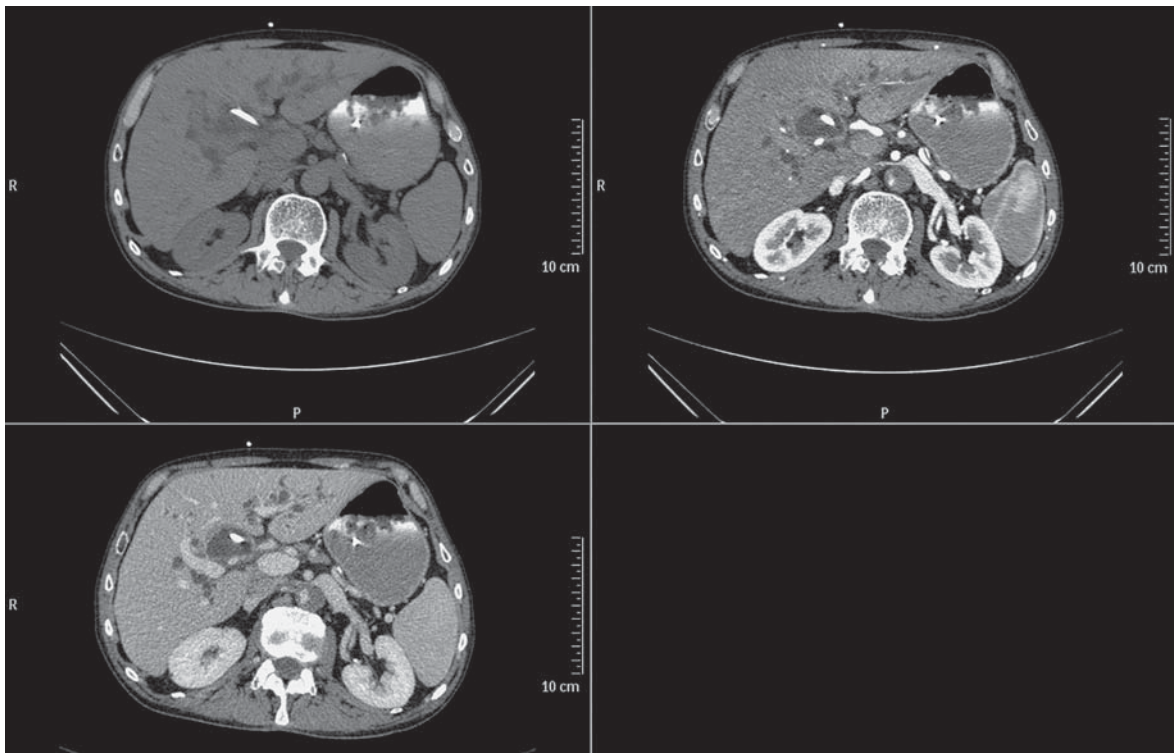


Рис. V.9.22. Аортально-брыжеечный «пинцет».

На серии аксиальных сканов видны три патологических образования. Два из них можно диагностировать без контрастного усиления, а вот третье – невозможно. Расширенные внутripеченочные желчные протоки и дренированный общий желчный проток более четко видны в артериальную и, особенно, в венозную фазы. Аортально-брыжеечный «пинцет» (сдавление левой почечной вены между верхней брыжеечной артерией и аортой) видно без и с контрастным усилением. Окклюзия брюшной аорты видна только при контрастном усилении.

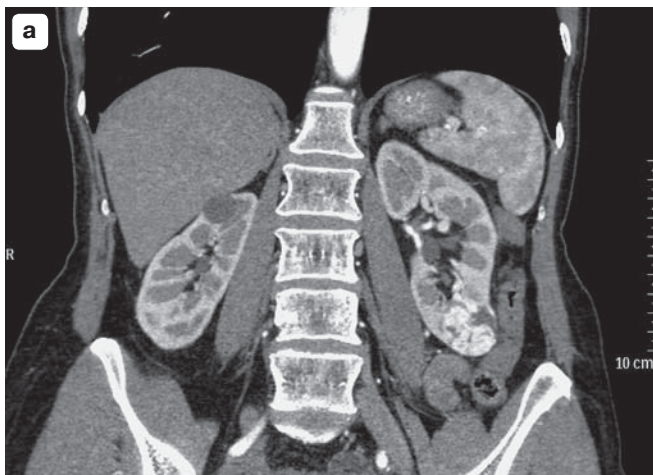


Рис. V.9.23. Рак почки.

Рак почки лучше виден в артериальную фазу как гиперденное гетерогенное образование (а). Целью КТ-исследования является оценка опухолевой инвазии почечных чашечек и лоханки. Резекция почки возможна при отсутствии инвазии. Соответственно, необходима отсроченная фаза контрастного усиления. У этого больного видна опухолевая инвазия чашечек (б). Кроме того, была диагностирована киста верхнего полюса правой почки (а, в) и печеночная гемангиома (правая доля печени) с типичной динамикой контрастного усиления (в).

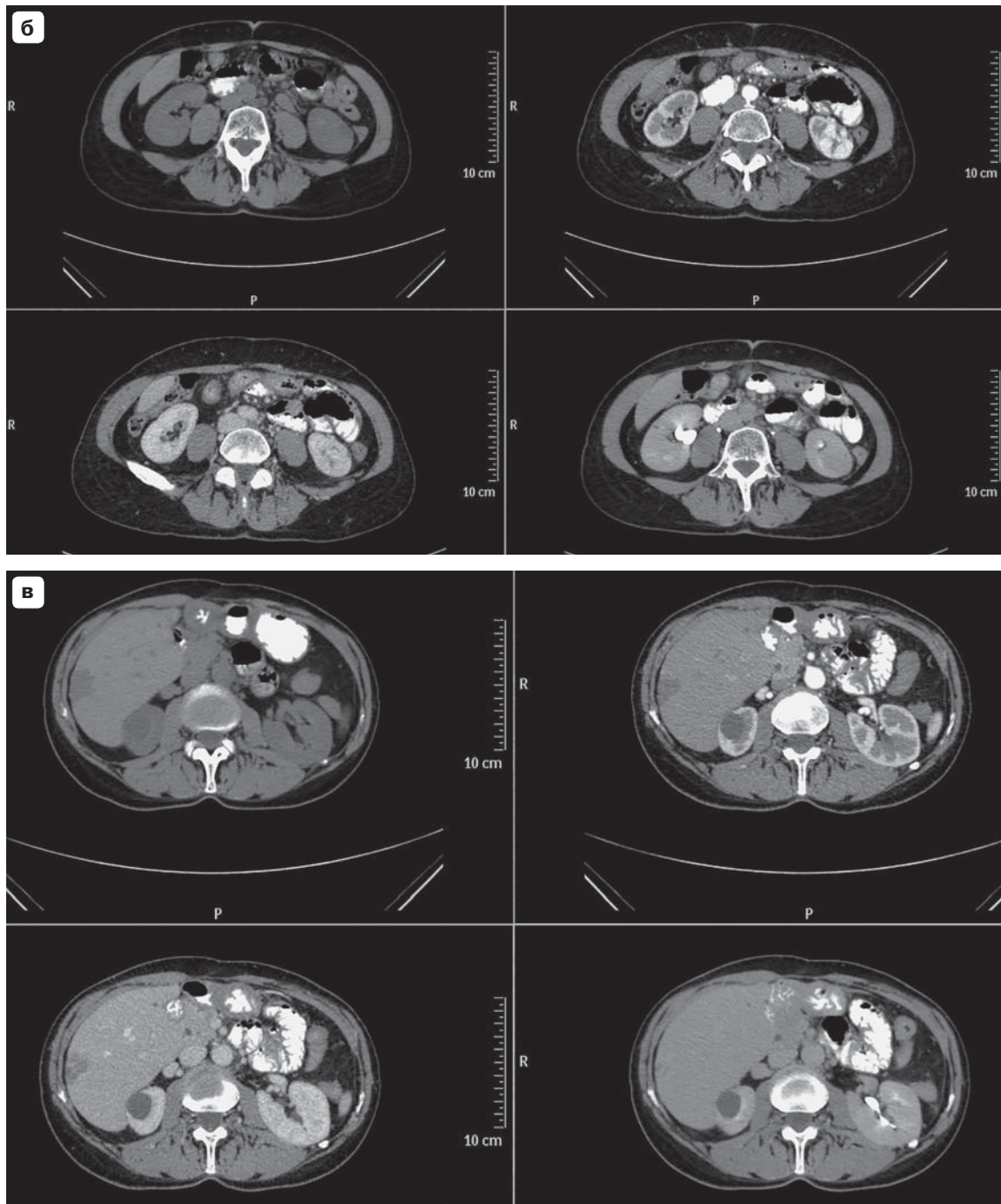


Рис. V.9.23 (окончание). Рак почки.

Рис. V.9.25. Опухоль почки.

Любое кистозное образование в почках с утолщенными стенками или солидным компонентом требует дифференциальной диагностики (киста или кистозная опухоль). Видно, что в артериальную фазу солидный компонент интенсивно контрастируется. Таким образом, это кистозная опухоль, возникающая из коркового слоя почки.

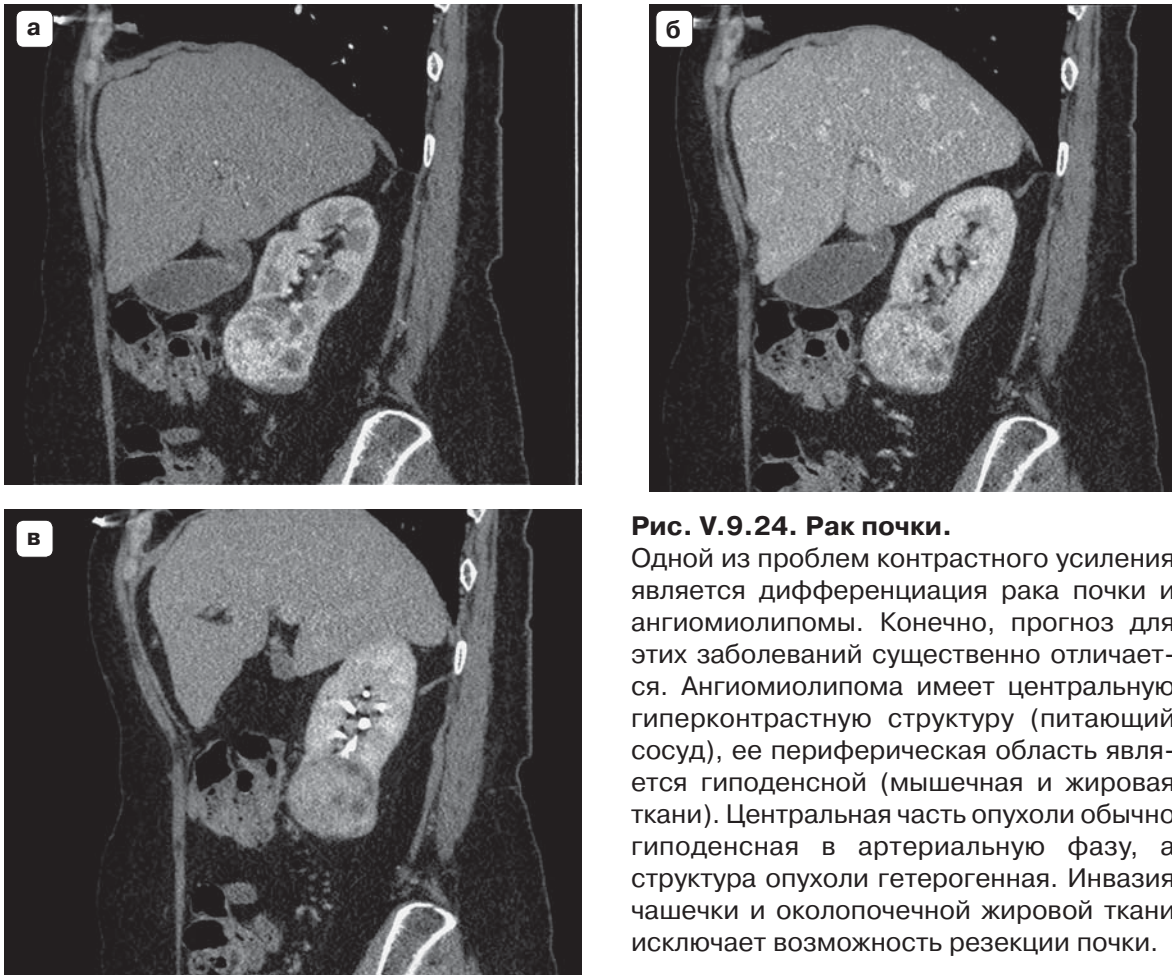


Рис. V.9.24. Рак почки.
 Одной из проблем контрастного усиления является дифференциация рака почки и ангиомиолипомы. Конечно, прогноз для этих заболеваний существенно отличается. Ангиомиолипома имеет центральную гиперконтрастную структуру (питающий сосуд), ее периферическая область является гиподенсной (мышечная и жировая ткани). Центральная часть опухоли обычно гиподенсная в артериальную фазу, а структура опухоли гетерогенная. Инвазия чашечки и околопочечной жировой ткани исключает возможность резекции почки.

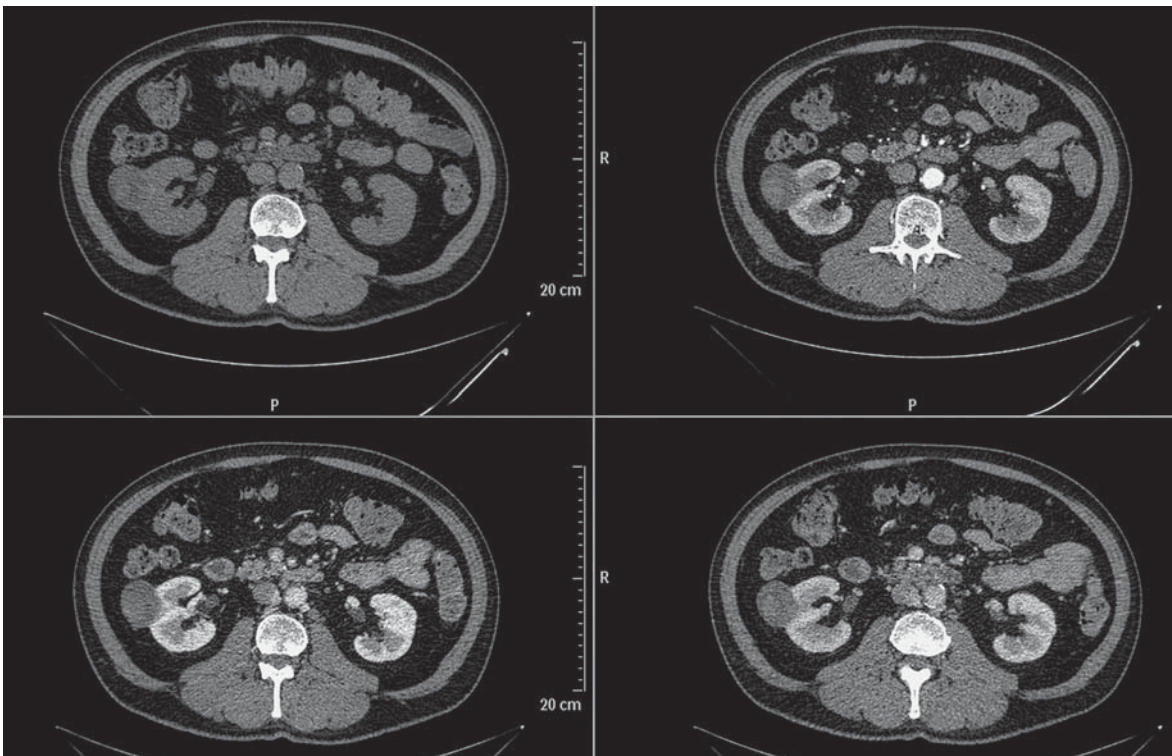


Рис. V.9.25. Опухоль почки.

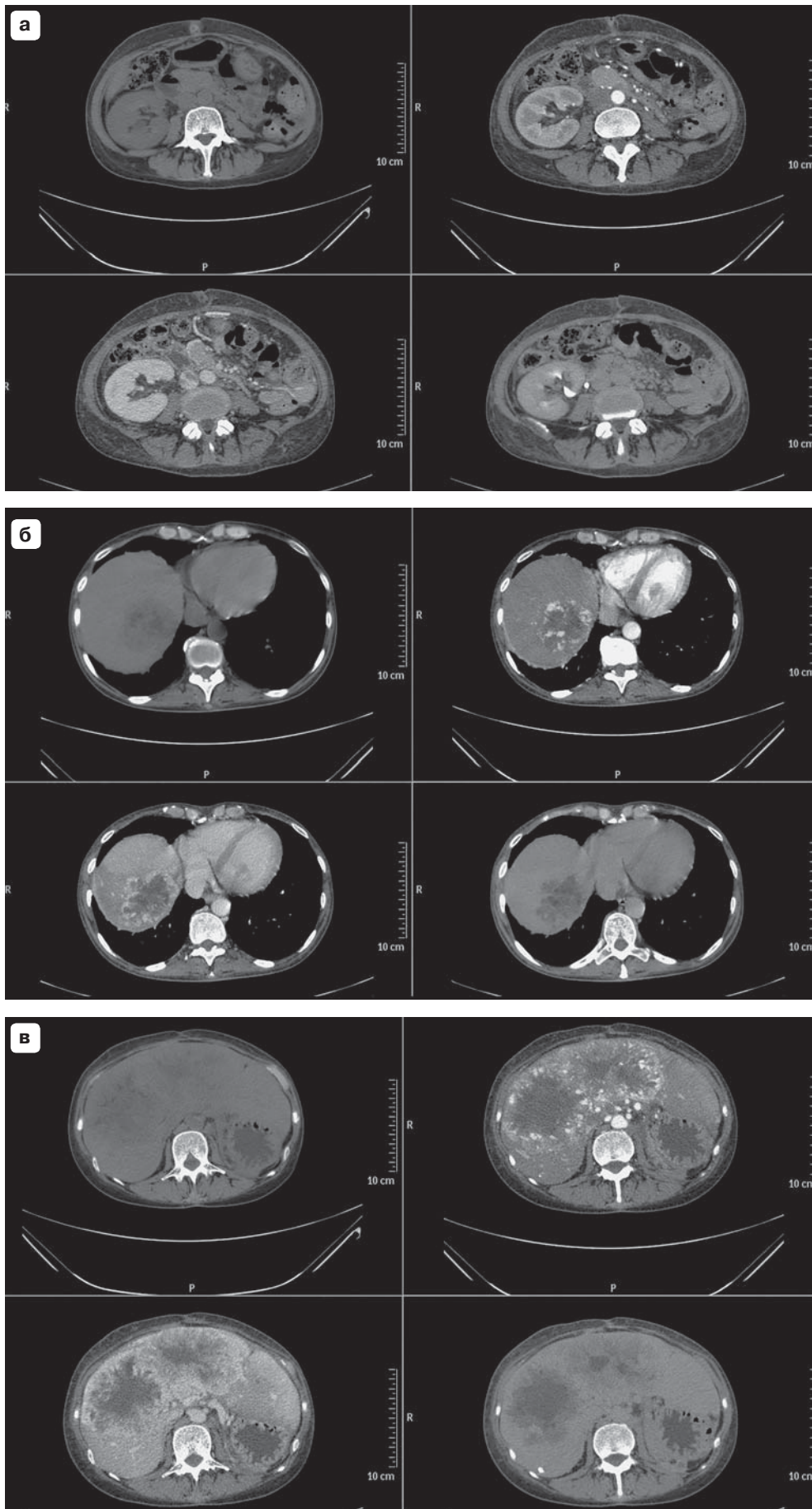
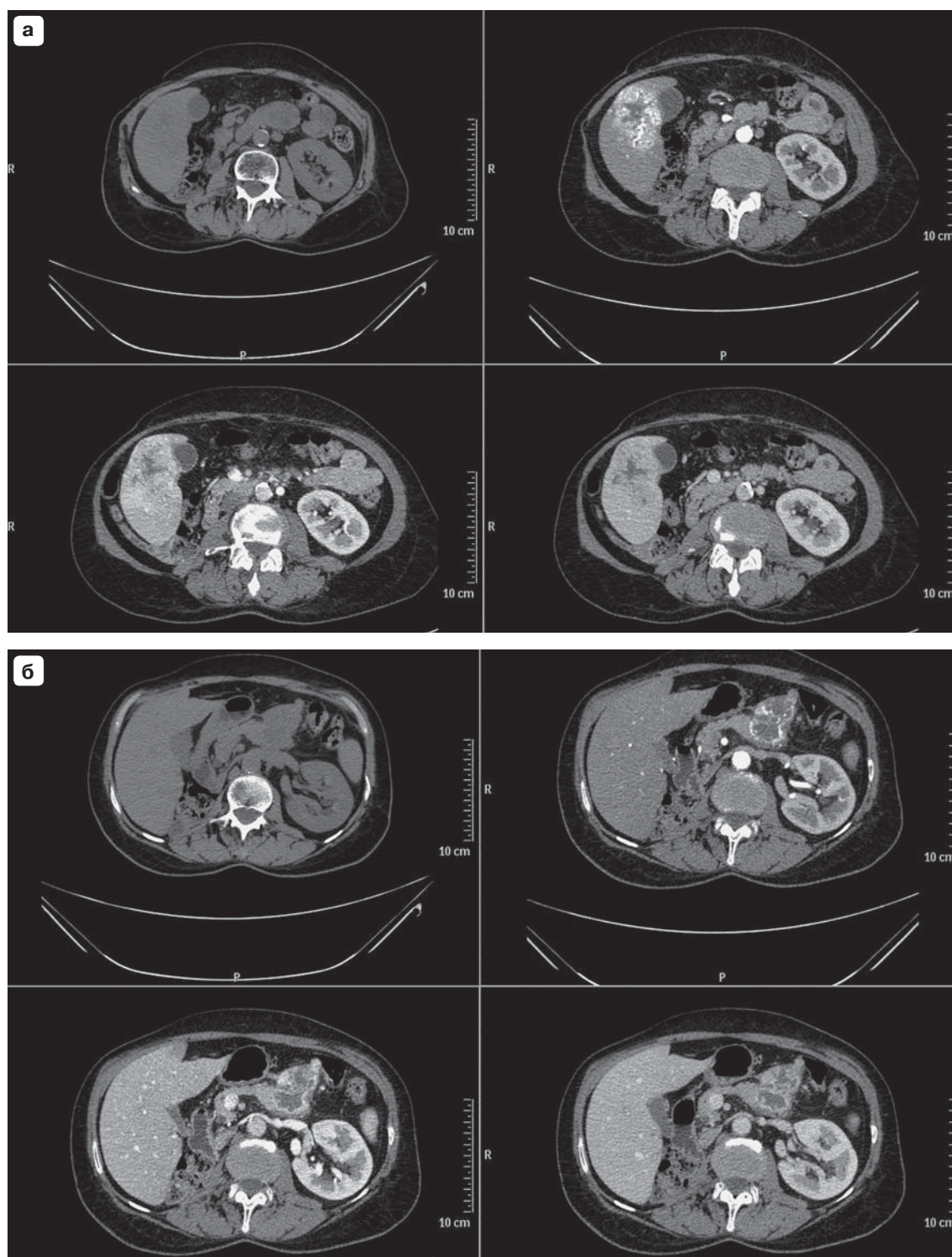


Рис. V.9.26. Метастазы рака почки.

Левая почка была удалена хирургическим путем (а). Имеются три огромных метастаза в печени с типичной структурой (б, в).

**Рис. V.9.27. Метастазы рака почки.**

При обследовании пациентов с хирургическим вмешательством по поводу рака почки в анамнезе при инъекции контрастного вещества необходим поиск гиперконтрастных метастазов. Как правило, в артериальную фазу это гиперваскулярные образования с центральным гиподенсным участком, локализованные в печени (а) или в других анатомических структурах. Второй метастаз у этого пациента был диагностирован в большом сальнике (б), он проецировался на хвост поджелудочной железы. Соответственно, диагностика в артериальную фазу наиболее информативна.

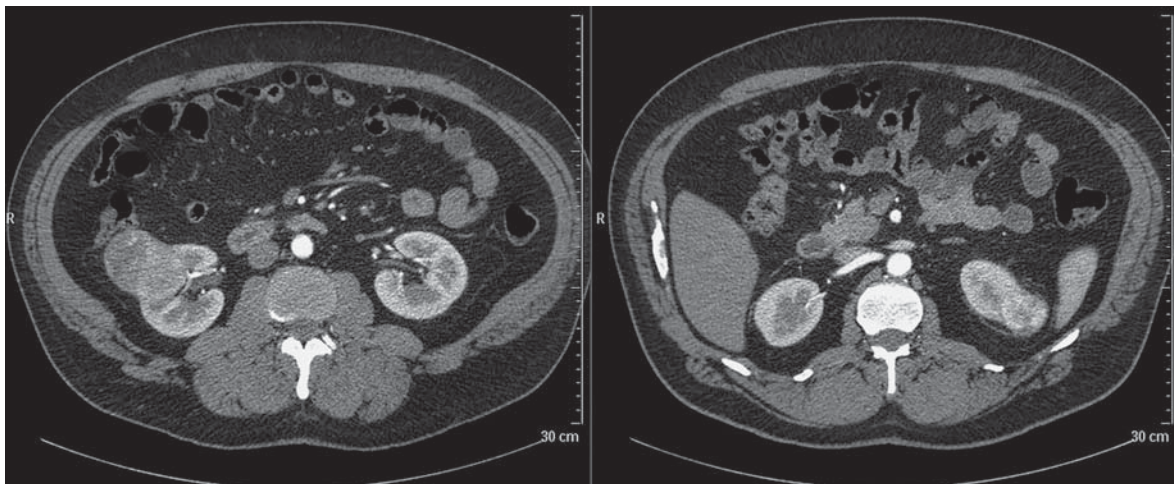


Рис. V.9.28. Опухоли обеих почек.

У этого пациента двусторонний рак почек. Для диагностики заболевания достаточно артериальной фазы.

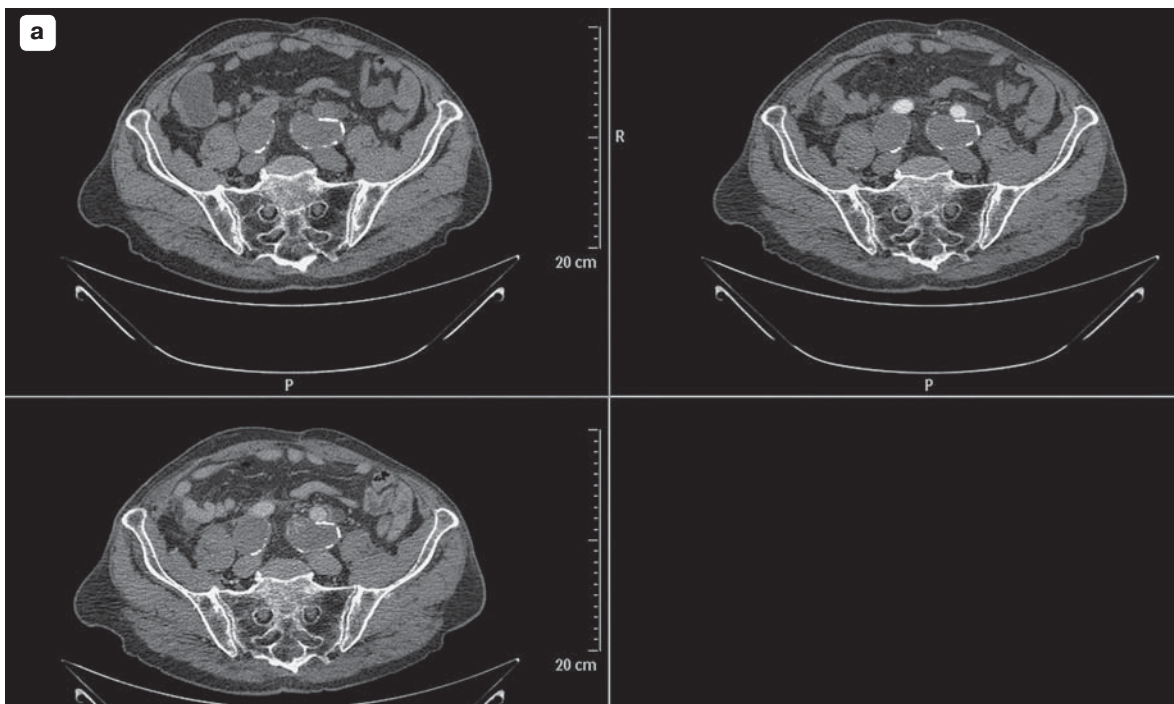


Рис. V.9.29. Последующее обследование после реваскуляризации обеих нижних конечностей.

У этого пациента отличное внутрипросветное контрастирование обеих ветвей аортального трансплантата (а–в). Выражен артериальный приток к левой почке (б), но функция этой почки отсутствует, потому что имеется гидронефротическая трансформация почечной паренхимы.

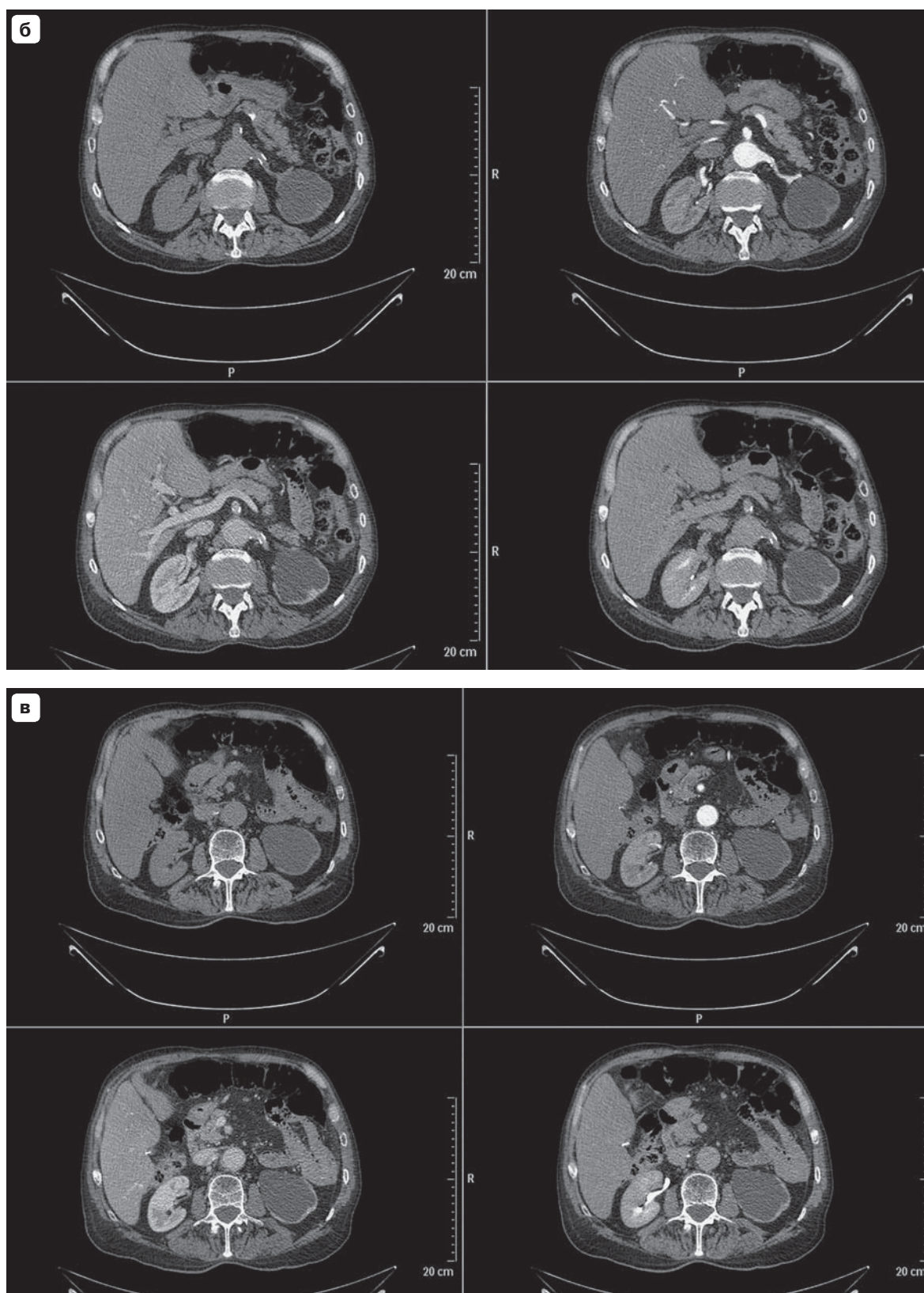


Рис. V.9.29 (окончание). Последующее обследование после реваскуляризации обеих нижних конечностей.

V.10. МСКТ-ИССЛЕДОВАНИЕ ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ, МАТКИ И ЯИЧНИКОВ

Специальное МСКТ-исследование с контрастным усилением репродуктивной системы нежелательно. Однако такие исследования неизбежны при некоторых протоколах МСКТ из-за особенностей сканирования – анатомической зоны – при КТ.

В основном предстательная железа является объектом исследования при оценке железы, при опухолях, исходящих из нее или распространяющихся на предстательную железу (рис. V.10.1). При дифференциальной диагностике с опухолями мочевого пузыря отсроченная фаза очень важна. К изображению простаты прилежит мочевой пузырь, который заполняется к моменту отсроченной фазы контрастной мочой.

В дифференциальной диагностике доброкачественной гиперплазии предстательной железы и рака чаще всего ориентируются на локализацию очагового поражения. При доброкачественной гиперплазии предстательной железы центральная область ярко контрастируется в артериальную фазу.

Опухоли очень часто деформируют предстательную железу (рис. V.10.2, V.10.3). Рак виден на периферии железы и имеет неоднородное контрастное усиление. Увеличение предстательной железы и гетерогенное контрастное усиление должны быть основой для тщательного обследования пациента и оценки уровня простатспецифического антигена и трансректального исследования (ультразвуковое исследование или магнитно-резонансная томография).

Матка, как правило, однородна. Ее неоднородность при контрастном усилении является признаком патологического состояния. Наиболее частой патологией матки, которая диагностируется случайно, являются миоматозные узлы (рис. V.10.4–V.10.8). Как правило, они отличаются по характеристикам контрастного усиления от нормального миометрия в артериальную и отсроченную фазы. Патология эндометрия может быть диагностирована при МСКТ с контрастным усилением. Такое обследование важно для диагностики рака и оценки эффективности химиотерапии и лучевой терапии.

Визуализация нормальных яичников зависит от возраста (рис. V.10.9). При менопаузе яичники плохо дифференцируются. Диагностика патологии яичников основывается также на изменениях плотности при контрастном усилении (рис. V.10.10, V.10.11).

Солидные компоненты опухолей яичников хорошо контрастируются в артериальную и венозную фазы. При наличии асцита иногда можно увидеть рак брюшины и метастазы на поверхности печени.

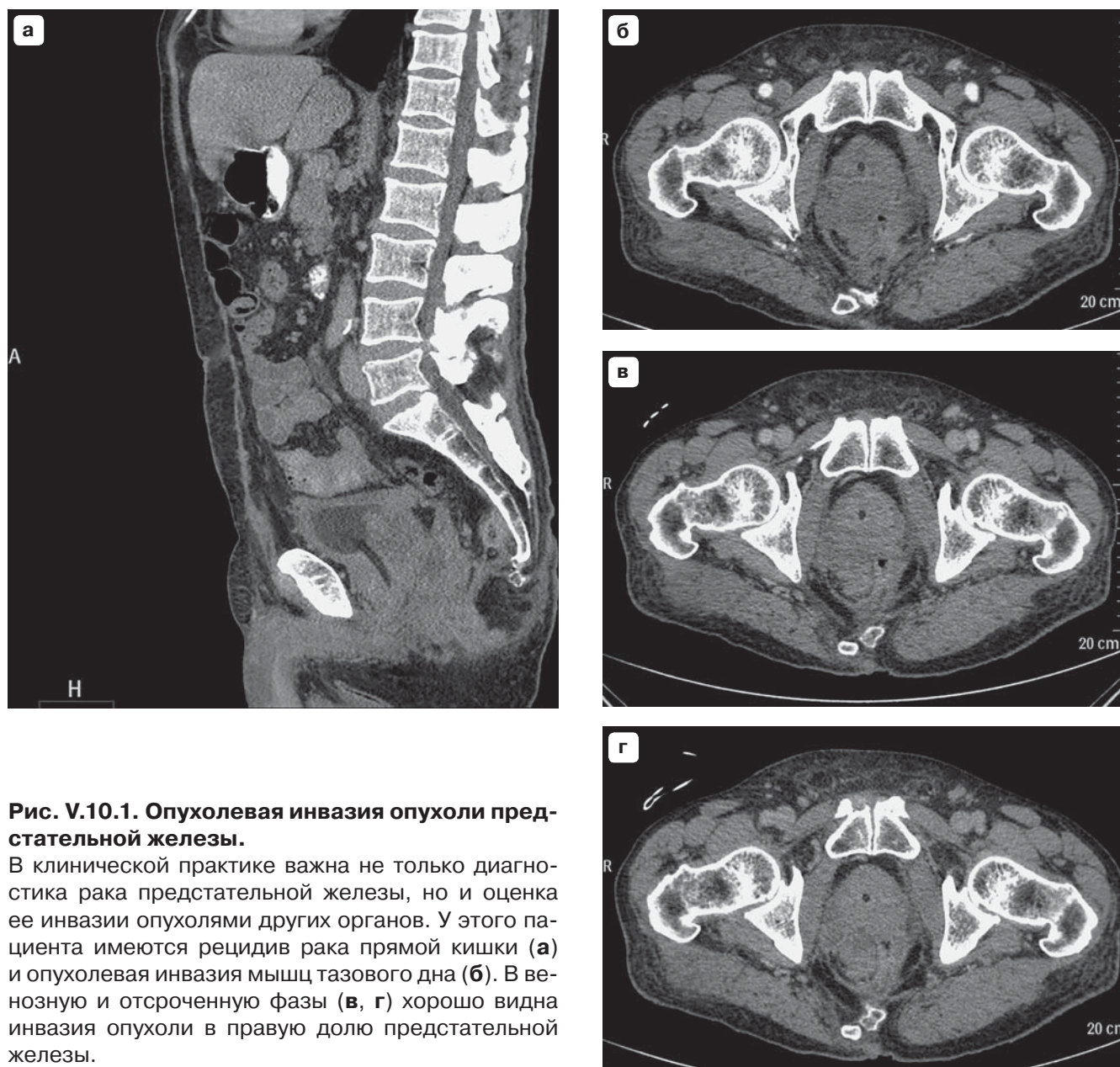


Рис. V.10.1. Опухолевая инвазия опухоли предстательной железы.

В клинической практике важна не только диагностика рака предстательной железы, но и оценка ее инвазии опухолями других органов. У этого пациента имеются рецидив рака прямой кишки (а) и опухолевая инвазия мышц тазового дна (б). В венозную и отсроченную фазы (в, г) хорошо видна инвазия опухоли в правую долю предстательной железы.

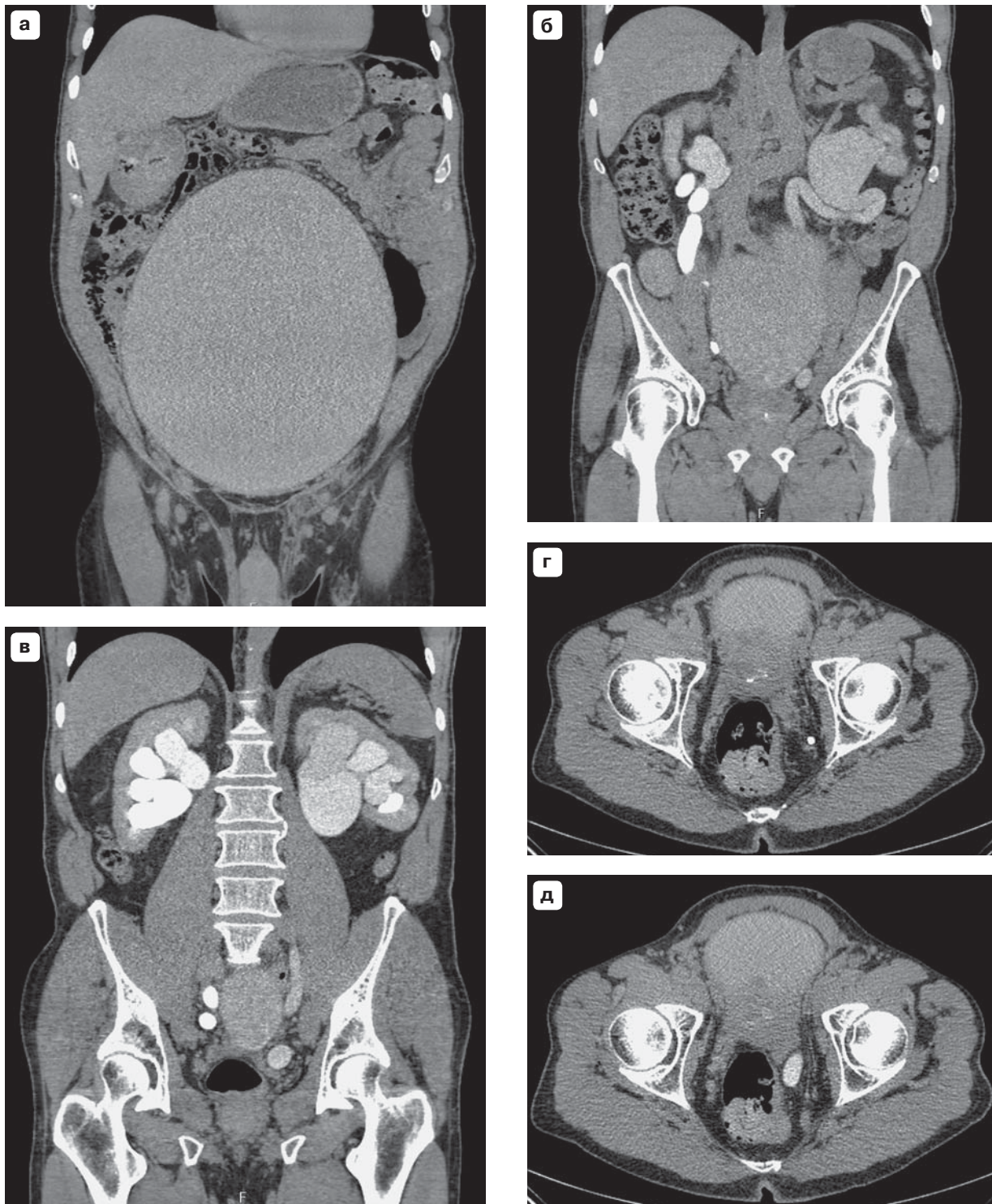


Рис. V.10.2. Опухоль предстательной железы. Атония мочевого пузыря. Хроническая задержка мочи. Уретерокаликпиелозктазия и гидронефроз обеих почек.

Такая картина мочевого пузыря (а) у больного без острой ишурии в сочетании с мегауретером (б) и гидронефротической трансформацией почек (в) обусловлена раком предстательной железы. Простата имеет увеличенные размеры и неправильный контур (г, д). Эти данные КТ позволяют заподозрить рак мочевого пузыря (обструкцию обоих мочеточников) или инвазию мочевого пузыря опухолью простаты.

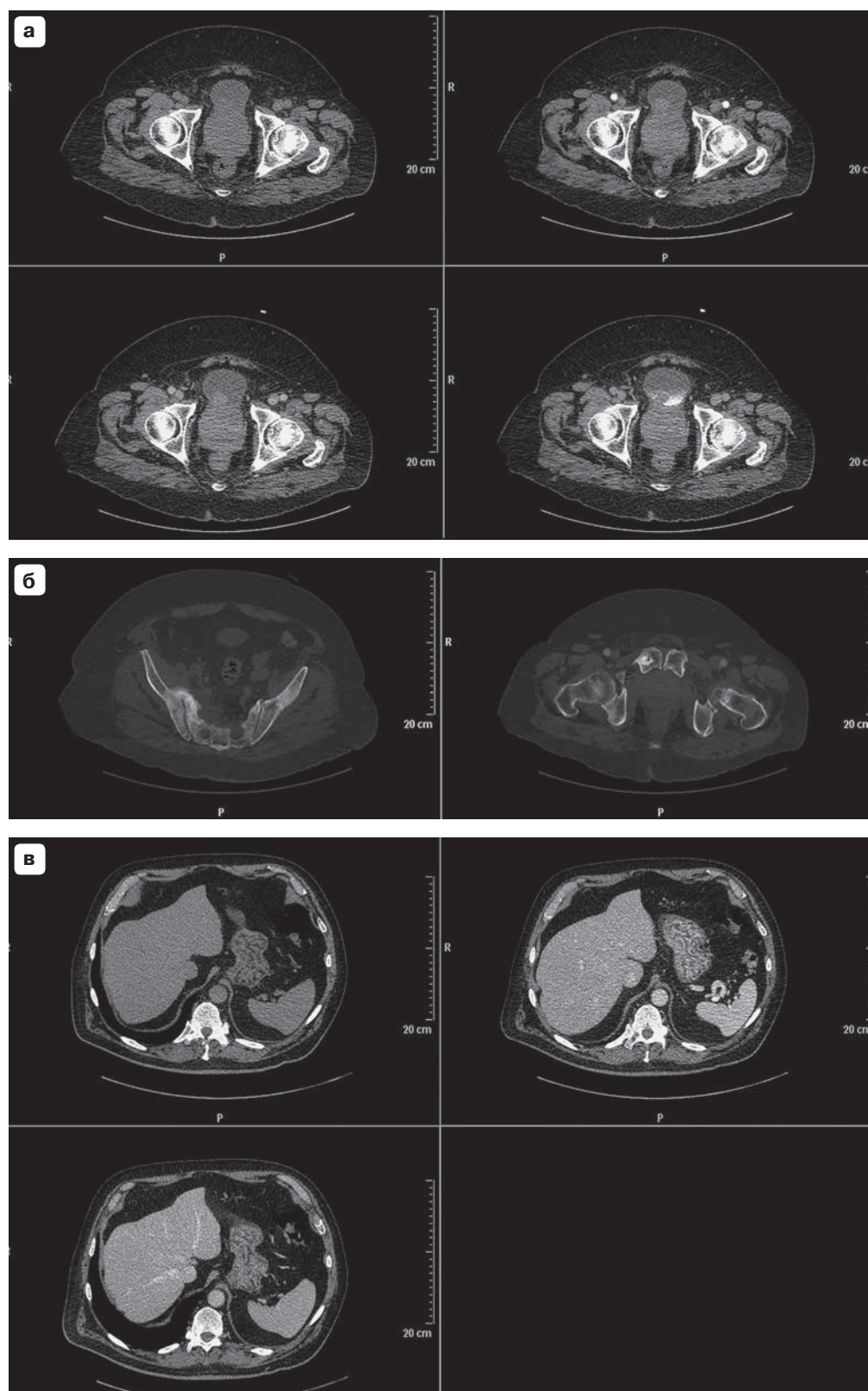


Рис. V.10.3. Рак предстательной железы.

Этот пациент с потерей массы тела и высоким уровнем простатспецифического антигена был обследован для оценки распространения опухоли. Выявлена опухолевая инвазия (а) в стенку мочевого пузыря (внутрипросветная часть опухоли лучше визуализируется в артериальную и отсроченную фазы) и остеопластические метастазы рака предстательной железы в крестце и лонных костях (б). В левой доле печени небольшое гиподенсное образование видно только в венозную фазу (метастаз).

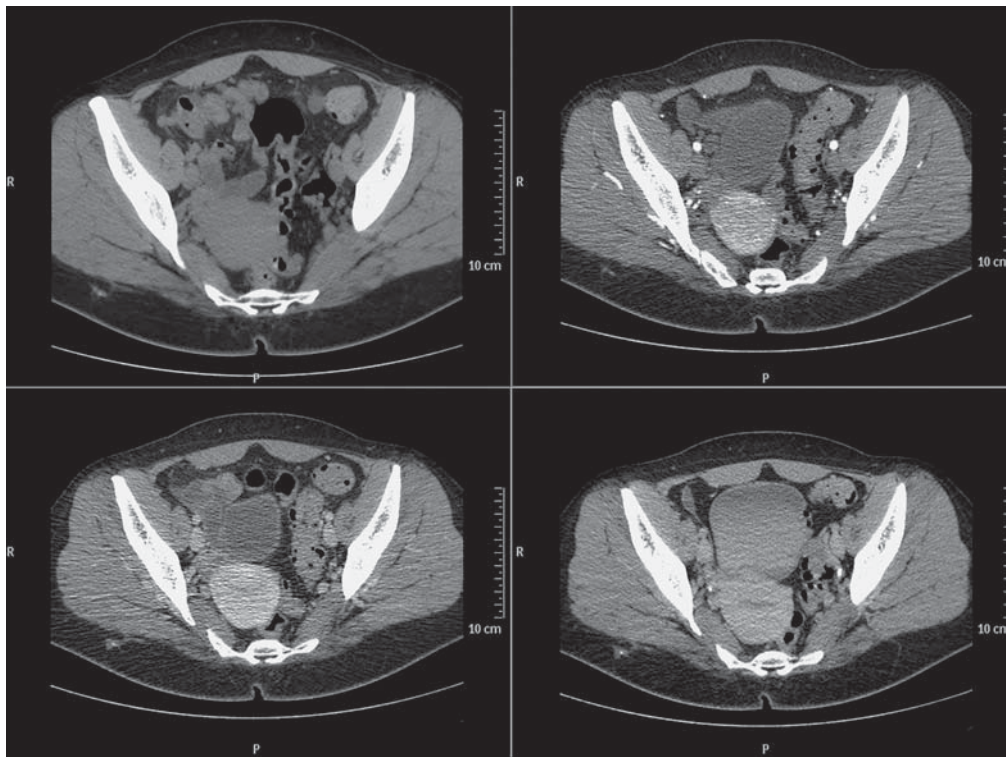


Рис. V.10.4. Нормальная матка.

Нормальная матка имеет однородную структуру. У этой больной в артериальную фазу матка при контрастном усилении слегка неоднородна. В венозную фазу контрастное усиление миоматозных узлов является наиболее интенсивным. В отсроченную фазу контрастное усиление узлов несколько ниже. Обе, венозная и отсроченная, фазы показаны для визуализации полости матки, которая, как правило, не видна без контрастного усиления.

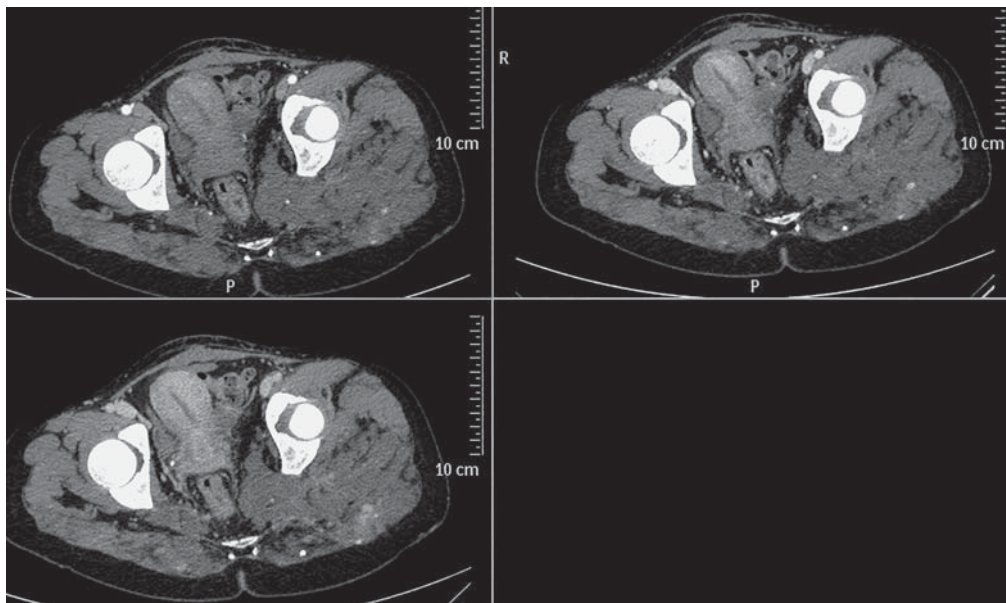


Рис. V.10.5. Обследование таза при венозной ангиодисплазии ягодичных мышц.

В зависимости от положения матки относительно плоскости сканирования полость матки может быть видна лучше или хуже. В *anteflexio uteri* нормальная полость матки видна даже в артериальную фазу. В венозную и отсроченную фазы она видна особенно четко. У этой пациентки также наблюдается венозная ангиодисплазия ягодичных мышц, распространяющаяся на полость таза. Наибольшее контрастное усиление ангиодисплазии, неоднократно оперированной ранее, наблюдается в венозную и, особенно, в отсроченную фазы.

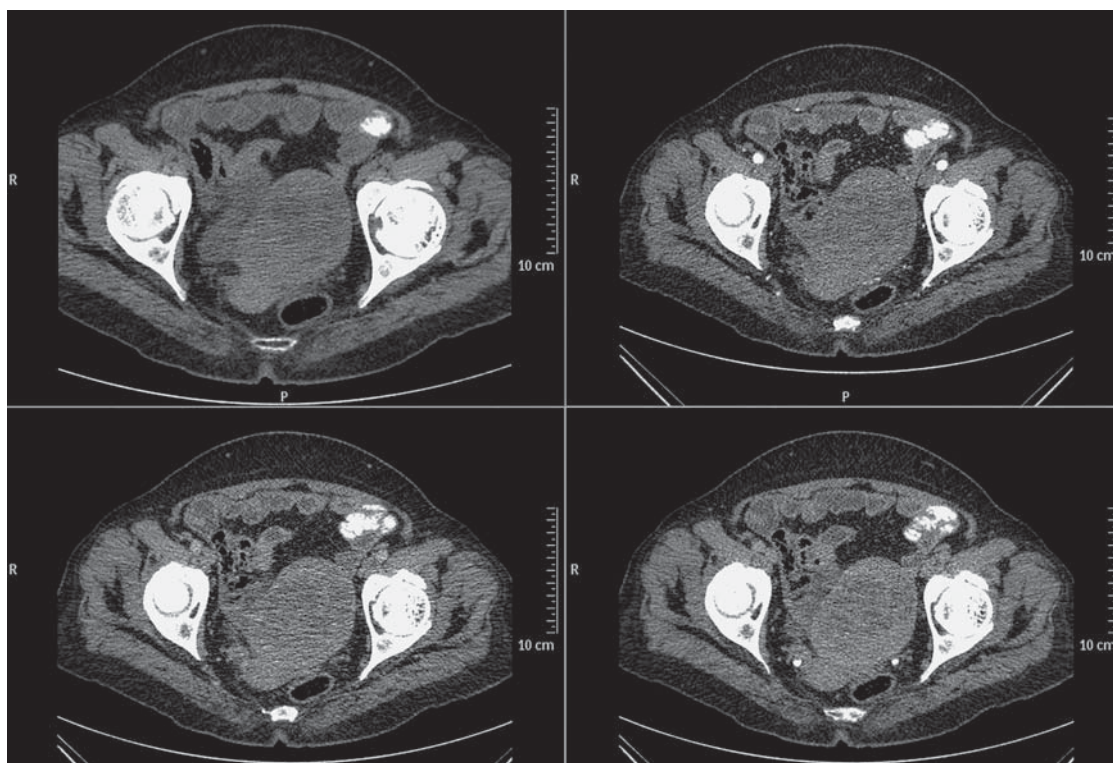


Рис. V.10.6. Субсерозный миоматозный узел.

Субсерозный миоматозный узел существенно увеличивает размеры тела матки. Наибольшее контрастирование отмечается в отсроченную фазу.

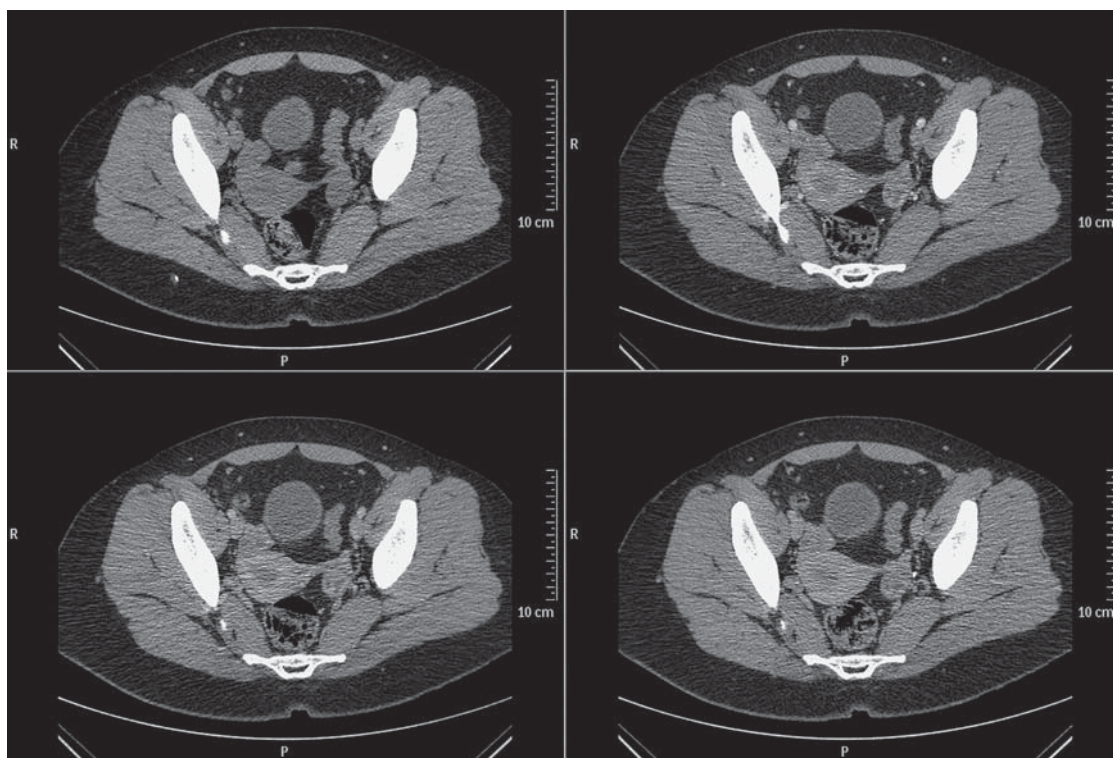


Рис. V.10.7. Гиперплазия эндометрия.

При гиперплазии эндометрия полость матки может быть видна даже на нативных снимках. Однако при контрастном усилении это видно более четко. У этой пациентки наилучшая визуализация полости матки была в артериальную и венозную фазы. Оба яичника имеют умеренно неоднородную структуру и при контрастном усилении их плотность незначительно изменилась.

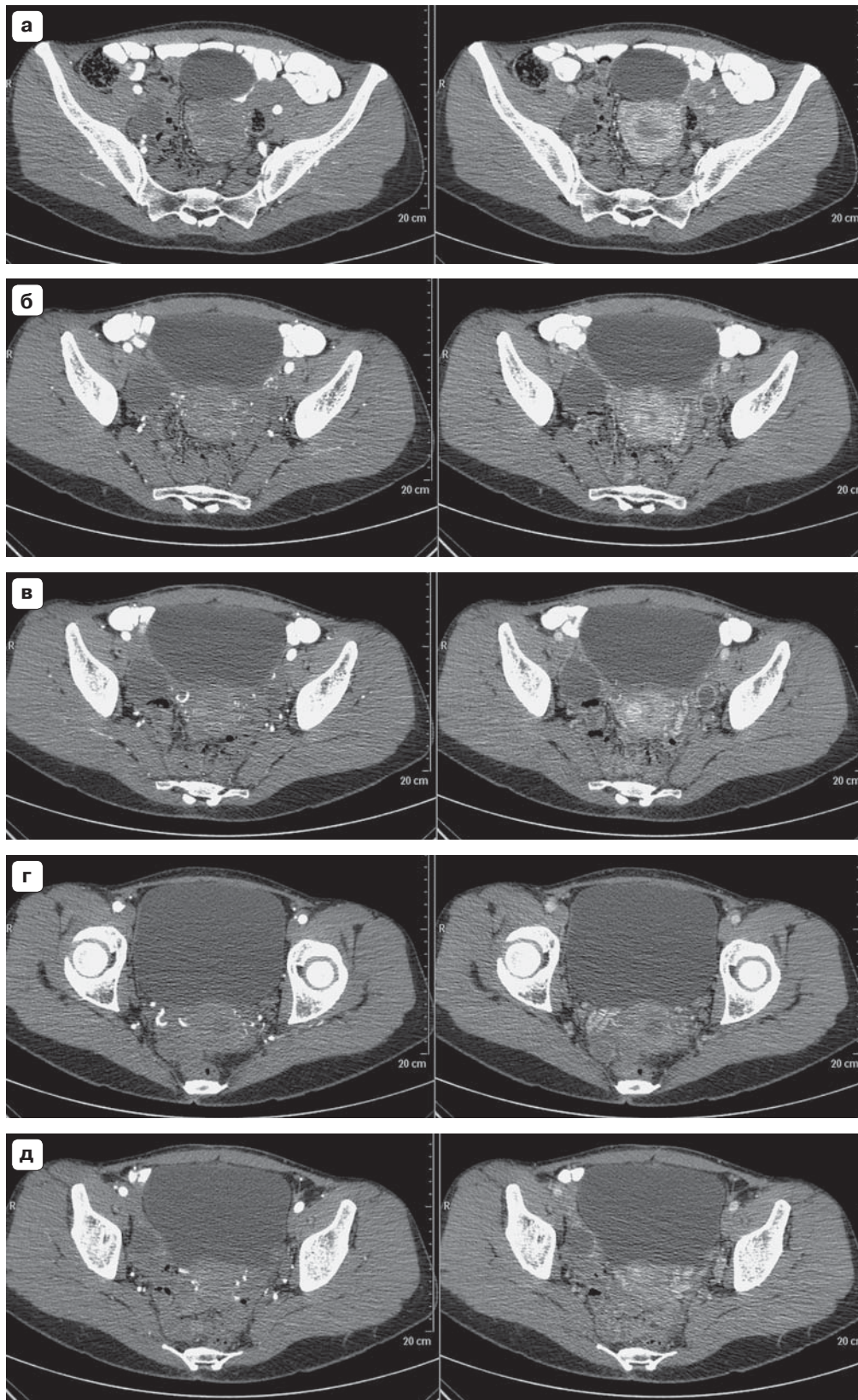


Рис. V.10.8. Гиперплазия эндометрия.

У этой пациентки имеется гиперплазия эндометрия, которая выявляется в венозную фазу (**а**), и киста правого яичника (**б**). Левый яичник с гиперинтенсивным ободком лучше виден в венозную фазу (**б**, **в**). Гиперваскулярная интрамуральная миома лучше видна в венозную фазу (**в**), расширенные венозные сплетения матки также лучше видны в венозную фазу (**б-д**).

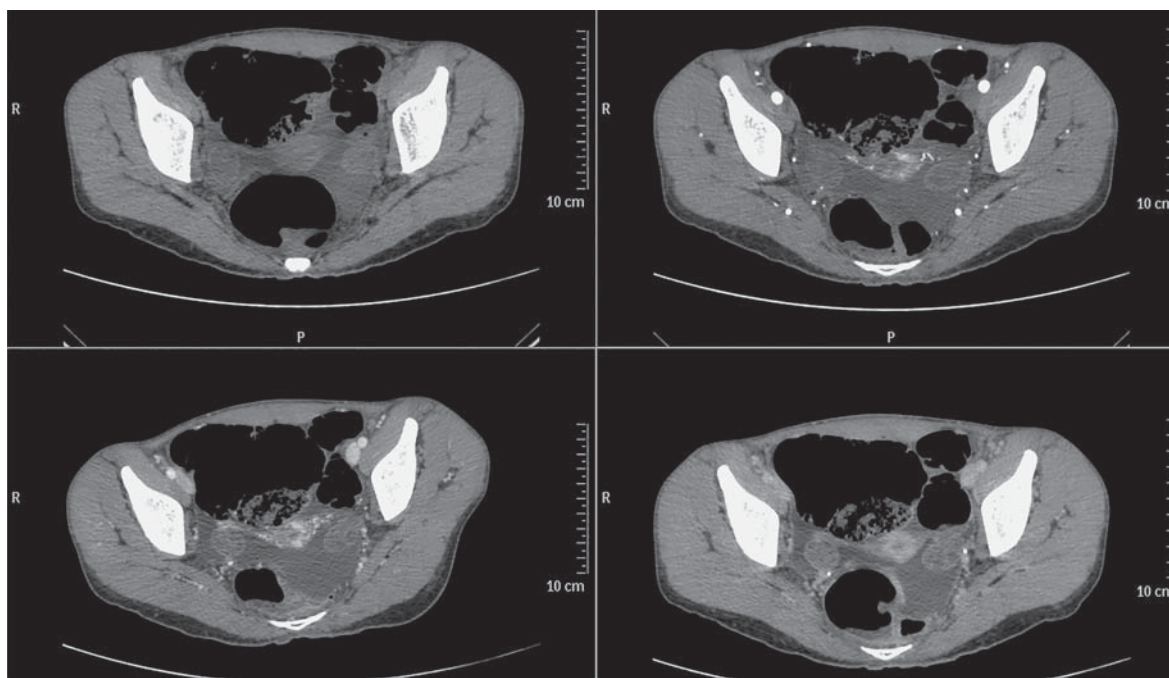


Рис. V.10.9. Полость таза.

В полости таза имеется жидкость (асцит). На его фоне видны небольшая матка и оба слегка неоднородных яичника. В артериальную и венозную фазы матка неоднородна, а в отсроченную фазу ее структура однородно гиперденсная. На фоне асцита яичники хорошо дифференцированы и имеют наибольшую плотность в отсроченную фазу.

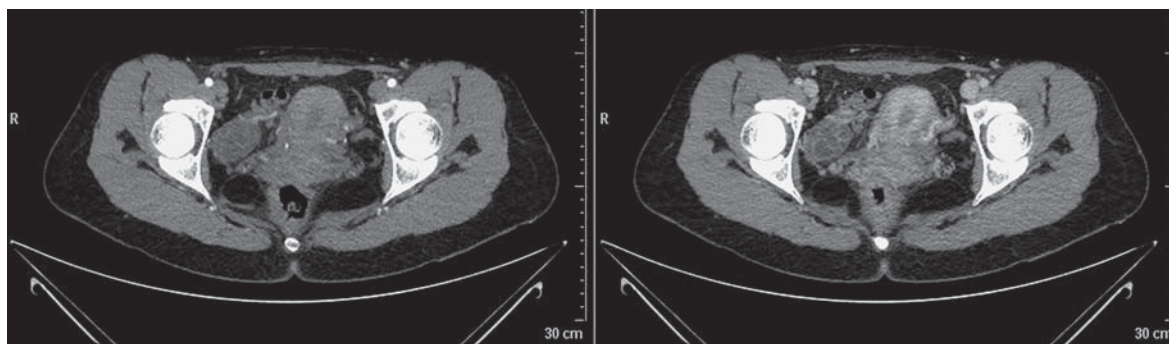


Рис. V.10.10. Поликистоз яичников.

Поликистоз правого яичника у этой пациентки лучше виден в венозную фазу, когда солидный (стромальный) компонент имеет более высокую контрастность.

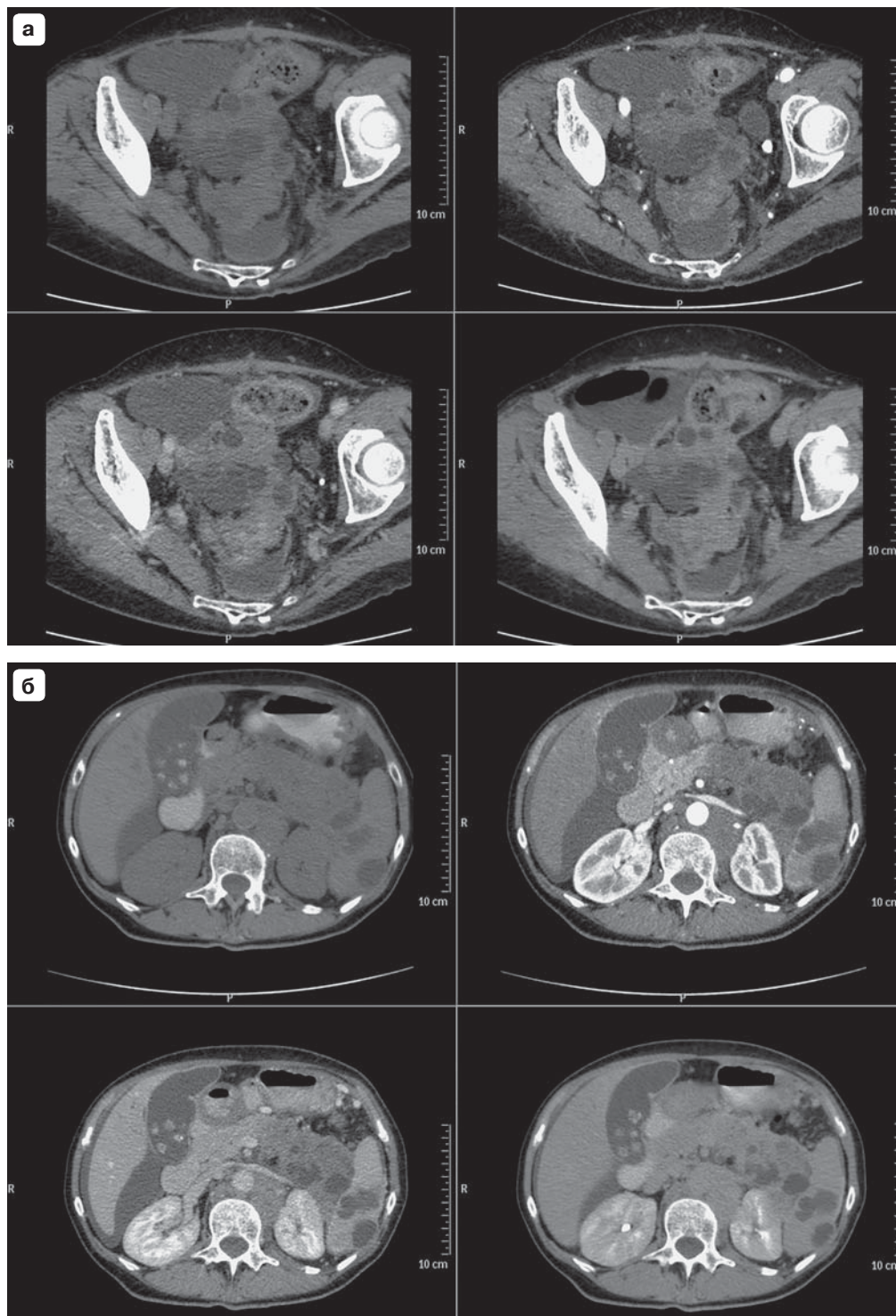


Рис. V.10.11. Рак яичников.

Матка не видна (несколько лет назад была экстирпация матки). Видно большое новообразование с кистозным и солидным компонентами (а). Кистозно-солидная опухоль не дифференцируется от стенки мочевого пузыря и толстой кишки. Асцит. Сольный компонент опухоли неоднороден в артериальную и венозную фазы и становится гиперденсным в отсроченную фазу. Есть метастазы в воротах левой почки и селезенки, а также в паренхиме селезенки (б). Сольный компонент метастазов имеет наибольшую плотность в отсроченную фазу. У пациентки также имеется хронический калькулезный холецистит. Интересно, что в желчном пузыре большое количество желчных камней, при этом стенка пузыря не изменена. Тонкостенный желчный пузырь хорошо контрастируется во все фазы. Наибольшее контрастирование происходит в артериальную фазу.

V.11. МСКТ-ИССЛЕДОВАНИЕ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Если в медицинском учреждении есть отделение неотложной хирургии, существует широкий спектр показаний к МСКТ-исследованию нижних конечностей.

Прежде всего, такое обследование может быть проведено для диагностики травматических повреждений костей и суставов, для выявления взаимного расположения мягких тканей и сосудов, а также для диагностики разрывов сосудов. Преимуществом МСКТ-исследования является возможность использовать любое удобное для пациента положение ног. Такие позиции практически не влияют на качество диагностики.

При острых и хронических воспалительных заболеваниях костей и суставов МСКТ-исследование позволяет выявить наличие костных секвестров и выпота в полости сустава (рис. V.11.1). Контрастное усиление используют для визуализации воспаления суставных капсул, воспаления и некроза мышц. В послеоперационном периоде (например, после остеопластики) контрастное усиление используют для оценки васкуляризации мышцы, перемещенной в костную полость.

Традиционно МСКТ-ангиографию используют для диагностики артериальных заболеваний ног (рис. V.11.2, V.11.3). МСКТ стала безусловным лидером по количеству исследований и частоте диагностики артериальной патологии. Такие КТ-исследования стали особенно актуальными с технологией МСКТ.

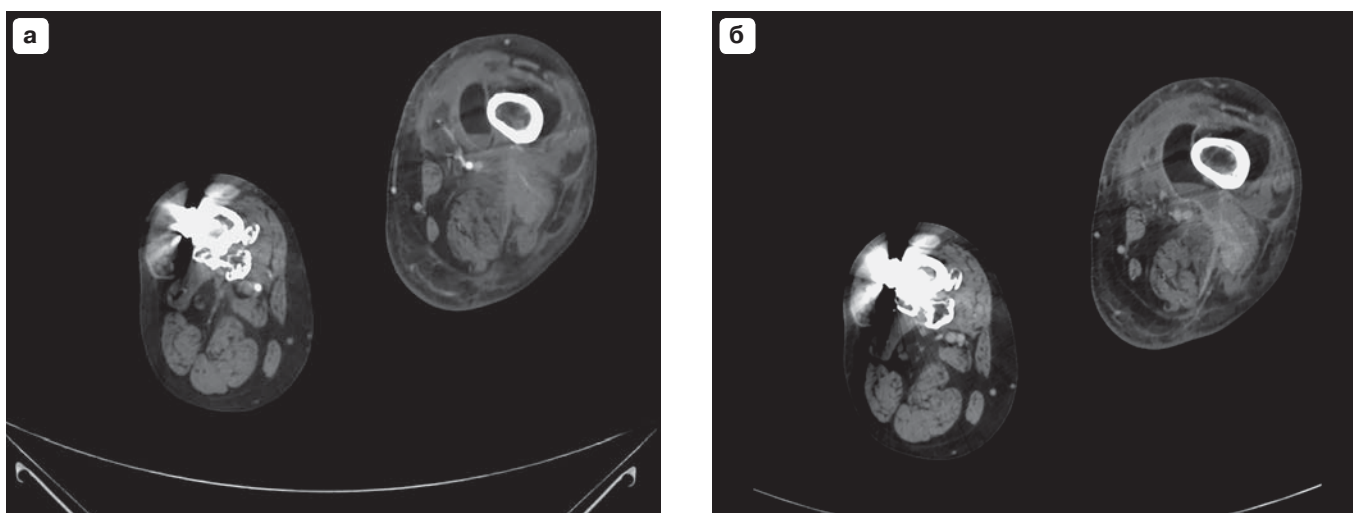


Рис. V.11.1. Посттравматические осложнения.

При диагностике гнойно-воспалительных и гнойно-некротических заболеваний нижних конечностей артериальная фаза (**а**) позволяют оценить артерии, их просвет и исключить возможное расположение артерий между костными отломками (интерпозицию). Венозная фаза позволяет визуализировать просвет вен, диагностировать или исключить их тромбоз, а также визуализировать воспалительные заболевания соседних суставов. У этого пациента посттравматический остеомиелит, гнойное воспаление в левом коленном суставе (в суставе после дренирования присутствует воздух). Видна толстая хорошо контрастированная капсула коленного сустава (**б**).



Рис. V.11.2. Атеросклеротическая артериальная окклюзия.

Неоспоримым преимуществом МСКТ-ангиографии является возможность использования данных для трехмерной визуализации сосудистой системы, например артерий нижних конечностей после внутривенного введения контрастного вещества. Такие изображения можно вращать вокруг оси для достижения оптимальной точки обзора при интерпретации данных обследования. Трехмерная реконструкция позволяет оценить, какие сосуды не имеют контрастного усиления, и измерить длину неконтрастированного сегмента артерии.

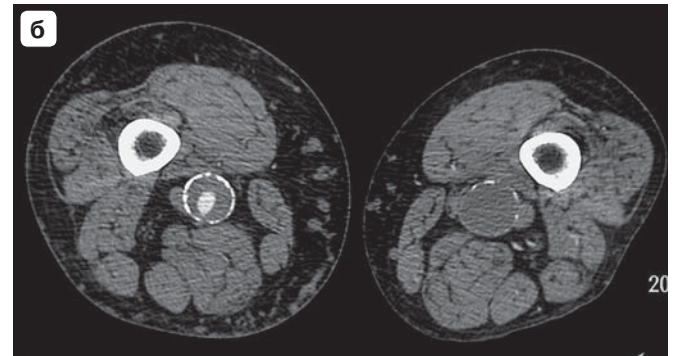
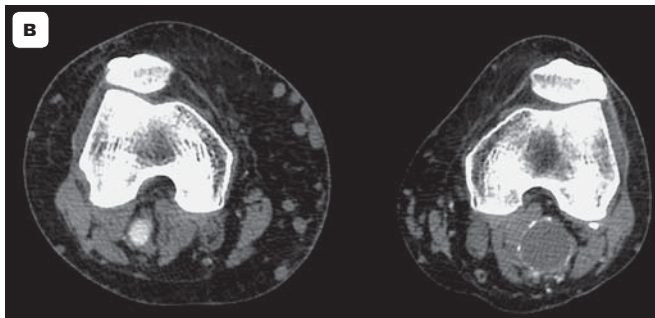


Рис. V.11.3. Множественные аневризмы.

Как и аневризмы аорты, аневризмы артерий нижних конечностей можно диагностировать в артериальную фазу контрастного усиления. Например, при практически одинаковом диаметре обоих расширенных контрастированных просветов наблюдается аневризма правой наружной подвздошной артерии с массивным циркулярным тромбозом и кальцификацией стенки артерии (а). Обе бедренные артерии (б) расширены, но слева имеется окклюзия артериального просвета. Подколенная артерия слева окклюзирована (в). На обоих бедрах, больше справа, видны расширенные подкожные вены. Поскольку обследование проводилось по протоколу МСКТ-ангиографии, сказать что-либо о тромбозе вен или его отсутствии сложно. Для этого следует выполнить исследование в венозную фазу.



Тонкие срезы позволяют получить высококачественное изображение артерий ног и выявить участки измененного кровотока. Для трехмерной реконструкции можно использовать серию аксиальных срезов. Такая непрямая ангиография более безопасна для пациента, так как для инъекции контрастного вещества используется прокол введения контрастного вещества в периферическую вену, а не в магистральную или периферическую артерию. Кроме того, количество побочных эффектов после прохождения контрастного вещества через малый круг кровообращения значительно меньше, чем после прямого контакта контрастного вещества с артериальным эндотелием.

МСКТ-ангиография должна помочь решить проблемы оценки кровообращения в артериях ног, выявить стенозы, оценить их локализацию и протяженность, а также диагностировать уровни артериальных окклюзий. Если использовать высокую скорость движения стола и короткое время вращения рентгеновской трубки, скорость введения контрастного вещества должна быть высокой. Для хорошей визуализации периферических артерий необходимы тонкие срезы.

В целом как при гнойных, так и при травматических процессах, а также при заболеваниях сосудов МСКТ-исследование с контрастным усилением необходимо для выявления патологии артерий, которую диагностируют в артериальную фазу.

Перед началом исследования важно оценить область сканирования и правильно рассчитать порог плотности, уровень локатора, начальный уровень исследования, объем контрастного вещества, скорость и продолжительность инъекции контрастного вещества.

При краш-синдроме (синдроме длительного сдавления) и при хирургической инфекции венозная и отсроченная фазы позволяют выявить в мышцах области ишемии. Для диагностики опухолей костей и мягких тканей ног целесообразно применять трехфазное сканирование (рис. V.11.4).

При ангиодисплазии МСКТ является одним из основных методов обследования ног. Количество фаз контрастного усиления зависит от типа ангиодисплазии (рис. V.11.5–V.11.9). Если это артериальная форма заболевания, можно использовать только артериальную фазу. Однако артериовенозная форма ангиодисплазии требует выполнения двух фаз – артериальной и венозной.

Обследование глубоких вен голени и бедра позволяет диагностировать или, наоборот, исключить тромбоз системы глубоких вен или нарушения оттока лимфы (рис. V.11.10, V.11.11). Обычно в венозную и отсроченную фазы тромбы хорошо видны. Они гиподенсны на фоне контрастных мышц. Венозные стенки обычно накапливают контрастное вещество.

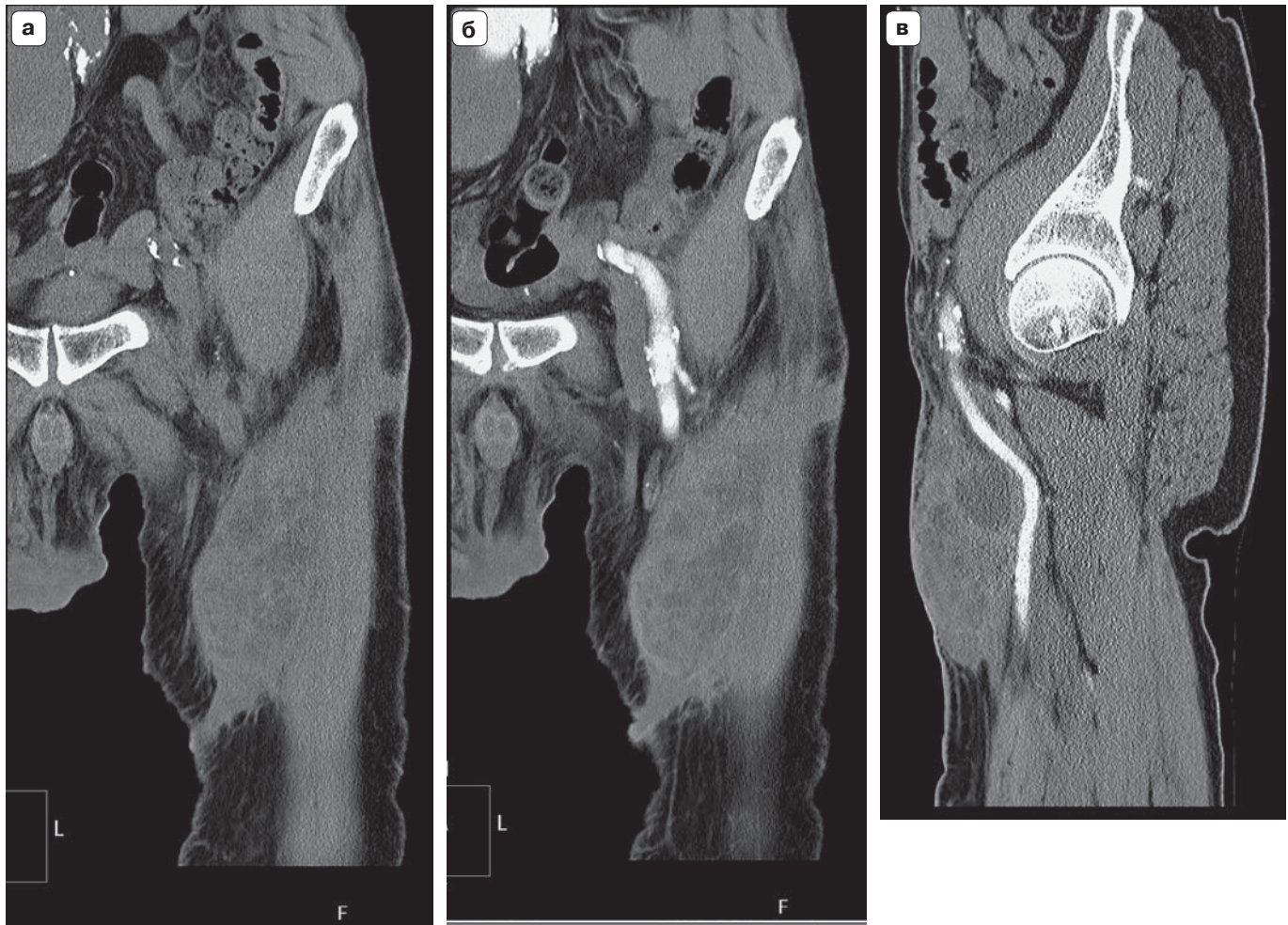


Рис. V.11.4. Злокачественная фиброзная гистиоцитома.

У этого больного было выполнено обследование для оценки атеросклеротических аневризм брюшной аорты и левой подвздошной артерии (а). Однако в ходе обследования была выявлена патология мышц левого бедра, имевшая сочетающуюся кистозную и солидную структуру. В артериальную фазу хорошо видно, что у новообразования имеется гиперконтрастная капсула (б). Это новообразование резко смещает бедренную артерию кзади (в). МСКТ-ангиография позволила не только подтвердить наличие тромбированных аневризм подвздошной артерии (б), но и выявить опухоль мышц бедра.

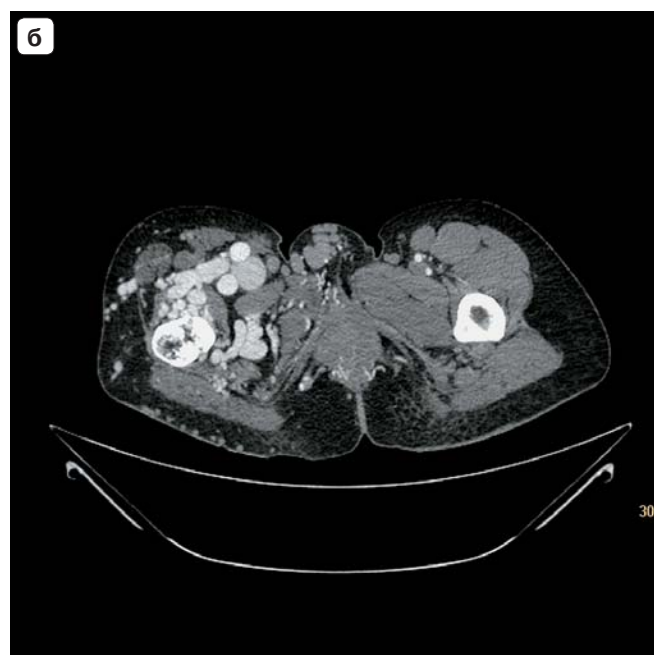
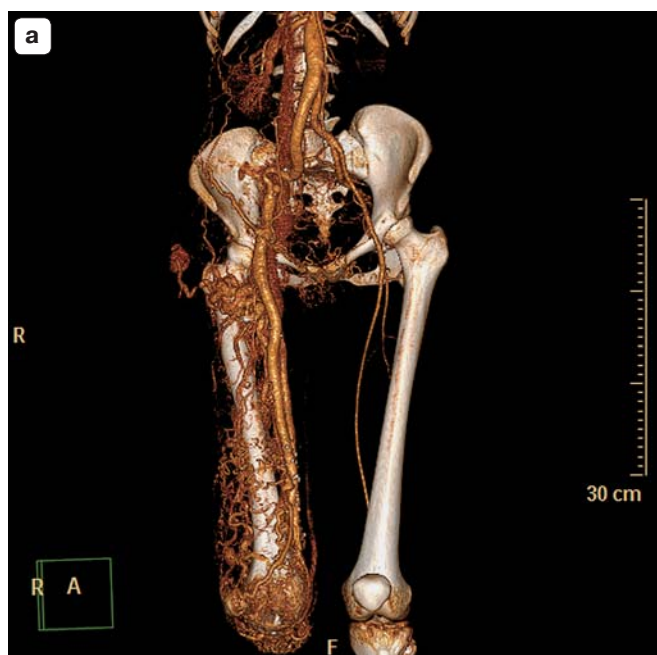
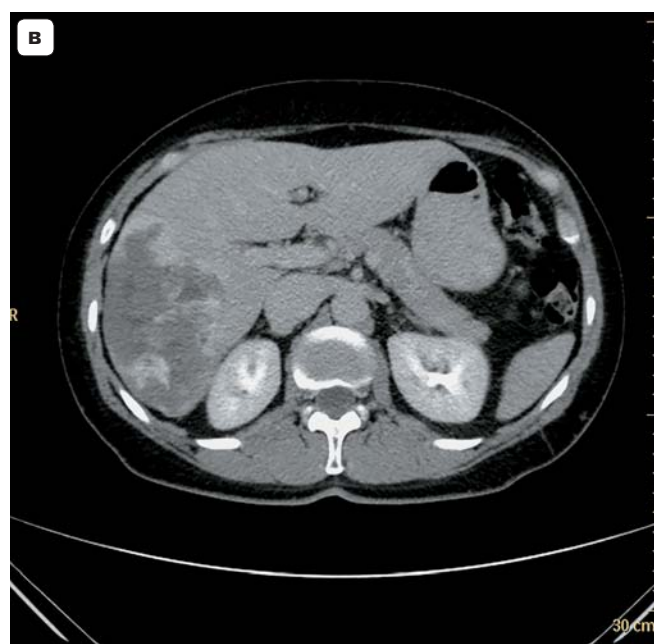


Рис. V.11.5. Артериальная ангиодисплазия.

Основной целью МСКТ-ангиографии является визуализация зон окклюзии артерий у пациентов с атеросклерозом. Многофазное исследование со сканированием в артериальную и венозную фазы проводят при наличии симптомов ангиодисплазии с поражением сосудов и мягких тканей нижних конечностей и туловища. Оценка контрастного усиления артериальных и венозных сосудов в разные фазы контрастного усиления позволяет определить тип ангиодисплазии (или диагностировать наличие преобладающего типа сосудов при ангиодисплазии). У этой молодой пациентки ангиодисплазия как врожденное заболевание прогрессирует с ростом ее тела. В подростковом возрасте из-за частых изъязвлений кожи и кровотечений вследствие наличия ангиодисплазии была ампутирована голень. Теперь правая наружная подвздошная артерия и бедренная артерия существенно увеличены в диаметре (а). В мышцах и подкожной жировой клетчатке видна мощная сеть резко расширенных артерий и вен (б). Следует помнить, что у одного и того же больного могут быть разные формы и локализация ангиодисплазий. У этого пациента была также диагностирована печеночная гемангиома с типичными признаками в отсроченную фазу контрастного усиления (в).



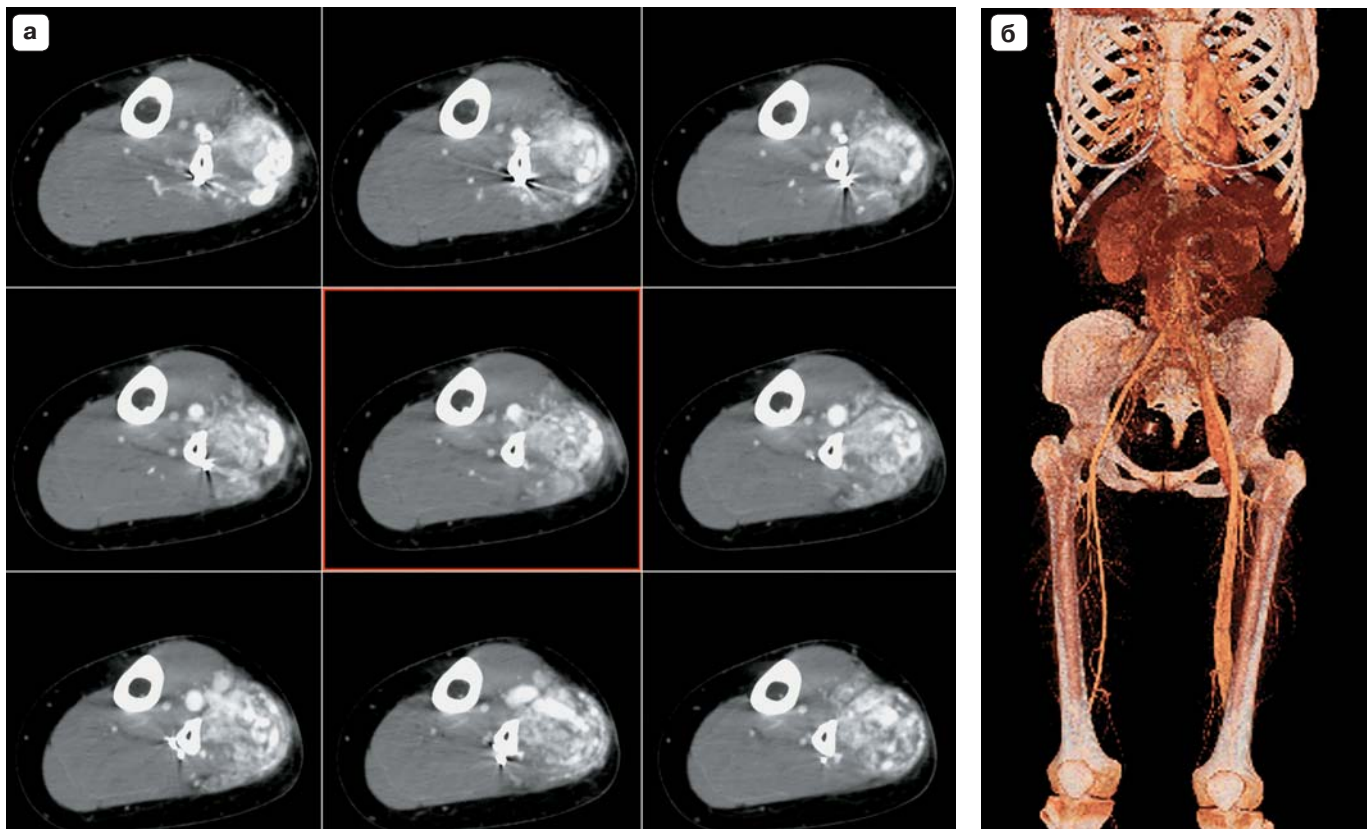


Рис. V.11.6. Ангиодисплазия.

У пациентов с ангиодисплазией наблюдаются не только местные изменения. В области наиболее выраженных кожных признаков заболевания, как правило, имеются патологические изменения глубоких мягких тканей (а). У таких пациентов местные симптомы заболевания сочетаются с изменениями магистральных артериальных и венозных сосудов. У этого пациента артерии и вены таза и бедра слева значительно расширены (б). Следовательно, у пациентов с симптомами ангиодисплазии область МСКТ-исследования должна быть гораздо больших размеров, чем область видимых кожных симптомов заболевания. У этого больного внешние признаки ангиоматоза отсутствуют. Кожа и подкожная жировая клетчатка в норме. При нативном сканировании мышцы однородны. Однако в артериальную фазу контрастного усиления видна массивная внутримышечная артериовенозная ангиодисплазия на голени. Варикозное расширение артерий и вен практически заменяет мышцы. В конце концов в мышцах могут возникнуть дистрофические изменения. Если МСКТ-исследование проводится для первичной диагностики ангиодисплазии, исследование всего тела будет полезным, поскольку распространенность ангиодисплазии может быть намного больше, чем ее клиническая диагностика. У таких пациентов могут наблюдаться сочетания сосудистых аномалий различной локализации, например гемангиома печени и гемангиома других висцеральных органов, гемангиома позвонка и т.д.

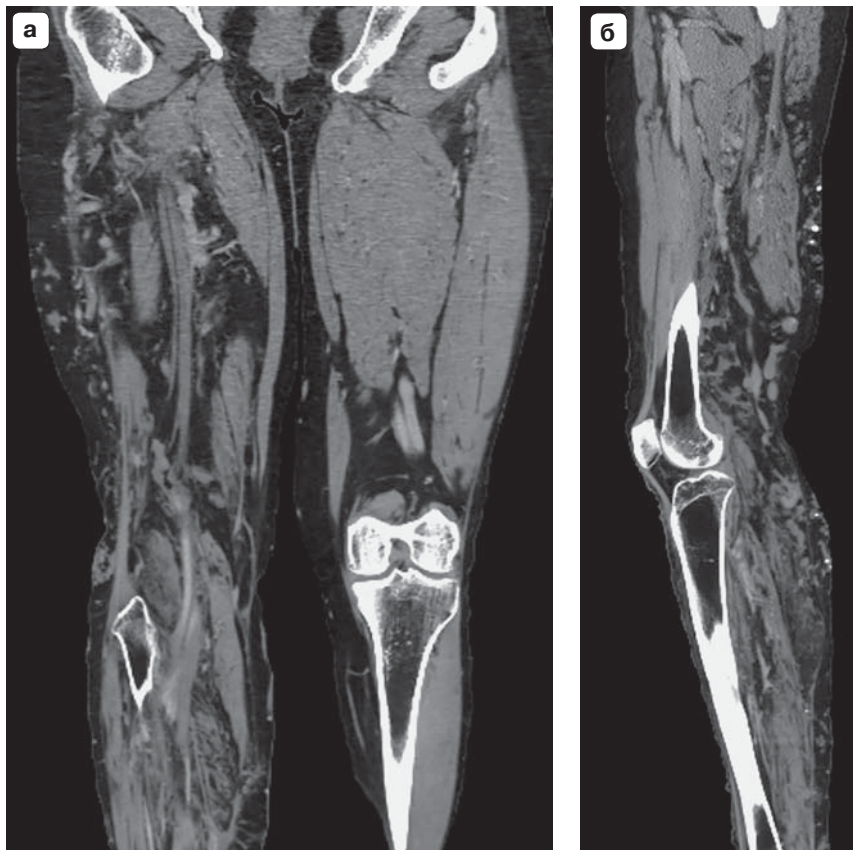
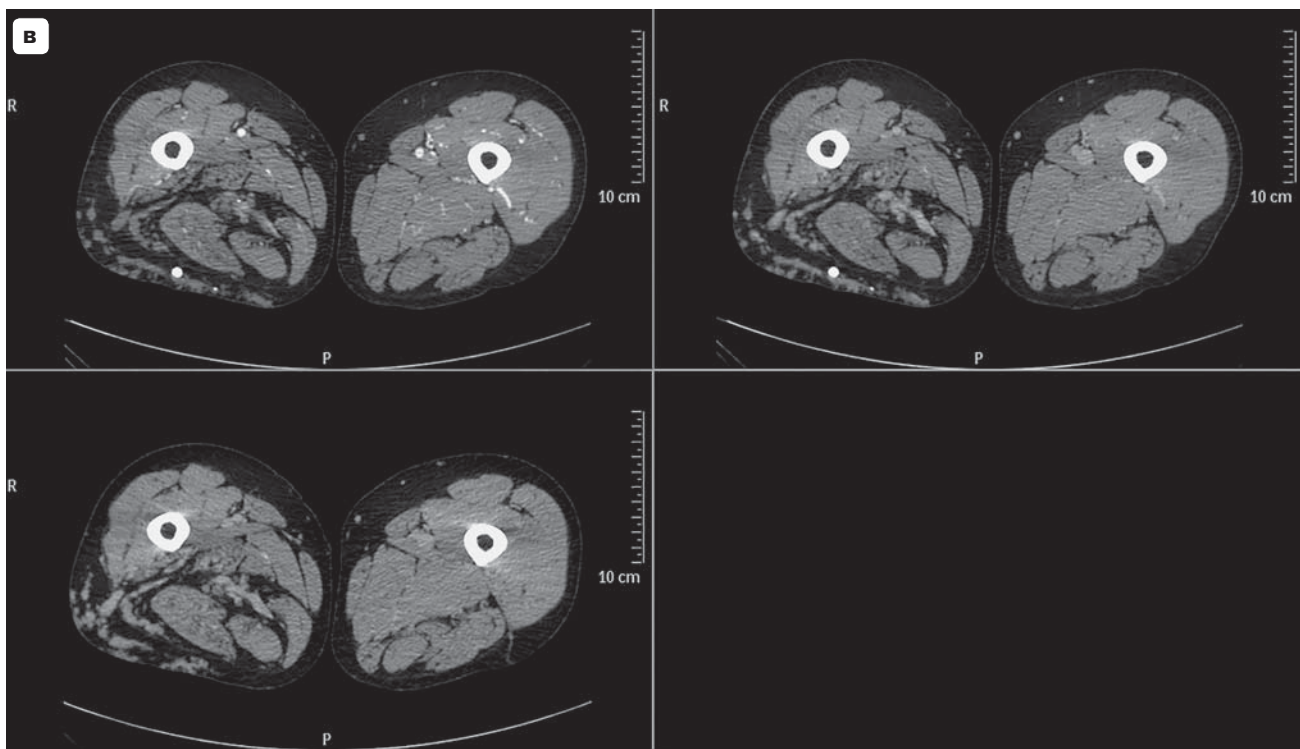


Рис. V.11.7. Венозная ангиодисплазия.

У некоторых пациентов дистрофические изменения мышц настолько значительны, что область распространения ангиодисплазии в мягкие ткани конечности и вдоль ее оси можно безошибочно диагностировать без введения контрастного вещества (а–в). Наличие флеболитов усиливает предположение о венозной форме ангиодисплазии. Тем не менее у таких пациентов полезно контрастное усиление. Такое обследование позволяет исключить артериовенозную форму ангиодисплазии, если отсутствуют дополнительные артериальные сосуды или отсутствуют признаки увеличения диаметра и патологической извитости артерий.



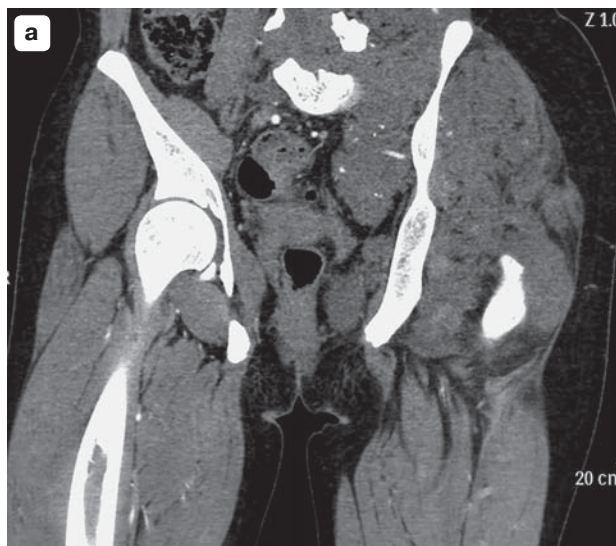


Рис. V.11.8. Венозная ангиодисплазия.

Врожденные ангиодисплазии очень часто сочетаются с деформациями скелета (а–в). При МСКТ с контрастным усилением необходимо выявить вовлечение костей в такой патологический процесс. Внутрикостная ангиодисплазия является опасным источником интраоперационного кровотечения. Визуализация признаков контрастного усиления помогает определить тип ангиоматоза. У этого больного патологических сосудов в костях таза не выявлено. В артериальную фазу (б) конгломераты сосудов не визуализируются. В венозную фазу (в) имеются признаки пятнистого контрастирования. Эта картина типична для венозной формы ангиодисплазии.



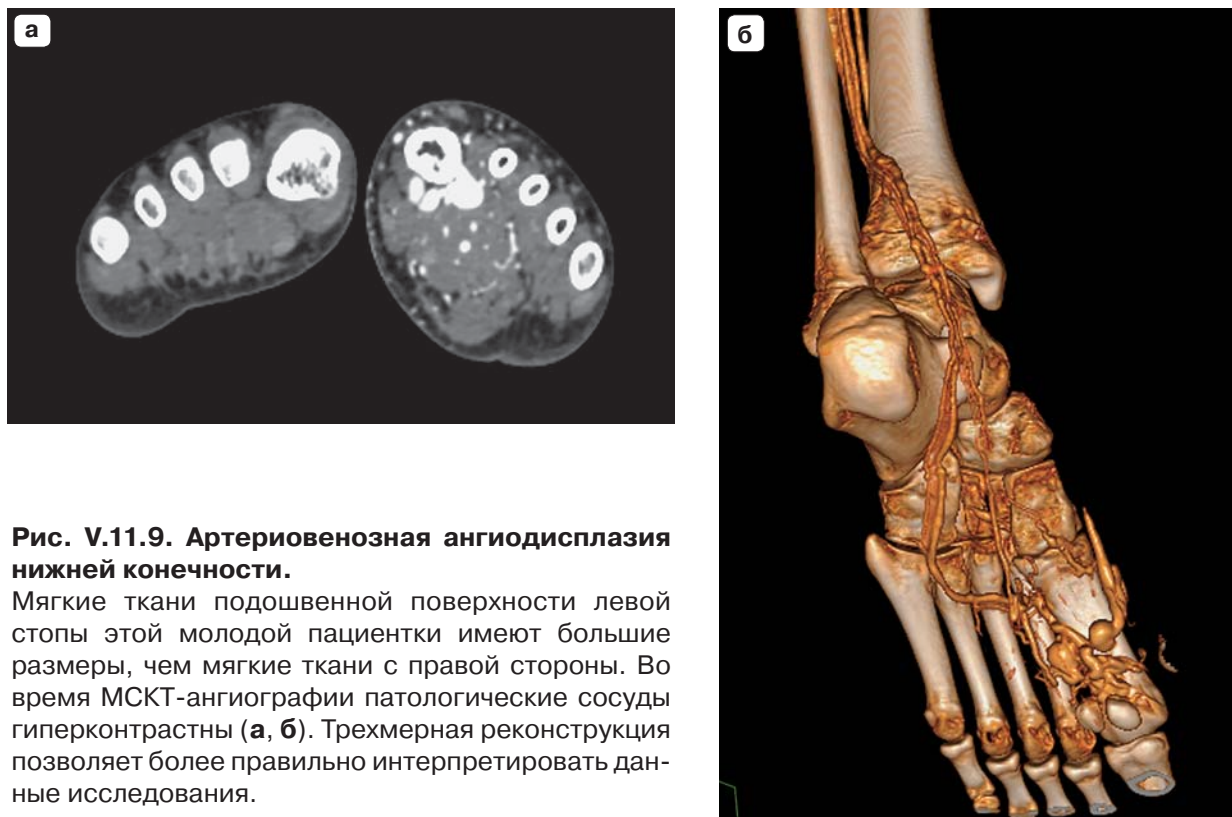


Рис. V.11.9. Артериовенозная ангиодисплазия нижней конечности.

Мягкие ткани подошвенной поверхности левой стопы этой молодой пациентки имеют большие размеры, чем мягкие ткани с правой стороны. Во время МСКТ-ангиографии патологические сосуды гиперконтрастны (**а**, **б**). Трехмерная реконструкция позволяет более правильно интерпретировать данные исследования.

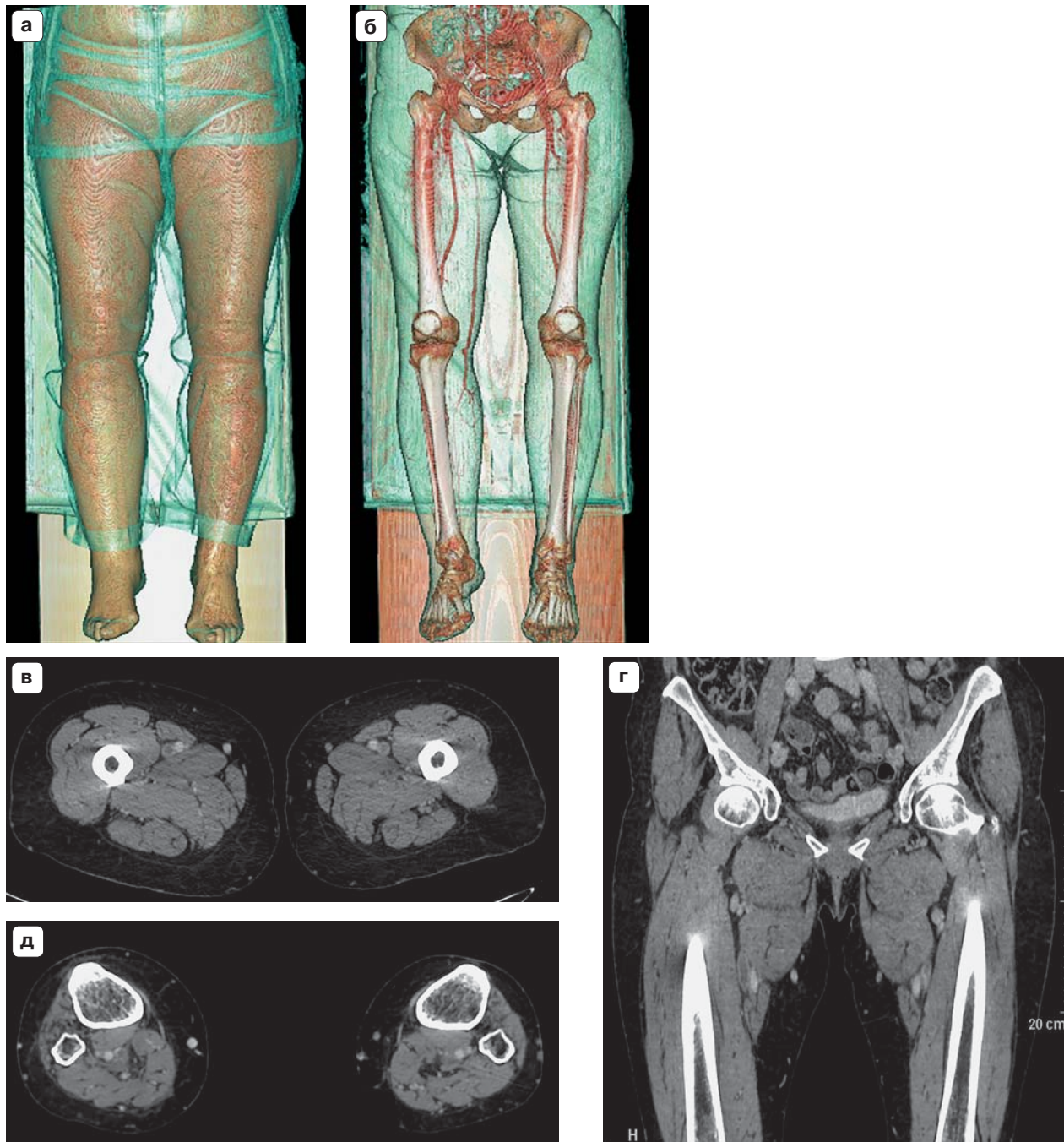


Рис. V.11.10. МСКТ-венография.

Клинически диагностированное увеличение объема конечности (а) может быть вызвано целым рядом патологических причин. Артериальная фаза контрастного усиления (б) позволяет исключить сосудистые аномалии. У этой пациентки в венозную фазу в бедренных венах были обнаружены распространенные сгустки крови (в–д). В просвете правой подколенной вены определялся кровяной сгусток (тромб). Контрольное МСКТ-исследование было выполнено через месяц после первичной МСКТ. Причиной предыдущего обследования стало подозрение на очаговое поражение печени. В верхних отделах исследованной области были видны базальные сегменты легких. В артериальную фазу определялись признаки хронической тромбоэмболии ветвей легочной артерии (см. рис. V.2.12). В повседневной клинической практике состояние вен может очень хорошо быть изучено с помощью ультразвукового исследования. Если обследование грудной клетки проводилось в артериальную фазу контрастного усиления или проводилась МСКТ-ангиография нижних конечностей, можно выполнить сканирование нижних конечностей в отсроченную фазу. Такое обследование позволяет получить пространственное представление о венозной сосудистой системе и диагностировать окклюзирующие тромбы.

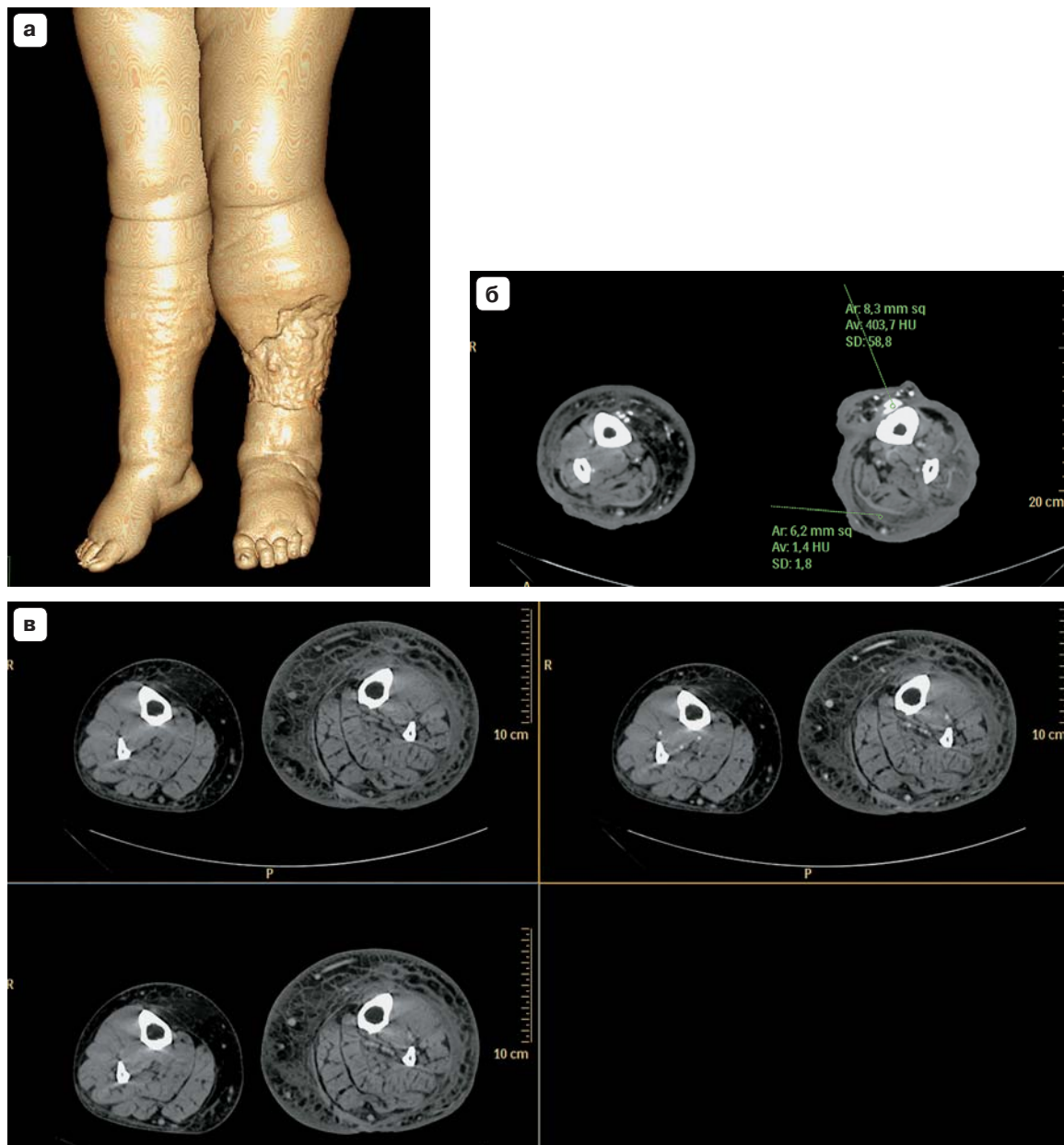


Рис. V.11.11. Лимфедема и посттромбофлебитический синдром.

Причиной увеличения объема голени могут быть разные заболевания. У этого пациента имеется комбинация лимфедемы обеих нижних конечностей и посттравматического посттромбофлебитического синдрома на левой голени (а). На серии сканов (в) видно, что при нативном сканировании верхняя треть правой голени в норме. Однако на левой голени наблюдается значительное утолщение кожи и наличие фиброзных полос в подкожной клетчатке. На этом фоне видны округлые и продолговатые структуры (поперечные и продольные срезы сосудов). Обычно при лимфедеме расширение подкожных вен не очень выражено. Наличие расширенных вен свидетельствует о смешанной форме патологии сосудов. Несколько лет назад пациент лечился по поводу открытого перелома костей голени. В настоящее время имеется ассимилированный периостит на передней поверхности большеберцовой кости (б) и дефект кожи, который заменен рубцами (а, б). На уровне нижней трети голени видны признаки лимфедемы (б). На правой голени кожа значительно толще. В подкожной жировой клетчатке видны круглые волокнистые полосы. На левой голени лимфостаз более выражен, так как лимфатические скопления видны под поверхностной фасцией (их плотность 1,4 ед.Н). Артериальная фаза сканирования (в) была выполнена с правильной задержкой, потому что вены справа не контрастированы. В то же время подкожные и глубокие вены левой голени хорошо контрастированы, что свидетельствует о быстром сбросе контрастированной крови в венозную систему (возникли проблемы на уровне периферической микроциркуляции). Вены хорошо контрастируются в обе фазы контрастного усиления. Мышцы голени имеют нормальное строение, признаков тромбоза вен нет.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Можно с уверенностью утверждать, что МСКТ-коронарография и МСКТ-ангиография являются наиболее перспективным будущим МСКТ в целом. Быстрые сканеры позволяют использовать небольшой объем контрастного вещества для качественной диагностики (рис. V.11.12).

Высокая плотность болюса контрастного вещества является залогом отличной визуализации. Следовательно, только физиологический раствор может быть помощником для решения таких важных диагностических задач.

Плановая динамическая КТ (сканирование с болюсным контрастным усилением) в будущем будет замещена исследованиями, не связанными с ионизирующим излучением, когда совершенствованные ультразвуковые сканеры позволят оценить перфузионные характеристики опухолей и тканей (циркуляцию ультразвуковых контрастных препаратов по магистральным артериям и капиллярам) и другие критерии оценки злокачественности (сжимаемость тканей, в основе которой лежит их ригидность), а также магнитно-резонансными исследованиями с применением гепатоспецифических контрастных препаратов, бесконтрастной магнитно-резонансной ангиографии, диффузионно-взвешенных МРТ-исследований и, возможно, других технологий, не нашедших пока применения в клинической практике.

Но какими бы темпами ни развивалась медицинская наука, и как бы быстро ни внедрялись новые технологии в клинику, МСКТ с контрастным усилением будет применяться всегда. Она незаменима при оценке состояний, требующих быстрых диагностических решений, при обследовании пациентов в возрасте, в организме которых уже имеется много электронных приборов, в свою очередь реагирующих на внешние электромагнитные поля, и по многим другим показаниям.

В будущем может лишь сузиться спектр диагностических задач, решаемых при контрастной томографии с болюсным контрастным усилением. Но требования к качеству выполнения диагностических исследований всегда будут оставаться неизменными – диагностическая информация должна быть максимально возможной по информативности при минимально возможном воздействии ионизирующего излучения на ткани тела пациента и рентгеновского контрастного вещества на эпителий сосудов пациента, его мочевыделительную систему и на процессы клубочковой фильтрации в почках.

Каждый год в ряды лучевых диагностов вливается новое пополнение врачей. И каждый из них начинает свой профессиональный путь от собственной «нулевой отметки знаний».

Одна из задач этой книги – ускорить процесс движения «по вектору знаний» и, самое главное, помочь врачу выбрать его личный самый точный вектор развития. «Умный учится на чужих ошибках и впоследствии не делает собственных». Примерно так можно сформулировать эту извечную истину, сделав поправку на то, что в книге представлены не «собственные ошибки автора», а критический анализ его личного опыта.



Рис. V.11.12. МСКТ-ангиография всего тела.

Для такого исследования при быстром сканировании можно использовать небольшой объем контрастного вещества (80 мл).

СПИСОК РЕКОМЕНДУЕМОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

- Albrecht T., Foert E., Holtkamp R.* et al. (2007). 16-MDCT Angiography of Aortoiliac and Lower Extremity Arteries: Comparison with Digital Subtraction Angiography. *Am J Roentgenol.* 189: 702–711.
- Anders K., Bauma U., Schmid M.* et al. (2006). Coronary artery bypass graft (CABG) patency: Assessment with high-resolution submillimeter 16-slice multidetector-row computed tomography (MDCT) versus coronary angiography. *Eur J Radiol.* 57: 336–344.
- Anderson S.W., Rho E., Soto J.A.* (2008). Detection of Biliary Duct Narrowing and Choledocholithiasis: Accuracy of Portal Venous Phase Multidetector CT. *Radiology.* 247 (2): 418–427.
- Ash L., Teknos T.N., Gandhi D.* et al. (2009). Head and Neck Squamous Cell Carcinoma: CT Perfusion Can Help Noninvasively Predict Intratumoral Microvessel Density. *Radiology.* 251 (2): 423–428.
- Bae K.T., Tao C., Gurel S.* et al. (2007). Effect of Patient Weight and Scanning Duration on Contrast Enhancement during Pulmonary Multidetector CT. *Radiology.* 242 (2): 582–589.
- Bierry G., Holl N., Kellner F.* et al. (2008). Venous Thromboembolism and Occult Malignancy: Simultaneous Detection During Pulmonary CT Angiography with CT Venography. *Am J Roentgenol.* 191: 885–889.
- Blount K.J., Hagspiel K.D.* (2009). Aortic Diameter, True Lumen, and False Lumen Growth Rates in Chronic Type B Aortic Dissection. *Am J Roentgenol.* 192: W222–W229.
- Boland G.W.L., Blake M.A., Holalkere N.S., Hahn P.F.* (2009). PET/CT for the Characterization of Adrenal Masses in Patients with Cancer: Qualitative Versus Quantitative Accuracy in 150 Consecutive Patients. *Am J Roentgenol.* 192: 956–962.
- Cademartiri F., Nieman K., van der Lugt A.* et al. (2004). Intravenous Contrast Material Administration at 16–Detector Row Helical CT Coronary Angiography: Test Bolus versus Bolus-tracking Technique. *Radiology.* 233: 817–823.
- Cademartiri F., Mollet N.R., van der Lugt A.* et al. (2005) Intravenous Contrast Material Administration at Helical 16–Detector Row CT Coronary Angiography: Effect of Iodine Concentration on Vascular Attenuation. *Radiology.* 236: 661–665.
- Castañer E., Gallardo X., Ballesteros E.* et al. (2009). CT Diagnosis of Chronic Pulmonary Thromboembolism. *RadioGraphics.* 29: 31–53.
- Catalano C., Fraioli F., Laghi A.* et al. (2004). Infrarenal Aortic and Lower-Extremity Arterial Disease: Diagnostic Performance of Multi–Detector Row CT Angiography. *Radiology.* 231: 555–563.
- Delabrousse E., Lubrano J., Jehl J.* et al. (2009). Small-Bowel Obstruction from Adhesive Bands and Matted Adhesions: CT Differentiation. *Am J Roentgenol.* 192: 693–697.
- Fleischmann D., Rubin G.D.* (2005). Quantification of Intravenously Administered Contrast Medium Transit through the Peripheral Arteries: Implications for CT Angiography. *Radiology.* 236: 1076–1082.
- Fletcher J.G., Wiersema M.J., Farrell M.A.* et al. (2003). Pancreatic Malignancy: Value of Arterial, Pancreatic, and Hepatic Phase Imaging with Multi–Detector Row CT. *Radiology.* 229: 81–90.
- Fraioli F., Catalano C., Bertoletti L.* et al. (2006). Multidetector-row CT angiography of renal artery stenosis in 50 consecutive patients: prospective interobserver comparison with DSA. *Radiol Med.* 111: 459–468.
- Furuta A., Ito K., Fujita T.* et al. (2004). Hepatic Enhancement in Multiphasic Contrast-Enhanced MDCT: Comparison of High- and Low-Iodine-Concentration Contrast Medium in Same Patients with Chronic Liver Disease. *Am J Roentgenol.* 183: 157–162.

- Ganten M.-K., Krautter U., von Tengg-Kobligk H.* et al. (2008). Quantification of aortic distensibility in abdominal aortic aneurysm using ECG-gated multi-detector computed tomography. *Eur Radiol.* 18: 966–973.
- Giesler T., Baum U., Ropers D.* et al. (2002). Noninvasive Visualization of Coronary Arteries Using Contrast-Enhanced Multidetector CT: Influence of Heart Rate on Image Quality and Stenosis Detection. *Am J Roentgenol.* 179: 911–916.
- Goshima S., Kanematsu M., Kondo H.* et al. (2006). Pancreas: Optimal Scan Delay for Contrast-enhanced Multi-Detector Row CT. *Radiology.* 241 (1): 167–174.
- Goshima S., Kanematsu M., Nishibori H.* et al. (2007). Multi-detector row CT of the kidney: Optimizing scan delays for bolus tracking techniques of arterial, corticomedullary, and nephrographic phases. *Eur J Radiol.* 63: 420–426.
- Grossman J., Ricci Z.J., Rozenblit A.* et al. (2008). Efficacy of Contrast-Enhanced CT in Assessing the Endometrium. *Am J Roentgenol.* 191: 664–669.
- Heuschmid M., Kuettner A., Schroeder S.* et al. (2005). ECG-Gated 16-MDCT of the Coronary Arteries: Assessment of Image Quality and Accuracy in Detecting Stenoses. *Am J Roentgenol.* 184: 1413–1419.
- Honda M., Sugimoto H., Obuchi M., Narisawa T.* (2006). Preliminary examination to determine the suitable contrast material injection protocol for CT angiography of the pelvis and lower extremities with a multidetector row helical scanner. *Radiat Med.* 24: 239–246.
- Hunsaker A.R., Zou K.H., Poh A.C.* et al. (2008). Routine Pelvic and Lower Extremity CT Venography in Patients Undergoing Pulmonary CT Angiography. *Am J Roentgenol.* 190: 322–326.
- Ichikawa T., Erturk S.M., Sou H.* et al. (2006). MDCT of Pancreatic Adenocarcinoma: Optimal Imaging Phases and Multiplanar Reformatted Imaging. *Am J Roentgenol.* 187: 1513–1520.
- Imbriaco M., Megibow A.J., Ragozzino A.* et al. (2005). Value of the Single-Phase Technique in MDCT Assessment of Pancreatic Tumors. *Am J Roentgenol.* 184: 1111–1117.
- Jayaraman M.V., Mayo-Smith W.W., Tung G.A.* et al. (2004). Detection of Intracranial Aneurysms: Multi-Detector Row CT Angiography Compared with DSA. *Radiology.* 230: 510–518.
- Jung S.C., Lee W., Chung J.W.* et al. (2009). Unusual Causes of Varicose Veins in the Lower Extremities: CT Venographic and Doppler US Findings. *RadioGraphics.* 29: 525–536.
- Kalva S.P., Jagannathan J.P., Hahn P.F., Wicky S.T.* (2008). Venous Thromboembolism: Indirect CT Venography during CT Pulmonary Angiography—Should the Pelvis Be Imaged? *Radiology.* 246 (2): 605–611.
- Karaosmanoglu D., Karcaaltincaba M., Karcaaltincaba D.* et al. (2009). MDCT of the Ovarian Vein: Normal Anatomy and Pathology. *Am J Roentgenol.* 192: 295–299.
- Kawata S., Murakami T., Kim T.* et al. (2002). Multidetector CT: Diagnostic Impact of Slice Thickness on Detection of Hypervascular Hepatocellular Carcinoma. *Am J Roentgenol.* 179: 61–66.
- Kerl J.M., Ravenel J.G., Nguyen S.A.* et al. (2008). Right Heart: Split-Bolus Injection of Diluted Contrast Medium for Visualization at Coronary CT Angiography. *Radiology.* 247 (2): 356–354.
- Kertesz J.L., Anderson S.W., Murakami A.M.* et al. (2009). Detection of Vascular Injuries in Patients with Blunt Pelvic Trauma by Using 64-Channel Multidetector CT. *RadioGraphics.* 29: 151–164.
- Kim M.-J., Chung Y.E., Kim K.W.* et al. (2006). Variation of the Time to Aortic Enhancement of Fixed-Duration Versus Fixed-Rate Injection Protocols. *Am J Roentgenol.* 186: 185–192.

- Kim D.J., Kim T.H., Kim S.J. et al.* (2008). Saline Flush Effect for Enhancement of Aorta and Coronary Arteries at Multidetector CT Coronary Angiography. *Radiology*. 246 (1): 110–115
- Kim S.J., Lee J.M., Lee J.Y. et al.* (2008). Accuracy of Preoperative T-Staging of Gallbladder Carcinoma Using MDCT. *Am J Roentgenol*. 190: 74–80.
- Kim S.J., Lee J.M., Lee J.Y. et al.* (2008). Analysis of Enhancement Pattern of Flat Gallbladder Wall Thickening on MDCT to Differentiate Gallbladder Cancer from Cholecystitis. *Am J Roentgenol*. 191: 765–771.
- Kim Y.H., Lee K.H., Park S.H. et al.* (2009). Staging of T3 and T4 Gastric Carcinoma with Multidetector CT: Added Value of Multiplanar Reformations for Prediction of Adjacent Organ Invasion. *Radiology*. 250 (3): 767–775.
- Kondo H., Kanematsu M., Goshima S. et al.* (2007). MDCT of the Pancreas: Optimizing Scanning Delay with a Bolus-Tracking Technique for Pancreatic, Peripancreatic Vascular, and Hepatic Contrast Enhancement. *Am J Roentgenol*. 188: 751–756.
- Kubo S., Tadamura E., Yamamuro M. et al.* (2006). Thoracoabdominal–Aortoiliac MDCT Angiography Using Reduced Dose of Contrast Material. *Am J Roentgenol*. 187: 548–554.
- Kudo K., Sasaki M., Ogasawara K. et al.* (2009). Difference in Tracer Delay–induced Effect among Deconvolution Algorithms in CT Perfusion Analysis: Quantitative Evaluation with Digital Phantoms. *Radiology*. 251 (1): 241–249.
- Lee H.Y., Kim S.H., Lee J.M. et al.* (2006). Preoperative Assessment of Resectability of Hepatic Hilar Cholangiocarcinoma: Combined CT and Cholangiography with Revised Criteria. *Radiology*. 239 (1): 113–121.
- Lee W., Chung J.W., Yin Y.H. et al.* (2008). Three-Dimensional CT Venography of Varicose Veins of the Lower Extremity: Image Quality and Comparison with Doppler Sonography. *Am J Roentgenol*. 191: 1186–1191.
- Lee I.J., Lee J.M., Kim S.H. et al.* (2009). Helical CT Evaluation of the Preoperative Staging of Gastric Cancer in the Remnant Stomach. *Am J Roentgenol*. 192: 902–908.
- Litmanovitch D., Zamboni G.A., Hauser T.H. et al.* (2008). ECG-gated chest CT angiography with 64-MDCT and tri-phasic IV contrast administration regimen in patients with acute non-specific chest pain. *Eur Radiol*. 18: 308–317.
- Macari M., Israel G.M., Berman P. et al.* (2001). Infrarenal Abdominal Aortic Aneurysms at Multi-Detector Row CT Angiography: Intravascular Enhancement without a Timing Acquisition. *Radiology*. 220:519–523.
- Mahadevia S., Rozenblit A., Milikow D., Marinovich A.* (2009). Renal-Adrenal Fusion: Instance of an Adrenal Adenoma Mimicking a Solid Renal Mass at CT – Case Report. *Radiology*. 251 (3): 808–812.
- Manniesing R., Viergever M.A., van der Lugt A., Niessen W.J.* (2008). Cerebral Arteries: Fully Automated Segmentation from CT Angiography – A Feasibility Study. *Radiology*. 247 (3): 841–846.
- Marin D., Nelson R.C., Samei E. et al.* (2009). Hypervascular Liver Tumors: Low Tube Voltage, High Tube Current Multidetector CT during Late Hepatic Arterial Phase for Detection – Initial Clinical Experience. *Radiology*. 251 (3): 771–779.
- Matsuoka S., Hunsaker A.R., Gill R.R. et al.* (2009). Vascular Enhancement and Image Quality of MDCT Pulmonary Angiography in 400 Cases: Comparison of Standard and Low Kilovoltage Settings. *Am J Roentgenol*. 192: 1651–1656.
- Mavili E., Ozturk M., Akcali Y. et al.* (2009). Direct CT Venography for Evaluation of the Lower Extremity Venous Anomalies of Klippel-Trénaunay Syndrome. *Am J Roentgenol*. 192: W311–W316.
- McNulty N.J., Francis I.R., Platt J.F. et al.* (2001). Multi-Detector Row Helical CT of the Pancreas: Effect of Contrast-enhanced Multiphasic Imaging on Enhancement of the Pancreas, Peripancreatic Vasculature, and Pancreatic Adenocarcinoma. *Radiology*. 220: 97–102.

- Miyoshi T., Kanematsu M., Kondo H. et al. (2008). Abdomen: Angiography with 16-Detector CT – Comparison of Image Quality and Radiation Dose between Studies with 0.625-mm and those with 1.25-mm Collimation. *Radiology*. 249 (1): 142–150.
- Murayama K., Katada K., Nakane M. et al. (2009). Whole-Brain Perfusion CT Performed with a Prototype 256 –Detector Row CT System: Initial Experience. *Radiology*. 250 (1): 202–211.
- Nazaroğlu H., Ozmen C.A., Akay H.O. et al. (2009). 64-MDCT Pulmonary Angiography and CT Venography in the Diagnosis of Thromboembolic Disease. *Am J Roentgenol*. 192: 654–661.
- Ng C.S., Wood C.G., Silverman P.M. et al. (2008). Renal Cell Carcinoma: Diagnosis, Staging, and Surveillance. *Am J Roentgenol*.: 191: 1220–1232.
- Panghaal V.S., Chernyak V., Patlas M., Rozenblit A.M. (2009). CT Features of Adnexal Involvement in Patients with Diverticulitis. *Am J Roentgenol*. 192: 963–966.
- Papke K., Kuhl C.K., Fruth M. et al. (2007). Intracranial Aneurysms: Role of Multidetector CT Angiography in Diagnosis and Endovascular Therapy Planning. *Radiology*. 244 (2): 532–540.
- Park M.-S., Klotz E., Kim M.-J. et al. (2009). Perfusion CT: Noninvasive Surrogate Marker for Stratification of Pancreatic Cancer Response to Concurrent Chemo- and Radiation Therapy. *Radiology*. 250 (1): 110–117.
- Pieroni S., Foster B.R., Anderson S.W. et al. (2009). Use of 64-Row Multidetector CT Angiography in Blunt and Penetrating Trauma of the Upper and Lower Extremities. *RadioGraphics*. 29: 863–876.
- Romano M., Mainenti P.P., Imbriaco M. et al. (2004). Multidetector row CT angiography of the abdominal aorta and lower extremities in patients with peripheral arterial occlusive disease: diagnostic accuracy and interobserver agreement. *Eur J Radiol*. 50: 303–308.
- Rubin G.D., Schmidt A.J., Logan L.J., Sofilos M.S. (2001). Angiography of Lower Extremity Arterial Inflow and Runoff: Initial Experience. *Radiology*. 221: 146–158.
- Saba L., Mallarini G. (2008). MDCTA of Carotid Plaque Degree of Stenosis: Evaluation of Interobserver Agreement. *Am J Roentgenol*. 190: W41–W46.
- Saba L., Sanfilippo R., Pascalis L. et al. (2008). Carotid artery wall thickness and ischemic symptoms: evaluation using multi-detector-row CT angiography. *Eur Radiol*. 18: 1962–1971.
- Saba L., Sanfilippo R., Pascalis L. et al. (2009). Carotid Artery Abnormalities and Leukoaraiosis in Elderly Patients: Evaluation with MDCT. *Am J Roentgenol*. 192: W63–W70.
- Sandstede J.J.W., Kaupert C., Roth A. et al (2005). Comparison of different iodine concentrations for multidetector row computed tomography angiography of segmental renal arteries. *Eur Radiol*. 15: 1211–1214.
- Schernthaner R., Fleischmann D., Stadler A. et al. (2009). Value of MDCT Angiography in Developing Treatment Strategies for Critical Limb Ischemia. *Am J Roentgenol*. 192: 1416–1424.
- Schima W., Hammerstingl R., Catalano C. et al. (2006). Quadruple-Phase MDCT of the Liver in Patients with Suspected Hepatocellular Carcinoma: Effect of Contrast Material Flow Rate. *Am J Roentgenol*. 186: 1571–1579.
- Sheikh K., Schipper M.J., Hoeffner E.G. (2009). Feasibility of Superficial Temporal Artery as the Input Artery for Cerebral Perfusion CT. *Am J Roentgenol*. 192: W321–W329.
- Sliker C.W., Shanmuganathan K., Mirvis S.E. (2008). Diagnosis of Blunt Cerebrovascular Injuries with 16-MDCT: Accuracy of Whole-Body MDCT Compared with Neck MDCT Angiography. *Am J Roentgenol*. 190: 790–799.
- Steenburg S.D., Ravenel J.G. (2008). Acute Traumatic Thoracic Aortic Injuries: Experience with 64-MDCT. *Am J Roentgenol*. 191: 1564–1569.

- Sun C., Liu C., Wang X.-M., Wang D.-P.* (2008). The value of MDCT in diagnosis of splenic artery aneurysms. *Eur J Radiol.* 65: 498–502.
- Tsili A.C., Tsampoulas C., Dalkalitsis N.* (2008). Local staging of endometrial carcinoma: role of multidetector CT. *Eur Radiol.* 18: 1043–1048.
- Türkvatan A., Özdemir M., Cumhur T., Ölçer T.* (2009). Multidetector CT angiography of renal vasculature: normal anatomy and variants. *Eur Radiol.* 19: 236–244.
- Utsunomiya D., Awai K., Tamura Y.* et al. (2006). 16-MDCT Aortography with a Low-Dose Contrast Material Protocol. *Am J Roentgenol.* 186: 374–378.
- Weber T.F., Ganten M.-K., Böckler D.* et al. (2009). Assessment of thoracic aortic conformational changes by four-dimensional computed tomography angiography in patients with chronic aortic dissection type b. *Eur Radiol.* 19: 245–253.
- Wiesmann M., Berg S., Bohner G.* et al. (2008). Dose reduction in dynamic perfusion CT of the brain: effects of the scan frequency on measurements of cerebral blood flow, cerebral blood volume, and mean transit time. *Eur Radiol.* 18: 2967–2974.
- Yagyu Y., Awai K., Inoue M.* et al. (2005). MDCT of Hypervascular Hepatocellular Carcinomas: A Prospective Study Using Contrast Materials with Different Iodine Concentrations. *Am J Roentgenol.* 184: 1535–1540.
- Yamada T., Endo M., Tsuboi M.* et al. (2008). Differentiation of Pathologic Subtypes of Papillary Renal Cell Carcinoma on CT. *Am J Roentgenol.* 191: 1559–1563.
- Yanaga Y., Awai K., Nakayama Y.* et al. (2007). Optimal dose and injection duration (injection rate) of contrast material for depiction of hypervascular hepatocellular carcinomas by multidetector CT. *Radiat Med.* 25: 278–288.
- Yanaga Y., Awai K., Nakayama Y.* et al. (2007). Pancreas: Patient Body Weight-tailored Contrast Material Injection Protocol versus Fixed Dose Protocol at Dynamic CT. *Radiology.* 245 (2): 475–482.
- Yanaga Y., Awai K., Nakaura T.* et al. (2008). Optimal Contrast Dose for Depiction of Hypervascular Hepatocellular Carcinoma at Dynamic CT Using 64-MDCT. *Am J Roentgenol.* 190: 1003–1009.
- Yoon D.Y., Choi C.S., Kim K.H., Cho B.-M.* (2006). Multidetector-Row CT Angiography of Cerebral Vasospasm after Aneurysmal Subarachnoid Hemorrhage: Comparison of Volume-Rendered Images and Digital Subtraction Angiography. *Am J Neuroradiol.* 27: 370–377.
- Yoon D.Y., Hwang H.S., Chang S.K.* et al (2009) CT, MR, US, 18F-FDG PET/CT, and their combined use for the assessment of cervical lymph node metastases in squamous cell carcinoma of the head and neck. *Eur Radiol.* 19: 634–642.
- Youn S.W., Kim J.H., Weon Y.-C.* et al. (2008). Perfusion CT of the Brain Using 40-mm-Wide Detector and Toggling Table Technique for Initial Imaging of Acute Stroke. *Am J Roentgenol.* 191: W120–W126.
- Zhang S., Levin D.S., Halpern E.J.* et al. (2008). Accuracy of MDCT in Assessing the Degree of Stenosis Caused by Calcified Coronary Artery Plaques. *Am J Roentgenol.* 191: 1676–1683.

Научное медицинское издание

Кармазановский Григорий Григорьевич

Динамическая мультиспиральная КТ:

параметры и характеристики болюса контрастного вещества,
примерные протоколы сканирования и их клиническое применение

Руководство для врачей лучевых диагностов

| | |
|------------------------|----------------|
| Дизайн обложки, макета | А.И. Морозова |
| Обработка иллюстраций | О.А. Рыченкова |
| Компьютерная верстка | Ю.А. Кушель |
| Корректор | Т.И. Луковская |
| Выпускающий редактор | Л.С. Родионова |

ООО «Издательский дом Видар-М», 109028 г. Москва, а/я 16, тел. (495) 589-86-60,
<http://www.vidar.ru> info32@vidar.ru, <http://vk.com/vidarbooks>,
<https://www.facebook.com/VIDARpress>
Лицензия ИД № 00322 от 27.10.99. Подписано в печать 30.04.2020. Формат 60 x90 1/8
Бум. мелованная 90 г/м². Бумага мелованная. Печать офсетная. Усл. печ. л. 48. Заказ 20-0336

Отпечатано в ООО «КЕМ» 141033, Московская обл.,
г. Мытищи, микрорайон поселок Пироговский, ул. Фабричная, д. 1
<http://www.a-kem.ru>, info@a-kem.ru