

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. Ревишвили*



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

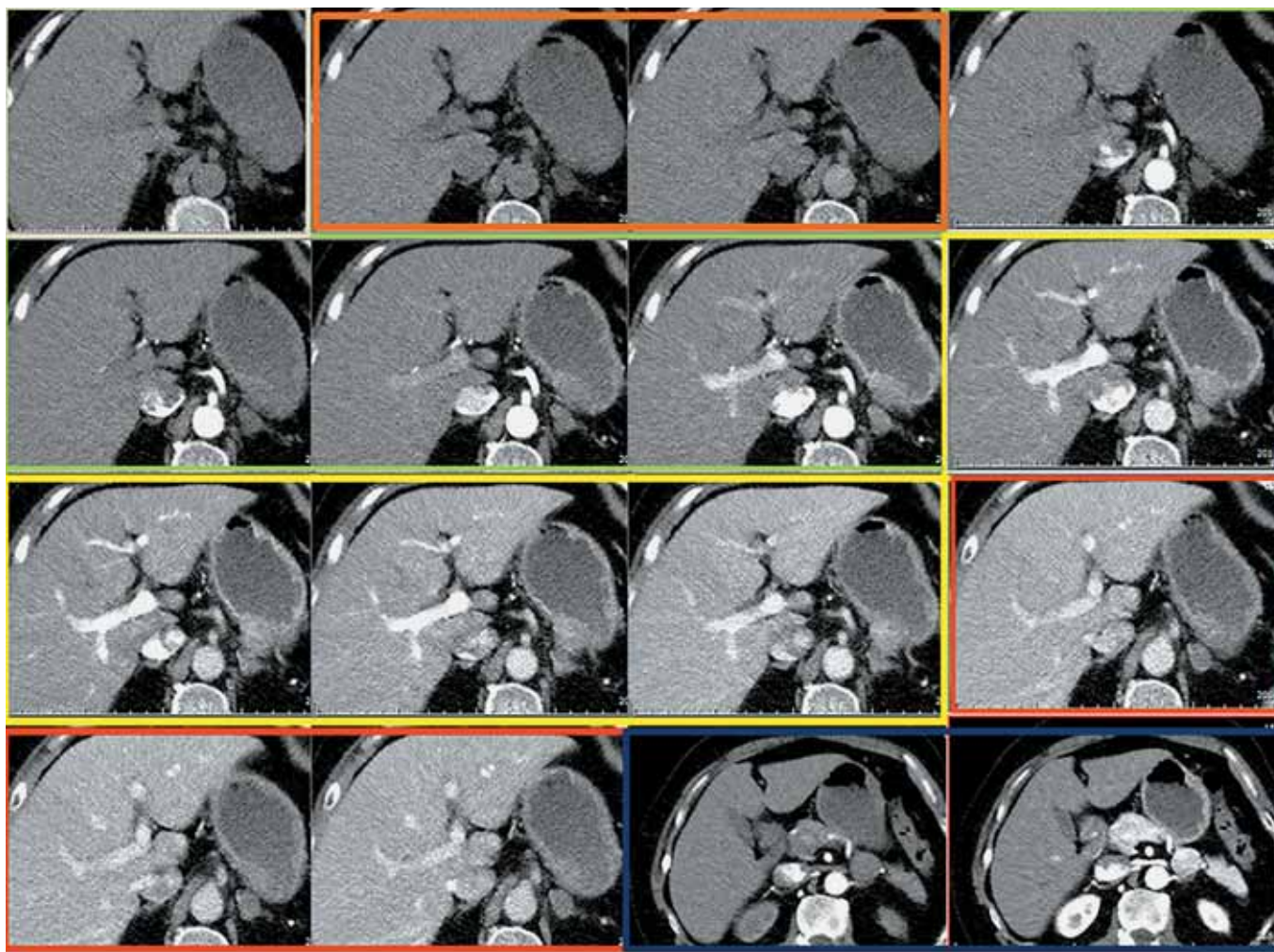


Рисунок 1. КТ-перфузия брюшной полости. Распределение контрастного препарата по кровеносному руслу в зависимости от времени, прошедшего от момента старта болюсной инъекции контрастного вещества.

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.

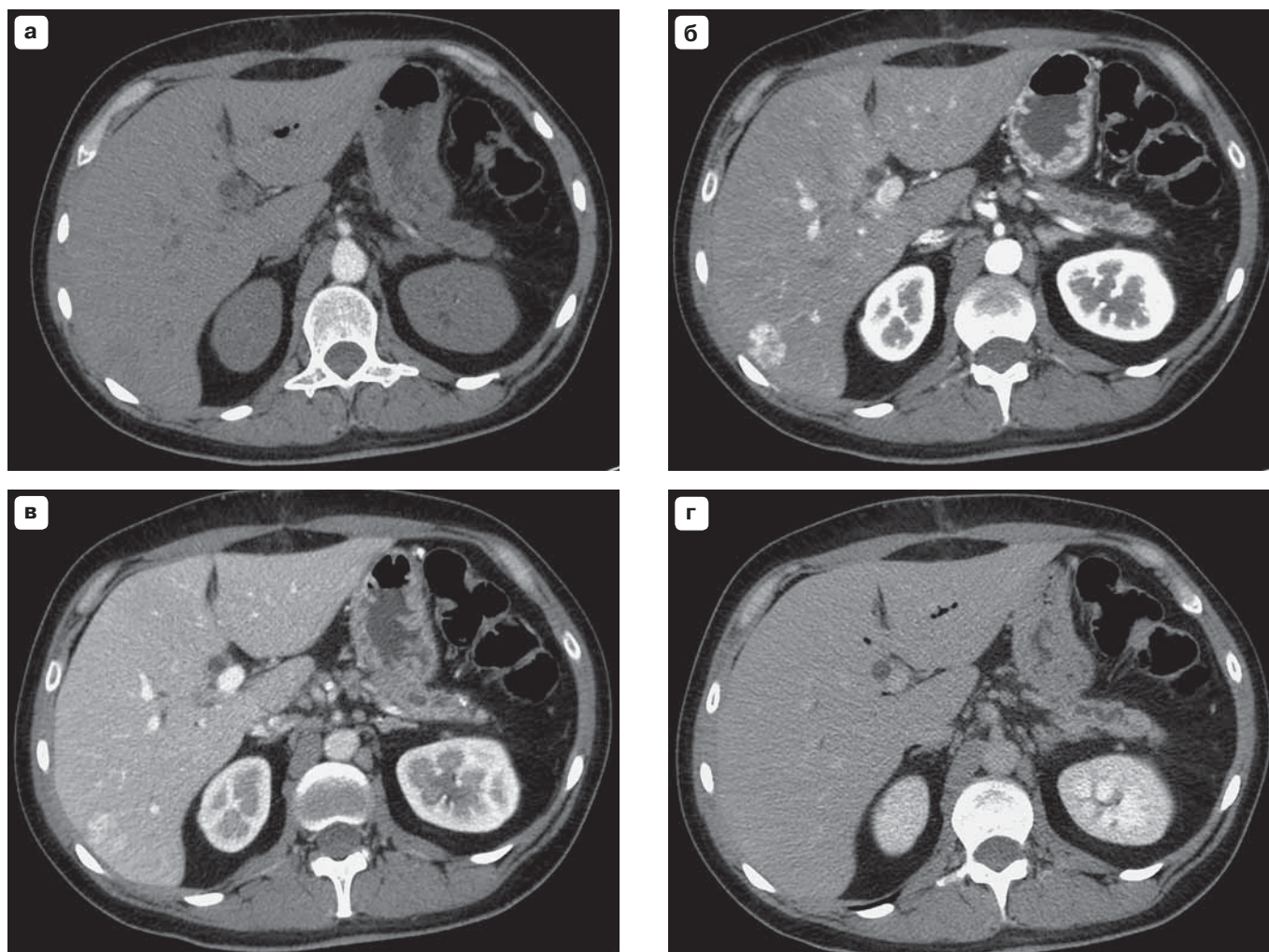


Рис. 1.1. Динамическое контрастное усиление (многофазное исследование) печени: фокальная нодулярная гиперплазия.

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).

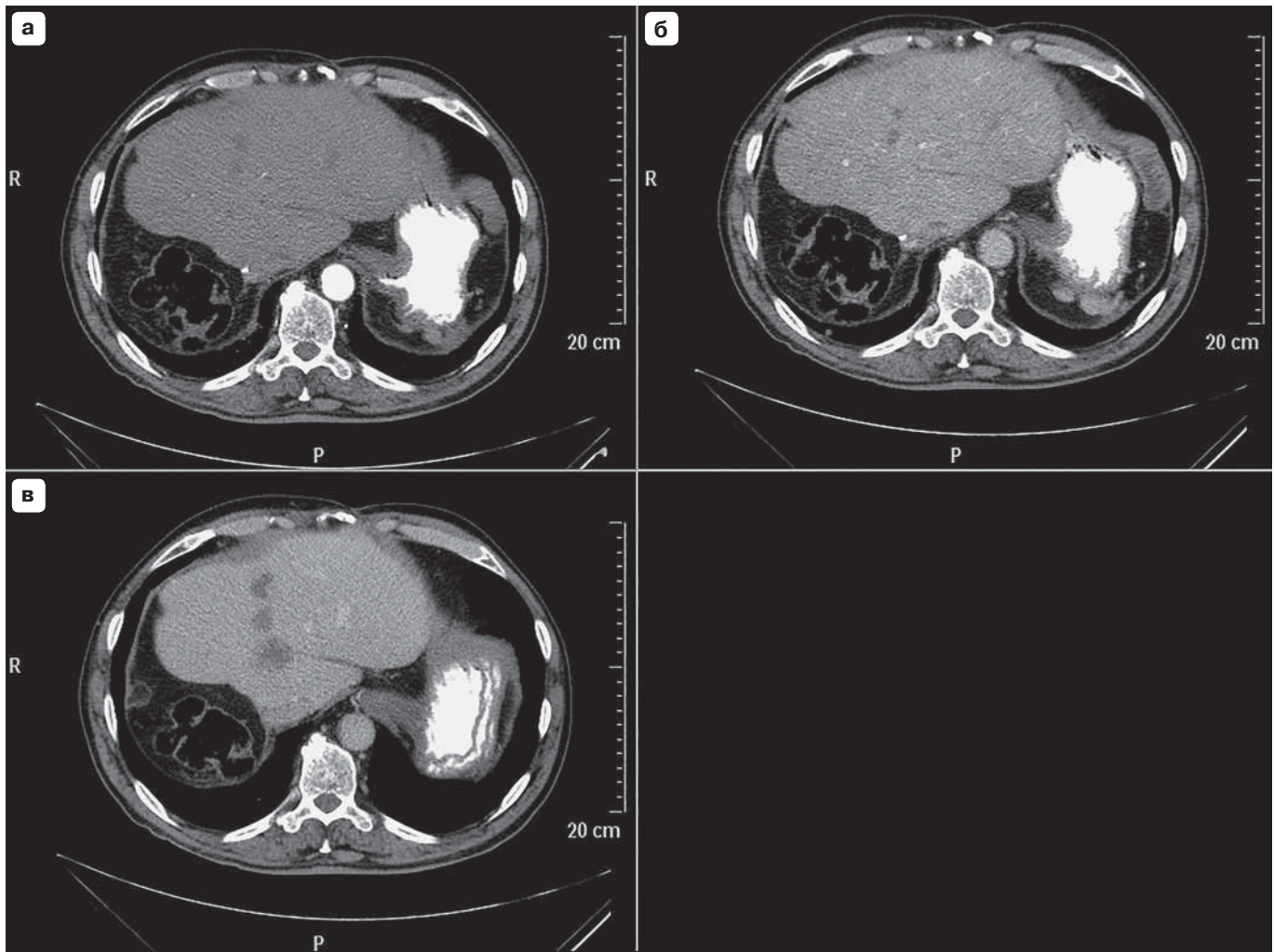


Рис. 1.2. МСКТ-исследование печени с болюсным контрастным усилением: метастазы ректального рака.

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 венозную фазу (**б**) также диагностической информации недостаточно. Размеры, форма и очертания метастазов лучше видны в отсроченную фазу контрастного усиления (**в**).

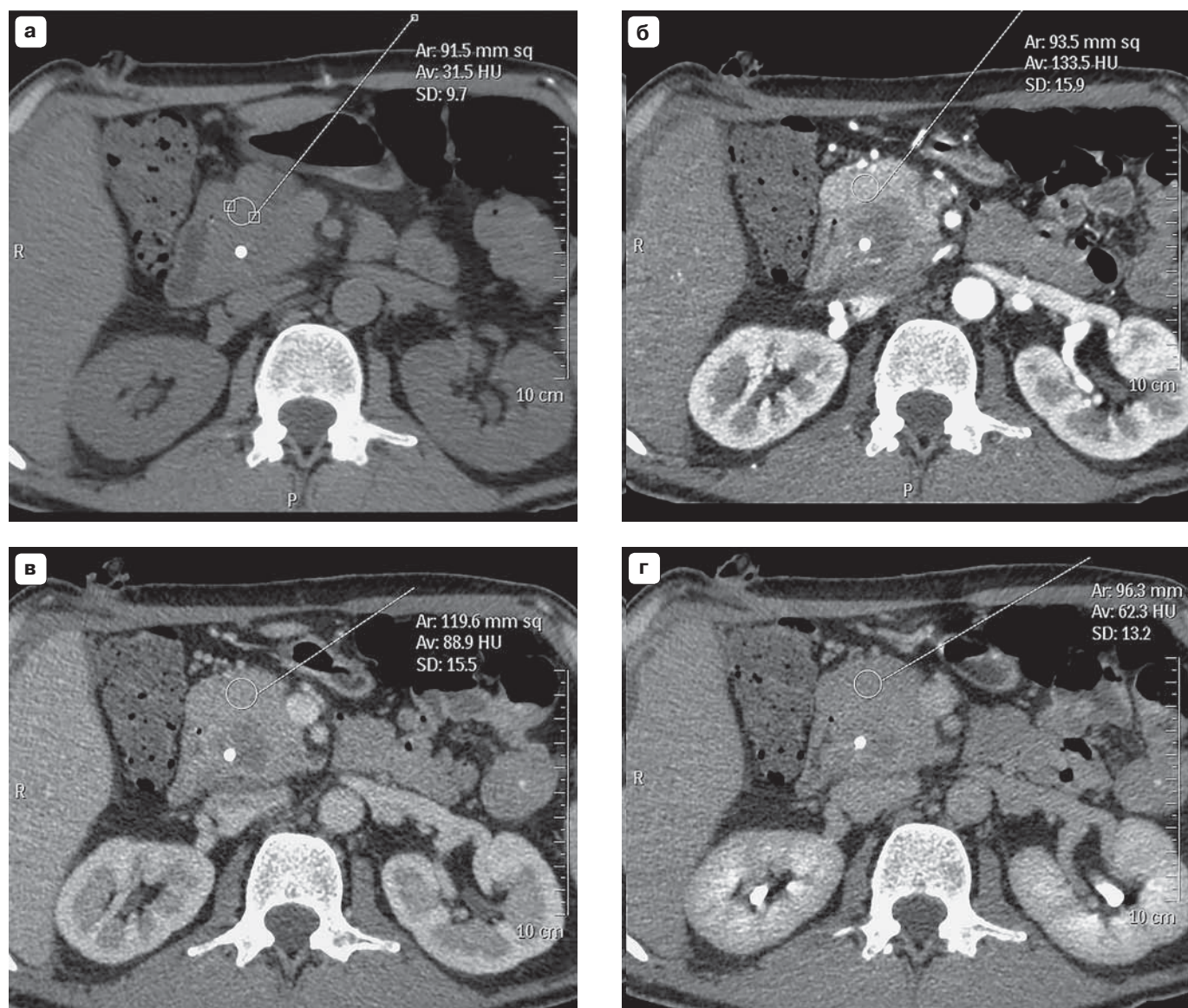


Рис. 1.3. МСКТ. Динамическое исследование поджелудочной железы: аденокарцинома головки поджелудочной железы.

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.

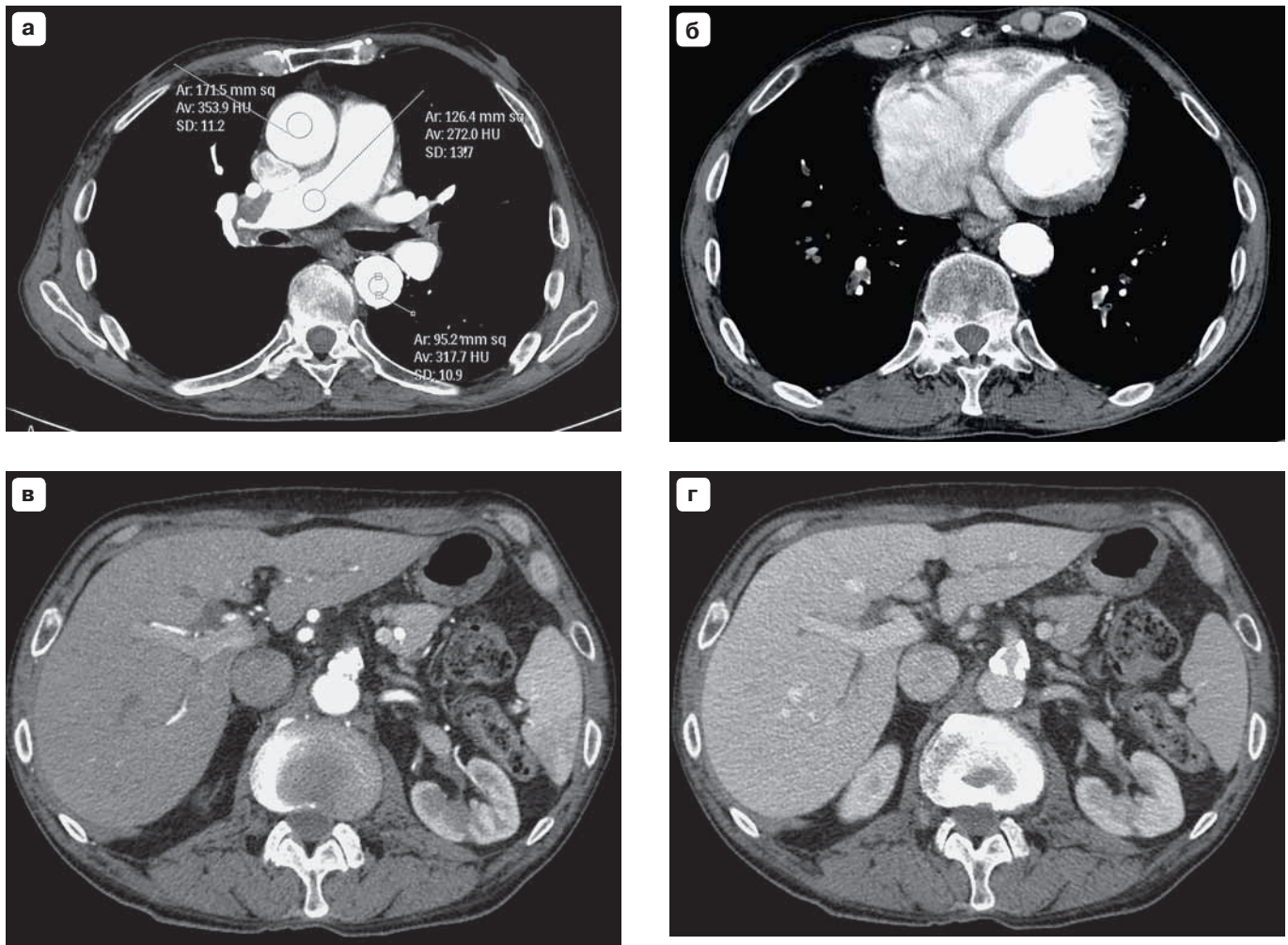


Рис. 1.4. Эмболия легочной артерии.

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 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».

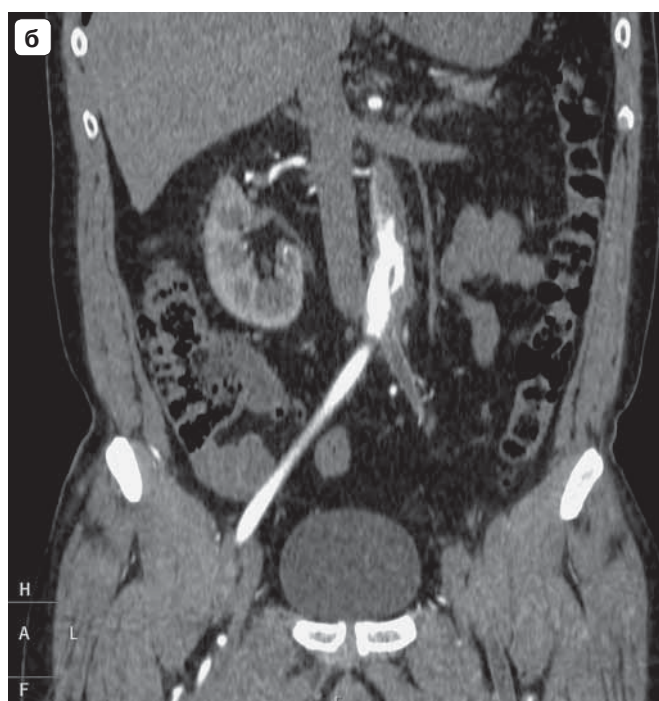
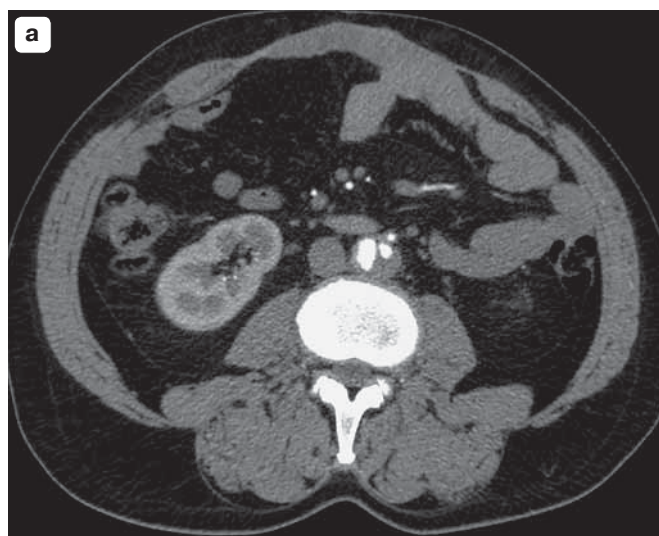


Рис. 1.5. Надрыв интимы брюшной аорты.
Аксиальный срез (а) менее информативен. Надрыв лучше виден во фронтальной плоскости (б).

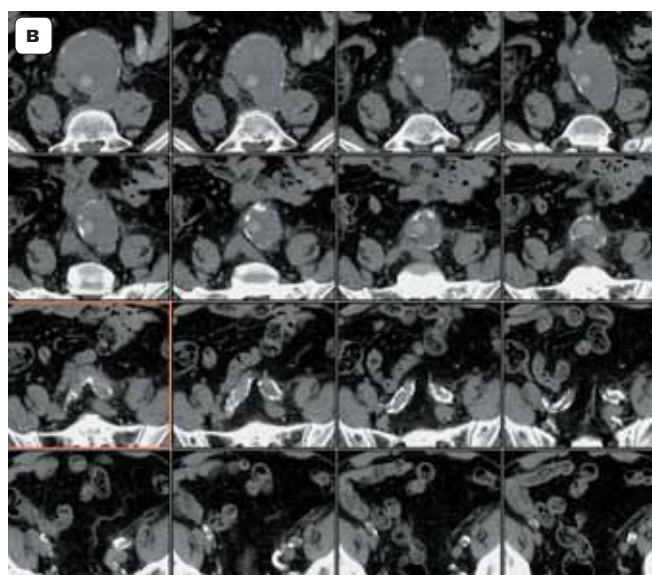
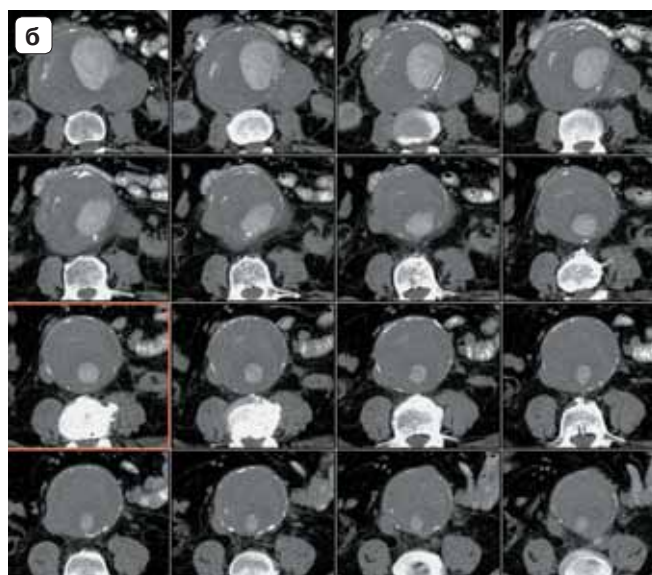
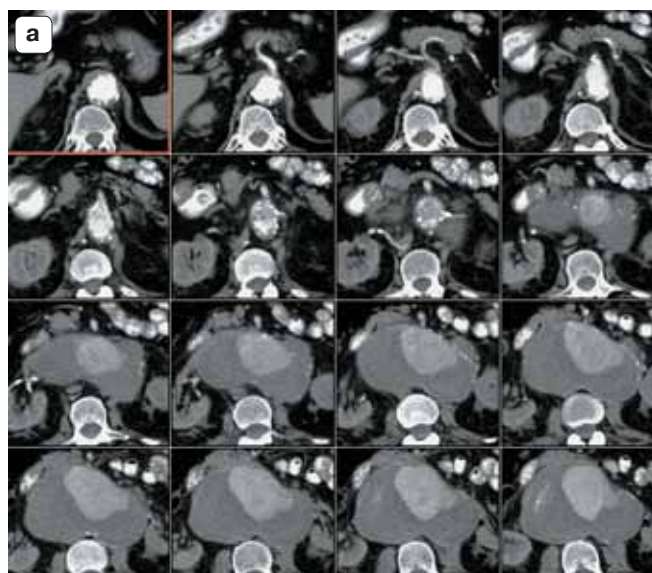


Рис. 1.6. Разрыв аневризмы брюшной аорты.

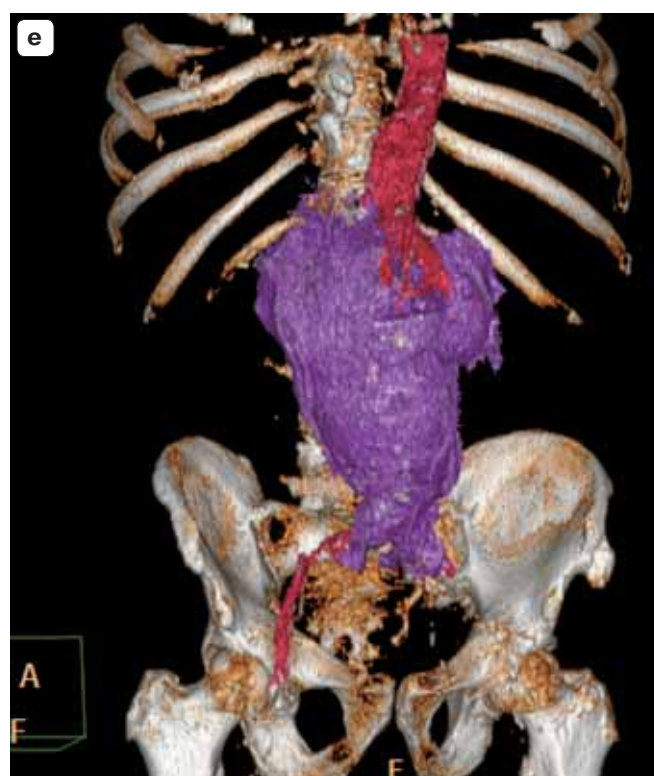
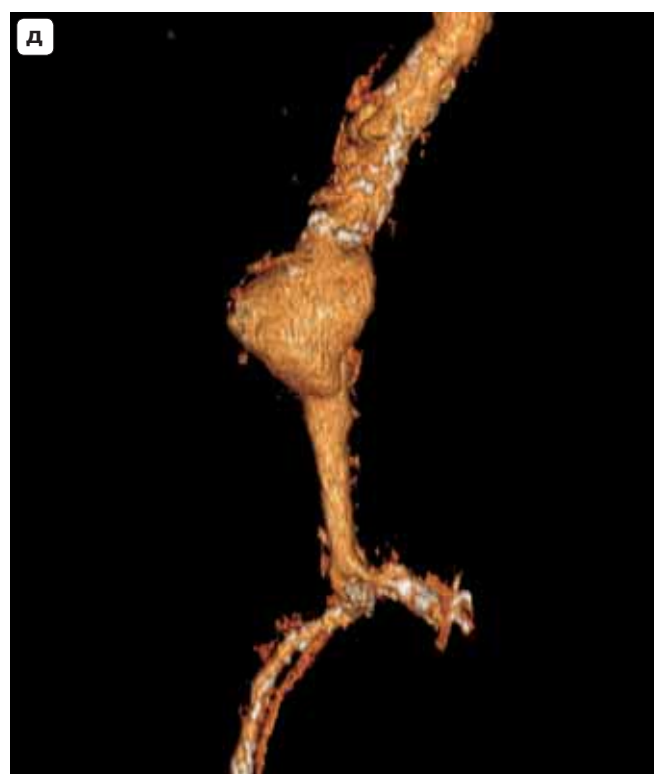
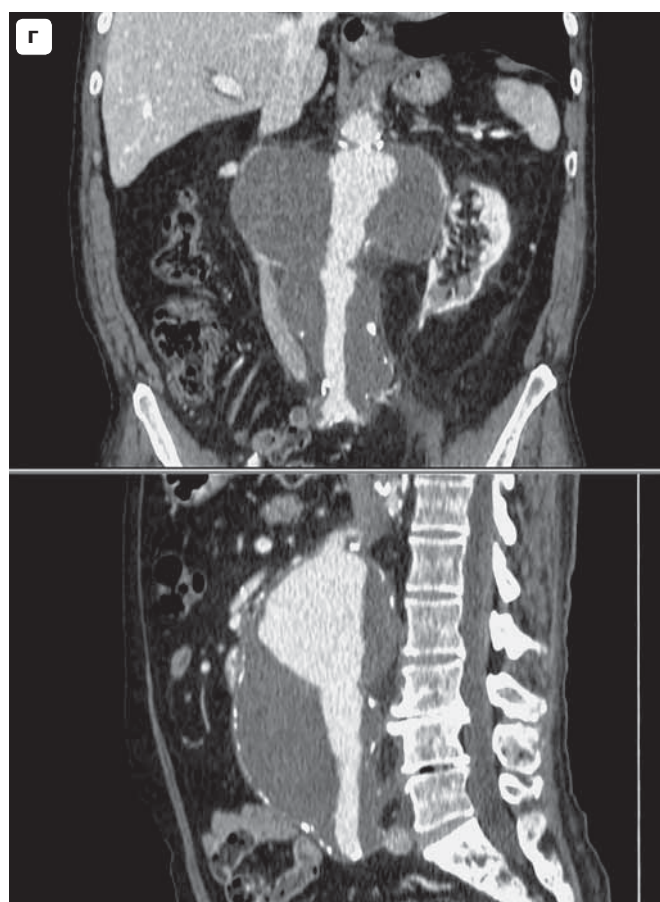


Рис. 1.6 (окончание). Разрыв аневризмы брюшной аорты.

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).

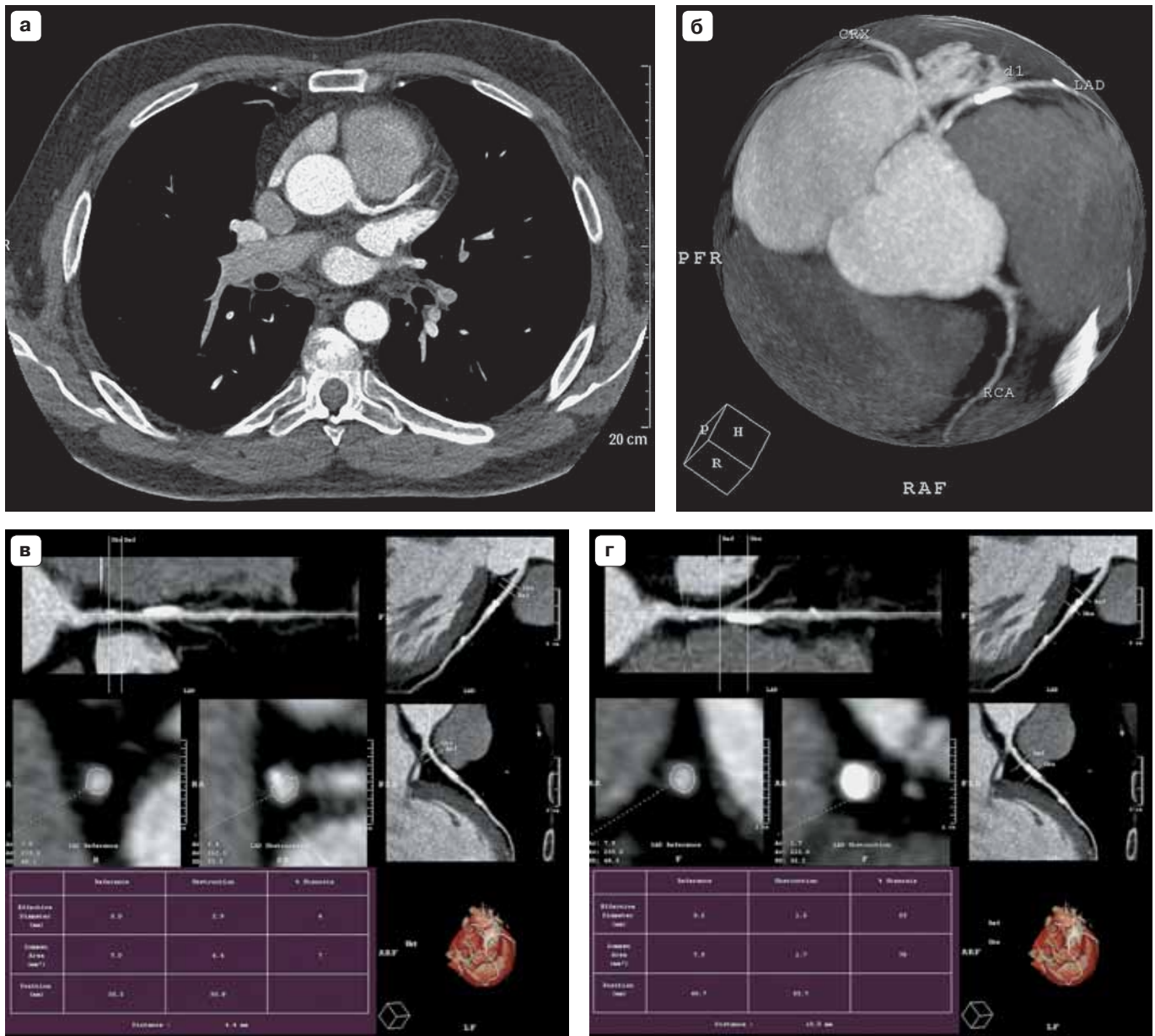


Рис. 1.7. МСКТ-коронарография.

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.

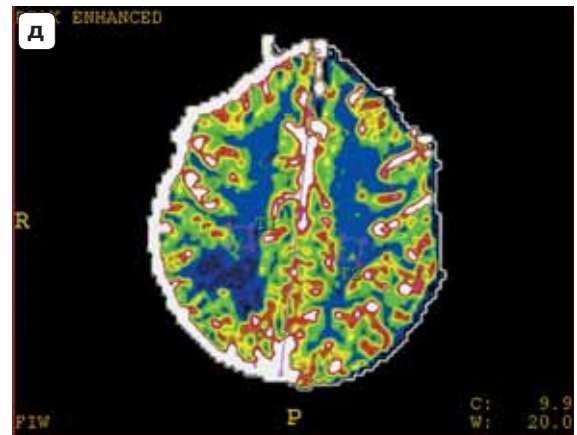
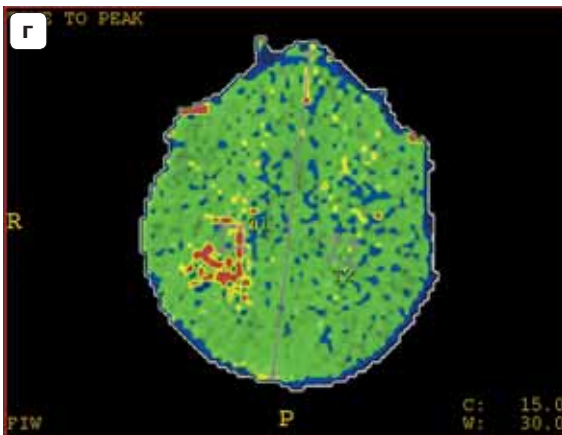
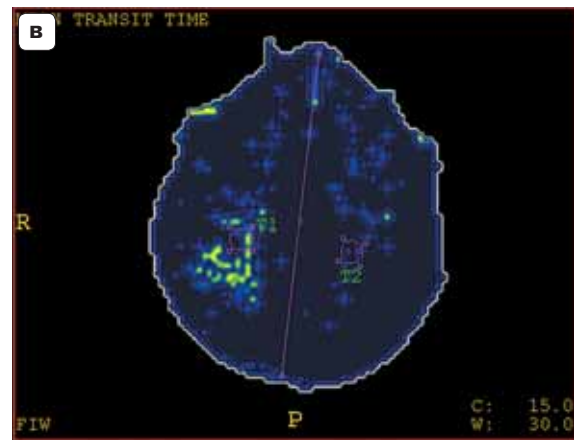
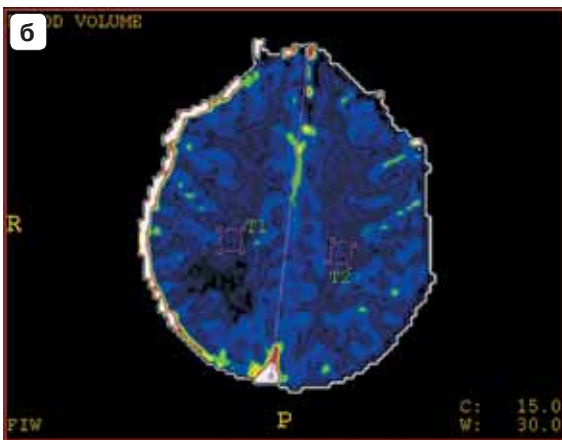
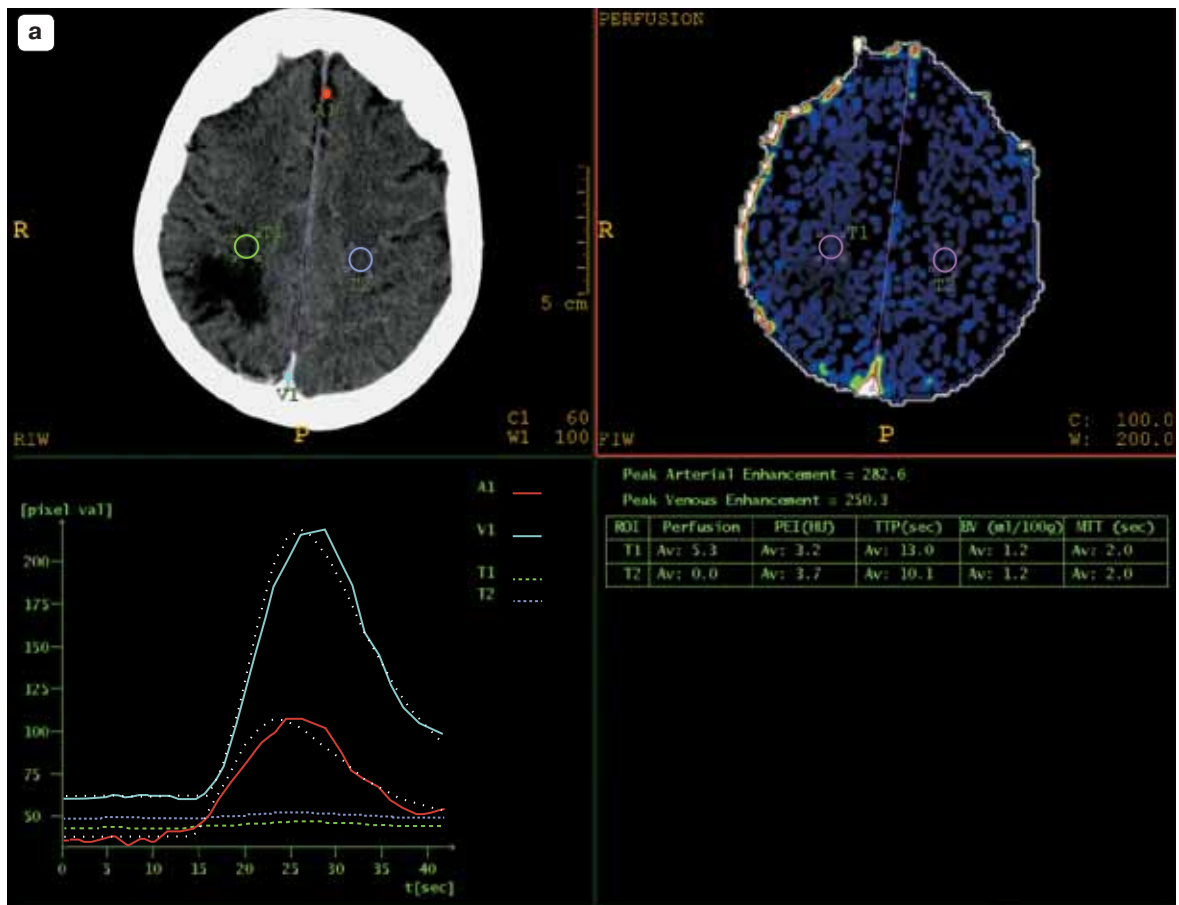
Процесс анализа данных и написание отчета о КТ (или, как всем привычнее, протокола КТ-исследования) чем-то напоминает процесс угадывания слов в кроссворде. Фазы контрастного усиления в таком диагностическом «кроссворде» играют роль ключевых букв, которые в истинном кроссворде облегчают процесс «угадывания»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



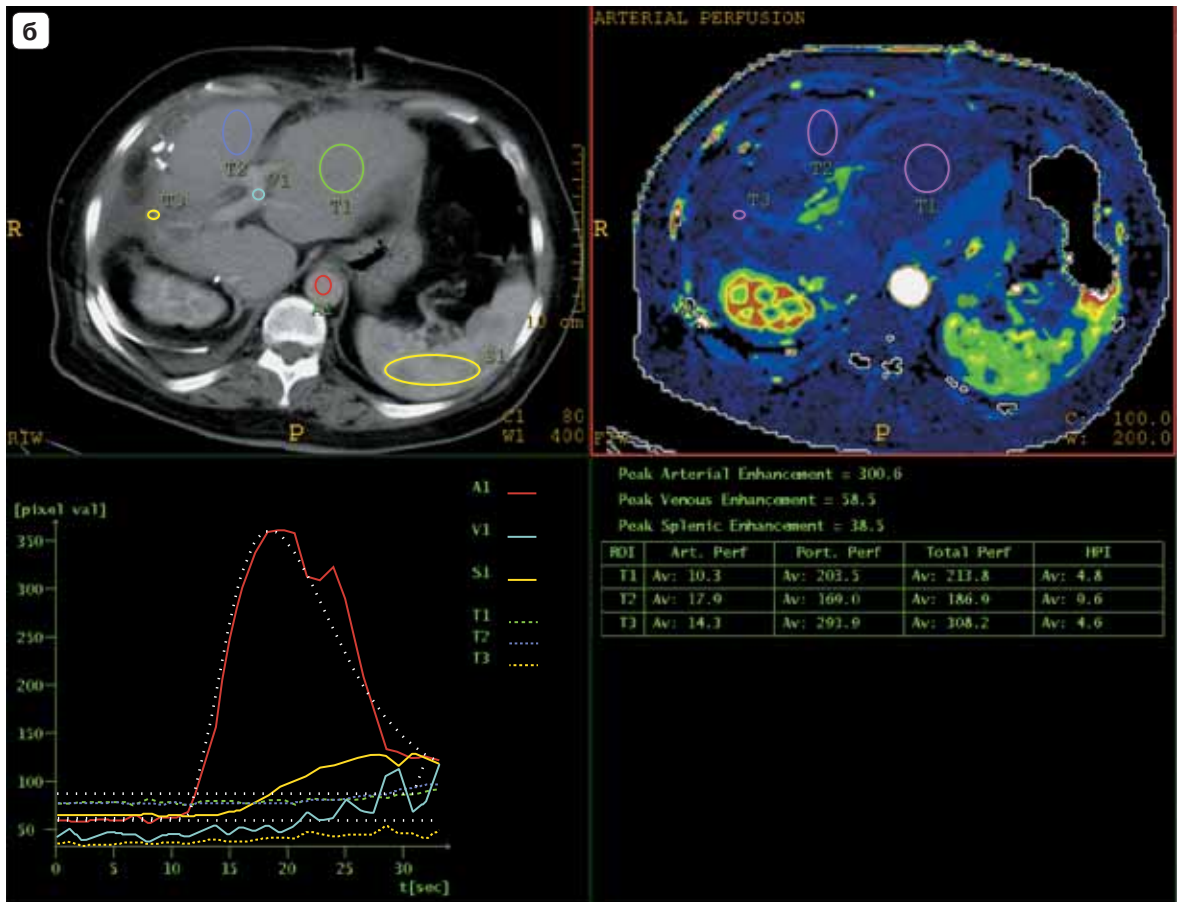
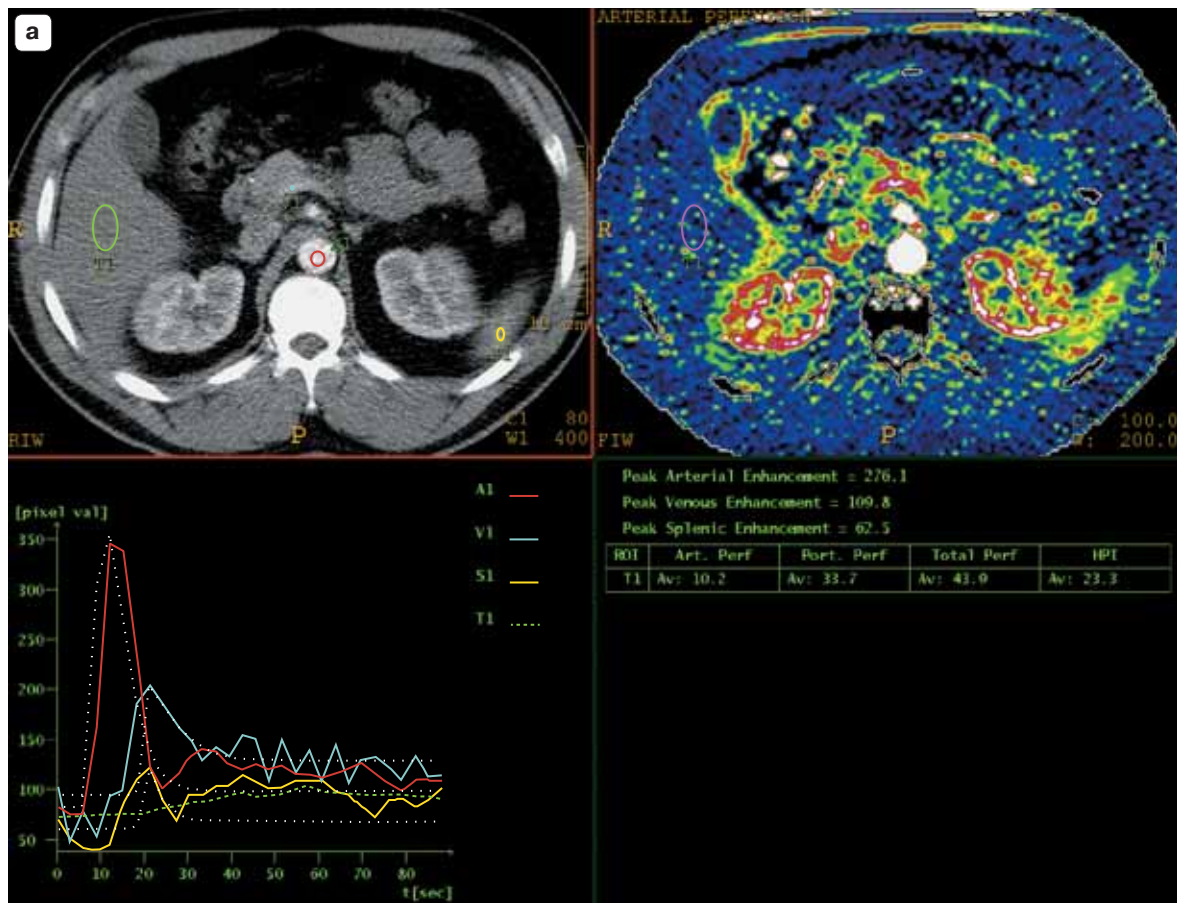


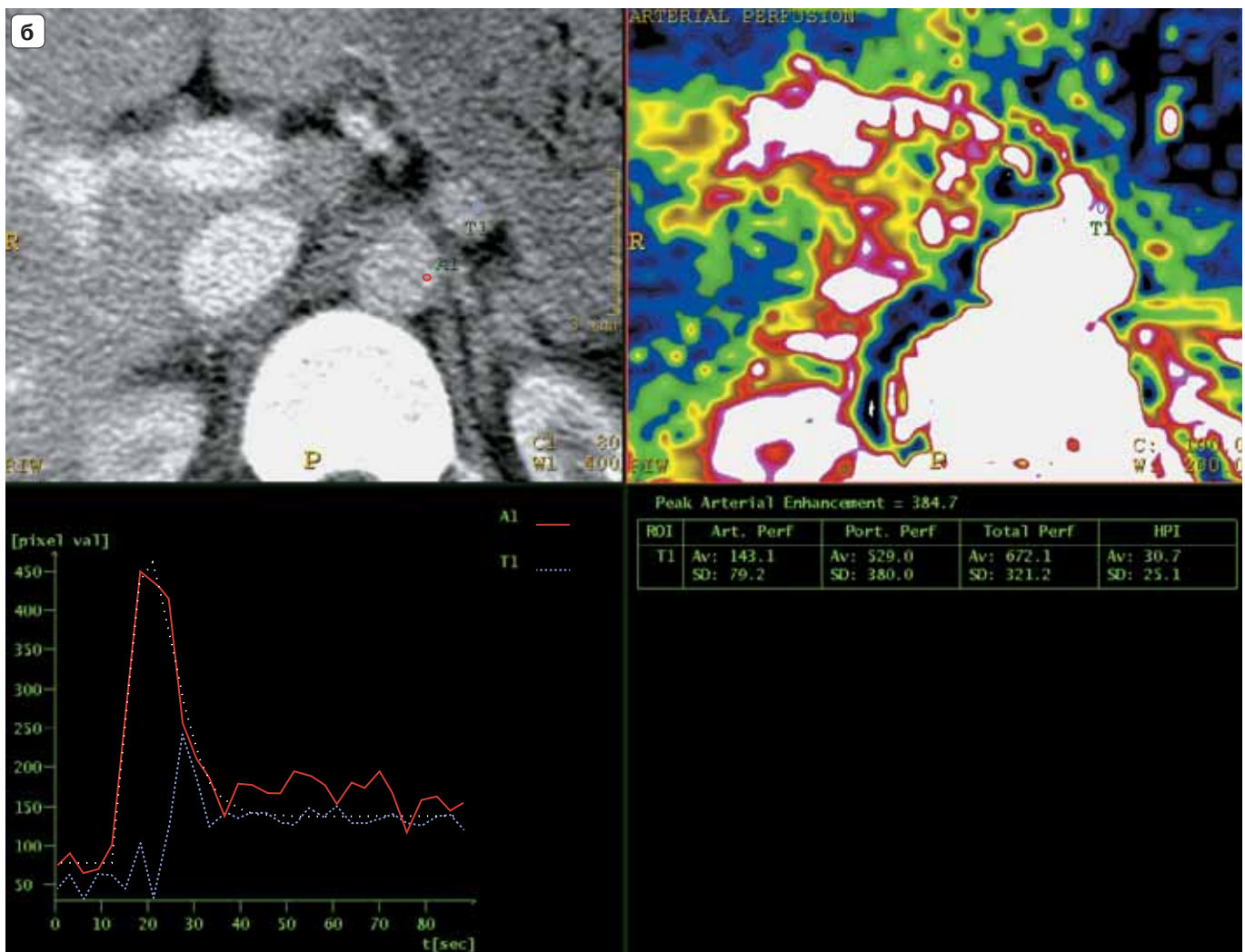
Рис. 1.9. Перфузия органов брюшной полости.

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.*