

Терновой С. К.

ЛУЧЕВАЯ ДИАГНОСТИКА И ТЕРАПИЯ. ОБЩАЯ  
ЛУЧЕВАЯ ДИАГНОСТИКА



**ЛУЧЕВАЯ ДИАГНОСТИКА  
И ТЕРАПИЯ. ОБЩАЯ  
ЛУЧЕВАЯ ДИАГНОСТИКА**

**учебное пособие**

Библиография Лучевая диагностика и терапия. Общая лучевая диагностика [Электронный ресурс] / Терновой С. К. и др. - М. : ГЭОТАР-Медиа, 2014. - <http://www.studentlibrary.ru/book/ISBN9785970429891.html>

Авторы Терновой С. К. и др.

Издательство ГЭОТАР-Медиа

Год издания 2014

Прототип Электронное издание на основе: Лучевая диагностика и терапия. Общая лучевая диагностика : учебник : в 2 т. / С. К. Терновой [и др.]. - М. : ГЭОТАР-Медиа, 2014. - Т. 1. - 232 с. : ил. - ISBN 978-5-9704-2989-1.

## Оглавление

АННОТАЦИЯ.....	4
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....	4
ГЛАВА 1. ПРЕДМЕТ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ.....	7
ГЛАВА 2. КРАТКАЯ ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ.....	10
ГЛАВА 3. РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКА.....	20
3.1. Краткая характеристика рентгеновского излучения.....	20
3.2. Получение изображения. Аналоговые и цифровые технологии.....	22
3.3. Рентгеноскопия и рентгенография.....	31
3.4. Послойное рентгенологическое исследование (томография).....	33
3.5. Остеоденситометрия.....	35
ГЛАВА 4. АНГИОГРАФИЯ.....	40
ГЛАВА 5. КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ (КТ).....	50
ГЛАВА 6. РАДИОНУКЛИДНАЯ ДИАГНОСТИКА.....	61
ГЛАВА 7. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ДИАГНОСТИКА.....	74
ГЛАВА 8. МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ.....	85
ГЛАВА 9. ИНТЕРВЕНЦИОННАЯ РАДИОЛОГИЯ.....	102
ГЛАВА 10. ЛУЧЕВАЯ ТЕРАПИЯ.....	110
ГЛАВА 11. КОНТРАСТНЫЕ СРЕДСТВА ДЛЯ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ.....	117
ГЛАВА 12. НОРМАЛЬНАЯ ЛУЧЕВАЯ АНАТОМИЯ.....	129
12.1. Костно-суставная система.....	129
12.2. Центральная нервная система.....	178
12.3. Дыхательная система.....	190
12.4. Сердечно-сосудистая система.....	203
12.5. Пищеварительная и лимфатическая системы.....	219
12.6. Мочевыделительная система.....	235
12.7. Эндокринная система.....	246
12.8. Репродуктивная система.....	253
ГЛАВА 13. РАДИАЦИОННАЯ БЕЗОПАСНОСТЬ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ЛУЧЕВЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ.....	264
ГЛАВА 14. ОРГАНИЗАЦИЯ РАБОТЫ ОТДЕЛЕНИЙ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ.....	268
РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА.....	270

## **АННОТАЦИЯ**

В учебнике рассмотрены все основные разделы современной лучевой диагностики, изложенные в соответствии с программой по лучевой диагностике и лучевой терапии государственных образовательных учреждений Минздрава России. Особое внимание в первом томе уделено описанию новых методов диагностики - цифровой рентгенографии, радионуклидных и ультразвуковых методик, ангиографии, компьютерной и магнитно-резонансной томографии, интервенционной радиологии, с которыми ежедневно приходится сталкиваться врачам всех специальностей. В краткой форме изложены принципы комплексного использования методов диагностики для исследования головного и спинного мозга, легких, сердца и сосудов, органов брюшной полости и малого таза, скелета, мягких тканей, пищеварительного канала. Описаны основы лучевой терапии злокачественных новообразований. Дано понятие о компьютерных сетях и телемедицине. Приведены рекомендации по рациональному использованию современных методов лучевой диагностики при наиболее важных заболеваниях и клинических синдромах.

### **Авторский коллектив**

**ТЕРНОВОЙ** Сергей Константинович - лауреат Государственной премии СССР, академик РАМН, доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой лучевой диагностики и лучевой терапии Московской медицинской академии им. И. М. Сеченова, руководитель отдела томографии Института кардиологии им. А. Л. Мясникова Российского научно-производственного комплекса МЗ РФ.

**СИНИЦЫН** Валентин Евгеньевич - доктор медицинских наук, ведущий научный сотрудник отдела томографии Института кардиологии им. А. Л. Мясникова Российского научно-производственного комплекса МЗ РФ, профессор кафедры лучевой диагностики и лучевой терапии Московской медицинской академии им. И. М. Сеченова, руководитель курса лучевой диагностики МГУ им. М. В. Ломоносова.

**ШЕХТЕР** Анатолий Ильич - доктор медицинских наук, профессор кафедры лучевой диагностики и лучевой терапии Московской медицинской академии им. И. М. Сеченова.

### **СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ**

АД - артериальное давление

ИБС - ишемическая болезнь сердца

КАГ - коронароангиография

КТ - компьютерная томография

МРТ - магнитно-резонансная томография

МРС - магнитно-резонансная спектроскопия

МСКТ - мультиспиральная компьютерная томография

ОФЭКТ - однофотонная эмиссионная компьютерная томография

ПЭТ - позитронно-эмиссионная томография

РФП - радиофармпрепарат

УЗИ - ультразвуковое исследование

ФДГ - фосфодексиглюкоза

ЭЛТ - электронно-лучевая томография

ЭКГ - электрокардиограмма

ЭхоКГ - эхокардиография

ЯМР - ядерный магнитный резонанс

HU - единицы Хаунсфилда (единицы рентгеновской плотности)

Открытие X-лучей, создание компьютерной томографии и всей лучевой диагностики более чем за 110 лет после открытия Вильгельма К. Рентгена - это наглядная демонстрация научно-технического прогресса человечества за столь короткий по историческим меркам период.

В настоящее время почти в каждом кабинете врача есть стационарный компьютер, часто подключенный к Интернету и внутренней сети, а у многих - переносные и карманные компьютеры. Поэтому трудно себе представить, что лишь немногим более 100 лет назад у врачей не было возможности получить изображение внутренних органов.

За это относительно небольшое время стали доступными исследования всех внутренних органов и систем, появилась возможность изучения функций органов и скрининга основных наиболее опасных и социально значимых заболеваний.

Сложность ранней диагностики заключается в том, что многие внутренние болезни не имеют постоянных симптомов и признаков. Зачастую обращение пациентов за помощью к врачу с характерными жалобами и проявлениями того или иного заболевания происходит уже при запущенной форме болезни. На этих стадиях не только лечение, но и само сохранение жизни больного бывает затруднительно. В связи с этим все большее внимание стали уделять превентивной (доклинической) диагностике, когда и человек еще не ощущает болезнь.

Сокращение сроков обследования, улучшение качества лечения, уменьшение травматичности операций и профилактика заболеваний в значительной мере зависят от успехов ранней и точной диагностики.

В подавляющем большинстве случаев современные средства лучевой диагностики (цифровая рентгенология, ангиография, радионуклидная и ультразвуковая диагностика, компьютерная и магнитно-резонансная томография) позволяют за короткое время установить правильный и развернутый диагноз. Некоторые из этих методов уже применяются для массовых обследований населения (скрининг), другие, разработанные на основе современных методик, ждут своего широкого внедрения. Как и все в мире, лучевые методики совершенствуются и меняются. Уходят устаревшие методы, приходят новые. Одни новые методики становятся классическими, другие не выдерживают проверки временем.

Количество информации, которое должен освоить врач, резко возрастает, возрастает и цена ошибки, которую он может совершить, не зная или не умея правильно и вовремя

применить ту или иную методику обследования (или отказаться от малоинформативной). Столь же трудна задача студента, который на 3-м и 4-м курсах, еще слабо ориентируясь в клинике внутренних болезней, должен освоить сложные клинические симптомы в их лучевом изображении. Сложна и задача преподавателя кафедры лучевой диагностики, пытающегося преподнести современные знания о возможностях той или иной методики в клинической практике студенту, знакомому лишь с обычной медицинской терминологией.

Авторы этого учебника прекрасно понимают эти трудности. Понимают они также и то, что количество часов, отведенных в высшей школе для преподавания их любимой дисциплины, не может быть серьезно увеличено. В том числе и потому, что другие дисциплины ощущают на себе весь прогресс современных технологий и требуют дополнительного внимания. Однако правильное и интенсивное использование тех 108 ч (72 ч - аудиторная работа и 36 ч - самостоятельная подготовка), которые сейчас отведены нашему предмету, позволяет надеяться, что студент получит основное представление о современной лучевой диагностике и возможностях новых методов. Наша задача, как мы ее понимаем, - дать основы курса лучевой диагностики и научить студента понимать суть диагностического процесса на основе типичных клинических примеров.

В этом могут помочь и широко практикуемые в настоящее время элективные курсы (проводимые на 5-м и 6-м курсах), посвященные наиболее важным и интересным направлениям лучевой диагностики, и лекции по комплексной лучевой диагностике, проводимые на 5-м курсе.

В связи с этим учебник разбит на 2 тома: методы лучевой диагностики (включая нормальную лучевую анатомию) - том I, и системное клиническое применение методов лучевой диагностики при наиболее часто встречающихся клинических ситуациях - том II. Особое внимание авторы уделили иллюстративному материалу, а точнее его качеству. Для этой цели отбирались только снимки, отвечающие лучшим современным мировым стандартам изображения и выполненные на качественной аппаратуре.

Краткость изложения отдельных частей учебника объясняется наличием прекрасного объемного учебника профессоров Л. Д. Линденбрата и И. П. Королука (2001), к которому мы отсылаем студентов в случае необходимости. При желании углубленного изучения некоторых разделов рекомендуем русский перевод «Общего руководства по радиологии» под редакцией проф. Х. Петтерсона (1995). Ссылки на основные монографии, посвященные различным разделам лучевой диагностики и предназначенные для углубленного изучения на элективных курсах, представлены в конце учебника.

Авторы выражают благодарность специалистам, оказавшим помощь в написании данного учебника - Я. В. Лазаревой (доктор мед. наук), В. А. Ратникову (доктор мед. наук), И. А. Соколиной (канд. мед. наук), Т. П. Чуприк-Малиновской (проф., доктор мед. наук) и Е. В. Шажковой (канд. мед. наук), Ю. И. Воробьеву (заслуженный деятель науки РФ, проф., доктор мед. наук), Е. Б. Ольховой (проф., доктор мед. наук), В. П. Трутню (канд. мед. наук), Н. С. Серовой (канд. мед. наук), С. П. Морозову (доцент, канд. мед. наук), С. П. Паша (канд. мед. наук), В. П. Седову (проф., доктор мед. наук), С. А. Кондрашину (проф., доктор мед. наук), Г. Г. Матякину (проф., доктор мед. наук), И. М. Королевой (доктор мед. наук), И. С. Власовой (проф., доктор мед. наук), И. Ю. Насниковой (проф., доктор мед. наук).

## ГЛАВА 1. ПРЕДМЕТ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ

После великого открытия Вильгельмом Конрадом Рентгеном (Wilhelm Conrad Roentgen) 8 ноября 1895 г. X-лучей в медицине появилась новая специальность - «рентгенология». Стало возможным «видеть невидимое». На первых рентгеновских снимках были получены изображения костей. Вскоре после этого в кратчайший период были разработаны методы исследования легких, сердца, пищевода, желудка и других органов. Постоянное развитие науки и техники способствовало созданию специализированных аппаратов и появлению новых методов исследования. С тех пор и до настоящего времени мы наблюдаем триумфальное развитие рентгенологии. Научный и технический прогресс в XX в. и в начале нынешнего столетия привел к революционным изменениям в сфере получения диагностических изображений. Помимо ионизирующего рентгеновского излучения, для получения диагностических изображений стали применять другие излучения и волны, основанные на различных физических принципах, в том числе неионизирующие.

В практику вошли методики ультразвуковой диагностики, основанные на изучении органов и тканей с помощью ультразвуковых волн, методы магнитно-резонансной томографии, связанные с резонансными колебаниями атомов в магнитном поле, и ряд других. Произошел переход от аналоговых методов получения изображений к цифровым. Стали широко использовать методы компьютерной обработки изображений. В связи с этим в большинстве случаев термин «излучение» приходится брать в кавычки, так как сегодня большинство физических феноменов, на которых основаны диагностические методы, не имеют отношения к ионизирующей радиации. Некоторые из них группируются не по природе источника электромагнитного излучения или волн, используемых для получения изображения, а по способу обработки данных и возможности представления изображения для врача (например, рентгеновская и магнитно-резонансная компьютерная томография). Отдельные, широко распространенные ранее, методы диагностики (например, термография) потеряли свое значение из-за малой специфичности.

По этой причине название и структура специальности изменились. В Европе и Северной Америке она называется radiology (от radiare - излучать и logos - слово, наука). Этот термин объединяет все виды и способы получения диагностических изображений тканей и органов. Часто эту область медицинской науки называют медицинской визуализацией (английский эквивалент - diagnostic imaging). Врача, занимающегося получением и анализом диагностических изображений, за рубежом называют радиологом (radiologist). Аналогичный отечественный термин - рентгенология, или лучевая диагностика, а врачей, занимающихся лучевой диагностикой, согласно существующей в РФ номенклатуре врачебных специальностей, называют рентгенологами. Этот термин не полностью отражает реалии сегодняшнего дня, однако он официально принят.

Улучшение диагностики повлекло за собой и прогресс клинической медицины. В современных условиях лучевая диагностика является одной из важнейших специальностей, в которой используют все достижения медицинской науки и научно-

технического прогресса. В настоящее время с помощью лучевой диагностики установлено более 80% всех диагнозов.

Учитывая то, что различные виды ионизирующего и неионизирующего излучений применяют как для диагностики, так и для лечения болезней, в практике часто используют общий термин - медицинская радиология.

Медицинская радиология (по определению Л. Д. Линденбрата и И. П. Королюка) - область медицины, разрабатывающая теорию и практику применения излучений для диагностики и лечения.

Медицинская радиология включает в себя две научные дисциплины: лучевую диагностику и лучевую терапию.

Лучевая диагностика (рентгенология, диагностическая радиология) -

наука о применении «излучений» для изучения строения и функции нормальных и патологически измененных органов и систем человека в целях профилактики, диагностики и определения распространенности болезней.

Лучевая терапия (терапевтическая радиология) - наука о применении различных видов ионизирующих излучений для лечения болезней, в основном злокачественных новообразований.

### **1.1 Специальность «лучевая диагностика» предусматривает изучение следующих методов.**

1. Рентгенодиагностика (рентгенология) - метод лучевой диагностики, основанный на регистрации проходящего через тело рентгеновского излучения (X-лучей).

К ней относят:

1.1. Рентгенографию - получение рентгеновских снимков различных участков тела человека.

1.2. Рентгеноскопию - изучение органов и их функции просвечиванием под рентгеновским экраном.

1.3. Ангиографию - выполнение рентгеновских снимков после введения контрастных веществ в артериальную, венозную или лимфатическую системы.

1.4. Компьютерную томографию (рентгеновская КТ) - получение поперечных (аксиальных) срезов организма.

2. Радионуклидная диагностика (ядерная медицина) - метод лучевой диагностики, основанный на регистрации излучения введенных в организм искусственных радиоактивных веществ (радиофармпрепаратов - РФП).

К ним относят:

2.1. Радиометрию и радиографию.

2.2. Планарную (плоскостную) сцинтиграфию.

2.3. Эмиссионную компьютерную томографию (ЭКТ).



2.3.1. Однофотонную эмиссионную компьютерную томографию (ОФЭКТ).

2.3.2. Позитронно-эмиссионную томографию (ПЭТ).

3. Ультразвуковая диагностика (сонография) - методы лучевой диагностики, основанные на анализе отражения ультразвуковых волн (упругих колебаний) от тканей.

К ним относят:

3.1. Ультразвуковое исследование (УЗИ), включая эхокардиографию (ЭхоКГ).

3.2. Допплерографию (оценка скорости, направления и характера движения крови и других биологических жидкостей).

3.3. Другие методы обработки и регистрации ультразвуковых волн.

4. Магнитный резонанс - методы лучевой диагностики, основанные на явлении резонанса ядер атомов в магнитном поле.

К нему относят:

4.1. Магнитно-резонансную томографию (МРТ).

4.2. Магнитно-резонансную спектроскопию (МРС).

5. Интервенционная радиология (эндоваскулярная хирургия) - область медицины, основанная на применении методов лучевой диагностики для выполнения малоинвазивных вмешательств с целью диагностики и лечения.

Все методы лучевой диагностики предусматривают получение изображений различных электромагнитных излучений (ионизирующих или неионизирующих) или волн (ультразвук), проходящих через исследуемый объект или испускаемых им. При этом обычно имеется определенное взаимодействие излучения (ослабление, поглощение, отражение, рассеяние) с объектом. Обработка и анализ измененного (ослабленного, поглощенного, рассеянного и пр.) излучения позволяют получить комплексную информацию от части или всего исследуемого объекта.

В этом состоит отличие методов лучевой диагностики от других методик, использующих визуальную информацию (например, эндоскопия, офтальмоскопия), которые ограничиваются осмотром поверхностей исследуемого органа.

По способности при своем воздействии вызывать ионизацию тканей все методы лучевой диагностики делят на 2 большие категории: ионизирующие (рентгенография, рентгеноскопия, ангиография, КТ, радионуклидные исследования) и неионизирующие методы (УЗИ, МРТ).

При использовании различных методов лучевой диагностики в ряде случаев возникает необходимость в прямом вмешательстве во внутреннюю среду организма. По этому признаку методы лучевой диагностики могут быть инвазивными, т. е. связанными с введением в организм специальных устройств, и неинвазивными.

К инвазивным относят методы интервенционной радиологии, когда для применения метода необходимо введение в организм инструментария, например введение катетеров в центральные (артериальные, венозные) сосуды для инъекций контрастных препаратов.

В ряде случаев при рентгенологическом исследовании, КТ, МРТ, а в последнее время и при ультразвуковых исследованиях приходится внутривенно вводить контрастные препараты, значительно расширяющие диагностические возможности методов. Такие методы называют малоинвазивными.

Кроме того, по техническому принципу получения изображения все методы можно классифицировать как проекционные (рентгенография, рентгеноскопия, ангиография, плоскостная сцинтиграфия) и томографические, т. е. послойные (УЗИ, КТ, МРТ, ОФЭКТ, ПЭТ).

## **ГЛАВА 2. КРАТКАЯ ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ**

Эра получения визуальной информации о живом человеческом организме началась 8 ноября 1895 г., когда профессор Вюрцбургского университета Вильгельм Конрад Рентген, проводя эксперименты с катодными трубками, открыл X-лучи, названные впоследствии в его честь «рентгеновскими лучами».

Момент открытия X-лучей обычно описывают следующим образом. Экспериментируя с катодными трубками, Вильгельм К. Рентген однажды, выходя вечером из своей лаборатории, увидел необъяснимое свечение экрана, покрытого платиноцианистым барием. Многие оставили бы проведение уточняющих опытов на будущее, однако профессор Рентген вернулся в лабораторию, и за последующие несколько недель, проведя целую серию экспериментов, установил природу новых лучей. Уже 22 декабря 1895 г. Рентген осуществил 15-минутную экспозицию X-лучами руки своей жены Берты и получил снимки костей кисти с кольцами на пальцах (рис. 2.1).

Эта дата и считается «днем рождения» новой медицинской специальности.

Сообщение об открытии Вильгельма К. Рентгена произвело сенсацию в научном мире. Уже в январе 1896 г. приват-доцент МГУ П. Н. Лебедев выступил с сообщением об открытии Рентгена. В течение 1896 г. рентгеновские снимки были выполнены в ведущих клиниках и лабораториях Вены, Парижа, Лондона, Санкт-Петербурга и Москвы. В России первый рентгеновский снимок выполнил знаменитый ученый Александр Степанович Попов, а его жена - Раиса Сергеевна - стала одним из первых русских рентгенологов.

Россия всегда находилась на передовых рубежах в применении X-лучей.

Так, например, один из первых опытов рентгенологического исследования на поле боя принадлежит хирургу Н. Н. Кочетову, который наладил работу рентгеновских аппаратов в условиях осажденного Порт-Артура во время русско-японской войны 1904-1905 гг. В 1918 г. в Петербурге открылся первый в мире рентгенологический, радиологический и раковый институт. В то же время в Петербурге был поставлен первый в мире памятник В. К. Рентгену. Открытие Вильгельма Рентгена дало старт целой серии потрясающих открытий.



**Вильгельм К. Рентген.**

Изучая в 1896 г. в Париже один из рентгеновских снимков, Антуан Анри Беккерель заинтересовался механизмом образования X-лучей, в частности их связью с флюоресценцией. Спустя 2 мес он доказал, что похожие лучи испускает природный

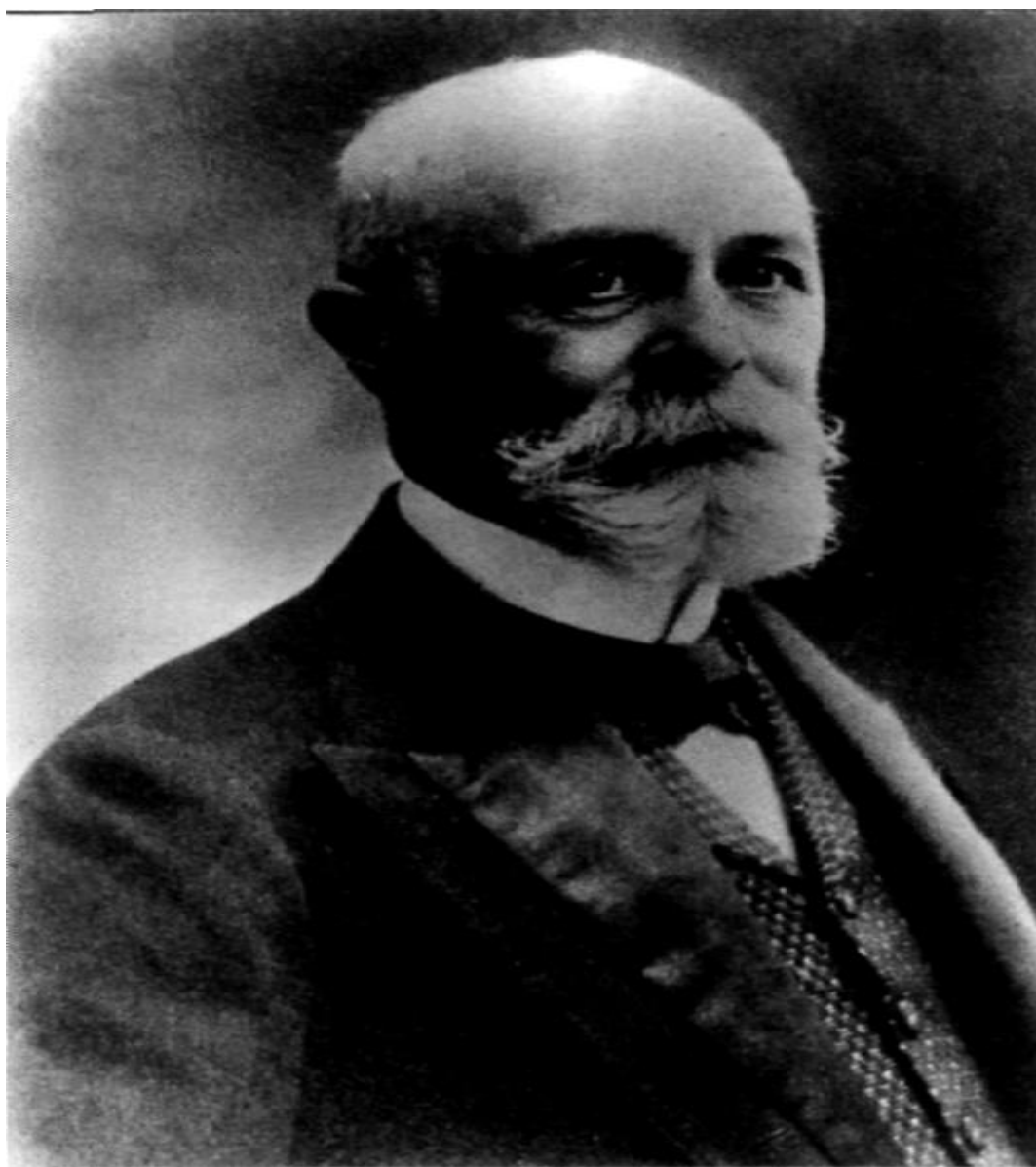


*Рис. 2.1.* Первая рентгенограмма (снимок кисти жены Рентгена).

элемент уран. Вначале эти лучи были названы беккерелевыми - по аналогии с рентгеновскими. Однако в дальнейшем было установлено, что подобные лучи испускают многие природные вещества. Именно это открытие природной радиоактивности повлекло за собой сначала появление радия, выделенного Пьером Кюри и Марией Склодовской-Кюри в 1898 г., а затем открытие возможностей его медицинского применения. С этого момента началось углубленное изучение строения атома, развитие радиохимии, появление искусственных изотопов и, наконец, атомной энергии. Открытие электрона в 1897 г. заложило основы современной электроники и ее применения в медицине.

Таким образом, за 3 года были сделаны открытия, определившие направление научно-технического развития XX в.

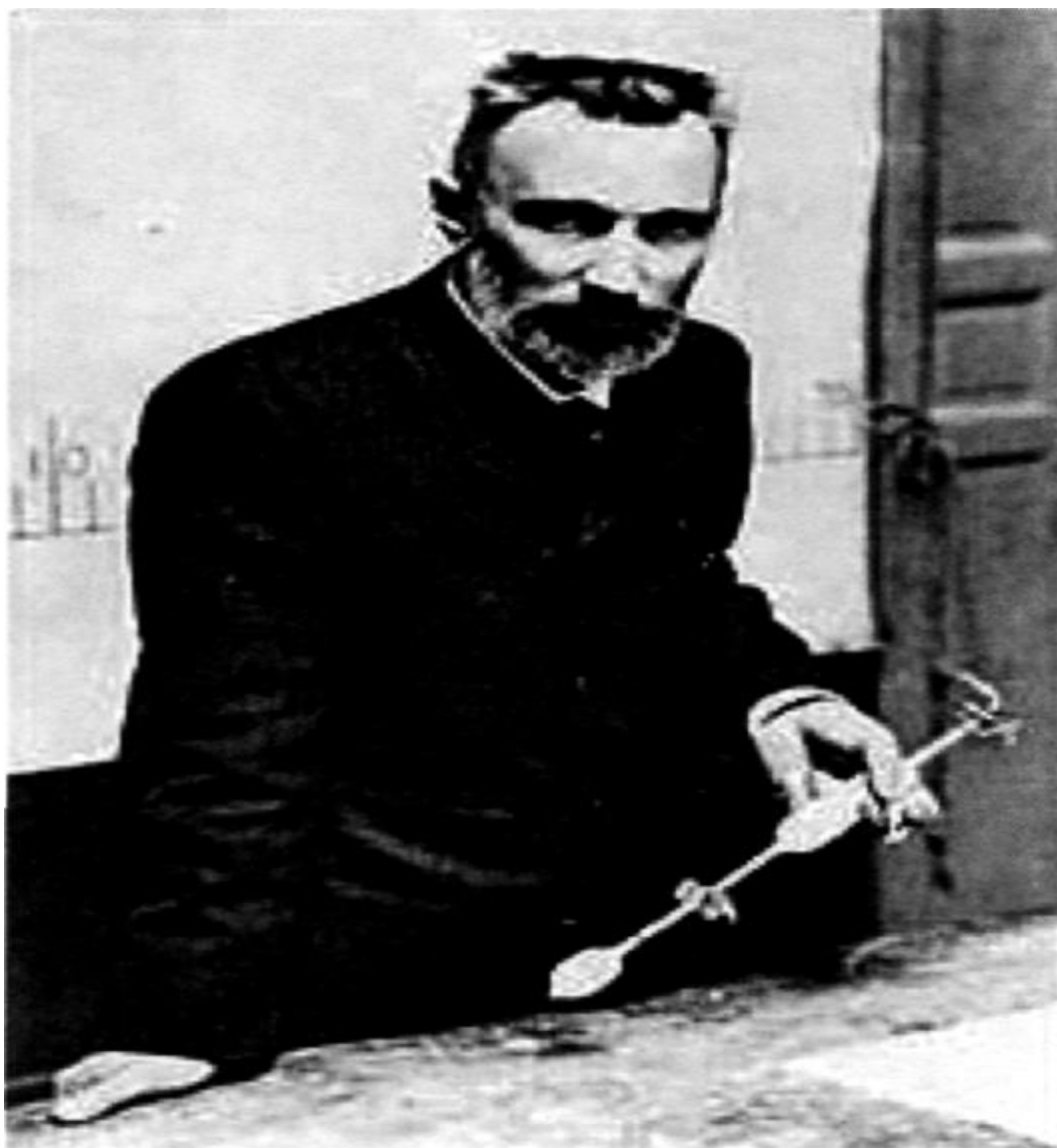
В 1934 г. Ирен и Фредерик Жона себе катетеризацию правых отделов сердца.



А. Беккерель.

В 1956 г. он вместе с двумя другими учеными (А. Курнан и Д. Ричарде) получил Нобелевскую премию по медицине за создание ангиографии. Первые ангиографии были выполнены еще до Второй мировой войны Э. Моницем и И. Дос Сантосом (1927 и 1929).

После Второй мировой войны стали быстро развиваться ангиография и радионуклидная диагностика. В 1953 г. шведские ученые И. Эдлер и К. Х. Герц получили первое ультразвуковое изображение сердца. В 1964 г. американский врач Чарльз Доттер и его ассистент М. Джадкинс впервые в мире смогли пройти проводником (специальной металлической струной для катетеризации сосудов по методике С. И. Сельдингера, предложенной в 1953 г.) просвет окклюзированной подвздошной артерии, что дало толчок развитию новой области медицинской диагностики. Кюри описали явление искусственной радиоактивности. Это событие открыло новые горизонты в диагностике и лечении болезней человека. Началось производство разнообразных радиоактивных изотопов, появилась возможность определять их местонахождение в человеческом организме. Метод радиоактивной индикации с использованием природных изотопов впервые применил ученый Дьердь Хевеши (позже он был награжден Нобелевской премией в



**П. Кюри.**

области физики) в 1913 г. В 1922 г. Антуан Лекассань сформулировал принцип радиографии. В 1936 г. физик Карл Давид Андерсон получил Нобелевскую премию за открытие позитрона, без чего не было бы возможным дальнейшее создание позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ). Так возникли предпосылки для развития радиоизотопной диагностики (ядерной медицины).

В 1929 г. немецкий врач Вернер Форсман впервые в мире выполнил диагностику - интервенционной радиологии. Триумфальный успех швейцарского врача Андреаса Грюнцига, которой в 1974 г. впервые выполнил баллонную ангиопластику коронарной артерии, закрепил лидирующее положение интервенционной радиологии в лечении многих заболеваний.



**М. Склодовская-Кюри.**

В 1963 г. Дж. Ангер разработал сцинтилляционную камеру, заложив техническую основу метода радионуклидной визуализации - сцинтиграфии.

Вместе с тем к 60-м годам XX в. были определены и ограничения в применении рентгенологического и радиоизотопного методов. Во-первых, на тот период времени проведение лучевых исследований было связано с относительно высокой лучевой нагрузкой на организм пациента, что препятствовало частому использованию методов. Во-вторых, трудоемкость выполнения некоторых процедур была весьма существенной, а контрастные препараты были далеки от совершенства. В-третьих, при рентгенографии затруднена дифференциация тканей с малой разницей плотностей, что не позволяло изучать строение большинства паренхиматозных органов. В-четвертых, из-за суммации теней было невозможно выявлять изменения в органах и тканях, скрытых более плотными объектами (например, синусы легких или головной мозг). И, наконец, длительное время обследование не давало возможность изучать быстрые физиологические процессы. В конце 60-х годов было высказано мнение, что рентгенология как специальность исчерпала свои возможности и скоро прекратит свое существование. И в этот момент свершилось событие, резко изменившее представления медицинской общественности о возможностях лучевой диагностики.

В 1971 г. в Лондоне был установлен прототип рентгеновского компьютерного томографа, созданного инженером Г. Хаунсфилдом, который работал в звукозаписывающей компании ЭМИ (отсюда первое название аппарата - ЭМИ-сканер). Этот аппарат по техническим причинам можно было использовать только для исследования головного мозга, но и это, несмотря на плохое (по современным представлениям) качество изображения, вызвало сенсацию, сравнимую с открытием X-лучей. Крупнейшие производители медицинского оборудования бросились вдогонку за фирмой ЭМИ, которая внесла неоценимый технологический вклад в не свойственный для нее вид деятельности, и, преодолев серьезные технические трудности, в 1975 г. создали рентгеновский компьютерный томограф для исследования всего тела. С этих пор методы математического моделирования (метод обратных проекций, или преобразование Фурье) стали применять не только для рентгеновской, но и для других видов томографии. Это объединяет современные методы лучевой диагностики, несмотря на то что используются различные физические принципы и источники излучений. За создание метода компьютерной томографии Годфри Хаунсфилду и Алену Кормаку в 1979 г. была присуждена Нобелевская премия по медицине.

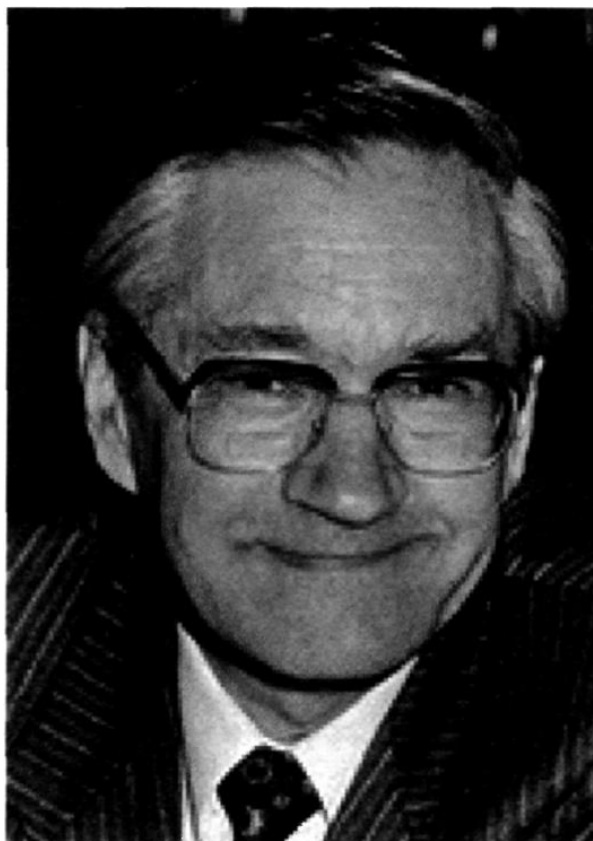


**В. Форсман.**



**Г. Хаунсфилд.**





**Р. Эрнст.**

Основой другой томографической методики - магнитно-резонансной томографии (МРТ) - являются работы двух Нобелевских лауреатов - физиков Ф. Блоха и Э. Парселла (1952), открывших эффект ядерного магнитного резонанса (ЯМР).

В 1973 г. физик Поль Лаутербур создал методику пространственной локализации МР-сигнала и получил первые изображения тест-объектов. В 1977 г. американский врач Р. Дамадьян получил первые МР-томограммы животных и человека. С этого периода началось быстрое внедрение магнитно-резонансной томографии в диагностику. В 1979 г. швейцарский исследователь Р. Эрнст получил Нобелевскую премию по химии за разработку методов МР-спектроскопии, а в 2003 г. Нобелевская премия по медицине была вручена П. Лаутербуру и П. Мансфилду за внедрение МРТ.

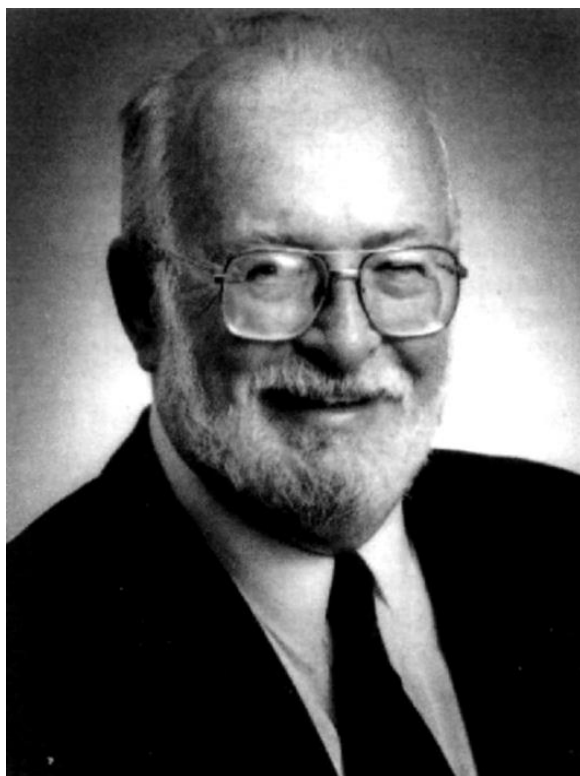
Для лучевой диагностики, как ни для одной другой области медицины, очень велика роль технических инноваций, которые позволяют по-новому взглянуть на многие проблемы диагностики и лечения. Весь путь развития этой специальности отмечен Нобелевскими премиями.

Наиболее важные даты из истории мировой и отечественной лучевой диагностики в хронологическом порядке представлены ниже.

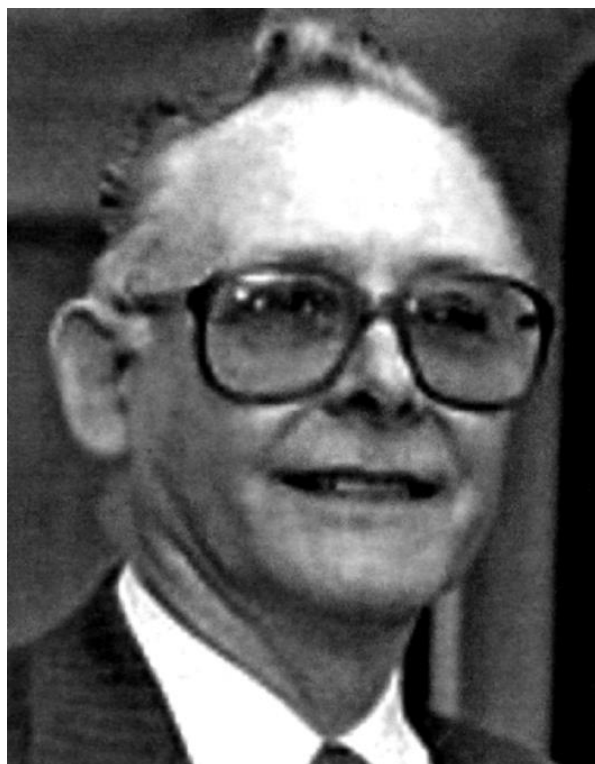
1895 г. 8 ноября Вильгельм К. Рентген открыл X-лучи.

1895 г. 22 декабря В. К. Рентген выполнил первый рентгеновский снимок кисти своей супруги Берты Рентген.

1896 г. Сообщение В. К. Рентгена о сделанном им открытии на заседании общества естествоиспытателей г. Вюрцбурга.



**П. Лаутербур.**



**П. Мансфилд.**

1896 г. В Санкт-Петербургском и Московском университетах выполнены первые рентгеновские снимки и начато изучение метода. 1986 г. А. Беккерель открыл естественную радиоактивность. 1901 г. Вручение Нобелевской премии по физике В. К. Рентгену.

1903 г. Вручение Нобелевской премии по физике А. Беккерелю, П. Кюри, М. Склодовской-Кюри.

1904 г. Осуществлена рентгенологическая визуализация почек.

1910 г. В качестве контрастного средства использован сульфат бария.

1913 г. Доказана возможность использования радиоактивных индикаторов для диагностики болезней человека.

1918 г. Открыт первый в мире рентгенологический, радиологический и раковый институт в г. Санкт-Петербурге. Для клинического применения предложены пневмоэнцефалография и пневмоперитонеум.

1922 г. В качестве методики искусственного контрастирования предложены миелография и холецистография.

1927 г. Выполнена ангиография сосудов головного мозга (Э. Мониц).

1929 г. В. Форсман ввел себе в локтевую вену катетер и зафиксировал положение катетера в правом желудочке. Выполнена аортография методом прямой пункции (Дос Сантос). Разработан принцип продольной томографии.

1930 г. Синтезированы водорастворимые йодсодержащие ионные рентгеноконтрастные препараты, пригодные для внутрисосудистого введения. 1936 г. В качестве метода выявления туберкулеза легких использована флюорография.

1953 г. И. Эдлер и К. Х. Герц получили ультразвуковые изображения сердца.

1956 г. Вручение Нобелевской премии В. Форсману, А. А. Курнану и Д. Ричардсу за развитие ангиографии.

1964 г. Ч. Доттер и М. Джадкинс предложили в качестве метода лечения ангиопластику.

1968 г. Шведский врач Т. Альмен разработал неионные контрастные средства.

1971 г. В Лондоне установлен прототип первого КТ (Г. Хаунсфилд).

1972 г. В клинике Майо (США) установлен первый серийный рентгеновский компьютерный томограф для исследования головного мозга.

1973 г. П. Лаутербур разработал принцип магнитно-резонансной томографии.

1974 г. А. Грюнтциг выполнил первую баллонную коронарную ангиопластику.

1974 г. П. Лаутербур предложил метод пространственной локализации МР-сигналов и получил первые изображения *in vitro*. Создан двухмерный ультразвуковой аппарат, работающий в реальном масштабе времени.

1975 г. Разработан рентгеновский компьютерный томограф для исследования всего тела.

1976 г. Реализована методика вычислительной субтракционной ангиографии.

1979 г. Вручение Нобелевской премии по медицине Г. Хаунсфилду и А. Кормаку за разработку и внедрение в практику КТ.

1981 г. Первые публикации по применению магнитно-резонансной томографии в клинической практике.

1984 г. Инженер Д. Бойд (США) разработал и создал электронно-лучевой томограф (ЭЛТ).

1988 г. Внедрение в клиническую практику магнитно-резонансной томографии (МРТ) с использованием контрастных препаратов на основе гадолиния.

1989 г. Вручение Нобелевской премии по химии Р. Эрнсту за разработку магнитно-резонансной спектроскопии (МРС). 1989 г. Создание спирального рентгеновского компьютерного томографа.

2001 г. Создание мультиспирального компьютерного томографа.

2002 г. Появление ультразвуковых систем, дающих трехмерные изображения в реальном масштабе времени.

2003 г. Вручение Нобелевской премии П. Лаутербуру и П. Мансфилду за разработку и внедрение МРТ.

### **ГЛАВА 3. РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКА**

В настоящее время в клинической практике доминирующими методами диагностики являются рентгенография, ангиография, радионуклидная и ультразвуковая диагностика, КТ и МРТ. С помощью этих методов можно визуализировать практически все органы и ткани организма и в большинстве случаев изучить их функцию, кровоснабжение и метаболизм.

Правильное и комплексное их использование обеспечивает получение сведений о морфологической и функциональной характеристике патологического процесса более чем в 80% случаев соматических заболеваний.

Исторически наибольшее распространение получил рентгенологический метод, значение которого трудно переоценить. До настоящего времени практически во всех медицинских учреждениях в первую очередь используют аппараты для рентгенологического исследования. Рентгеновские установки просты, надежны, экономичны. Именно эти системы по-прежнему служат основой для диагностики травм скелета, болезней легких и пищеварительного канала. Кроме того, рентгеновский метод играет важную роль в различных интервенционных вмешательствах, как диагностических, так и лечебных.

#### **3.1. Краткая характеристика рентгеновского излучения**

Рентгеновское излучение занимает часть спектра электромагнитных колебаний (рис. 3.1), которая расположена между у- и ультрафиолетовым излучением



**Рис. 3.1. Шкала электромагнитных колебаний.**

и представляет собой поток квантов (фотонов), распространяющихся со скоростью света. Кванты не имеют заряда и обладают очень малой массой. Основными свойствами рентгеновских лучей, обуславливающими их использование в практической медицине, являются проникающая способность, флюоресцирующее, фотохимическое и биологическое действие.

Проникающая способность существенно зависит от длины волны излучения, которая колеблется в пределах от десятков до сотых долей ангстрема. Чем короче длина волны, тем «жестче» излучение и тем большей проникающей способностью оно обладает. В свою очередь длина волны рентгеновского излучения зависит от величины напряжения, приложенного к полюсам рентгеновской трубки. Чем выше напряжение на трубке, тем больше скорость и энергия потока электронов в вакуумном пространстве трубки и тем меньшая длина волны будет у возникающих рентгеновских лучей. Рентгеновское излучение не является полностью монохромным. В зависимости от напряжения в излучении будут преобладать жесткие или мягкие лучи.

При взаимодействии рентгеновского излучения с веществом в последнем происходят качественные и количественные изменения. Степень поглощения рентгеновских лучей тканями различна и определяется показателями плотности, толщины и атомной массы элементов, входящих в состав исследуемого объекта. Чем выше эти показатели, тем в большей степени, при прочих равных условиях, поглощаются рентгеновские лучи. Особенности строения человеческого тела, наличие в нем органов разной физической плотности (легкие, кости, мягкие ткани и т. д.) обуславливают неодинаковое поглощение в них рентгеновских лучей, что составляет основу визуализации внутренних органов и структур.

Для регистрации особенностей поглощения рентгеновских лучей разными органами и тканями используют их способность вызывать флюоресценцию некоторых химических соединений (платиноцианистый барий, сульфид цинка и кадмия, соли вольфрама и др.), а также оказывать фотохимическое действие. Эти свойства служат основой для практического применения методов рентгенологического исследования - рентгеноскопии и рентгенографии.

Биологическое действие рентгеновского излучения на организм требует проведения защитных мероприятий при обследовании пациентов. К ним относят использование индивидуальной защиты для пациента и персонала, возможно более короткое время обследования, применение дистанционного управления для защиты персонала и по возможности замену рентгеноскопии на рентгенографию.

### 3.2. Получение изображения. Аналоговые и цифровые технологии.

Рентгеновское изображение получают на диагностических установках общего назначения (универсальные) и специализированных аппаратах.

На универсальных установках исследуют легкие, пищеварительный канал (пищевод, желудок, двенадцатиперстная и толстая кишка), выполняют разнообразные интервенционные манипуляции (пункции, дренирование).

Специализированные аппараты применяют для урологических, стоматологических, маммологических и других исследований.

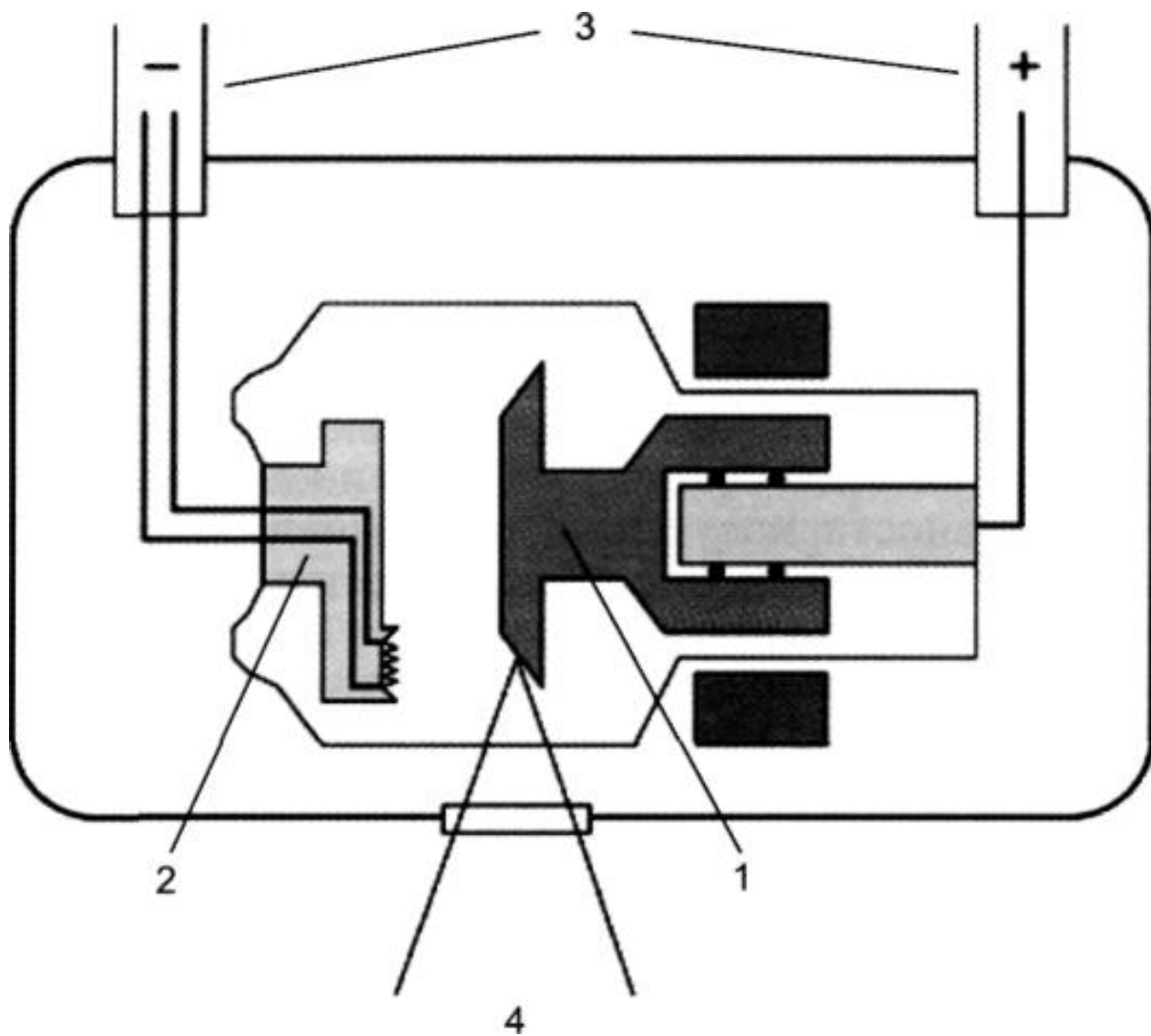
Рентгеновские аппараты, как и все системы, предназначенные для получения лучевых изображений, принципиально схожи. Как видно из рис. 3.2, они состоят из источника излучения, принимающего устройства (детектора), блока обработки сигнала и компьютера, дисплея, системы архивации и устройства для выполнения «твердых» копий (принтер/ камера).



Рис. 3.2. Принципиальная схема устройства аппаратов для получения лучевых изображений.

Прямое аналоговое изображение при классической рентгенографии и рентгеноскопии возникает на рентгенографической пленке или флюоресцирующем экране в виде отдельных точек, оптическая плотность которых отражает степень поглощения объектом рентгеновского излучения. При этом пространственное и контрастное разрешение изображения при каждом виде рентгеновского исследования зависит от качества рентгеновского излучения и физикохимических свойств пленки и флюоресцирующих экранов. Пленка реагирует на воздействие рентгеновских лучей потемнением, флюоресцирующий экран - испусканием фотонов видимого света - флюоресценцией.

В рентгеновских аппаратах независимо от назначения источником излучения является рентгеновская трубка. Устройство рентгеновской трубки показано на рис. 3.3. Приемник излучения представляет собой кассету с рентгеновской пленкой или экран, покрытый флюоресцирующим веществом. В современных аппаратах в качестве приемника излучения используют электронно-оптическую цифровую систему (усилитель рентгеновского изображения - УРИ) или специальные цифровые устройства. Внешний вид современного универсального рентгеновского аппарата представлен на рис. 3.4.



**Рис. 3.3. Устройство рентгеновской трубки.**

1 - анод; 2 - катод; 3 - напряжение, подаваемое на трубку; 4 - рентгеновское излучение.





**Рис. 3.4. Универсальный рентгеновский аппарат.**

Таким образом, в традиционном варианте рентгенографии генерируемые в рентгеновской трубке лучи после прохождения через тело пациента, поглощаясь (ослабляясь) внутренними органами и структурами, воздействуют на рентгеновскую пленку, покрытую светочувствительной эмульсией, содержащей галоидные соединения серебра, благодаря чему происходит неоднородное воздействие на эмульсию. Для выявления изображения пленку необходимо проявить. Выделение металлического серебра из его соединений, которое происходит под воздействием фотонов излучения, регистрируют при фотопроцессе (проявление, фиксация). При этом химические реакции, происходящие между соединениями, создают и закрепляют изображение в

экспонированной рентгенографической пленке. В результате фотопроцесса изображение на пленке проявляется разной степенью почернения, связанного с плотностью микроскопических черных гранул серебра. Наиболее светлые участки изображения соответствуют наименьшей интенсивности излучения, достигшего пленки (плотные структуры - например, кости), таким образом, рентгенограмма представляет собой негативное изображение.

Высокая светочувствительность пленки обеспечивает короткое время экспозиции, что приводит к снижению дозы облучения пациента. Это особенно важно при проведении исследований, где доза облучения является основным фактором безопасности, например в педиатрии.

На протяжении последних 100 лет классическая рентгенография постоянно совершенствовалась. В частности, это выразилось в использовании так называемых усиливающих экранов, между которыми в кассете помещают рентгеновскую пленку. Экраны, поглощая фотоны рентгеновского излучения, становятся источниками видимого света, который в свою очередь воздействует на рентгеновскую пленку, дополнительно засвечивая ее. Это обстоятельство весьма важно, поскольку позволяет уменьшить экспозицию и, следовательно, лучевую нагрузку. Кроме того, в кассете есть отсеивающая решетка (бленда), которая уменьшает воздействие на пленку рассеянного рентгеновского излучения и повышает контрастность изображения.

Кассета с рентгеновской пленкой, усиливающими экранами и отсеивающей решеткой - важнейший элемент классической рентгенографии. Кассета предохраняет пленку от воздействия внешнего света, что позволяет проводить исследование в освещенном помещении. Она удобна при транспортировке в затемненную фотолабораторию. В последнее время появились специальные устройства для зарядки кассеты пленкой и ее проявки в последующем в светлом помещении. Для решения разнообразных задач лучевой диагностики качественные особенности получаемого изображения могут быть изменены подбором типа рентгеновской пленки и/или усиливающих экранов. Этому также способствует применение кассет различного назначения и размера.

Непрямые аналоговые технологии состоят в переносе рентгеновского изображения с флюоресцирующего экрана рентгеновского аппарата на экран телевизионного монитора. Это происходит с помощью усилителя рентгеновского изображения (УРИ) и телевизионной камеры. В дальнейшем изображение может быть зафиксировано рентгеновской пленкой, фото или кинокамерой. Киносъемка рентгеновского изображения с экрана позволяет фиксировать изображение с частотой до 50 кадров в 1 с. Благодаря этому могут быть зафиксированы быстротекущие процессы, такие как движение крови в сосудах, сокращение сердца.

Технику фотосъемки рентгеновских изображений на малоформатную кинопленку (70 x 70 или 100 x 100 мм) с экрана с помощью линзовой или зеркальной оптической системы, установленной между экраном и кассетой с кинопленкой, называют флюороскопией. В современных системах вместо пленки используют цифровые

детекторы и усиливающие устройства, дающие изображение на мониторе. Принципиальная схема рентгеновского аппарата для флюороскопии дана на рис. 3.5.

Рентгенография и рентгеноскопия - наиболее старые и наиболее распространенные в медицине способы получения лучевых изображений. Анатомические структуры трехмерного объекта отображаются на пленке или визуализируются на экране в виде суммации теней в одной проекции от всего объекта. Выполнение многопроекционного исследования (во фронтальной, боковой и косых проекциях) позволяет существенно улучшить представление о пространственных взаимоотношениях различных структур в исследуемом объекте. Этой же цели служит и традиционная (классическая) продольная томография (см. ниже), позволяющая воспроизводить послойное изображение объекта на разной глубине.

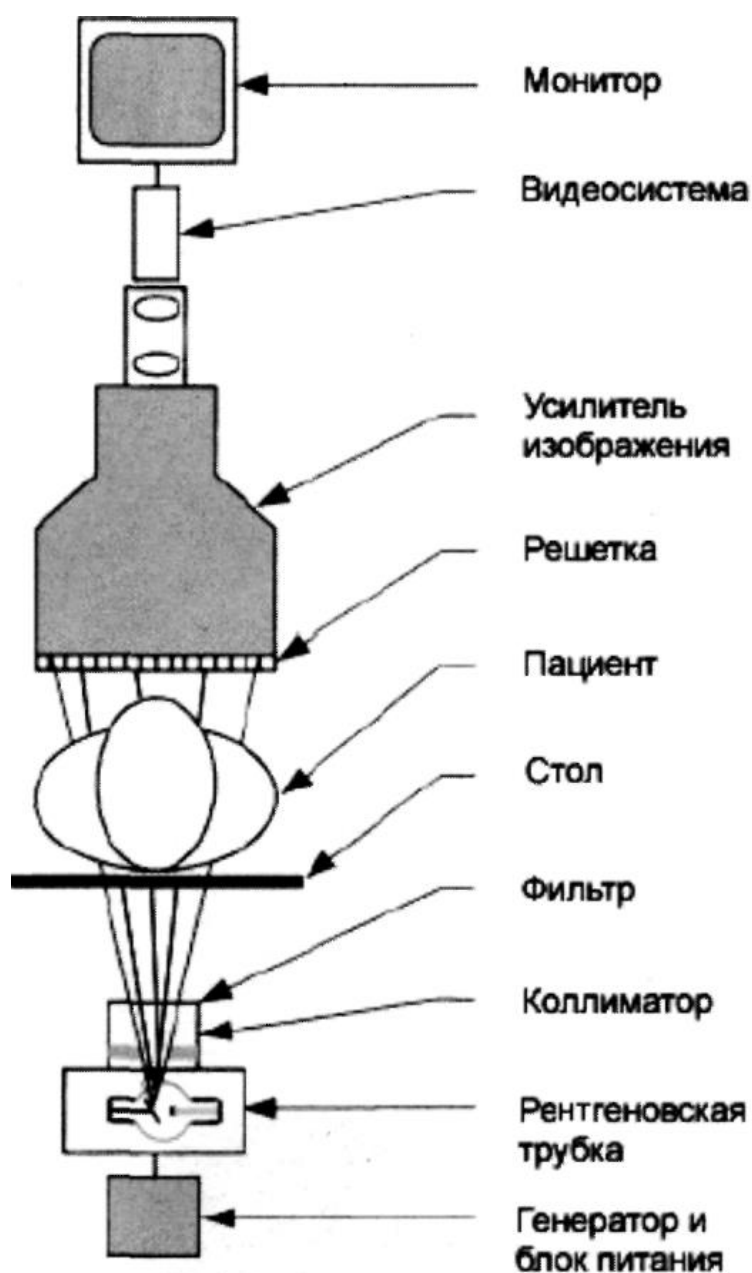


Рис. 3.5. Устройство флюороскопической установки.

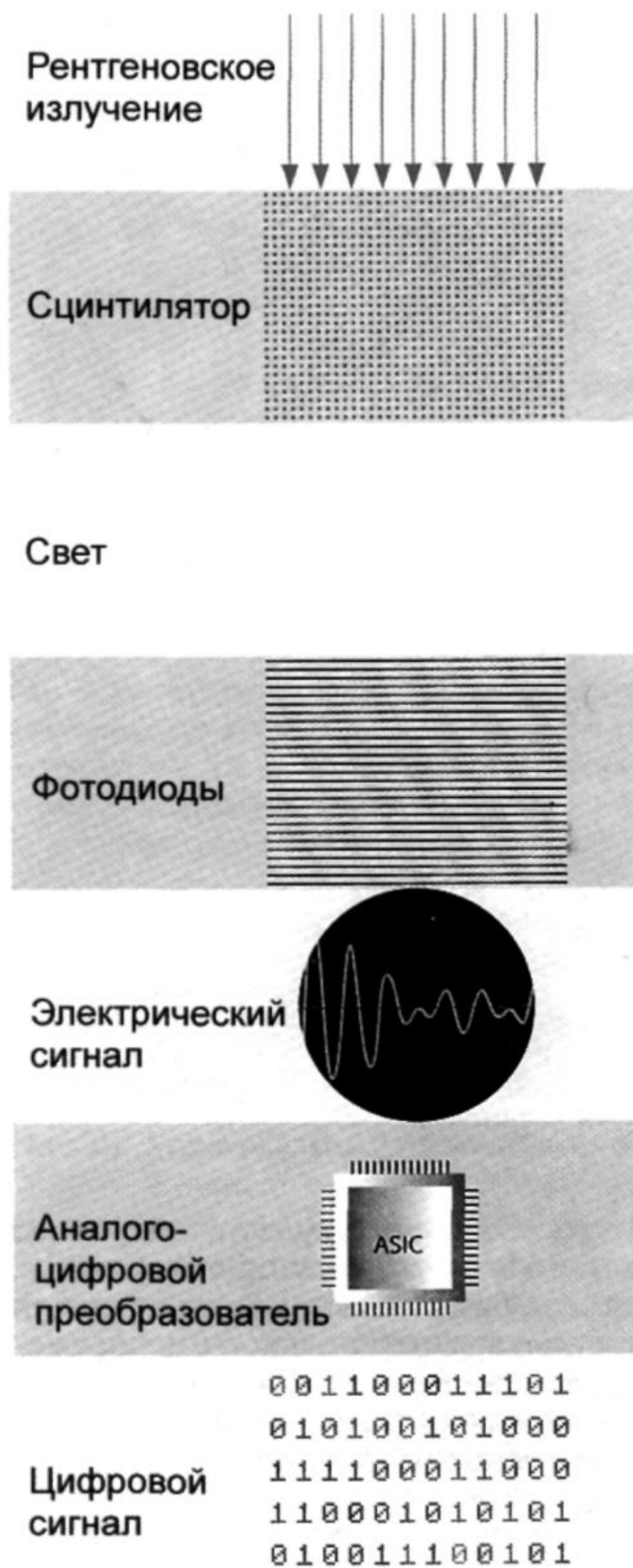


Рис. 3.6. Преобразование аналогового изображения в цифровое.

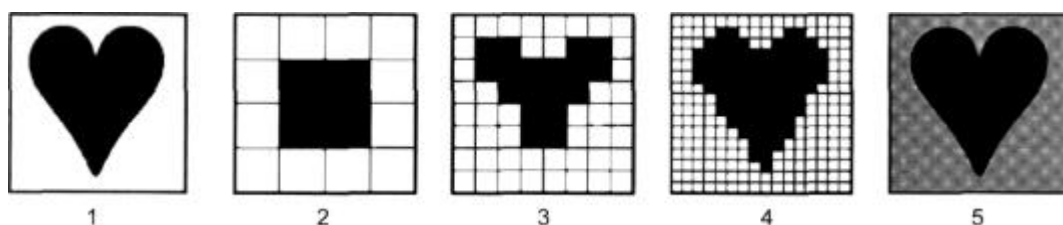
Большинство диагностических исследований, выполняемых в отделениях лучевой диагностики, основываются на получении традиционных рентгеновских проекционных изображений с помощью прямых аналоговых, непрямых аналоговых и цифровых технологий.

Классическая рентгенография, основанная на прямых и непрямых аналоговых технологиях, несмотря на широкое распространение, имеет ряд недостатков и ограничений.

К ним в первую очередь относят относительно большие экспозиционные дозы, использование рентгеновской пленки и проявочных машин, необходимость содержания архива рентгеновских пленок, невозможность тиражирования и трансформации изображений. Во многом именно эти обстоятельства способствовали совершенствованию способов получения рентгеновского изображения для медицинской диагностики, что удалось претворить в жизнь с помощью современных цифровых технологий.

Термин «цифровая рентгенография» применяют к методам, которые позволяют преобразовывать изображение в цифровой код. Если на каждой единице площади аналогового изображения рассчитать среднюю плотность затемнения, зависящую от количества поглощенного рентгеновского излучения, и поставить соответствующее этой плотности цифровое значение, то все изображение может быть выражено в виде цифровой матрицы. Каждая единица площади цифрового изображения - пиксель (англ. pixel; от picture - рисунок и cell - ячейка) имеет на матрице свои пространственные координаты.

Известны несколько способов создания цифровых проекционных рентгеновских изображений. Во-первых, цифровое изображение можно получить, обработав аналоговое.



**Рис. 3.7. Зависимость пространственного разрешения и качества цифрового изображения от размера матрицы.** 1 - аналоговое изображение; 2 - цифровое изображение с матрицей размером 4x4 элемента; 3 - цифровое изображение с матрицей размером 8x8 элементов; 4 - цифровое изображение с матрицей размером 16 x 16 элементов; 5 - цифровое изображение с матрицей размером 256 x 256 элементов.

Принцип преобразования аналогового изображения в цифровое представлен на рис. 3.6.

Самой распространенной технологией такого рода являются цифровая рентгеноскопия и рентгенография, выполняемые методом оцифровки рентгеновского изображения. В этих системах аналоговые сигналы, полученные на считывающем устройстве, оцифровывают и записывают в виде цифровой матрицы, которую хранят в памяти компьютера. От размера матрицы зависит качество передачи изображения (рис. 3.7). Цифровая матрица представлена в двоичной системе счисления (биты). В различных

приборах объем информации может составлять от 8 до 16 бит на 1 пиксель. Для визуализации изображения цифровое значение каждого пикселя преобразуется в точку определенной яркости на экране монитора. Если аналоговое изображение можно зафиксировать лишь однажды, в момент его получения, то цифровое может быть неоднократно вызвано из памяти для дополнительной обработки и получения «твердых» копий. Для выполнения копий в этом случае применяют специальное устройство, называемое мультиформатной камерой. Изображения фиксируют на мультиформатной пленке размером 35 x 43 см, внешне похожей на рентгеновскую, однако она не содержит серебра. В мультиформатной камере используют технологию безжидкостной фототермографии. На листе пленки можно разместить от 1 до 30-40 изображений, а на практике, как правило, - от 12 до 20. Если на пленке больше 20-24 изображений, то они становятся настолько мелкими, что их трудно анализировать. Нередко «твердые» копии выполняют на бумаге, используя специальные принтеры, однако качество изображения на бумаге хуже, чем на мультиформатных пленках.

Практически все современные методы лучевой диагностики (цифровая рентгенография, ангиография, КТ, радионуклидные и ультразвуковые исследования, МРТ) являются цифровыми. В этих системах изображение записывают на цифровую матрицу различного размера. Наиболее распространены матрицы размером 128 x 128, 256 x 256 и 512 x 512 элементов (см. рис. 3.7, крайняя правая матрица). Для получения изображения на экране можно использовать и формат размером 1024 x 1024 элемента. Каждый из пикселей содержит определенный диапазон серой шкалы. Например, 8 битам соответствует 256 оттенков серой шкалы, а 12 битам - 4096. Такое большое количество оттенков серого цвета не воспринимается человеческим глазом, поэтому на пленке отображается только необходимая на данный момент информация. Выбор числа оттенков серой шкалы, видимых глазом, варьируются смещением центра и ширины электронных «окон» на экране монитора компьютера. В дальнейшем можно вновь извлекать изображение из памяти компьютера и выполнять снимки с другими установками «окна».

Одним из важнейших показателей любого аппарата является его разрешающая способность, определяемая в классической (традиционной) рентгенографии по количеству пар линий, которые можно различить на протяжении 1 мм изображения. На рентгеновской пленке можно различить до 20 пар линий на 1 мм. При рентгеноскопии удается различить на экране не более 2-3 пар линий. До недавнего времени разрешающая способность цифровой рентгенографии отставала от аналоговой (пленки), однако сегодня этот разрыв преодолен.

Что касается изначально цифровых методик, то здесь все значительно сложнее. Так, например, для КТ введено понятие «разрешающая способность по высокому и по низкому контрасту». Это связано с тем, что разрешающая способность этих аппаратов по высокому контрасту является функцией градиента плотности соседних тканей. Кроме того, на разрешающую способность КТ влияет множество параметров, в частности толщина первичного среза. Это можно объяснить тем, что первичный срез всегда имеет некую толщину (0,5-1-2-3-5-7 или 10 мм). В связи с этим в матрицу записывают суммационное число, соответствующее усредненной плотности объемного элемента изображения,

называемого воксель (англ. voxel). Чем больше толщина первичного среза, тем менее точное изображение получается.

Для сравнения характеристик цифровых систем (в первую очередь КТ) существуют специальные стандарты измерения разрешающей способности по «высокой» и «низкой» плотности. Лучшие современные аппараты позволяют выявить объект размером от 0,3 мм по «высокой» плотности.

Для методов лучевой диагностики важно также такое понятие, как «временная разрешающая способность», которая оценивает минимальный временной интервал между выполнением последовательных изображений (снимки, кадры, томограммы) и имеет большое значение для визуализации быстрых, динамических процессов, например таких, как прохождение контрастного препарата через сосуды. К примеру, для флюорографии или ангиографии она равна 20 мс, а для современных моделей КТ - 250-350 мс. Существуют специальные томографы для исследования сердца, в них временное разрешение составляет 30-100 мс.

Постепенно цифровые методики получения изображения становятся основными, что обусловлено улучшением их характеристик и другими преимуществами:

- цифровые изображения, содержащие большее количество информации, могут быть дополнительно обработаны для выявления «скрытых» данных или устранения «брака» при экспозиции, а также они идеально подходят для различных математических реконструкций, включая построение трехмерного и синтетического изображений;

- цифровые изображения можно хранить в памяти компьютера неограниченное время, а также передавать по локальным сетям, изучать и сравнивать при последующих исследованиях пациента. Изображения можно передавать по электронным сетям в любую точку мира для проведения телеконсультаций;

- принятый в мире единый стандарт записи и передачи изображения - DICOM - позволяет изучать обследования пациентов, полученных на аппаратах различных производителей. Благодаря данному стандарту исследование может быть записано на электронных носителях и воспроизведено на персональном компьютере.

### **3.3. Рентгеноскопия и рентгенография.**

Ведущими методами рентгенологического исследования являются рентгеноскопия и рентгенография. На основании модификации этих методик созданы и широко применяют многие специальные аппараты и методы прицельного исследования различных органов и тканей. Рентгеноскопию как методику, дающую значительную лучевую нагрузку, в настоящее время применяют строго по показаниям и в основном взрослым пациентам. Рентгенографию и ее множественные модификации очень широко используют в повседневной практике в лечебно-профилактических учреждениях разного уровня. В связи с развитием компьютерной томографии роль классической томографии значительно снизилась. Методика рекомендуется для исследования легких, почек, костей и в других случаях в тех клиниках, где отсутствуют кабинеты КТ.

Рентгеноскопия (греч. *scopere* - рассматривать, наблюдать) - рентгенологическое исследование, при котором рентгеновское изображение исследуемого органа получают на экране.

Метод позволяет исследовать объект в различных положениях, благодаря чему есть возможность не только оценивать топографоанатомические особенности изучаемых органов и пространственную локализацию патологических изменений, но и получать представление о функциональном состоянии некоторых органов и систем (экскурсия диафрагмы, сердечные сокращения, акт глотания, характер перистальтики и др.). Кроме того, метод помогает осуществлять динамический контроль за положением инструментария во время интервенционных диагностических и лечебных процедур (пункции, катетеризации, дренирование и др.).

К недостаткам метода вне зависимости от лучевой технологии прежде всего следует отнести трудности в визуализации некоторых морфологических и функциональных особенностей исследуемого объекта, а также высокую лучевую нагрузку, связанную с длительным включением рентгеновского источника. В настоящее время для рентгеноскопии применяют электронные усилители изображения, снижающие лучевую нагрузку.

Рентгенография (греч. *graphein* - писать, изображать) - рентгенологическое исследование, при котором получают рентгеновское изображение объекта, фиксированное на светочувствительном материале (прямая, традиционная рентгенография). В цифровых рентгеновских аппаратах изображение фиксируется на специальном устройстве, в дальнейшем «твердая» копия может быть получена на бумаге, мультиформатной пленке и цифровых носителях.

На практике применяют разные варианты рентгенографии. При *обзорной рентгенографии* получают изображение всего исследуемого органа или всей анатомической области. *Прицельная рентгенография* позволяет избирательно фиксировать на носителе интересующий орган или его часть в той проекции, которая обеспечивает получение необходимого для диагностики оптимального изображения патологического очага.

При *контактной рентгенографии* рентгеновскую пленку, обернутую тонким слоем светонепроницаемого материала, прикладывают к поверхности тела, например к слизистой оболочке десен при внутривидовой рентгенографии зубов.

При *контрастной рентгенографии* пациенту вводят рентгеноконтрастные вещества и выполняют серию снимков. С помощью контрастной рентгенографии изучают динамику некоторых процессов. Снимки выполняют через определенные промежутки времени в соответствии с клинико-диагностической задачей. Примером такого исследования может быть экскреторная (выделительная) урография. Для выполнения процедуры обзорные снимки брюшной полости и таза проводят до введения контрастного вещества (нативная фаза), затем через 5, 10-15 и 25-30 мин после его введения в локтевую вену.

В некоторых случаях прибегают к выполнению так называемой рентгенографии с *прямым увеличением изображения*, что необходимо для получения структуры мелких



объектов (проработка костной структуры). Для такого исследования кассету с рентгеновской пленкой удаляют от снимаемого объекта, на получаемых при этом снимках интересующий врача объект представляется значительно увеличенным с детальной проработкой мелких объектов.

Иногда рентгенологу приходится выполнять так называемую *близкофокусную рентгенографию* (син. плезиография, от греч. *plesios* - близкий), которая необходима для выявления патологии в анатомических образованиях малого размера (например, фаланги пальцев, пястные и плюсневые кости). Для этой цели источник ионизирующего излучения (рентгеновская трубка) подводят на небольшое расстояние к объекту. Для изучения мягких тканей раньше прибегали к *бесскелетной рентгенографии*. С внедрением КТ и МРТ метод потерял практическое значение

При необходимости рентгенографию можно выполнять в вертикальном, горизонтальном или наклонном положении объекта, что позволяет судить о смещаемых органах и наличии некоторых важных признаков, связанных с изменением положения внутренних структур.

Несмотря на значительный технический прогресс и появление новых методов диагностики, прямая, традиционная рентгенография с использованием рентгеновской пленки все еще является важным и наиболее часто используемым способом рентгенологического исследования. Это объясняется тем, что при сравнительно невысокой стоимости оборудования и пленки с помощью этой методики можно получать изображение, приближенное к истинным размерам, при высоком уровне пространственного разрешения.

На базе указанных 2 основных способов рентгенологического исследования разработаны различные методы исследования и рентгеновские аппараты. Применение различных по конструкции аппаратов необходимо для решения специальных клинических задач. К таким аппаратам, например, относят маммограф, предназначенный для выполнения высококачественных снимков молочной железы; пантомограф - для панорамных снимков челюстей и т. п.

Описание ряда специальных методов и методик, применяемых при изучении отдельных органов и систем, приведено в соответствующих главах.

#### **3.4. Послойное рентгенологическое исследование (томография)**

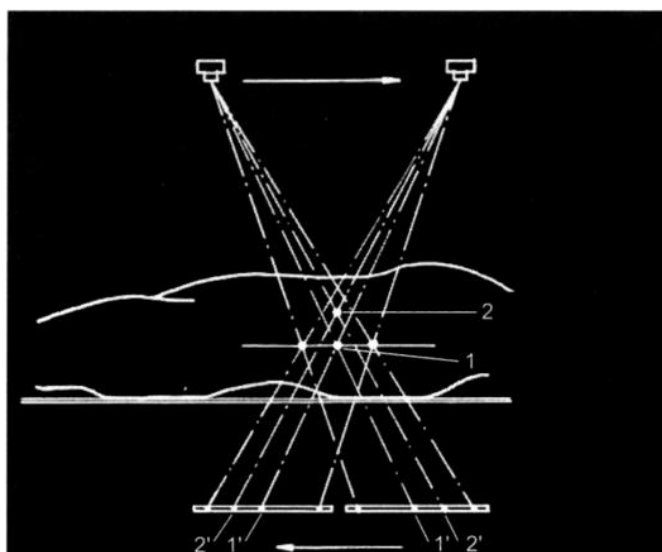
В большинстве случаев рентгеновское изображение с наличием скрытых зон и наложения теней исследуемых структур не дает достаточного диагностического материала для установления природы заболевания. Для того чтобы преодолеть эти ограничения, А. Е. Восаге в 1921 г. предложил конструкцию рентгеновского аппарата для послойного исследования. До настоящего времени рентгеновскую томографию все еще применяют при некоторых исследованиях (например, легких), однако с появлением КТ значение методики неуклонно снижается.

Послойное рентгенологическое исследование (томография) включает перемещение во время экспозиции рентгеновской трубки и кассеты с рентгеновской пленкой во взаимно противоположных направлениях.

Эффект томографии можно получить при разных вариантах движения трубки, объекта и приемника излучения. В томографах с нелинейным движением системы трубка - приемник томограммы получают по кругу, эллипсу, гипоциклоиде, спирали. Однако из-за простоты конструкции широко распространены лишь томографы с линейной траекторией синхронного движения - продольная томография (рис. 3.8). При этом трубка и приемник излучения жестко соединяются с помощью металлического рычага, а ось вращения рычага (перемещение трубки и пленки) находится над уровнем стола и ее можно произвольно устанавливать.

Геометрическим местом точек, проекции которых будут стабильны относительно приемника, является плоскость, параллельная плоскости приемника и проходящая через ось вращения (качания) рычага. Таким образом, на томограмме четкими будут изображения только тех точек, которые находятся на плоскости, находящейся на уровне оси вращения, т. е. в выделенном слое (см. рис. 3.8, точка 1). Эти точки при движении устройства всегда проецируются в одно и то же место и будут четкими на пленке (1). Проекция всех остальных точек (например, точка 2 на рис. 3.8) при перемещении трубки меняют свое положение на пленке и, следовательно, будут нечеткими (размазанными) (см. рис. 3.8, точки 2)

Можно одновременно получить томограммы нескольких слоев. Для этого выполняют так называемую многослойную (симультанную) томографию. Для этой цели в приемник устанавливают несколько пленок, расположенных на расстоянии 5-10 мм друг от друга в специальной кассете. Проекция изображения первого слоя, находящегося на оси вращения, проецируется на верхнюю кассету. На последующих пленках получают изображения нижележащих слоев. Расстояния между ними примерно равны расстоянию между пленками.



**Рис. 3.8.** Получение продольной томограммы. 1 - точка выделенного слоя; 2 - точка вне выделенного слоя; 1'' и 2'' - проекции точек на пленке.

Основным недостатком любого вида классической томографии является то, что расплывчатые изображения выше- и нижележащих слоев уменьшают естественную контрастность тканей, что затрудняет дифференциацию мягкотканых плотностей. Из-за этого выявление патологических процессов в интересующих слоях ухудшается. Именно это ограничение послужило одним из стимулов создания КТ.

### 3.5. Остеоденситометрия

Остеоденситометрия представляет собой группу методов, которые позволяют неинвазивно количественно определять содержание кальция в костной ткани.

Основное применение остеоденситометрии - ранняя диагностика таких распространенных патологических процессов, как остеопения и остеопороз. Минеральную плотность костной ткани (МПКТ) наиболее оптимально измеряют в костях, состоящих преимущественно из трабекулярного вещества, так как скорость минерального метаболизма в нем намного выше, составляя 20-25% в год по сравнению с 1-3% в кортикальной части. Из-за этого изменения в трабекулярном веществе кости выявляют намного раньше, чем в кортикальном.

Методы костной денситометрии включают в себя рентгеновскую, абсорбционную и ультразвуковую денситометрию, а также количественную магнитно-резонансную денситометрию (МРТ-денситометрия) и количественную компьютерную томографию (ККТ). Они различаются по ряду параметров, например возможностью измерения минеральной плотности сочетанно или отдельно для губчатого и кортикального вещества, объемом зоны исследования, точностью, воспроизводимостью и дозой радиации.

*Рентгеновскую денситометрию*, которую относят к полуколичественным рентгеновским методам, применяют на протяжении 50 лет. Метод основан на сопоставлении интенсивности рентгеновского изображения исследуемого отдела скелета с плотностью стандартного эталона (рис. 3.9). В качестве эталона используют фантом, имеющий плотность, близкую к рентгеновской плотности костной ткани, с градацией плотности. Учитывая, что мягкие ткани влияют на интенсивность рентгеновского изображения, эту методику в основном рекомендуют при исследовании метакарпальных костей или фаланг, где влияние мягкотканного компонента минимально. По эталону можно определить суммарную плотность костной ткани (кортикальное и губчатое вещество).

Клиническое применение рентгеновской денситометрии ограничено из-за значительного разброса показателей, а также трудно учитываемого влияния технических факторов.

Методы *абсорбционной денситометрии* основаны на измерении степени ослабления костной тканью коллимированного пучка ионизирующего излучения при линейном сканировании исследуемого отдела скелета. При этом ослабление интенсивности излучения пропорционально массе минерального компонента костной ткани. В зависимости от источника излучения методы подразделяют на фотонные и рентгеновские.

Соответственно уровням энергии, при которых выполняют исследование, выделяют одно и двухэнергетические.



*Рис. 3.9.* Рентгеновская денситограмма костей кисти. 1 - эталонная линейка.

Рентгеновская денситометрия в клинике нашла большее распространение, чем фотонная.

Ограничением одноэнергетических методов абсорбциометрии является возможность исследования только периферических отделов скелета (запястье, пяточные кости) из-за необходимости стандартизации общей толщины прилежащих мягких тканей, что достигается погружением их в водную среду.

Более современным подходом стало применение ионизирующего излучения с двумя различными уровнями энергии - двухэнергетическая денситометрия. Это дало возможность проводить исследования всех отделов скелета, имеющих различную плотность и толщину мягких тканей, не используя водной среды. Двухэнергетическую

денситометрию можно проводить с помощью гамма-излучения радиоактивных веществ или рентгеновского излучения от трубки.

При двухэнергетической фотонной абсорбциометрии в качестве источника излучения используют либо одно ( $^{153}\text{Gd}$ ), либо 2 радиоактивных вещества ( $^{241}\text{Am}$  и  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{241}\text{Am}$  и  $^{133}\text{Ba}$ ), которые испускают фотоны с двумя различными уровнями энергии.

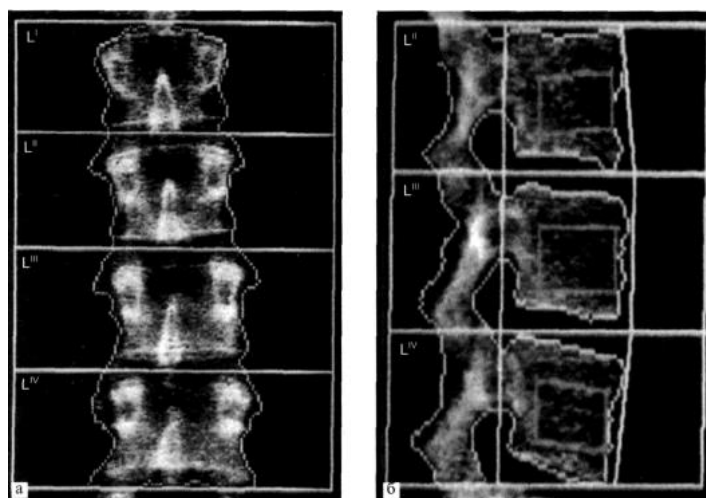
В последнее десятилетие наибольшее распространение для изучения плотности костной ткани всего скелета получила двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия. Метод, который стали применять в 1987 г., сейчас практически полностью вытеснил другие.

Принцип работы аппарата для двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии заключается в испускании рентгеновской трубкой чередующихся импульсов в 70 и 140 кВ. После прохождения через различные участки тела ослабленное излучение фиксирует специальный детектор, жестко связанный с движущейся трубкой.

На значения минеральной плотности костной ткани влияют все минералы, находящиеся по ходу излучения. Использование только одной - прямой - проекции может привести к искажению показателей при дистрофических и очаговых изменениях позвонков, а также при наличии кальцинатов в прилежащих мягких тканях и/или обызвествленных бляшек в стенке аорты. Для исключения артефактов, а также теней от задней дуги и остистых отростков позвонков стали использовать боковую проекцию. В этом случае область измерения содержит более высокую долю трабекулярной ткани (соотношение кортикального и губчатого вещества составляет 10:90), что повышает чувствительность метода. При этом получают изображение с высокой степенью разрешения (рис. 3.10).

У полных пациентов точность измерений в боковой проекции существенно снижена, что следует учитывать при анализе результатов.

Основным преимуществом двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии является возможность оценки минеральной плотности всех отделов скелета, в том числе



**Рис. 3.10.** Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциограмма поясничных позвонков. а - прямая проекция; б - боковая проекция.

проксимального отдела бедренной кости и шейки бедра (рис. 3.11), переломы которого часто приводят к инвалидности и даже смерти больных пожилого возраста.

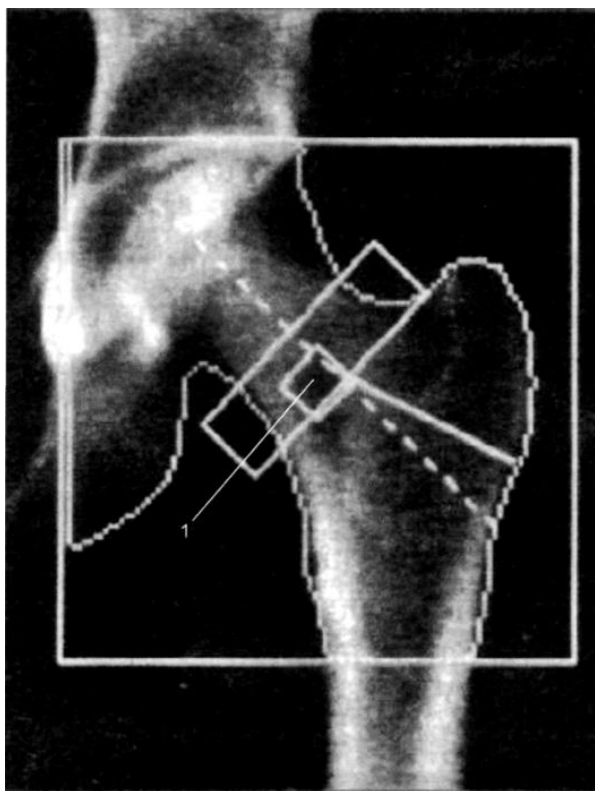
Современные аппараты с новым программным обеспечением позволяют не только провести морфометрию позвонков и бедренной кости, но и изучить минеральную плотность вокруг протезов после артропластики бедренной кости.

Создание калибровочных костно-эквивалентных фантомов и специального программного обеспечения способствовало внедрению в клиническую практику количественной компьютерной томографии (ККТ).

Современные исследования выполняют на стандартном компьютерном томографе с помощью фантомов, в которых имеются стержни, содержащие материал с известным эквивалентом костных минералов.

После томографии с помощью специальных программ показатели денситометрии трабекулярного вещества тел поясничных позвонков преобразуются в значения минеральной плотности костной ткани. Минеральную плотность вычисляют по соотношению (или «линии регрессии») между средними числами КТ и значениями плотности в областях интереса фантома. Для этой цели оператор вручную обводит «зону интереса» в теле позвонка (рис. 3.12), сравнивая с эталонными данными автоматически.

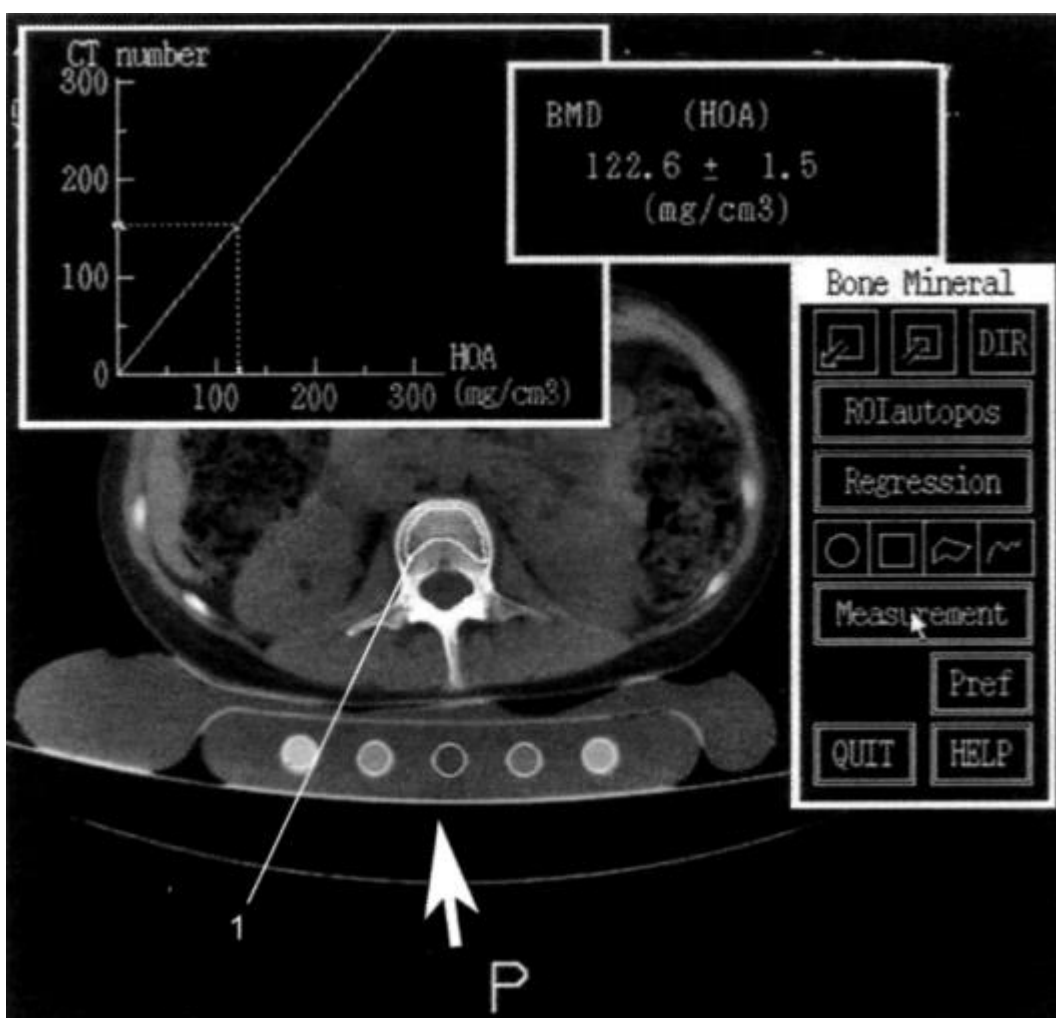
Количественная КТ, являясь исключительным по своей информативности методом исследования, позволяет не только оценивать выборочно содержание кальция в



*Рис. 3.11.* Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциограмма проксимального отдела бедренной кости. 1 - «зона интереса» в проекции зоны Варда.

трабекулярном веществе, которое наиболее чувствительно к метаболическим изменениям, но и получать истинные значения минеральной плотности костной ткани в единицах объема. Все другие методы измеряют либо только кортикальную, либо интегрированную костную ткань, т. е. компактный слой и губчатое вещество. Кроме того, значительным преимуществом ККТ является возможность исключения из зоны измерения очаговых изменений, а также отсутствие проекционного наложения костных структур и кальцинатов в прилежащих тканях.

В настоящее время использование ККТ ограничено, так как его применяют в основном для исследования поясничных позвонков. Разработка новых моделей фантомов, повидимому, в ближайшие годы позволит расширить зону клинического использования метода и снимет имеющиеся ограничения.



**Рис. 3.12.** Количественная компьютерная томограмма поясничного позвонка. Стрелка - фантом с калибровочными вставками; 1 - замкнутая линия - «зона интереса» в теле позвонка.

Ультразвуковую денситометрию на данном этапе можно рассматривать как перспективную новую методику, которая характеризует костную ткань с точки зрения скорости прохождения ультразвука и его широкополнового поглощения.

С помощью этого метода обычно исследуют пяточную кость и надколенник, которые в большей степени состоят из трабекулярного вещества, а также большеберцовую кость и фаланги. В связи с физикой ультразвуковых колебаний ультразвуковая денситометрия дает менее точные значения, чем рентгеновская абсорбциометрия и количественная КТ, однако не несет лучевой нагрузки.

Количественная МРТ-денситометрия изучает структуры трабекулярной костной ткани. Это обусловлено тем, что магнитная восприимчивость губчатого вещества отличается от костного мозга и зависит от плотности трабекул, а также их пространственного распределения. В компактной костной ткани подвижных протонов мало, и информация, полученная с помощью этого метода, весьма ограничена.

В настоящее время количественную МРТ не применяют в клинической практике, так как метод недостаточно изучен, дорог, сложен и длителен, а точность остеоденситометрии относительно других методов низка.

Таким образом, в клинической практике для выявления остеопороза, особенно его ранней стадии - остеопении, наиболее широко применяют двухэнергетическую рентгеновскую абсорбциометрию и количественную компьютерную томографию.

## ГЛАВА 4. АНГИОГРАФИЯ

Ангиография - метод рентгенологического исследования, направленный на изучение сосудов и сердца с помощью введения в них контрастных веществ. Для ангиографии используют водорастворимые йодсодержащие контрастные вещества, которые описаны в отдельной главе учебника.

Ангиографию подразделяют на *артериографию* (исследование артерий), *флебографию* (исследование вен) или *лимфографию* (исследование лимфатических сосудов). В зависимости от цели исследования можно выполнять *общую* (введение контрастного препарата в основные сосуды) или *избирательную* (*селективную*) ангиографию. При селективной ангиографии контрастный препарат избирательно вводят в необходимый сосуд.

Процедуру ангиографии проводят в специализированных рентгеновских кабинетах, которые отвечают всем требованиям операционной по условиям соблюдения правил асептики и антисептики (рис. 4.1). Для ангиографии используют специализированный рентгеновский аппарат с горизонтальным столом и одной, реже двумя рентгеновскими трубками, соединенными с усилителем рентгеновского изображения (УРИ). Динамические изображения снимают со скоростью 5-60 кадров в 1 мин в зависимости от исследуемого бассейна. Полученные изображения регистрируют на магнитно-оптический диск или видеоманитофон. Для анализа и документирования изображение может быть записано на мультимедийную пленку. Для дозированного введения контрастного препарата в сосудистое русло применяют специальный автоматический инжектор



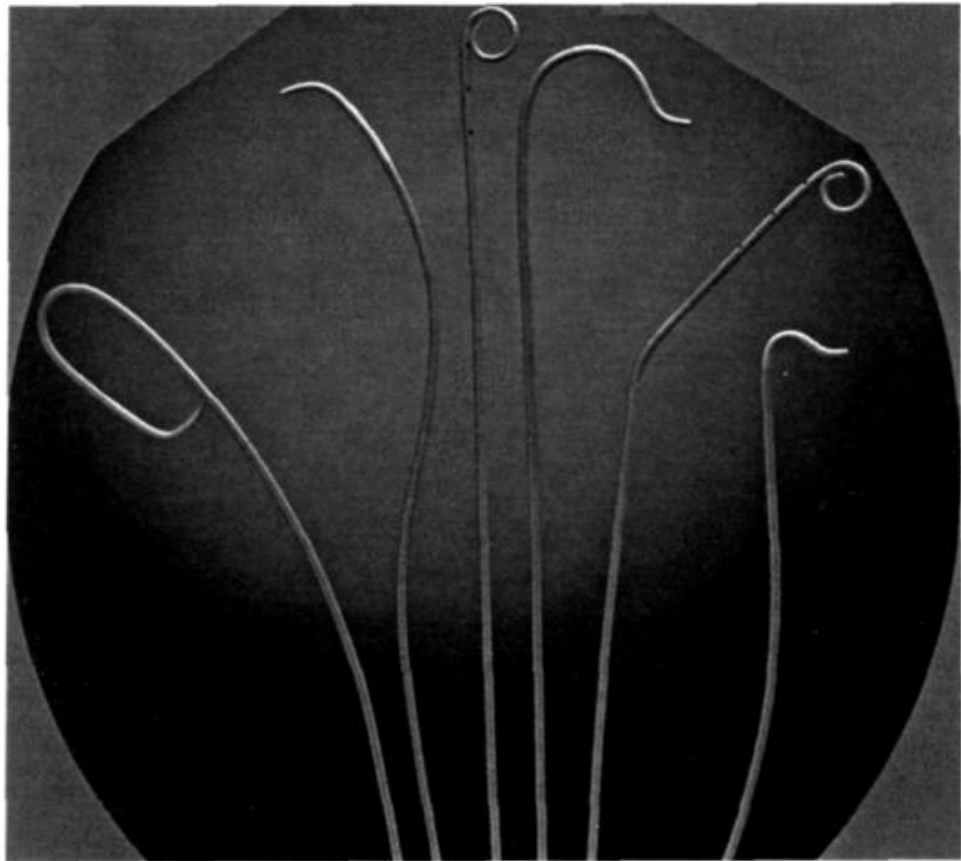
(шприц). Пункцию сосудов осуществляют набором специальных инструментов. После пункции при помощи проводника в сосуд вводят катетеры разных диаметров и конструкции (рис. 4.2).

Исследование проводит подготовленная бригада (рентгенолог, анестезиолог, рентгенолаборант, манипуляционная сестра). Во время работы все сотрудники используют индивидуальные средства защиты от облучения, поверх которых надеты стерильные халаты.

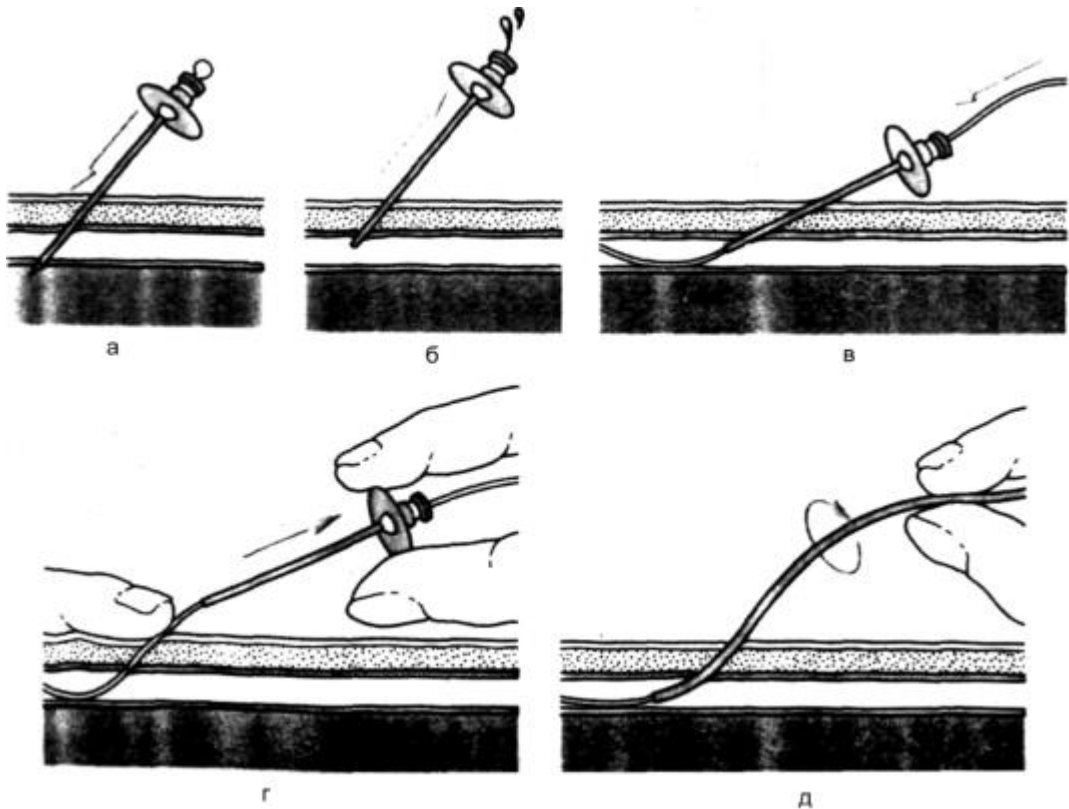
Ангиографию начинают с пункции сосуда и его катетеризации. Для введения проводника используют крупный сосуд, через который можно осуществить доступ в исследуемый сосудистый бассейн. Для артериографии чаще всего - бедренную артерию в паховой области.



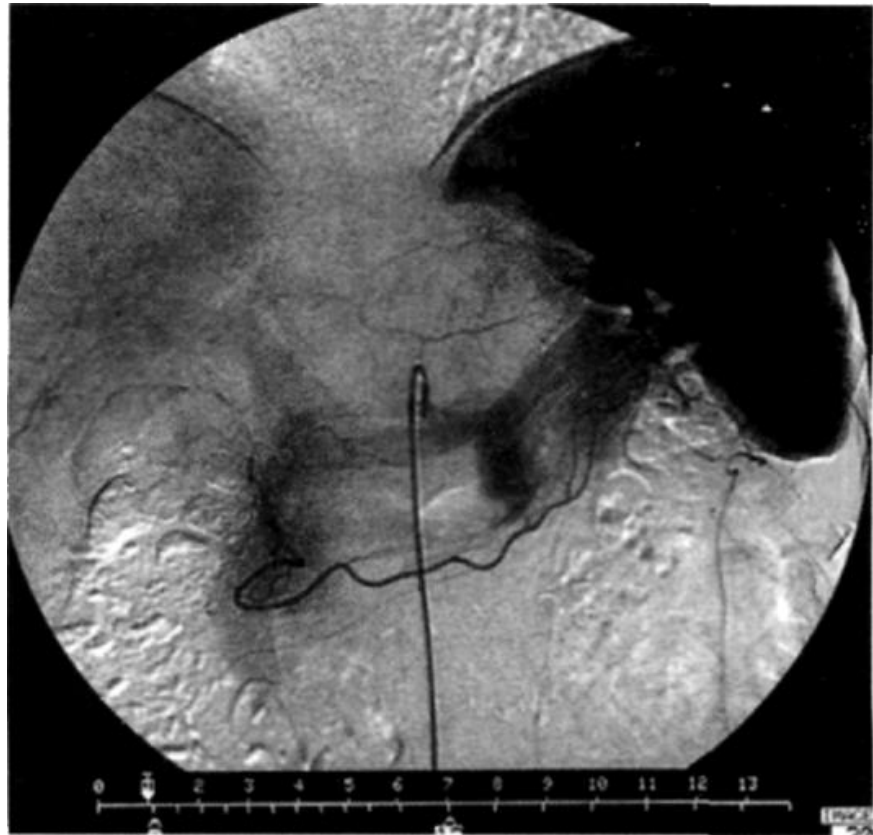
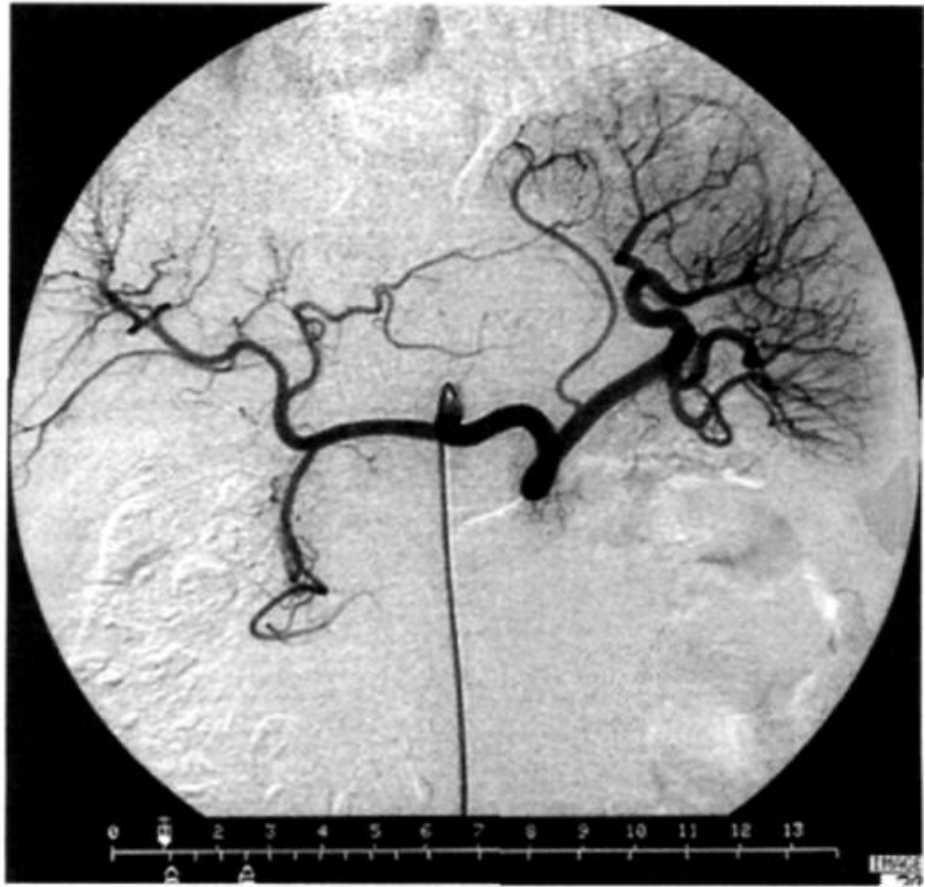
*Рис. 4.1. Кабинет для проведения ангиографии.*



**Рис. 4.2.** Различные виды катетеров для внутрисосудистого введения контрастного вещества.



**Рис. 4.3.** Катетеризация сосуда по Сельдингеру. а, б - этапы пункции сосуда; в - введение в сосуд проводника; г - удаление мандрена; д - введение в сосуд катетера.





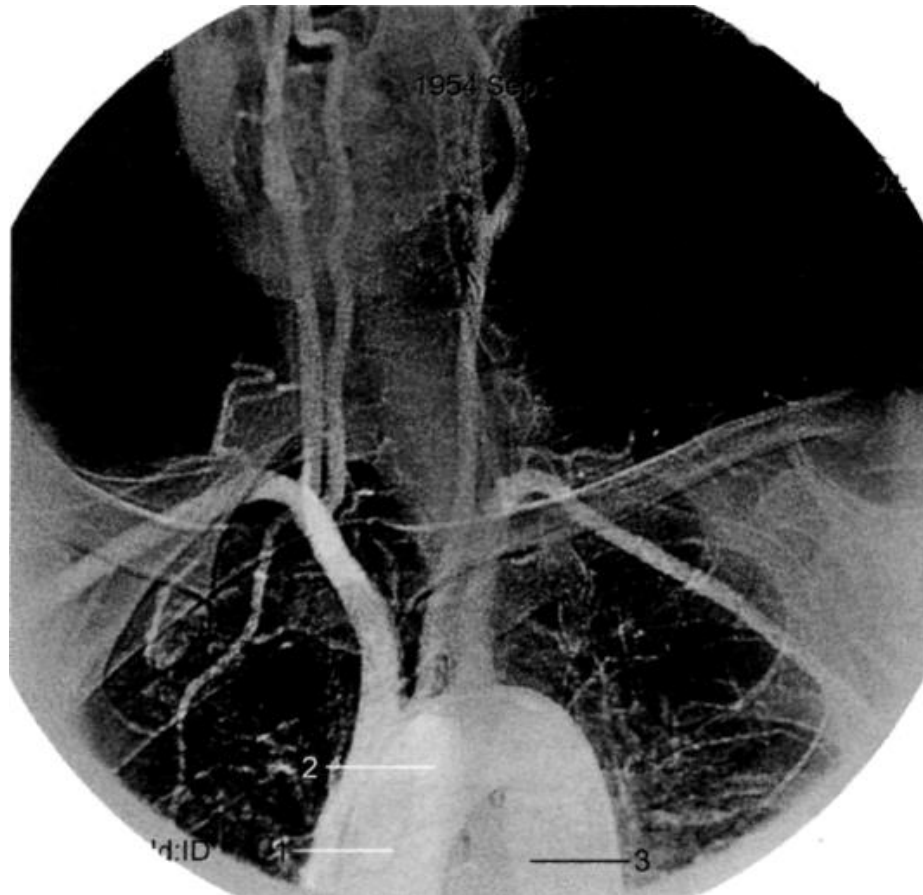
**Рис. 4.4. Селективная ангиограмма чревного ствола.** а - артериальная фаза, катетер в брюшной аорте, контрастировали чревный ствол, селезеночная и печеночная артерии; б - капиллярная фаза, контрастировала паренхима печени и селезенки; в - венозная фаза, контрастированы портальная, селезеночная и верхнебрыжеечная вены. Контрастирование артерий отсутствует.

В настоящее время разработаны доступы через подмышечную, плечевую, лучевую или каротидную артерии. При непроходимости периферических артерий иногда приходится выполнять пункцию брюшной аорты.

Для флебографии используют бедренную, кубитальную, яремную или подключичную вены.

В настоящее время прямую лимфографию для диагностики практически не применяют, так как методы УЗИ, КТ и МРТ дают достаточный диагностический материал.

Основным способом катетеризации сосуда является методика, предложенная шведским ученым С. И. Сельдингером в 1953 г. Процедура включает в себя 3 этапа (рис. 4.3). Пункцию сосуда осуществляют специальной иглой, состоящей из стилета и мандрена (рис. 4.3, а, б, в). После пункции мандрен убирают и продвигают проводник (рис. 4.3, г), а затем катетер (рис. 4.3, д) до сосуда, интересующего врача. Во время введения в сосуд катетера необходимо контролировать положение кончика катетера, периодически включая рентгенотелевидение (рентгеноскопия). Для визуализации



*Рис. 4.5.* Грудная аортограмма. 1-восходящий отдел аорты; 2 -дуга аорты; 3 -нисходящий отдел аорты.

просвета сосуда и определения места нахождения в нем кончика катетера автоматическим инжектором или вручную в этот момент вводят небольшое количество контрастного вещества. Во время всей процедуры ведут мониторинг состояния пациента (контроль ЭКГ, АД, дыхания).

Когда проведение катетера закончено, приступают к собственно исследованию интересующего участка сосудистого русла. Для этой цели через катетер болюсно вводят 0,5-2 мл контрастного вещества на 1 кг массы тела пациента. В это время проводят серийную съемку прохождения препарата через сосудистое русло. Скорость съемки выбирают в зависимости от исследуемого отдела кровеносной системы.

При артериальной ангиографии контрастный агент проходит через артерии, капилляры и поступает в вены исследуемой области, поэтому выделяют 3 фазы контрастирования: артериальную, капиллярную (паренхиматозную) и венозную (возвратную) (рис. 4.4). При этом по продолжительности фаз и скорости исчезновения контрастного вещества из исследуемых сосудов оценивают регионарную гемодинамику.

Для получения сведений о крупных сосудах контрастное вещество вводят в грудную или брюшную аорту (аортография). На снимках грудной аорты хорошо видны

восходящий и нисходящий отделы аорты и дуга с отходящими крупными сосудами (рис. 4.5).

При брюшной аортографии наибольший интерес представляют артерии почек и подвздошные артерии (рис. 4.6).

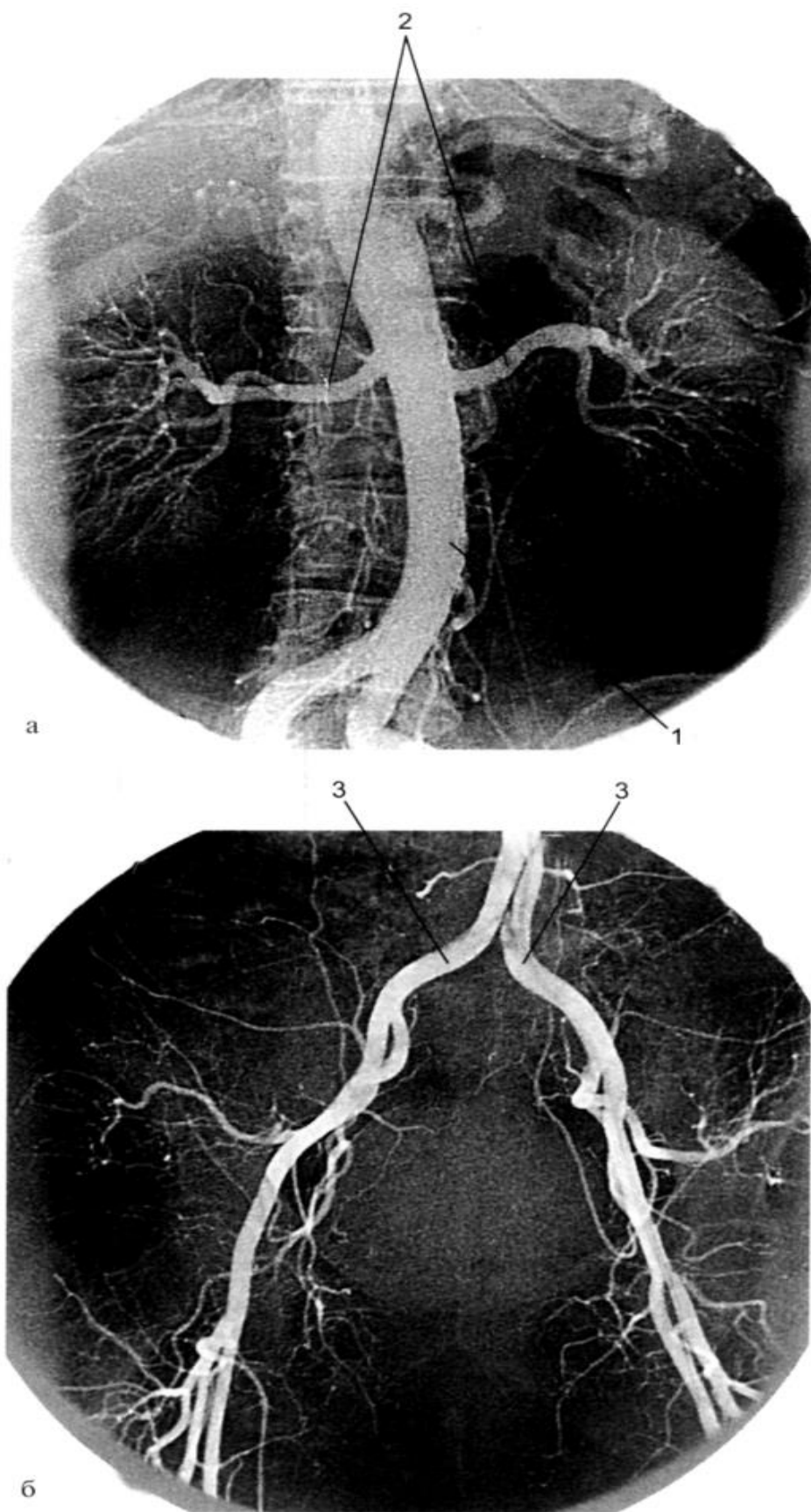
При исследовании сердца (коронароангиография - КАГ) правые и левые артерии сердца исследуют отдельно (рис. 4.7). Ангиографический аппарат, предназначенный для исследования сердца, должен быть оборудован устройством для скоростной съемки (до 60 кадров в 1 мин).

Некоторые патологические процессы могут сопровождаться тромбозом соответствующих венозных сосудов. В некоторых случаях (рост опухоли) венозные стволы могут сдавливаться или прорасти опухолью. Для диагностики подобных осложнений и выбора метода лечения необходимо знать состояние венозного русла. В этих случаях выполняют флебографию - введение контрастного агента в венозную систему.

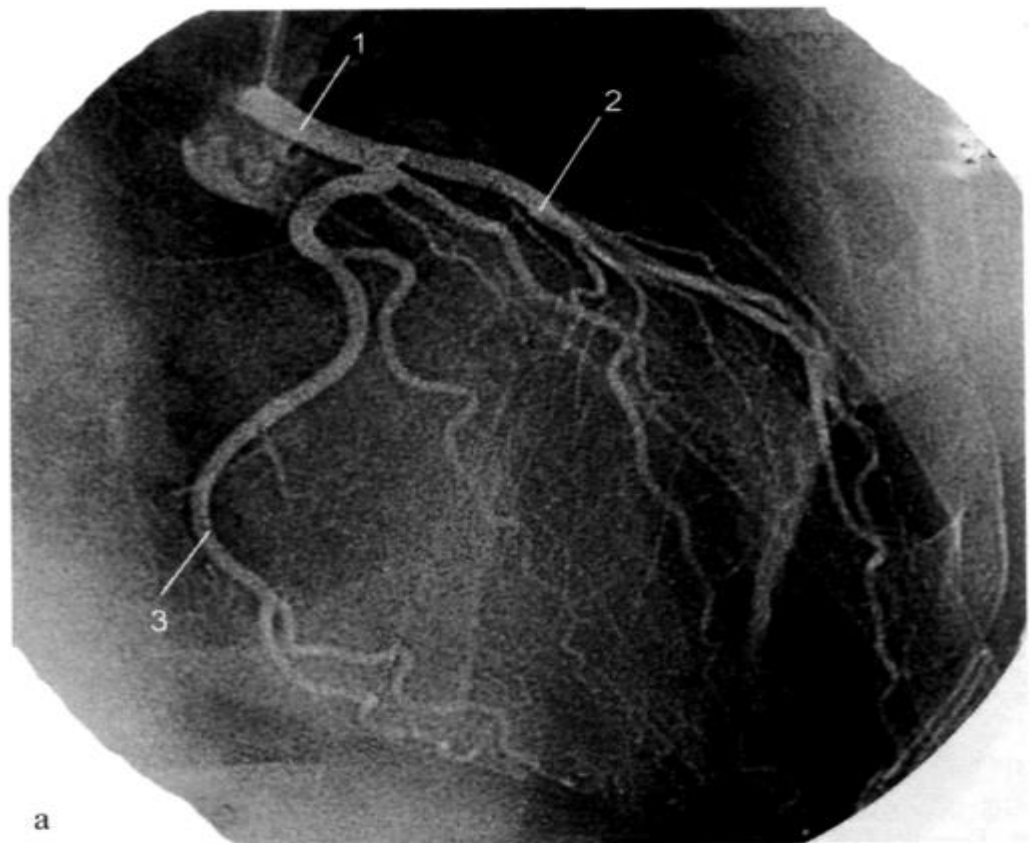
Диагностические возможности ангиографии основываются на выявлении специальных симптомов, которые характерны для той или иной патологии.

В некоторых случаях для получения дополнительной информации приходится прибегать к фармакологическим пробам. При этом изучают «ответ» сосудов на вводимый препарат; например, введение адреналина в артериальный кровоток в норме вызывает спазм висцеральных артерий за счет воздействия на мышечный слой. Патологические сосуды в злокачественной опухоли не реагируют на адреналин, так как они не имеют мышечного компонента.

После процедуры сосудистых исследований и серийной съемки катетер извлекают из сосуда. Врач-рентгенолог анализирует полученные результаты.



*Рис. 4.6.* Брюшная аортограмма. а - контрастирование брюшной аорты (1), почечных артерий (2); б - контрастирование подвздошных артерий (3).



а



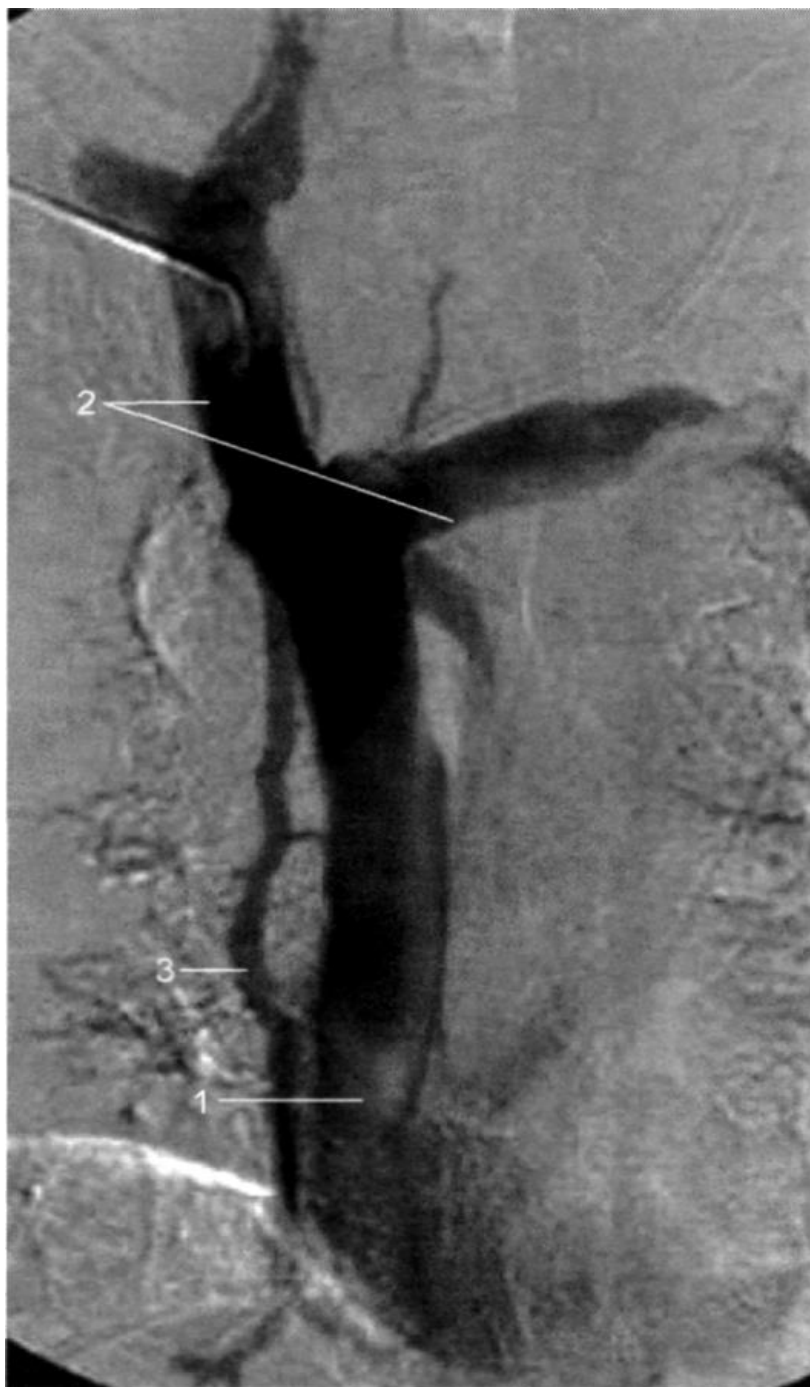
б

*Рис. 4.7.* Коронарограмма. а: 1 - ствол левой коронарной артерии; 2 - передняя межжелудочковая артерия; 3 - огибающая артерия; б: 4 - правая коронарная артерия; 5 - катетер.



Для того чтобы избежать образование гематомы, на место пункции накладывают давящую повязку и холод. Для краткосрочного наблюдения пациента направляют в отделение интенсивного наблюдения на 1-2 дня, в дальнейшем переводят в общую палату или выписывают под наблюдение врача поликлиники.

На флебограммах (рис. 4.8) визуализируются пути венозного оттока из интересующих врача венозных бассейнов.



**Рис. 4.8.** Верхняя флебограмма. 1 - верхняя полая вена; 2 - брахиоцефальные вены; 3 - непарная вена.

## ГЛАВА 5. КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ (КТ)

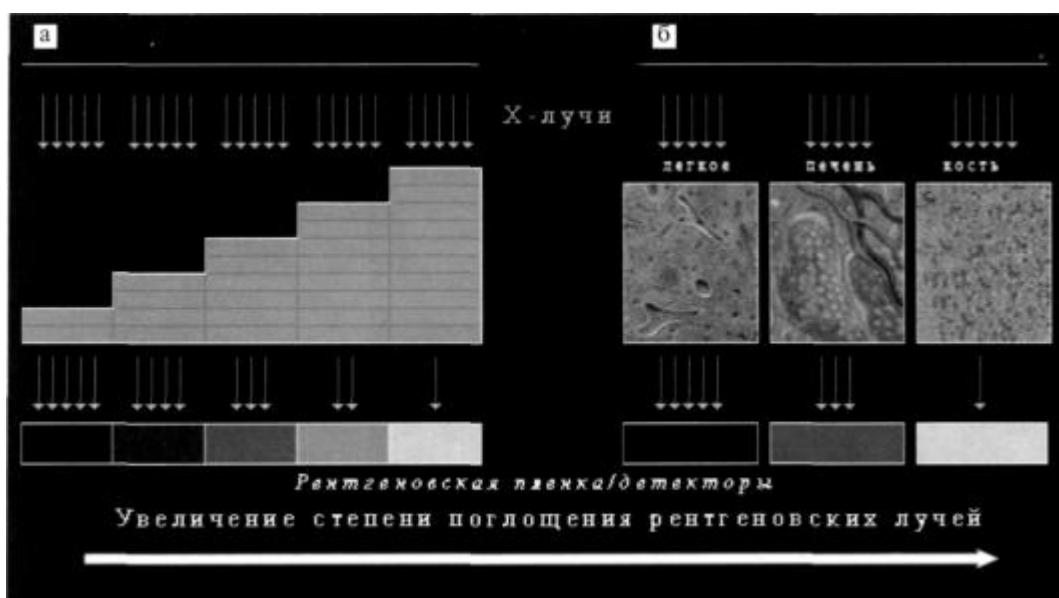
Компьютерная томография (КТ) - метод рентгенологического исследования, основанный на получении послойных изображений с помощью компьютерных реконструкций.

Большинство специалистов сходятся во мнении, что изобретение КТ по своему значению для диагностики и медицины в целом - самый крупный шаг в лучевой диагностике после открытия X-лучей. Несмотря на серьезные успехи других современных методов диагностики, в первую очередь УЗИ и МРТ, КТ является методом выбора в большинстве клинических ситуаций. Не имея противопоказаний к своему использованию (исключая стандартные ограничения, связанные с ионизирующей радиацией), КТ применяется как для неотложной диагностики, так и для уточнения диагноза в сложных случаях.

Постоянное техническое усовершенствование аппаратуры для КТ привело к тому, что исследование большой анатомической зоны (например, грудной или брюшной полости) длится не более 8-12 с. Диагностическая информация поступает от всех органов и тканей, находящихся в зоне исследования. На получение информации не влияет состояние больного - можно проводить исследование больных, находящихся на искусственной вентиляции легких (ИВЛ) или в бессознательном состоянии. Новые математические программы обработки изображения позволяют получить качественное изображение даже при обследовании пациентов с металлическими конструкциями. Применяя томографию с помощью кардиосинхронизации, можно изучать все фазы движения сердца. КТ, как никакой другой современный метод, отвечает важнейшему требованию современных диагностических технологий - стандартизации. Исследование, выполненное по стандартному протоколу, будет одинаковым для всех идентичных аппаратов в мире. Все сказанное определяет постоянно растущий интерес врачей к КТ.

Почему же возникла необходимость в создании такого метода обследования, как КТ? До ее появления многим казалось, что усовершенствования традиционных методов вполне достаточно для точной диагностики. Однако достоинства традиционной рентгенографии неразрывно связаны с ее ограничениями. Так, например, известно, что при одинаковой энергии рентгеновского излучения материал с большой атомной массой или толщиной будет поглощать излучение в большей степени, чем вещество с меньшей атомной массой. Подобное ослабление рентгеновского пучка может быть измерено, и это дает нам возможность судить о плотности вещества, через которое прошло излучение. Однако на практике мы имеем дело с весьма неоднородным объектом - телом человека.

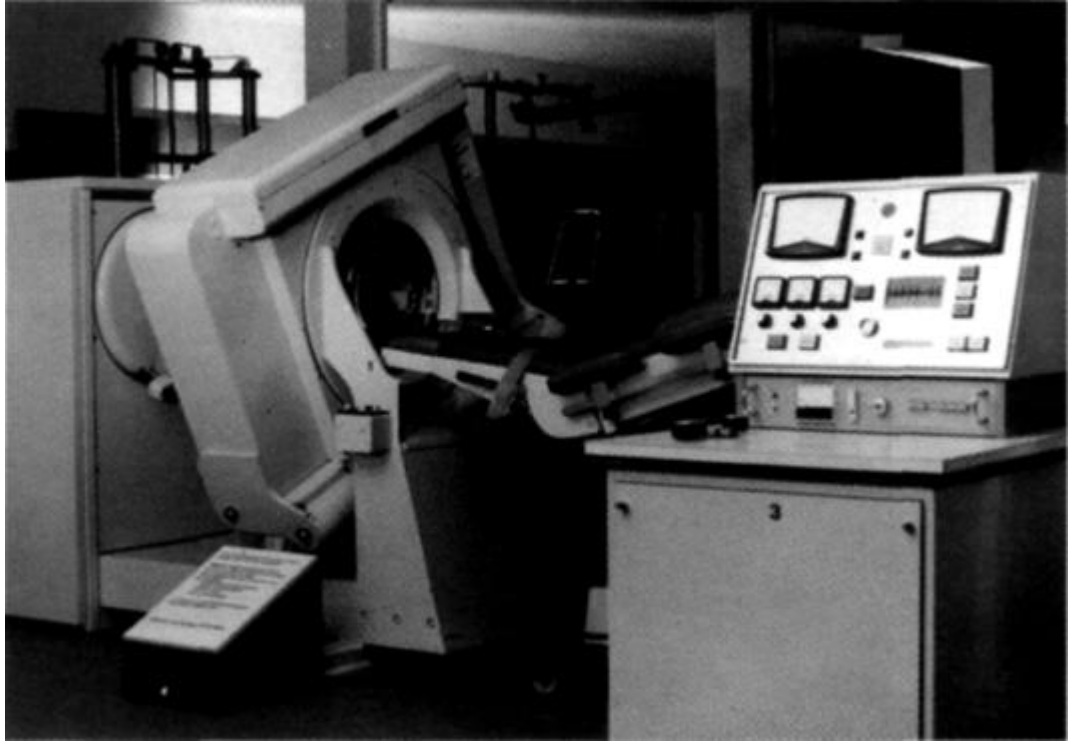
При проекционной технике исследования детекторы могут фиксировать одинаковое суммарное ослабление рентгеновских пучков, несмотря на то что они прошли через совершенно различные среды.



**Рис. 5.1.** Влияние толщины исследуемого объекта (а) и его плотности (атомная масса) (б) на степень поглощения рентгеновских лучей, регистрируемую пленкой или детекторами. Оба этих параметра определяют суммарное поглощение рентгеновских лучей.

Это наблюдают, когда излучение проходит через объекты с разной плотностью или толщиной (рис. 5.1). Человеческий организм состоит из миллионов вариантов плотности и неоднородности органов и тканей. При рентгенографии или классической томографии разницу между различными участками определить сложно, зачастую невозможно, поскольку мы анализируем суммарное изображение, где тени всех точек на пути рентгеновского пучка накладываются друг на друга. Вот почему ученые пытались создать метод, который позволил бы разделить «тени» отдельных, желательнее наименьших, изучаемых участков.

Основной шаг к созданию КТ сделал Г. Хаунсфилд в конце 60-х годов XX в. Как гласит легенда, в 1969 г. молодой инженер Г. Хаунсфилд находился на скучном совещании знаменитой звукозаписывающей фирмы EMI (в русской транскрипции - ЭМИ), где он работал в отделе, занимающемся разработкой электрокардиографов. Для того чтобы себя чем-то занять, Хаунсфилд на салфетке начертил схему возможного устройства компьютерного аппарата для получения поперечного среза тела человека. В тот же год он подал заявку и получил финансирование на проведение опытно-конструкторских работ по этой теме. Для источника ионизирующего излучения Хаунсфилд взял рентгеновскую трубку. С противоположной от трубки стороны был жестко укреплен единственный детектор. Для получения изображения вся система делала поступательное линейное (сканирующее) движение. Затем рама устройства (гентри), в котором была смонтирована система «трубка-детектор», поворачивалась на 1 градус и трубка с детектором двигалась в противоположном направлении. Все полученные измерения регистрировали в первичной компьютерной матрице размером 64 х 64 элемента (4096 пикселей), где им присваивали определенные значения цифровой шкалы плотностей, которую позже стали называть шкалой Хаунсфилда.

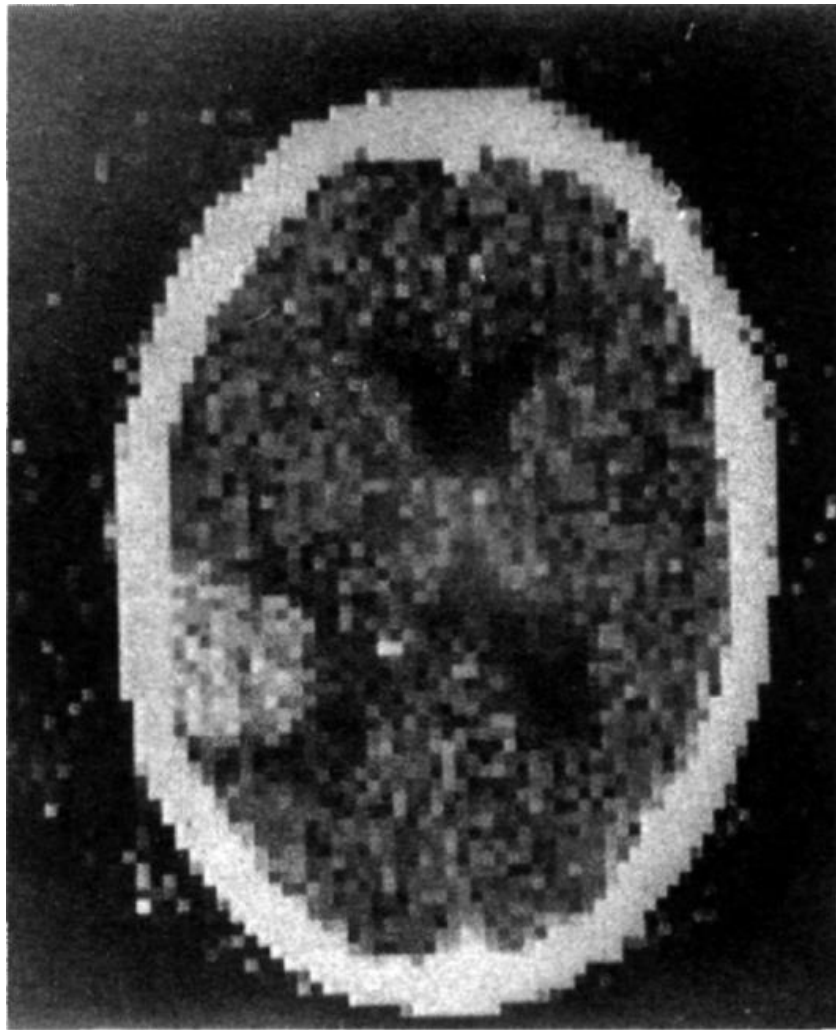


*Рис. 5.2.* Первый компьютерный томограф, созданный Г. Хаунсфилдом на фирме ЕМ1.

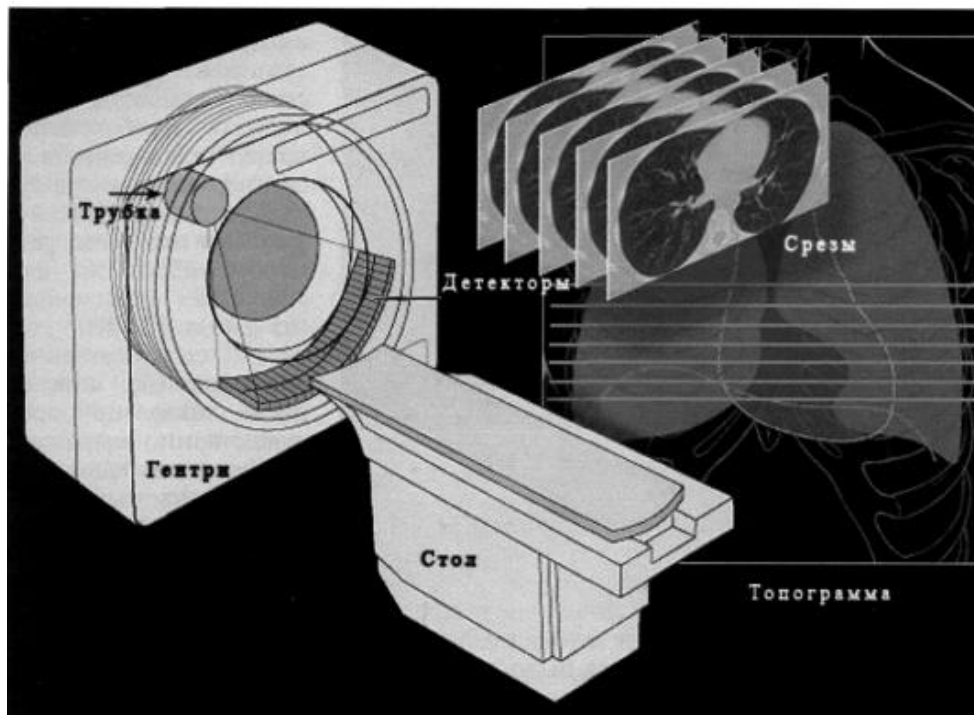
В этой шкале за «0» принята плотность дистиллированной воды, за «- 1000» - плотность воздуха и за «+1000» - плотность компактного вещества кости. Деления шкалы называют единицами Хаунсфилда (международное обозначение - HU). Плотности всех тканей человеческого организма по шкале Хаунсфилда можно представить на экране в виде серой шкалы с множеством полутонов. Чем меньше размер пикселя, тем точнее отображение истинных анатомических структур. В первых аппаратах размер пикселей составлял 3x3 мм, в современных - 0,35 x 0,35 мм. На точность изображения влияет и усреднение, которое зависит от толщины среза. Выполняемый при КТ срез всегда имеет толщину, и его обозначают как объемный «воксель». На экране монитора (или на пленке) изображение представляется плоскостным и имеет название «пиксель». При переносе изображения из компьютера на экран или пленку происходит усреднение показателей, полученных при томографии.

Итак, к 1971 г. экспериментальный томограф был готов (рис. 5.2). Учитывая тот факт, что по техническим причинам диаметр зоны для исследования (апертура) был всего 25 см, а время получения одного среза составляло несколько минут, данный аппарат можно было использовать лишь для исследования головного мозга. Прототип был установлен в одной из лондонских клиник, где и были выполнены первые компьютерные томограммы головного мозга (рис. 5.3).

Получение прямого изображения мозга (хотя, по современным представлениям, и плохого качества) произвело научную сенсацию в медицинском мире. Стало возможным увидеть ткани и структуры мозга, не вскрывая череп.



*Рис. 5.3.* Первая компьютерная томограмма головного мозга. Матрица размером 64 x 64 элемента.



*Рис. 5.4.* Получение срезов на томографе 3-го поколения.

Появился метод, позволяющий разделить суммационную рентгеновскую «тень». С этих пор термин «тень» остался приложим лишь к описаниям изображений в классической рентгенологии, так как при КТ с той или иной точностью мы приближаемся к визуализации и описанию истинных структур человеческого организма, без наложения (суммации) теней.

Началась эра развития и внедрения КТ. В дальнейшем во всех приборах, связанных с получением изображения, в той или иной степени использовали технические приемы и математические методы, которые применил Хаунсфилд. Характерно, что, как и в случае с открытием X-лучей, величайший прорыв в медицинской диагностике был сделан в лаборатории, не имеющей никакого отношения к медицинской визуализации.

После подобного триумфального начала эры КТ крупные производители оборудования для лучевой диагностики начали «гонку за лидерством», чем в немалой степени способствовали быстрому техническому прогрессу в этой области.

Уже к 1975 г. в клинике был установлен аппарат 3-го поколения для исследования всего тела. В конструкции этого томографа удалось реализовать сложнейшую техническую задачу: исключить продольное (сканирующее) движение системы «трубка - детекторы» и увеличить диаметр отверстия (апертуры) гентри до 54-60 см. Таким образом, в этих аппаратах по кругу двигалась только система «трубка - детекторы», в то время как гентри стала неподвижной. На рис. 5.4 показана условная схема получения томографических срезов на томографах 3-го поколения. Благодаря мощной рентгеновской трубке и большому количеству детекторов (250-300) стало возможным выполнять один оборот вокруг тела пациента (и соответственно получать один срез) за 4- 8 с.

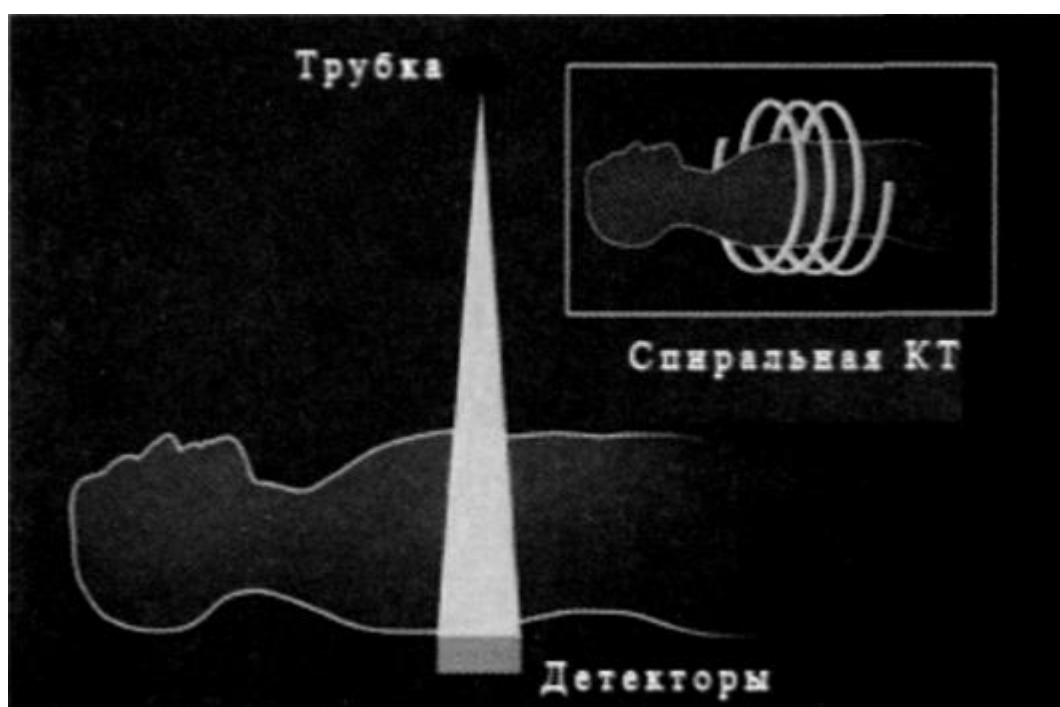


Рис. 5.5. Принцип работы спирального КТ.

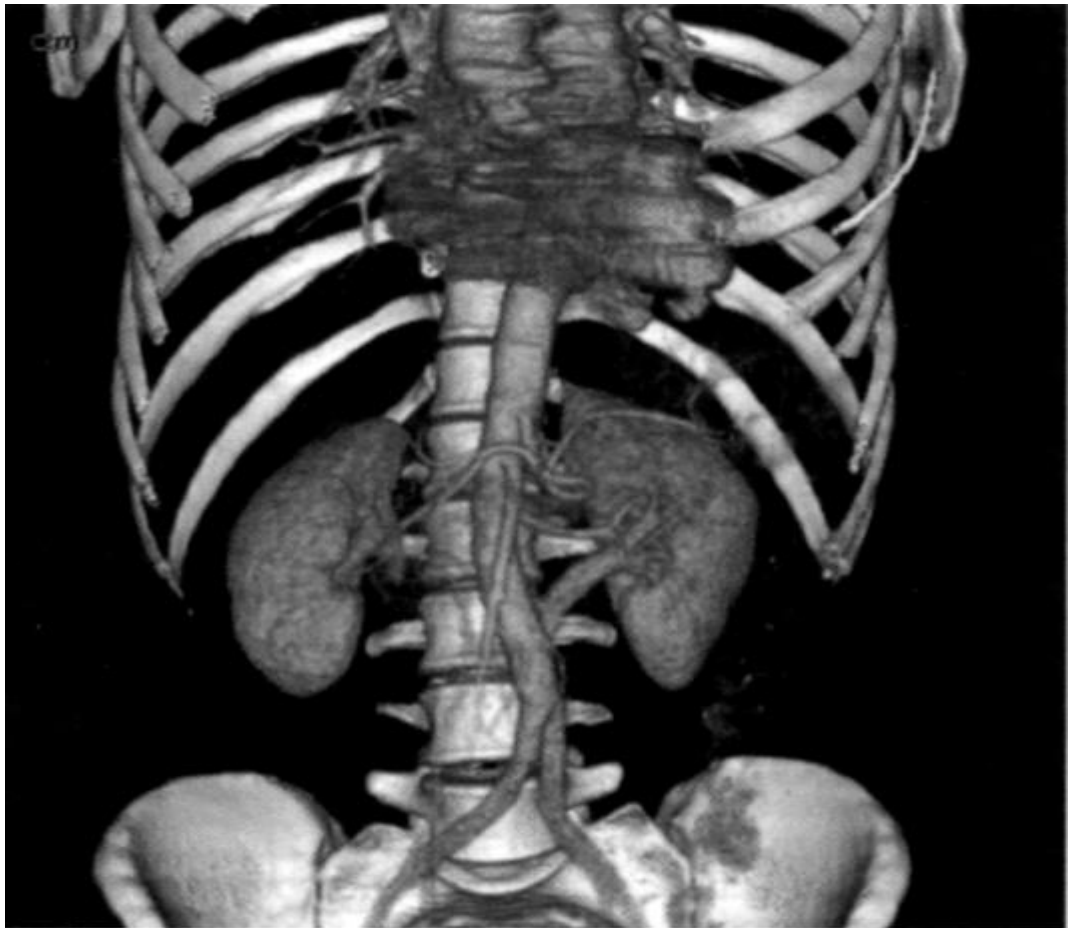
При матрице размером 256 x 256 или 320 x 320 элементов (65 536 и 102 400 пикселей соответственно) разрешающая способность таких приборов существенно возросла.

При всем великолепии получаемых на таких томографах клинических результатов они были не лишены и серьезных недостатков. Прежде всего эти приборы были «шаговыми», т. е. система «трубка-детекторы» делала оборот в одну сторону и останавливалась. Дальнейшее движение ограничивали высоковольтные электрические кабели. Затем следовала пауза, и трубка с детекторами делала оборот в противоположную сторону. Это время было достаточным для того, чтобы пациент сделал выдох-вдох и снова задержал дыхание. Однако время получения одной томограммы (4-8 с) ухудшало получение информации за счет наложения артефактов от движения пациента, перистальтики кишечника, пульсации сосудов и сердца. Наконец, задержка пациентами дыхания на различной глубине вдоха могла приводить к пропуску участков обследуемого органа.

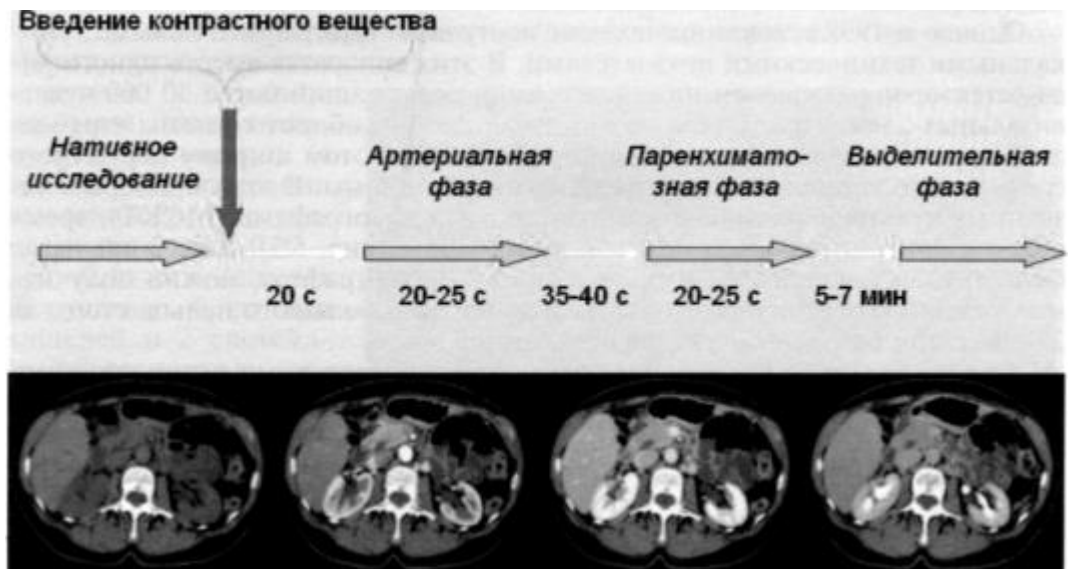
К 1989-1990 гг. произошло техническое событие, которое определило ведущую роль КТ как универсальной и стандартизированной методики: она перестала быть «шаговой» - исследования стали возможны при одной задержке дыхания пациентом. Это произошло благодаря созданию так называемой спиральной компьютерной томографии (СКТ). В этих приборах постоянно включенная рентгеновская трубка безостановочно вращается вокруг непрерывно движущегося стола с пациентом (рис. 5.5). Таким образом, удалось не только сократить время исследования, но и избежать основного ограничения «шаговых» томографов - пропуска участков при исследовании из-за неточной задержки дыхания пациентом. Кроме того, особенности нового математического обеспечения позволили изменять ширину среза уже полученной томограммы при повторных реконструкциях. Не вдаваясь в технические подробности, заметим, что стало возможным получать дополнительную уточняющую информацию после исследования, т. е. не выполняя повторного обследования больного. Для этой цели первичные данные необходимо подвергнуть повторной реконструкции с новым фильтром, шириной среза и уменьшенным диаметром или новым центром реконструкции.

Благодаря всем этим достижениям методика КТ стала стандартизированной, т. е. правильный протокол исследования гарантирует, что повторное исследование на любом другом аппарате даст идентичный результат. Это исключительно важно для контроля за динамикой патологического процесса и для массовых исследований с целью раннего выявления болезней (скрининг). Роль «человеческого фактора» сведена к минимуму, что делает метод более достоверным.

Кроме того, КТ стала универсальной. При быстром спиральном обследовании выбранной анатомической зоны можно визуализировать все ткани и органы этого уровня. Методика СКТ позволила синхронизировать внутривенное введение контрастного вещества с началом томографии в фазу максимального подъема контрастности в сосуде, а это привело к созданию методики КТ-ангиографии (рис. 5.6). Дальнейшее развитие аппаратуры помогает выполнять несколько последовательных серий снимков после болюсного введения контраста.

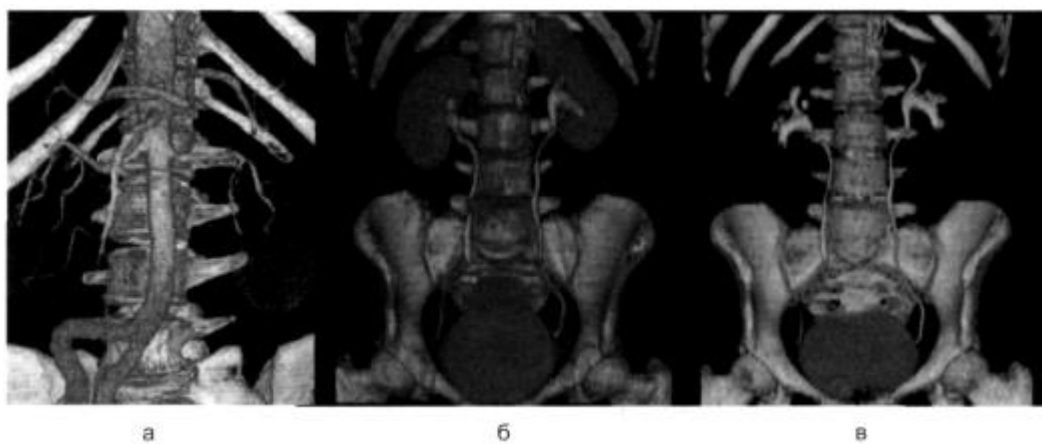


*Рис. 5.6.* Трехмерная реконструкция изображения после выполнения методики КТ-ангиографии. Артериальная фаза прохождения контрастного вещества через сосуды.



*Рис. 5.7.* Спиральные компьютерные томограммы брюшной полости. Мультифазовое исследование. Фазы прохождения контрастного вещества. Вертикальная стрелка - точка введения контрастного вещества.





*Рис. 5.8.* Спиральные компьютерные томограммы брюшной полости. Трехмерные реконструкции полученных данных в различные фазы прохождения контрастного вещества. а - сосудистая фаза; б - паренхиматозная фаза; в - выделительная фаза.

При таком комплексном обследовании можно получить информацию об органах в паренхиматозной или выделительной фазах (рис. 5.7-5.8).

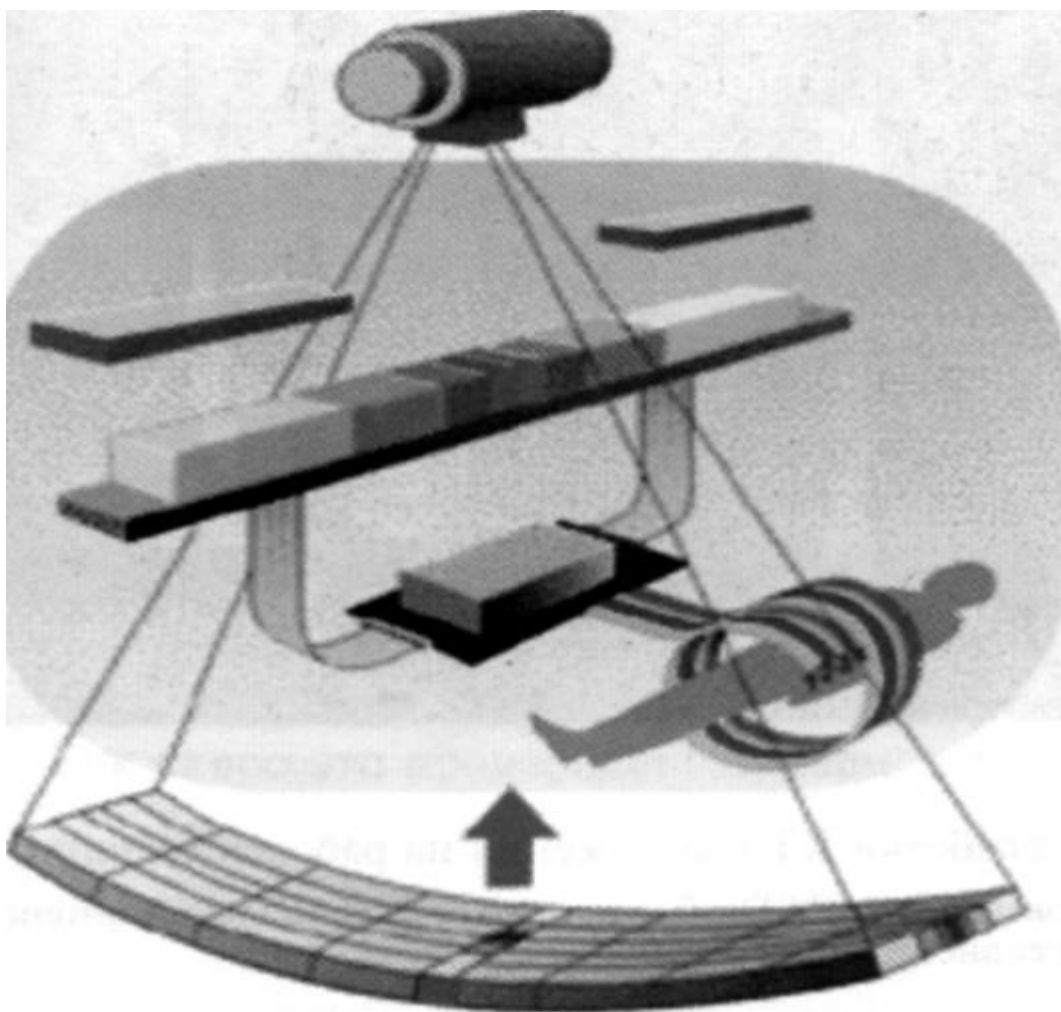
Разрешающая способность спиральных КТ достигла 0,6-0,8 мм, количество детекторов - 600-900, а время получения одной томограммы сократилось до 0,6-1 с.

Создавалось впечатление, что пройден пик развития компьютерной томографии, метод достиг своего предела и ничего существенного произойти не может.

Однако в 1998 г. в клиники стали поступать томографы с новыми, уникальными техническими показателями. В этих аппаратах вместо одного ряда детекторов установлен новый детектор, содержащий более 30 000 чувствительных элементов. Стало возможным за один оборот системы «трубкадетекторы» получить 4 среза (томограммы). При этом ширину первичного среза можно устанавливать в пределах от 0,5 до 8 мм. В этих приборах, названных мультиспиральными компьютерными томографами (МСКТ), время оборота трубки удалось сократить до 0,3-0,5 с (рис. 5.9). Еще 5 лет назад было трудно представить, что, проводя КТ-ангиографию, можно получить изображение сосудов от дуги аорты и до артерии большого пальца стопы за 20-30 с при разрешающей способности 0,5 мм.

Не успели рентгенологи насладиться диагностическими возможностями 4-спиральных КТ, как в 2002 г. были созданы системы с 16 спиралями, а в 2003 г. - с 32-64! Этот технический рывок сделал мультиспиральную КТ основным методом диагностики. Появилась возможность выполнять КТ всего тела за одну задержку дыхания (10-20 с). Внешний вид современного 64-спирального КТ представлен на рис. 5.10.

Технические возможности развития метода еще не исчерпаны. Обработка полученных данных на специальных рабочих станциях позволяет получить дополнительную диагностическую информацию после окончания исследования. На рис. 5.11 представлены варианты обработки изображения почек и крупных сосудов, выполненные из одного и того же набора томограмм. Как видно из приведенных изображений, каждый из способов обработки дает врачу-рентгенологу дополнительную



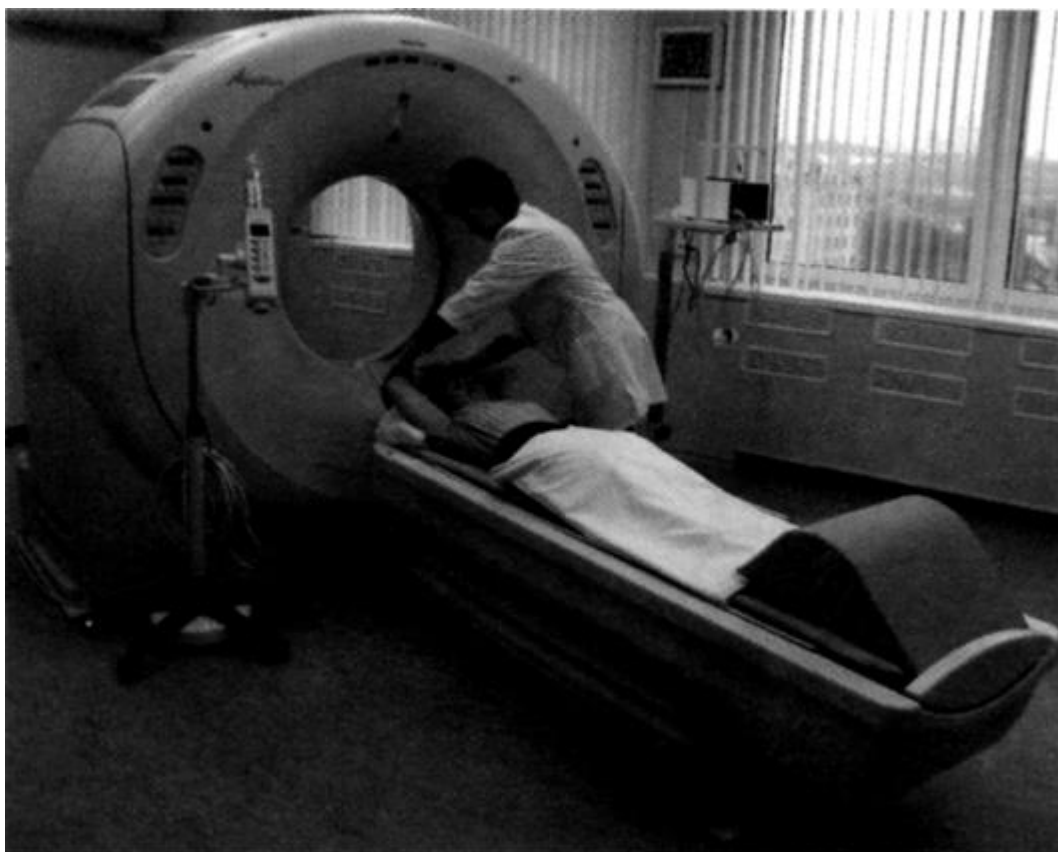
*Рис. 5.9.* Устройство мультиспирального КТ (4 ряда детекторов).

информацию, не выявляемую при стандартном исследовании.

Для того чтобы закончить главу, посвященную КТ, и представить себе, какие новшества нас ждут в области лучевой диагностики, необходимо остановиться еще на одном виде компьютерной томографии - электронно-лучевой томографии (ЭЛТ).

Электронно-лучевая томография (устаревшие синонимы: кино-КТ, сверхбыстрая КТ, КТ 5-го поколения) появилась в 1984 г. Принципиальным отличием этого прибора является то, что в ЭЛТ отсутствует рентгеновская трубка. Источником излучения в приборе является небольшой линейный ускоритель, совмещенный с «электронной пушкой». Вырабатываемый «пушкой» поток электронов на большой скорости в вакууме пролетает фокусирующие и отклоняющие магнитные системы. Поток электронов, отклоняясь и фокусируясь, попадает на вольфрамовые мишени-дуги и тормозится на них. Возникает рентгеновское излучение. Скорость движения электронного пучка по мишени (а значит, и генерации рентгеновского излучения) составляет 0,03- 0,05-0,1 с. Аппарат оборудован 4 рядами мишеней и 2 системами сбора данных, поэтому практически одновременно получается 8 томограмм (рис. 5.12).

В ЭЛТ исключено движение тяжелой системы «трубка-детекторы», характерное для компьютерных томографов, поэтому такие системы обладают исключительно высоким



*Рис. 5.10.* Современный мультиспиральный КТ (64 ряда детекторов).

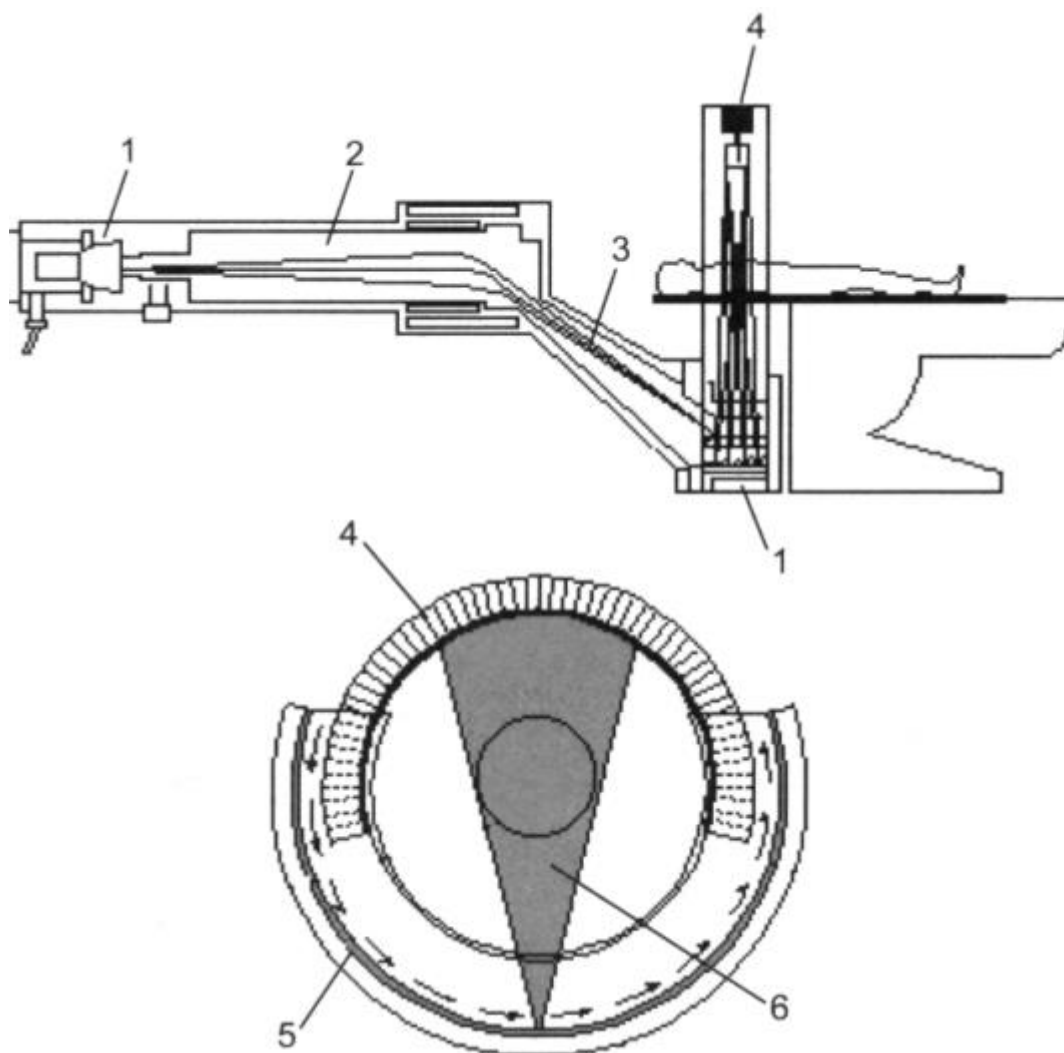


*Рис. 5.11.* Некоторые варианты обработки КТ изображений на рабочей станции.  
а - метод затемненной наружной поверхности (SSD); б - проекция максимальной интенсивности (MIP); в - мультипланарная реконструкция (VPR).

временным разрешением. Этот прибор может работать как мультиспиральный томограф, однако его главное преимущество реализуется при исследованиях сердца с проспективной кардиосинхронизацией. Это происходит следующим образом: на грудь пациента наклеивают датчики для снятия ЭКГ.

Через электрокардиограф они соединяются с управляющим компьютером, который во время исследования следит за частотой сердечных сокращений (ЧСС) и регулирует включение электронного потока в соответствии с заданной программой. Если во время исследования ЧСС увеличивается, прибор начинает работать быстрее. Если происходит нарушение ритма, прибор не включает поток электронов до его восстановления. В любом случае врач может быть уверен, что исследование проведено точно в соответствии с заданным протоколом.

В настоящее время эти системы применяют в специализированных лечебных учреждениях для исследований функции и перфузии сердца, получения изображений коронарных артерий у пациентов с нарушением ритма или выраженной тахикардией. В остальных клинических ситуациях МСКТ с ретроспективной кардиосинхронизацией достаточно.



*Рис. 5.12.* Устройство электронно-лучевого томографа.

1 - электронная пушка; 2 - линейный ускоритель; 3 - сфокусированный пучок электронов; 4-детекторы; 5 - мишени; 6 - рентгеновское излучение.

Что же произойдет в недалеком будущем? У мультиспиральных КТ количество рядов детекторов (спиралей) увеличится до 128-512. Скорость оборота вокруг тела пациента вряд ли станет меньше чем 0,3 с из-за большой инерции. Таким образом, обследование всего тела пациента будет проводиться за 5-8 с. Что же касается обработки изображения, то, естественно, врач не сможет физически изучить тысячи томограмм, получаемых за несколько секунд. В связи с этим изображение будет поступать на экран уже реконструированным в одном из трехмерных форматов и врач сможет исследовать органы и ткани «блоками», в объемном представлении. Такая компьютерная томография, по-видимому, будет называться «объемной» КТ. Как скоро это произойдет? Думаем, ждать недолго.

## ГЛАВА 6. РАДИОНУКЛИДНАЯ ДИАГНОСТИКА

Радионуклидная диагностика (ядерная медицина) - метод лучевой диагностики, основанный на регистрации излучения от введенных в организм искусственных радиоактивных веществ.

Впервые радиоактивные индикаторы в биологии стал применять в начале XX в. Нобелевский лауреат Д. Хевеши, исследовавший биологическое поведение различных элементов в организме животных. А уже в 1927 г. Блумгарт использовал изотопы радия для оценки скорости кровотока, а в 1948 г. Принцметал и соавторы - радиоактивный  $^{23}\text{Na}$  для определения скорости кровотока у больных. Однако радионуклиды для целей диагностики до 60-х годов прошлого века назначали эпизодически, когда стало возможным производство радиоактивных изотопов в промышленных масштабах. Решающим стимулом развития отрасли стало революционное изобретение Анжера, который создал прибор с широким полем изображения - сцинтилляционную у-камеру. В настоящее время в радионуклидной диагностике рекомендуется широкий спектр меченых соединений (радиофармпрепараты) и способов их регистрации. Для регистрации у-излучения применяют различные по конструкции сцинтилляционные датчики.

Энергия поглощенного ионизирующего излучения возбуждает в толще кристалла *сцинтилляции* (вспышки света), которые провоцируют лавинообразный поток электронов в ускоряющем поле фотоэлектронного умножителя (ФЭУ). Таким образом, попадающий в кристалл фотон излучения вызывает импульс тока, амплитуда которого тем больше, чем выше энергия у-квантов излучения. С помощью анализа сигналов со всех ФЭУ удается определить интенсивность и положение в пространстве каждой сцинтилляции. По этим данным реконструируется двухмерное проекционное изображение распространения РФП. Окончательное изображение может быть представлено в аналоговом формате непосредственно на экране монитора, «твердом» носителе (фотоили мультiformатная пленка) или записано на носитель компьютерной информации (диск).

Выделяют несколько групп радиодиагностических приборов в зависимости от способа и типа регистрации излучений:

1) *радиометры* - приборы для измерения радиоактивности всего тела, анатомической области или лабораторного образца;

2) *радиографы* - приборы для регистрации динамики изменения радиоактивности анатомической области или органа во времени;

3) *сканеры* - системы для регистрации распределения РФП в теле пациента или исследуемом органе с представлением результатов в виде изображений {*линейные сканеры*} или кривых {*профильные сканеры*};

4) сцинтилляционные *у-камеры* различных типов - для регистрации распределения и динамики радиоактивного индикатора в теле или исследуемой области (рис. 6.1).



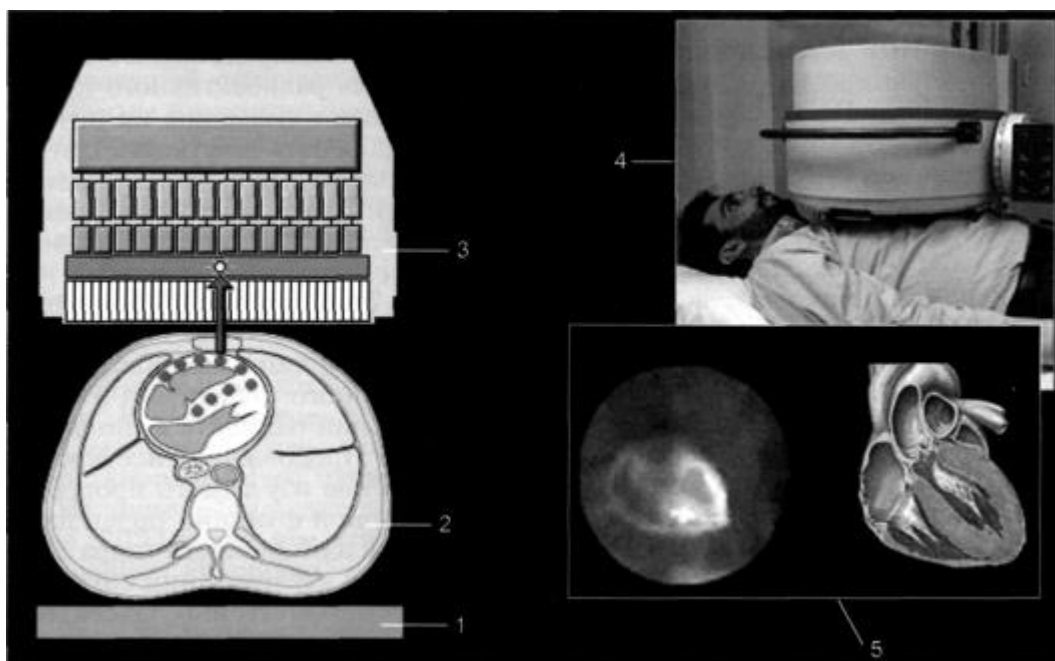
*Рис. 6.1.* Современная сцинтилляционная гамма-камера (система для ОФЭКТ).

В настоящее время основу «машинного парка» радиодиагностических отделений составляют именно гамма-камеры различных типов. Почему это произошло? Сканеры из-за их относительно медленного действия пригодны либо для анализа статического распределения индикатора, либо для последовательной регистрации крайне медленно протекающих процессов. Гамма-камера «собирает» изображение под всей плоскостью детектора одновременно, а при наличии 2 или 3 детекторов - одновременно 2 или 3 изображения в разных проекциях.

Современные гамма-камеры (рис. 6.2) представляют собой мощные компьютеризированные комплексы, позволяющие получать, хранить и обрабатывать изображения отдельных анатомических областей и всего тела в широком диапазоне режимов: статическом и динамическом, планарном и томографическом.

Важной частью гамма-камеры являются коллиматор и дискриминатор.

*Коллиматор* - свинцовая пластина с множеством калиброванных отверстий, которые ограничивают поле зрения детектора и обеспечивают попадание в кристалл  $\gamma$ -квантов, испущенных в заданных направлениях, без чего определение координат источника излучения было бы невозможным.



**Рис. 6.2.** Гамма-камера для плоскостной сцинтиграфии.

1 - стол для пациента; 2 - поперечный срез через сердце пациента; 3 - коллиматор и детектор излучения; 4 - положение пациента при исследовании; 5 - срез сердца по длинной оси (справа) и сцинтиграмма сердца.

Выбор коллиматора зависит от используемого изотопа («высокоэнергетические», «среднеэнергетические» и «низкоэнергетические»), а также от количества введенного индикатора и задач исследования. Гамма-камера обычно оснащается набором сменных коллиматоров, от высокочувствительных, но с низким пространственным разрешением, до сверхвысокоразрешающих. Применяют также коллиматоры специального назначения, позволяющие увеличивать или уменьшать поле зрения камеры.

*Дискриминатор* - устройство, обеспечивающее регистрацию только тех  $\gamma$ -квантов, энергия которых лежит в узком диапазоне (так называемый фотопик). Фотопик определяется энергетическим спектром используемого изотопа. Цель дискриминации - исключить влияние на формируемое изображение посторонних источников излучения.

Из сказанного следует, что детектор прибора регистрирует лишь часть излучения, испускаемого телом пациента.

Радиометрические прибор и  $\gamma$ -камеры обеспечивают измерение интенсивности излучения в особых единицах «скорости счета» - импульсах в единицу времени. Скорость счета отражает величину радиоактивности объекта, но не идентична ей. Чем меньше скорость счета, тем большее время необходимо для формирования изображения приемлемого качества.

*Планарная, или плоскостная, сцинтиграфия* - наиболее простой тип сцинтиграфического исследования. Для получения планарной сцинтиграммы излучение от объекта фиксируется в течение определенного времени неподвижным детектором. Планарная сцинтиграмма представляет собой плоскостную проекцию трехмерного

распределения радиоактивного индикатора в теле. При анализе сцинтиграммы обращают внимание на интенсивность накопления в интересующей области, ровность и четкость контуров различных структур, наличие участков аномально высокого или низкого накопления («горячие» или «холодные» очаги). Для лучшего понимания анатомо-топографических взаимоотношений производят «снимки» (сцинтиграммы) в нескольких проекциях. В современных радионуклидных исследованиях длительность регистрации каждой сцинтиграммы составляет от нескольких десятков секунд до нескольких минут.

*Динамическую сцинтиграфию* для изучения быстропротекающих процессов и оценки динамики распределения радиоактивного индикатора в организме используют, когда при неизменном положении пациента выполняют серию сцинтиграмм определенной длительности. Продолжительность каждого кадра и их количество определяются скоростью изучаемого процесса. Так, при изучении фильтрационной или секреторной функции почек длительность исследования составляет 20-25 мин при длительности кадра 25-30 с, при ангиографии - 30-60 с и 0,5-1,0 с, а при исследовании сократительной функции сердца - 15-30 с и 1 - 10 мс, соответственно. Очевидно, что такие условия записи изображений требуют различного количества вводимого радиоактивного препарата и применения коллиматоров разной чувствительности. Для получения изображения сердца исследование необходимо выполнять при синхронизации с ЭКГ. R-зубец кардиограммы служит для компьютера у-камеры сигналом к началу и окончанию записи серии из последовательности кадров (от 8 до 32 на каждый цикл). Изображения суммируют по кадрам, и получается интегральный *репрезентативный* сердечный цикл, каждый кадр которого представляет сумму соответствующих кадров из нескольких сотен сердечных сокращений.

Проекционный характер планарных и динамических сцинтиграмм существенно ограничивает возможности топической диагностики, особенно глубинных структур. *Метод однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ)*, или *томосцинтиграфии*, который в настоящее время получает все более широкое распространение, позволяет преодолеть пространственные ограничения плоскостных сцинтиграфических исследований. В хорошо оборудованных лабораториях радиоизотопной диагностики ОФЭКТ практически вытеснила планарную сцинтиграфию.

Для ОФЭКТ в основном используют ротационные у-камеры, или эмиссионные томографы, с детекторами. Механические системы томографов позволяют вращать детекторы вокруг тела пациента по круговой, эллиптической или сложно-адаптивной орбите. При вращении детектора происходит запись нескольких десятков сцинтиграмм под разными углами, после чего осуществляют компьютерную реконструкцию томографических срезов интересующей области. Пространственное разрешение современных ОФЭКТ составляет порядка 4-5 мм, что позволяет относительно четко дифференцировать тонкие структуры.

Однако сколь совершенны бы ни были регистрирующие системы, проведение радионуклидных исследований невозможно без специальных радиоактивных индикаторов - радиофармпрепаратов (РФП), которые вводят в организм пациента.



Радиофармпрепарат - химическое соединение с известными фармакологическими и фармакокинетическими характеристиками, несущее в своей молекуле определенный радиоактивный нуклид. Термин «нуклид» вместо «изотоп» характеризует его физические свойства, определяющие пригодность для целей ядерной медицины (радионуклидная диагностика), вне зависимости от химических свойств элемента. К радиофармпрепаратам, применяемым в медицинской диагностике, предъявляются достаточно жесткие требования. Критериями выбора РФП являются:

- тропность к органам и тканям;
- доступность (легкость приготовления);
- короткий период полураспада (от нескольких десятков минут до нескольких часов);
- оптимальная энергия  $\gamma$ -излучения (100-300 кэВ);
- низкая радиотоксичность при относительно высоких допустимых дозах.

Значительная часть свойств РФП определяется свойствами нуклида - метки. Ниже приведен перечень нуклидов, часто применяющихся в ядерной медицине, однако следует учитывать, что список этот далеко не полон и достаточно быстро меняется.

Наличие радионуклида в молекуле РФП - это средство, обеспечивающее внешнюю регистрацию распределения радиоактивного агента. Характер же распределения препарата, тропность РФП к органам и тканям определяются исключительно свойствами химического соединения-носителя. Тропность РФП бывает направленной, когда препарат «нацелен» на избирательную концентрацию в ткани-мишени, и косвенной, под которой понимают его временную концентрацию на путях выведения из организма. Наиболее распространенные РФП представлены ниже.

### **Основные нуклиды, применяющиеся в ядерной медицине**

<i>Радионуклид</i>	<i>Период полураспада</i>
$^{99m}\text{Tc}$ (технеций)	6 ч
$^{113}\text{In}$ (индий)	99 мин
$^{123}\text{I}$ (йод)	13 ч
$^{131}\text{I}$ (йод)	8 сут
$^{201}\text{Tl}$ (таллий)	3 сут
$^{67}\text{Ga}$ (гадолиний)	2.5 сут
$^{133}\text{Xe}$ (ксенон)	5 сут

Наиболее часто используемые радиофармпрепараты и цели их клинического применения

<i>РФП</i>	<i>Область применения</i>
Эксаметазим <sup>99m</sup> Tc-НМРАО	Оценка мозгового кровотока, диагностика и дифференциальная диагностика нарушений перфузии мозга (инсульт, эпилепсия, болезнь Альцгеймера, мультиинфарктная деменция и др.)
<sup>99m</sup> Tc-НМРАО меченные лейкоциты	Выявление скрытых очагов инфекции
Производные меркаптосукцината <sup>99m</sup> Tc-DMSA	Оценка перфузии почек, диагностика опухолей и рубцовых поражений почек
Аналоги гиппуровой кислоты <sup>99m</sup> Tc-MAG3 <sup>123</sup> I-OIH	Исследования накопительно-выделительной функции и перфузии почек, уродинамики верхних мочевых путей; отдельная оценка эффективного кровотока правой и левой почек, функции трансплантата почки; в педиатрии — диагностика мочевых рефлюксов
Производные тиопентацетата <sup>99m</sup> Tc-DTPA внутривенно	Исследования накопительно-выделительной функции и перфузии почек, уродинамики верхних мочевых путей; отдельная оценка скорости клубочковой фильтрации правой и левой почек; в педиатрии — диагностика мочевых рефлюксов
<sup>99m</sup> Tc-DTPA ингаляционно	Диагностика нарушений вентиляции легких и дренажной функции легочного эпителия
<sup>99m</sup> Tc-DTPA эндодюмбально	Изучение расстройств ликвородинамики, выявление скрытой ликвореи
Йодид натрия и аналоги: <sup>99m</sup> Tc-pertechnetate	Изучение функции щитовидной железы, оценка активности узловых образований
<sup>123</sup> I-NaI	Выявление эктопированной тиреоидной ткани
<sup>131</sup> I-NaI	Диагностика функциональной автономии
Полифосфатные комплексы <sup>99m</sup> Tc-MDP, HDP	Выявление метастазов рака щитовидной железы
Микросферы альбумина <sup>99m</sup> Tc-МАО	Выявление первичных и метастатических опухолей костей, остеомиелитов, периоститов, скрытых травматических повреждений
Производные имидоацетовой кислоты <sup>99m</sup> Tc-(H)IDA	Изучение перфузии легких: ранняя диагностика ТЭЛА, оценка объема функционирующей паренхимы
Липофильные комплексы <sup>99m</sup> Tc-MIBI, <sup>99m</sup> Tc-TF	Изучение функции гепатоцитов, анатомии и функции желчных путей
Производные гуанидина <sup>131</sup> I-MIBG	Исследование перфузии сердечной мышцы, диагностика переходящей ишемии и рубцового поражения, оценка жизнеспособности миокарда. Диагностика паратиреоидных и медиастинальных новообразований (тимома, паратиреома, лимфома)
Недиффундирующие индикаторы <sup>99m</sup> Tc-RBC, <sup>99m</sup> Tc-HSA	Диагностика хромаффинных опухолей (феохромоцитомы, параганглиома, апудома, карциноид, нейробластома)
	Оценка сократительной функции сердца, фазовый и амплитудный анализ сердечного цикла, диагностика кардиотоксического действия химиотерапевтических препаратов

Интенсивность накопления РФП в ткани зависит от интенсивности происходящих в ней биохимических физиологических процессов, поэтому правильнее было бы говорить не столько об органотропности, сколько о гистиотропности радиофармпрепаратов. Понимание механизмов локализации РФП служит основой для адекватной интерпретации радионуклидных исследований.

Использование современных радиоактивных изотопов в медицинской диагностической практике безопасно и безвредно. Количество активного вещества (изотоп) настолько мало, что при введении в организм не вызывает физиологических эффектов (гемодинамические, аллергические и т. д.). Небольшая доза облучения не приводит к какому-либо неблагоприятным последствиям. Лучевая нагрузка определяется физическими характеристиками радиоиндикатора (период полураспада) и количеством введенного РФП. Современная ядерная медицина использует лишь короткоживущие радионуклиды, испускающие у-лучи (фотоны, высокоэнергетическое электромагнитное излучение). Проникающая способность у-излучения возрастает (как и у рентгеновского излучения) с увеличением энергии фотонов. Источники α- (ядра гелия) и β-частиц

(электроны) в настоящее время не используют из-за высокой степени поглощения тканями.

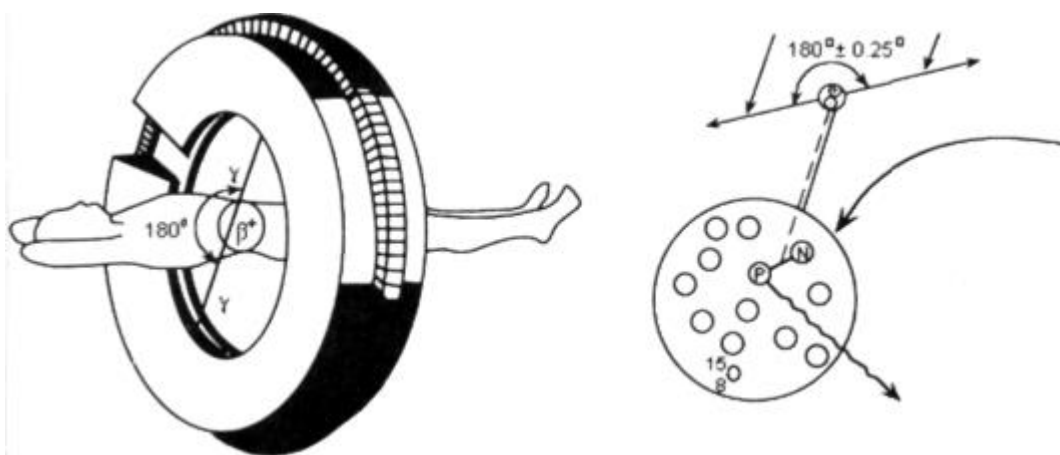
Из применяемых в клинической практике нуклидов наиболее популярен  $^{99}\text{Tc}$  (период полураспада 6 ч), который получают непосредственно перед исследованием из специальных устройств (генераторы) в форме пертехнетата и используют для приготовления различных РФП. Величина радиоактивности, вводимой для проведения одного исследования, создает уровень лучевой нагрузки в пределах 0,5-5% от допустимой дозы. Следует подчеркнуть, что длительность сцинтиграфического исследования, количество получаемых изображений или томографических срезов не влияют на «заданную» дозу облучения.

Радиодиагностическое изображение независимо от его типа (статика или динамика, планарное или томографическое) всегда отражает специфическую функцию исследуемого органа. По сути это картирование функционирующей ткани. Именно в функциональном аспекте заключается принципиальная отличительная особенность радионуклидной диагностики от других методов визуализации. Попытка взглянуть на результаты сцинтиграфии с анатомических или морфологических позиций - ложный стереотип, влияющий на предполагаемую результативность метода.

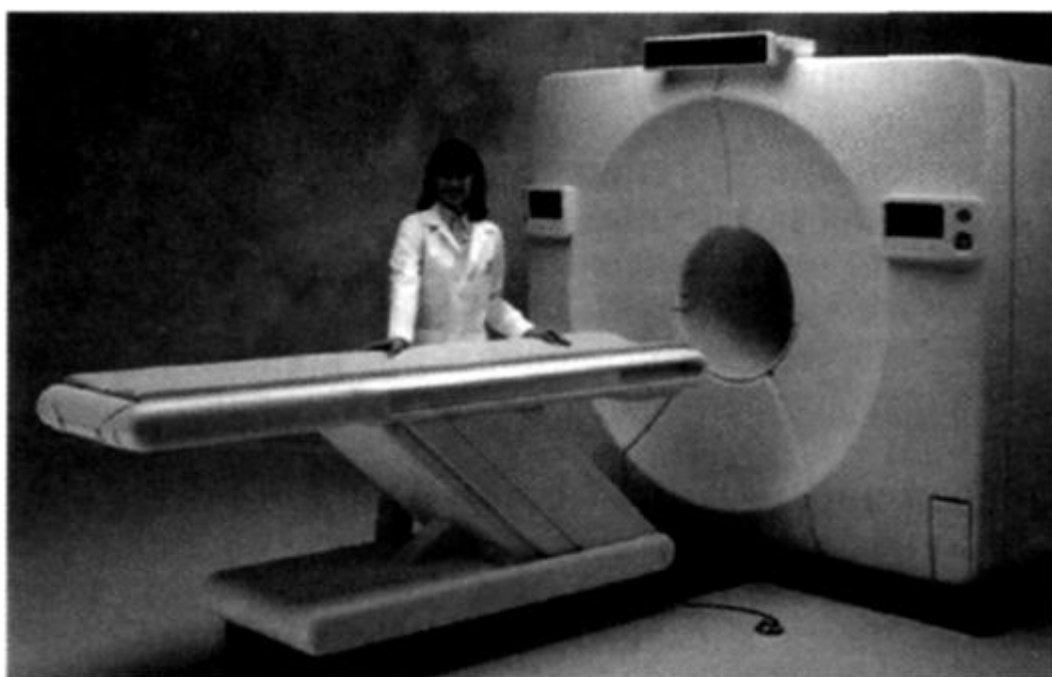
Радиофармацевтические препараты вводят внутривенно. Исключением являются исследования легких с помощью ингаляции радиоактивных аэрозолей или газов, например ксенона. Идеальный радиофармпрепарат должен поступать только в предназначенные для исследования органы или патологические очаги.

Позитронная эмиссионная томография (ПЭТ) является одной из новых томографических методик в ядерной медицине.

ПЭТ отличается особенностями применяемых радионуклидов и методом регистрации их излучения и основана на свойстве некоторых радионуклидов при распаде испускать *позитроны*. В нестабильных ядрах число протонов превышает число нейтронов, при их радиоактивном распаде испускается (эмитируется) *позитрон* - частица, равная по массе электрону, но с положительным зарядом. «Жизнь» позитрона коротка: пролетев в веществе 1-3 мм и потеряв в столкновениях с атомами полученную в момент образования кинетическую энергию, он взаимодействует с ближайшим электроном, что приводит к аннигиляции этой пары с образованием двух  $\gamma$ -квантов (фотоны) с энергией 511 кэВ. Эти кванты разлетаются в строго противоположных направлениях. Таким образом, с небольшой погрешностью можно считать, что точка распада лежит на прямой-траектории 2 аннигиляционных фотонов. Специальные детекторы, расположенные друг против друга, регистрируют совмещенные аннигиляционные фотоны (рис. 6.3).



*Рис. 6.3.* Позитронно-эмиссионный томограф и процесс аннигиляции.



*Рис. 6.4.* Позитронно-эмиссионный томограф.

С помощью ПЭТ можно осуществлять *количественную* оценку концентрации радионуклидов; она обладает более широкими, чем гамма-камеры, возможностями для изучения метаболических процессов в норме и при различных патологических процессах. Помимо детекторов, которые в ПЭТ обычно расположены по кругу, отличительной частью прибора является схема совпадения - устройство, позволяющее зафиксировать одномоментность регистрации у-квантов. Регистрация пары фотонов формирует так называемую линию ответа. Затем ПЭТ-система суммирует все линии ответов и реконструирует изображение по алгоритму, сходному с КТ или МРТ. Внешний вид прибора для позитронно-эмиссионной томографии представлен на рис. 6.4.

Позитронными излучателями служат изотопы таких элементов, как *углерод, кислород, азот, фтор*. Они - единственные радиоактивные формы этих естественных элементов, которые могут быть использованы для внешнего обнаружения. Естественные

субстраты, их аналоги или лекарственные препараты могут быть помечены этими изотопами, не меняя их химических или биологических свойств. Меченные этими элементами радиофармпрепараты являются естественными метаболитами организма и включаются в обмен веществ на равных с собственными эндогенными субстратами (сахара, вода, аминокислоты, протеины, жирные кислоты). В результате можно оценить процессы, протекающие на клеточном уровне.

ПЭТ - единственная методика для оценки метаболических и биохимических процессов *in vivo* и их визуализации. Трехмерное отображение кинетики радиоактивного индикатора дает уникальную возможность изучить анатомическое распределение биологического процесса.

Все позитронные радионуклиды, используемые в медицине, являются сверхкороткоживущими - период их полураспада исчисляется минутами или секундами. Исключение составляют  $^{18}\text{F}$  и  $^{82}\text{Rb}$ . В связи с этим наиболее часто используют меченную  $^{18}\text{F}$  деоксиглюкозу (фтордеоксиглюкоза -  $^{18}\text{F}$ -ФДГ).

Первые пригодные для клинического применения ПЭТ-системы появились еще в начале 70-х годов XX в., а серийные - в конце века.

Широкое распространение ПЭТ-систем сдерживается рядом существенных технических и финансовых проблем:

- во-первых, в клинике необходимо иметь сложные медицинские циклотроны и радиохимические лаборатории;
- во-вторых, технический персонал должен быть высококвалифицированным и знать биологические процессы в тканях;
- в-третьих, необходим огромный медицинский опыт для правильной трактовки получаемой уникальной информации;
- в-четвертых, стоимость исследования достаточно высока;
- в-пятых, метод имеет плохое пространственное разрешение.

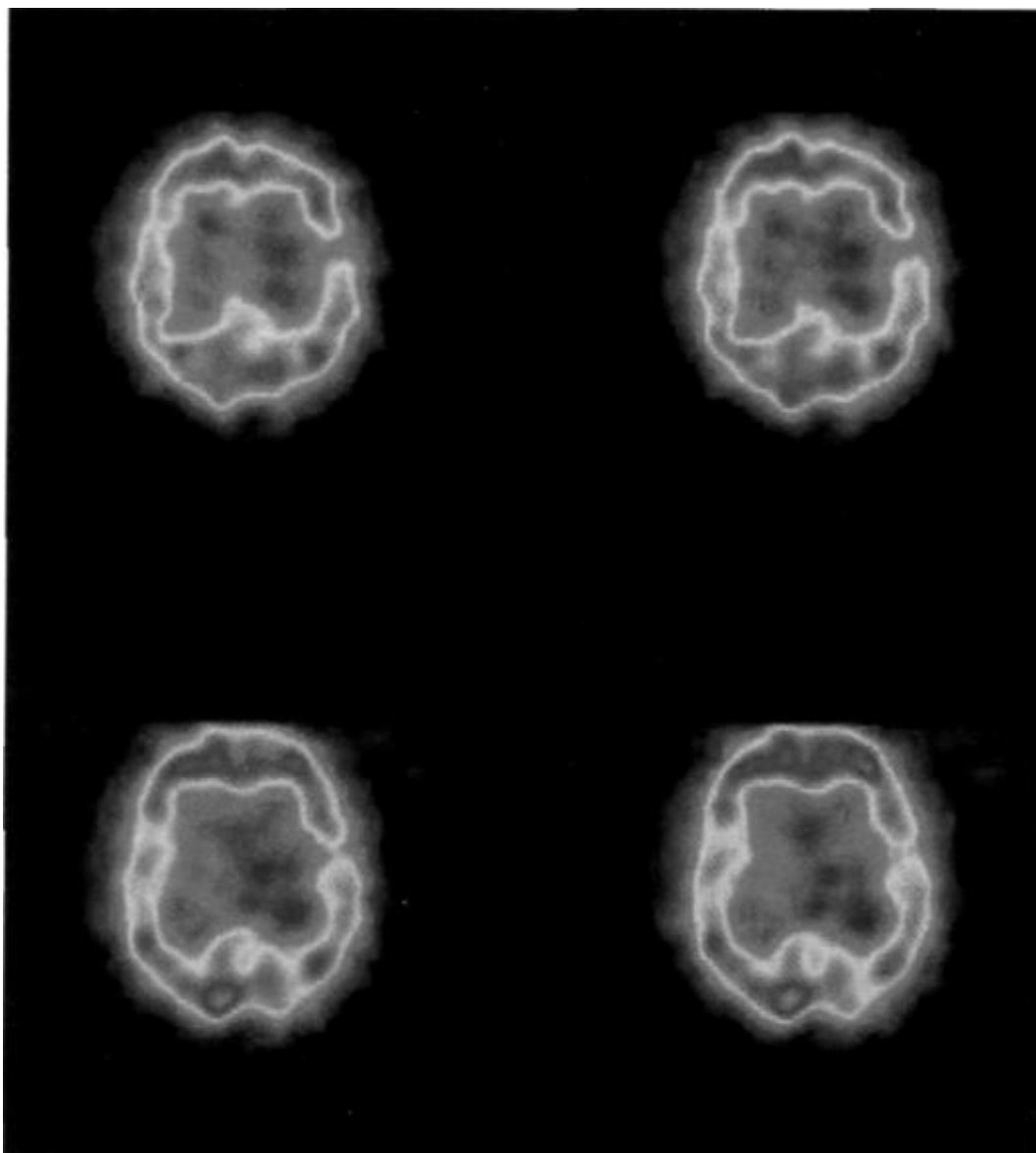
Для анатомической «привязки» полученных результатов производители вынуждены комбинировать ПЭТ с МСКТ. Это позволяет решить проблему топографии выявляемых изменений, но еще более повышает стоимость исследования. В связи с этим ПЭТ-исследования проводят по строгим показаниям, когда другие методы неэффективны.

Все виды и методики радионуклидных исследований наиболее часто применяют для изучения перфузии/вентиляции легких, сцинтиграфии костей, исследования миокарда, головного мозга, почек, щитовидной железы и других органов и тканей. К примеру, при подозрении на тромбоэмболию легочной артерии (ТЭЛА) радионуклидное исследование перфузии легких может оказаться решающим. Это можно объяснить тем, что на ранней стадии классическое рентгеновское исследование неинформативно, а мультиспиральная томография доступна не каждой клинике. Раннее начало лечения при ТЭЛА может оказаться решающим для выздоровления больного.

Технически исследование легких проводят следующим образом: пациенту внутривенно вводят меченные  $^{99\text{Tc}}$  макроагрегаты альбумина с размером частиц 20-100 мкм.



*Рис. 6.5.* Сцинтиграмма костной ткани в норме, а - передняя проекция; б - задняя проекция.

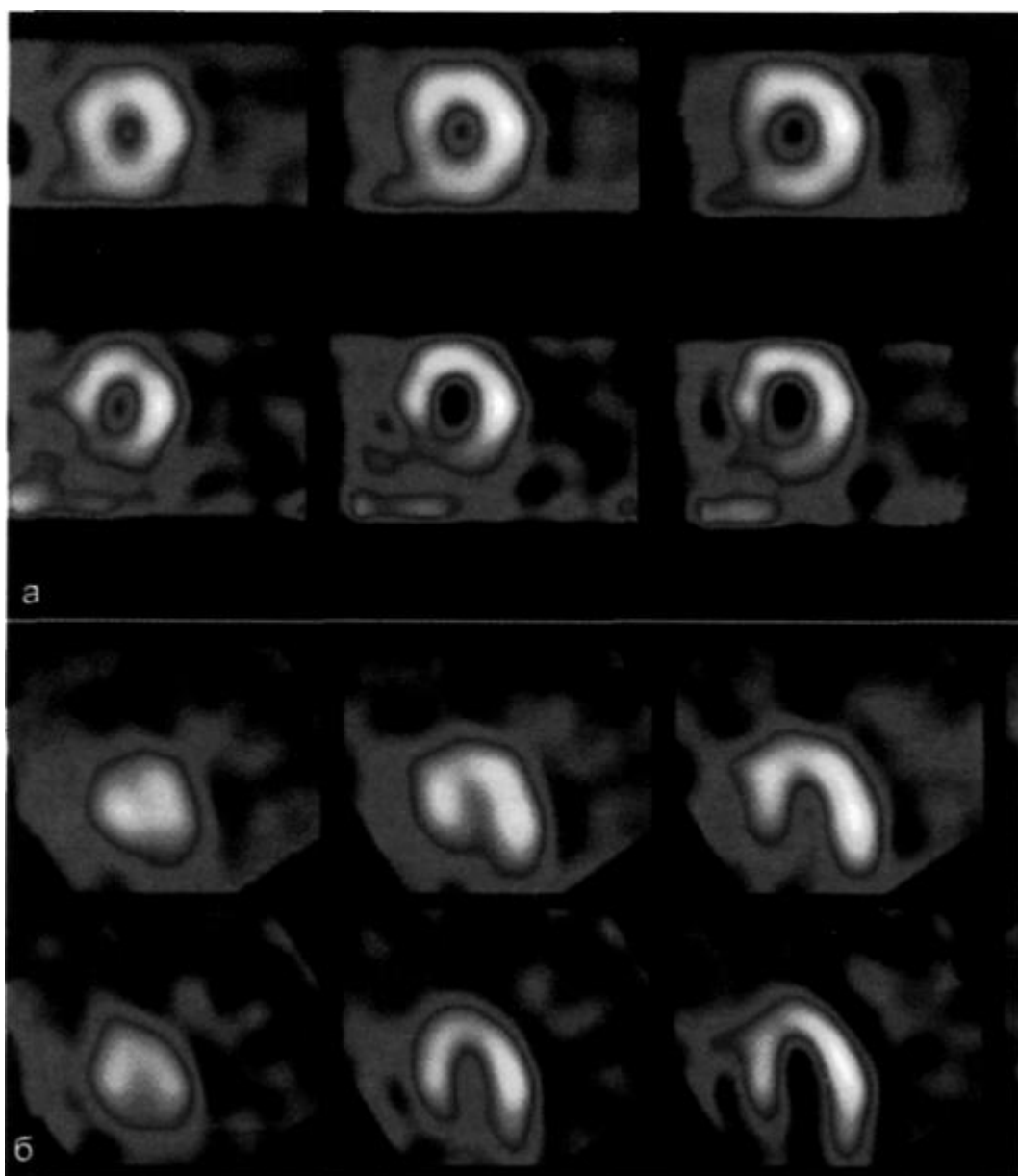


*Рис. 6.6.* Серия скинтиграмм головного мозга, отражающих неизмененную перфузию мозговой ткани (ОФЭКТ).

Исследование начинают немедленно. Радиоизотопные частицы задерживаются в легочных артериолах, что позволяет хорошо визуализировать их с помощью гамма-камеры. В процессе исследования ведут подсчет сцинтилляций. Исследование прекращают при накоплении заранее определенного числа сцинтилляций (например, 500 000). Обычно такое исследование занимает 2-3 мин.

При скинтиграфии скелета (поиск злокачественных или воспалительных очагов в костях) исследование начинают через 2-4 ч после инъекции меченого  $^{99\text{Tc}}$  пирофосфата. За это время РФП распределяется в костной ткани. В норме это распределение достаточно равномерно (рис. 6.5). При патологических процессах выявляют зоны повышенного включения препарата.

При применении  $^{67\text{Ga}}$  для поиска скрытых опухолей или воспалительных очагов исследование начинают



*Рис. 6.7.* Серия томограмм миокарда в норме.

а - поперечная проекция, б - проекция длинной оси.

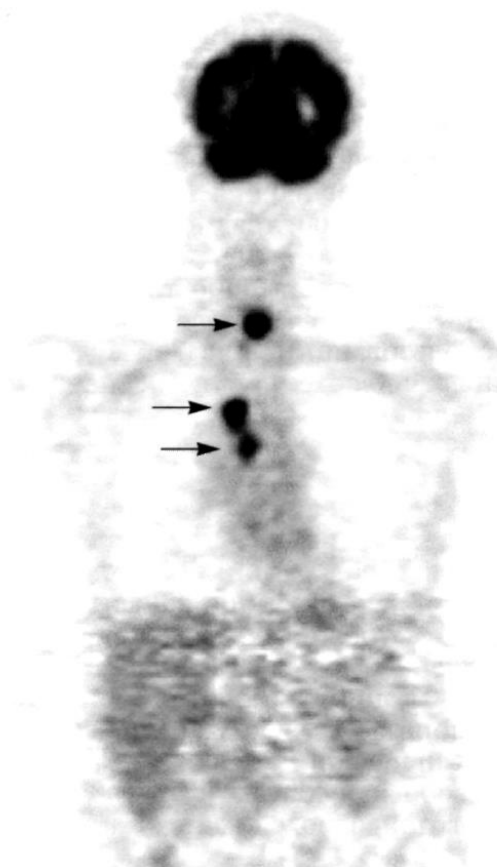
через 2 сут после инъекции радиофармпрепарата.

Томографическое исследование перфузии головного мозга методом ОФЭКТ проводят сразу после введения РФП (рис. 6.6), что позволяет точно определить не только участки со сниженной перфузией, но и лечебную тактику. Получение таких данных с помощью других методов визуализации связано с определенными трудностями, поэтому их применяют значительно реже, чем радионуклидную диагностику. ОФЭКТ особенно широко используют для исследования миокарда. Определение активности перфузии миокарда с помощью  $^{201}\text{Tl}$  или  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI важно не только для терапевтического, но и для кардиологического лечения. Исследование позволяет определить функционирующий и нежизнеспособный миокард. В кардиохирургии эта информация помогает хирургу определить зоны, пригодные для подшивания аортокоронарных или маммарокоронарных шунтов. Исследование проводят с нагрузкой, которую выполняет пациент на тренажере, и в покое. Нормально функционирующий миокард равномерно захватывает РФП (рис. 6.7).



Позитронно-эмиссионную томографию с фтордезоксиглюкозой ( $^{18}\text{F}$ -ФДГ) применяют преимущественно для дифференциации злокачественных и доброкачественных образований, выявления рецидивов опухолей и определения распространенности злокачественных образований. Например, в неизмененных лимфатических узлах не происходит фиксации препарата. Пораженные вторичным злокачественным процессом узлы активно накапливают препарат, что позволяет их легко визуализировать (рис. 6.8). Применение этого метода в онкологической практике очень важно, так как можно определить скрытые участки поражения, что приводит к изменению лечебной тактики.

Итак, основным достоинством радионуклидных методов является высокая чувствительность к различным видам патологических процессов. С помощью сцинтиграфии зачастую можно выявить некоторые патологические процессы до того, как они начнут проявляться клинически или становятся видны при других методах лучевой диагностики. Радиоизотопные метки, связанные с антителами, специфичными для определенного типа патологических клеток, белков или ферментов, позволяют проводить диагностику на субклеточном уровне (молекулярная диагностика). Радионуклидные методы хорошо подходят для анализа динамических процессов и функциональных исследований.



**Рис. 6.8.** Позитронно-эмиссионная томограмма тела с фтордезоксиглюкозой ( $^{18}\text{F}$ -ФДГ). Патологическое повышение накопления препарата в лимфатических узлах средостения (стрелки).

К недостаткам радиоизотопных методов относят невысокое пространственное разрешение, что ограничивает их использование для исследования анатомии органов. Многие радиоизотопные исследования обладают высокой чувствительностью к заболеваниям, но низкой специфичностью. Например, очаг накопления препарата в кости может быть вызван опухолью, инфекцией или травмой. Радионуклидные исследования связаны с лучевой нагрузкой (хотя она невелика). В медицинской практике радиоактивные препараты достаточно трудно транспортировать, хранить, фасовать и вводить пациентам. Устройство радиоизотопных лабораторий (особенно при использовании ПЭТ) требует специальных помещений, охраны, сигнализации и соблюдения других специальных мер предосторожности.

## ГЛАВА 7. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ДИАГНОСТИКА

Ультразвуковая диагностика (сонография, УЗИ) - метод лучевой диагностики, основанный на получении изображения внутренних органов с помощью упругих колебаний (ультразвуковые волны).

УЗИ, широко используемое в лучевой диагностике, за последние 50 лет стало одним из наиболее распространенных и важных методов, обеспечивающих быструю, точную и безопасную диагностику многих заболеваний.

Еще в 30-х годах XX в. братья Дусик попытались применить ультразвук для диагностики опухоли мозга, но только в середине века работы в этой области начали приносить плоды. Д. Хоури (США) в 1949 г. создал первый ультразвуковой медицинский прибор, с помощью которого в конце 50-х годов было получено первое двумерное изображение внутренних органов человека. В 1953 г. шведские ученые Инге Эдлер и Карл Герц получили первое одномерное, а в 1967 г. - первое двумерное ультразвуковое изображение сердца. Метод получил самостоятельное название - эхокардиография (ЭхоКГ).

Ультразвуком называют звуковые волны с частотой свыше 20 000 Гц, которые являются одной из форм механической энергии, имеющей волновую природу. Ультразвуковые волны, скорость распространения которых в тканях достигает 1540 м/с, распространяются в биологических средах. При падении ультразвуковой волны на границу раздела двух сред с различной акустической плотностью часть волны отражается от препятствия, а часть проходит в следующую среду. Сигнал, отраженный от границы, принято называть эхо-сигналом. Наиболее часто используют частоты в диапазоне 2-10 МГц. Таким образом, УЗИ основано на получении изображений тонких срезов внутренних органов с помощью отраженного ультразвукового излучения.

Ультразвук генерируется специальным датчиком, состоящим из комбинации пьезоэлектрических кристаллов и помещаемым на кожу над обследуемой анатомической областью. Механические колебания кристалла индуцируются короткими электрическими импульсами, в результате чего генерируется ультразвуковое излучение. Частота ультразвука определяется резонансной частотой кристалла. Датчики устроены так, что ультразвуковое излучение имеет определенное направление и форму (например, в виде

сектора или прямоугольника). Эхо-сигнал отражается находящимися на пути его распространения структурами, приводя к механическим колебаниям кристалла датчика, что вызывает электрические сигналы с определенной частотой (рис. 7.1). Эти сигналы записываются, анализируются и отображаются визуально на экране прибора, создавая изображения исследуемых структур (рис. 7.2).

Таким образом, датчик работает последовательно как излучатель, затем как приемник ультразвуковых волн.

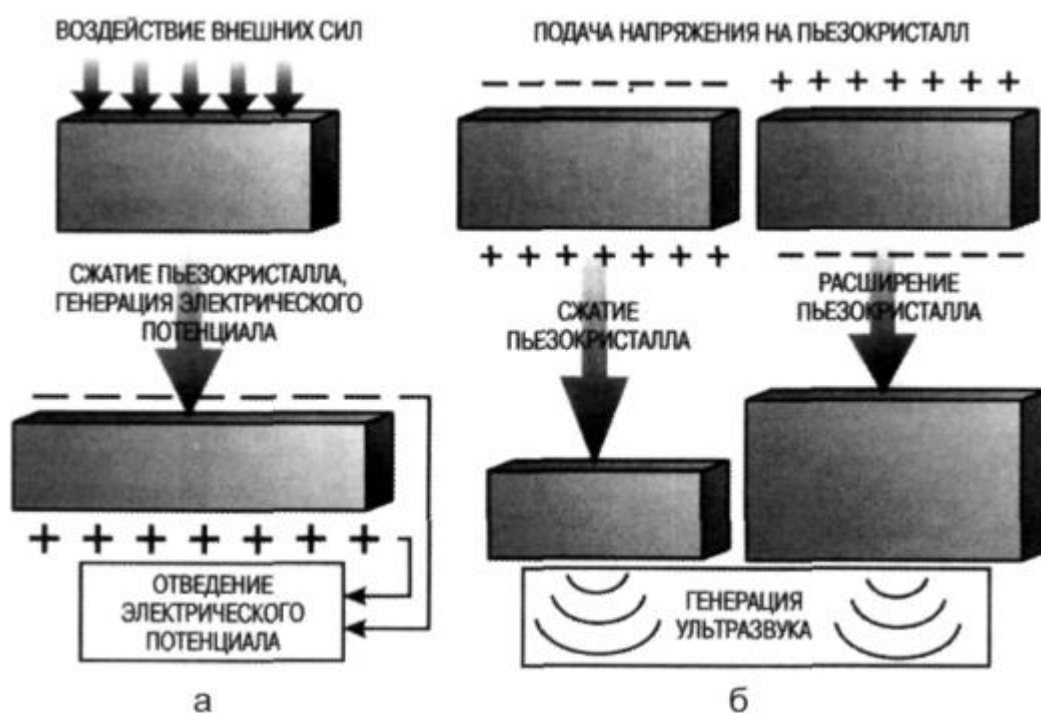


Рис. 7.1. Принципиальная схема регистрации (а) и генерации ультразвука (б) пьезокристаллом.

Интенсивность излучаемого ультразвука постепенно уменьшается с прохождением его волн через ткани тела. Общая потеря интенсивности (или мощности) излучения называется *ослаблением*. Основной причиной ослабления является поглощение ультразвука тканями в виде тепла. Степень поглощения пропорциональна частоте ультразвука: чем выше частота, тем больше потеря энер-

гии в виде тепла. Оставшаяся часть ультразвука может быть рассеяна или отражена тканями и органами назад, к датчику, в виде эхо-сигнала. Легкость прохождения ультразвука через ткани зависит как от плотности ткани, так и от ее эластичности. Плотность и эластичность ткани определяют ее так называемое акустическое сопротивление, или импеданс, который можно выразить в виде формулы:

$$Z = r \cdot c,$$

где  $Z$  - это акустическое сопротивление ткани (импеданс);  $r$  - плотность ( $\text{г/см}^3$ );  $c$  - скорость распространения ультразвука в ткани ( $\text{м/с}$ ).

Очень большое различие в акустическом сопротивлении двух тканей приводит к полному отражению ультразвука (например, на границе мягкая ткань - воздух). В связи с этим при УЗИ на датчик наносят специальный ультразвуковой гель, что позволяет устранить прослойку воздуха между кожей пациента и датчиком. Это улучшает проникновение сигнала в интересующую зону организма. По этой же причине на ультразвуковых изображениях могут возникать сильные артефакты от структур, содержащих воздух или кальций (легочные поля, петли кишки, кости и кальцинаты). Иногда исследуемая структура (например, сердце) может быть практически полностью прикрыта тканями, отражающими ультразвук (легкие, кости).



*Рис. 7.2.* Современный ультразвуковой прибор.

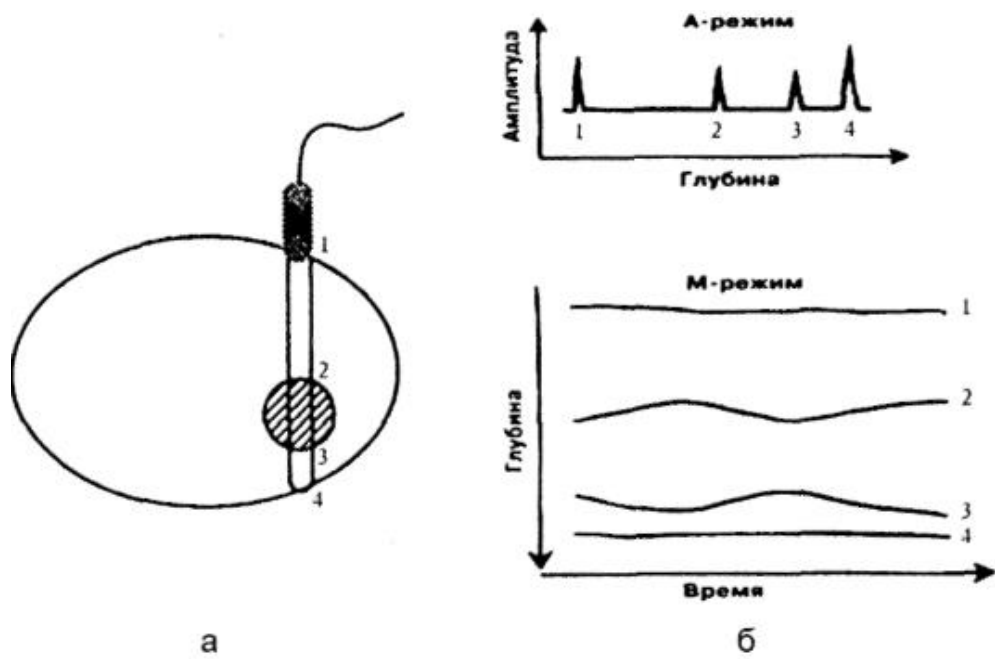
В этом случае исследование органа возможно только через небольшие области на поверхности тела (применительно к сердцу - через небольшой участок грудной клетки), где орган контактирует с мягкими тканями. Эти области называют ультразвуковыми «окнами». Если ультразвуковое «окно» плохое, исследование может быть затруднено или невозможно.

Любой возвращающийся к датчику эхосигнал вызывает электрический импульс, амплитуду которого определяют силой эха. Преобразование электрических сигналов в изображение на мониторе прибора основывается на относительно постоянной скорости распространения ультразвука в ткани. Измеряя время от момента передачи ультразвукового импульса до получения эха, можно оценить глубину, на которой оно возникло. В течение периода «прослушивания» после передачи каждого импульса фиксируется ряд эхо-сигналов, поступающих со все большей глубины. Из-за ослабления ультразвука в тканях поступающие от наиболее глубоких структур эхо-сигналы являются самыми слабыми, что компенсируется усилением амплитуды более поздних сигналов.

Простейший способ отображения ультразвукового сигнала - так называемый А-режим (амплитудный режим). В данном формате эхо с различной глубины обычно бывает в виде вертикальных пиков на горизонтальной линии, отражающей глубину (или реальное время). Сила эхо-сигнала определяет высоту или амплитуду каждого из пиков. А-режим дает только одномерное изображение изменения акустического сопротивления вдоль линии прохождения ультразвукового луча, и в настоящее время его не используют для диагностики.

Более совершенным является М-режим (от английского слова «motion» - движение). На таком изображении ось глубины на мониторе ориентируется вертикально. Различные эхо-сигналы выглядят как точки с яркостью, определяемой силой эха, а не в виде отклонений от оси. Эти яркие точки перемещаются поперек экрана слева направо, создавая картину, складывающуюся из множества кривых, показывающих локализацию и размеры отражающих структур во времени (рис. 7.3). М-режим широко используют в кардиологии для анализа движений створок сердечных клапанов, измерения камер сердца и толщины миокарда, оценки сократимости стенок сердца.

В настоящее время основным методом УЗИ является двухмерное исследование в реальном масштабе времени в так называемом В-режиме (от английского слова «brightness» - яркость). Данный термин означает, что эхосигналы изображаются на экране прибора в виде точек, яркость которых определяется силой эха. Точки формируют двухмерное изображение, соответствующее исследуемому срезу органа или ткани. На рис. 7.4 представлен пример ультразвукового двухмерного изображения среза печени. На фоне равномерного изображения паренхимы печени хорошо видны линейные структуры сосудов разного калибра. Различные варианты эхокардиографии (ЭхоКГ) представлены на рис. 7.5. На двухмерной эхокардиограмме (В-режим) изображено сердце в виде сектора в плоскости его длинной оси.



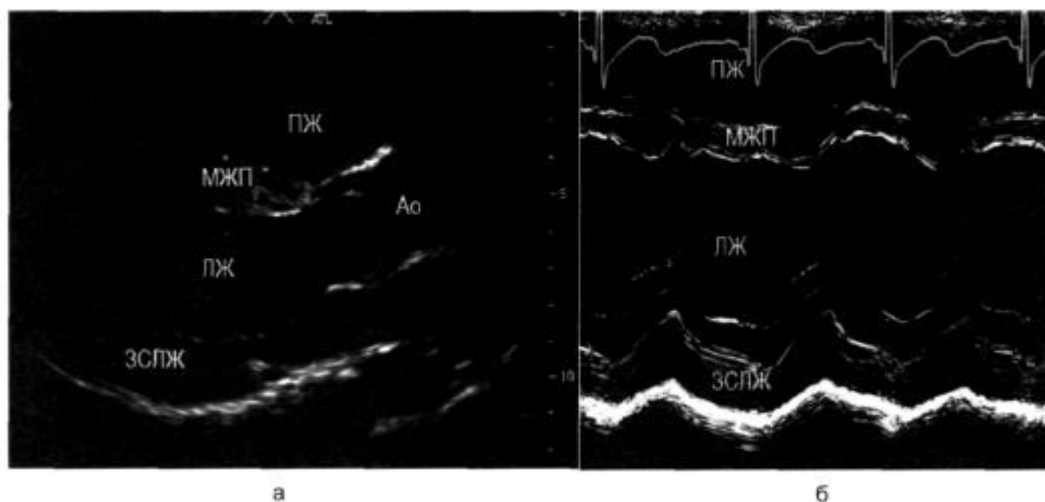
*Рис. 7.3.* Одномерные режимы ультразвукового исследования.

а - ультразвуковой луч, проходящий через границы сред (1, 2, 3, 4) исследуемого объекта; б - запись результатов в А- и М-режимах.



*Рис. 7.4.* Сонограмма среза печени. 1 - паренхима печени; 2 - сосуды печени.

По направлению от датчика видны эхопозитивные (светлые) стенки правого желудочка, межжелудочковой перегородки, задней стенки левого желудочка, стенки аорты и задней стенки левого желудочка. Полости камер сердца и аорты, содержащие движущуюся кровь, выглядят как эхонегативные (темные) пространства (рис. 7.5, а). На одномерном (М-режим) изображении сердца видно движение стенок сердца в систолу (утолщение) и диастолу (утончение), развернутое по времени. Это исследование позволяет измерять время сокращения и расслабления, а также толщину миокарда (рис. 7.5, б).



*Рис. 7.5.* Эхокардиограмма сердца.

а - запись в двухмерном В-режиме; б - запись в одномерном М-режиме. ПЖ - правый желудочек; МЖП - межжелудочковая перегородка; ЛЖ - левый желудочек. Ао - аорта; ЗСЛЖ - задняя стенка левого желудочка.

В современных ультразвуковых приборах, которые являются сложными цифровыми устройствами, используют фазированные электронные или механические датчики, работающие в режиме реального времени. В зависимости от технологии направленный луч пропускается через исследуемую область линейно или в виде сектора, поэтому комбинация всех сигналов создает на экране изображение в виде прямоугольника или сектора. Изображения динамичны, на них можно наблюдать такие быстрые процессы, как дыхание, пульсация сосудов, движение клапанов, перистальтика, движения плода. Положение датчика, подключаемого к ультразвуковому прибору гибким кабелем, может изменяться в любой плоскости и под любым углом. Генерируемый в датчике аналоговый электрический сигнал оцифровывается, и создается цифровое (матричное) изображение.

Очень важной методикой ультразвукового исследования является доплерография, названная по имени австрийского физика и математика Х. А. Доплера. В 1841 г. Доплер описал физический эффект, согласно которому частота звука, генерируемого движущимся объектом, изменяется при ее восприятии неподвижным приемником в зависимости от скорости и направления движения. Этот метод применяют для измерения и визуализации скорости, направления и характера

движения крови в сосудах и камерах сердца. Допплерографию сочетают с двухмерным или одномерным УЗИ. Для этой цели ультразвуковые приборы оборудуют специальными устройствами для выполнения и регистрации доплеровского эффекта.

При доплеровском исследовании кровеносных сосудов через исследуемую область проходит непрерывно-волновое или импульсное ультразвуковое излучение. При пересечении ультразвуковым лучом сосуда или камеры сердца ультразвук частично отражается эритроцитами. Так, например, частота отраженного эхо-сигнала от крови, движущейся в направлении датчика, будет выше, чем исходная частота волн, излучаемых датчиком, и наоборот, частота отраженного эхо-сигнала от крови, движущейся от датчика, будет ниже. Разница между частотой принятого эхо-сигнала и частотой генерируемого датчиком ультразвука называется *доплеровским сдвигом*, который пропорционален скорости кровотока. Ультразвуковой прибор автоматически преобразует доплеровский сдвиг в относительную скорость кровотока, представляющую собой величину вектора скорости, проецирующуюся на направление луча. Если известен угол между доплеровским лучом и направлением кровотока (так называемый доплеровский угол), то можно провести соответствующую коррекцию и вычислить истинную скорость кровотока (в м/с или см/с). Допплеровский сдвиг частот в кровеносном сосуде и уравнение Допплера для его вычисления представлены на рис. 7.6.

При измерении скорости кровотока доплеровский частотный сдвиг обычно находится в пределах различимого человеческим ухом диапазона частот, поэтому ультразвуковые приборы оборудуются динамиками, благодаря которым врач может слышать «шум кровотока», отражающий данный сдвиг. Это позволяет распознавать участки с нарушенным кровотоком. При этом на экране монитора регистрируют графики с характеристиками кровотока, обычно в форме волн, где по вертикальной оси отложена скорость потока, а по горизонтальной оси - время (рис. 7.7).

Исследования, объединяющие двухмерное ультразвуковое исследование в масштабе реального времени и импульсную доплерографию, называют дуплексными. При дуплексном исследовании направление доплеровского луча накладывается на двухмерное изображение в В-режиме. Используя электронные маркеры, на изображении можно выбрать размер и расположение контрольного объема, т. е. небольшой зоны, в которой производят измерения. При перемещении электронного курсора, параллельно направлению потока крови автоматически измеряют доплеровский угол и рассчитывают истинную скорость потока. Если исследовать сосуд в поперечном сечении, то можно рассчитать объемные показатели кровотока.

Дальнейшим развитием техники дуплексного исследования явилась методика *цветового доплеровского картирования* кровотока. Окрашенный в пределах контрольного объема кровотока накладывается на двухмерное изображение в масштабе реального времени. Неподвижные ткани отображаются оттенками серой шкалы, а движение крови - цветной. Движение крови к датчику обычно кодируется теплыми, красно-желтыми оттенками, а от датчика - холодными, сине-голубыми.



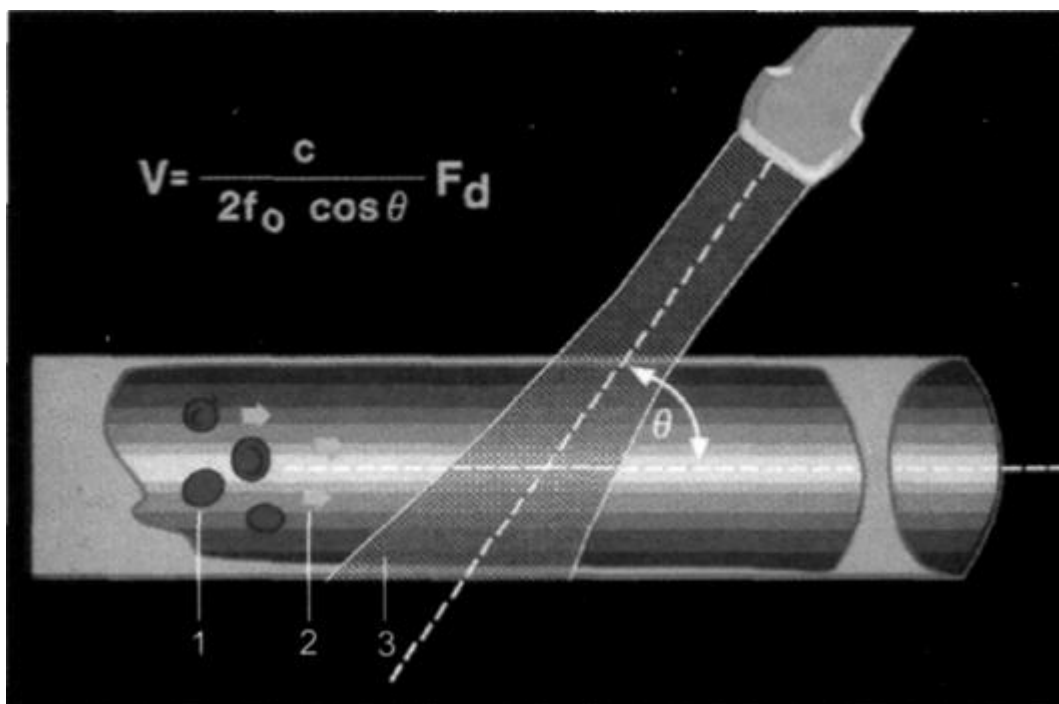


Рис. 7.6. Допплеровский сдвиг частот в кровеносном сосуде.

1 - эритроциты; 2 - направление движения крови; 3 - ультразвуковой луч. Вверху - уравнение Доплера для вычисления скорости движения крови, где  $V$  - скорость кровотока, м/с;  $c$  - скорость ультразвука в тканях, 1540 м/с;  $f_0$  - частота излучаемого ультразвукового сигнала;  $\cos\theta$  - косинус угла между вектором потока крови и направлением луча;  $F_d$  - частота отраженного ультразвукового луча.

Наличие турбулентного кровотока отображается мозаичностью цветной картины с вкраплениями зеленых тонов. Такое цветное изображение дает хорошее визуальное представление о характере движения крови в сосудах и камерах сердца, позволяет выявлять места сужений, окклюзии, патологических соустьев. На рис. 7.8 представлен пример цветного доплеровского картирования кровотока сердца.

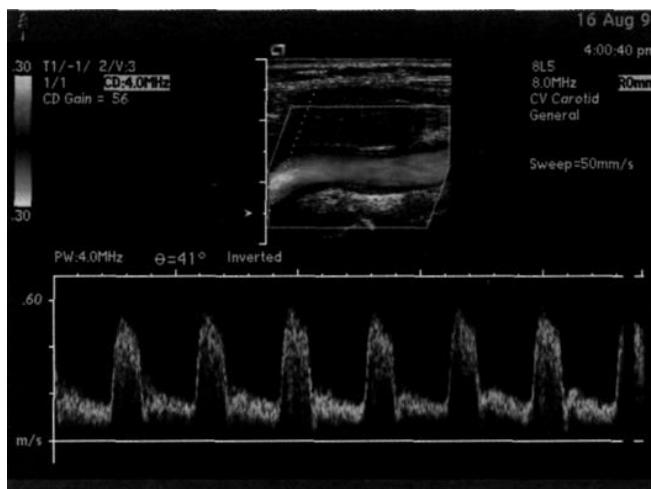


Рис. 7.7. Нормальный доплеровский спектр в общей сонной артерии. Вверху - комбинированный ультразвуковой срез зоны сосуда, над которым проводят измерение.

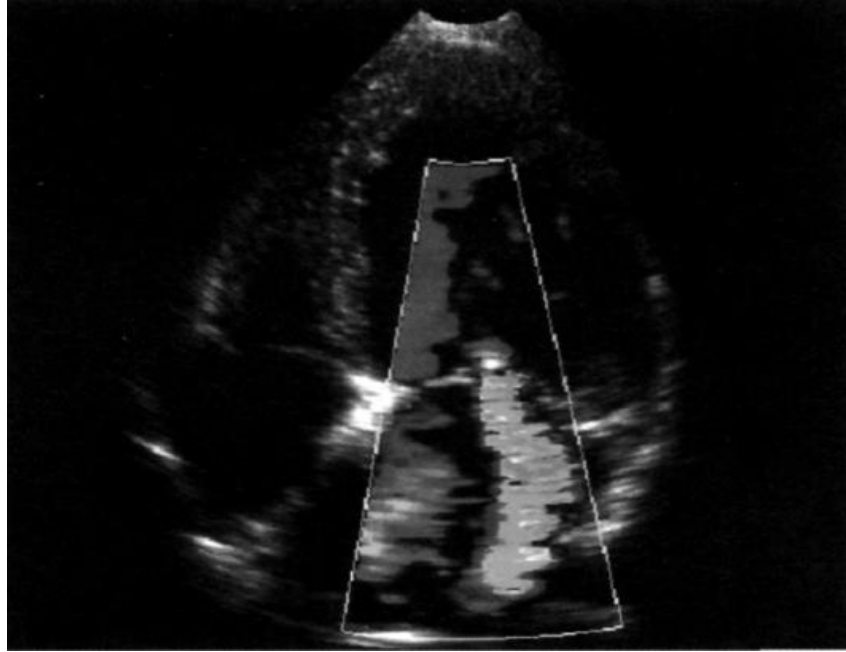


Рис. 7.8. Цветовая доплерограмма сердца.

Красный цвет - движение потока к датчику; синий - движение потока от датчика; сине-зеленый - турбулентный (патологический) поток митральной регургитации.

Для точного измерения скорости кровотока используют постоянно-волновой или импульсно-волновой режимы доплеровского исследования.

Методы и аппаратура для ультразвуковых исследований постоянно совершенствуются. В последние годы получили развитие такие методики, как энергетический доплер (изображения, где цветом кодируется энергия доплеровского сигнала), исследование тканевых гармоник, которое значительно повышает качество визуализации. Появились специальные датчики для внутривидеостенного и

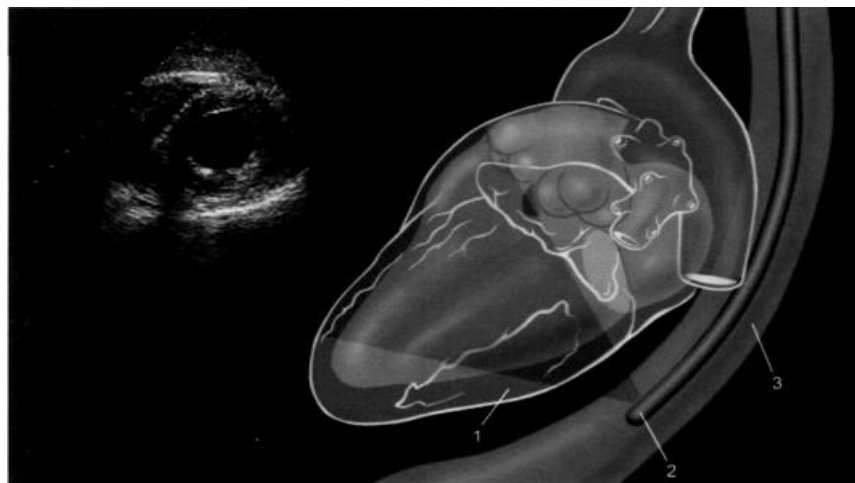


Рис. 7.9. Чреспищеводная эхокардиограмма пациента с плохим ультразвуковым «окном». 1 - задняя стенка левого желудочка; 2 - ультразвуковой датчик; 3 - пищевод. Датчик максимально приближен к полостям сердца.

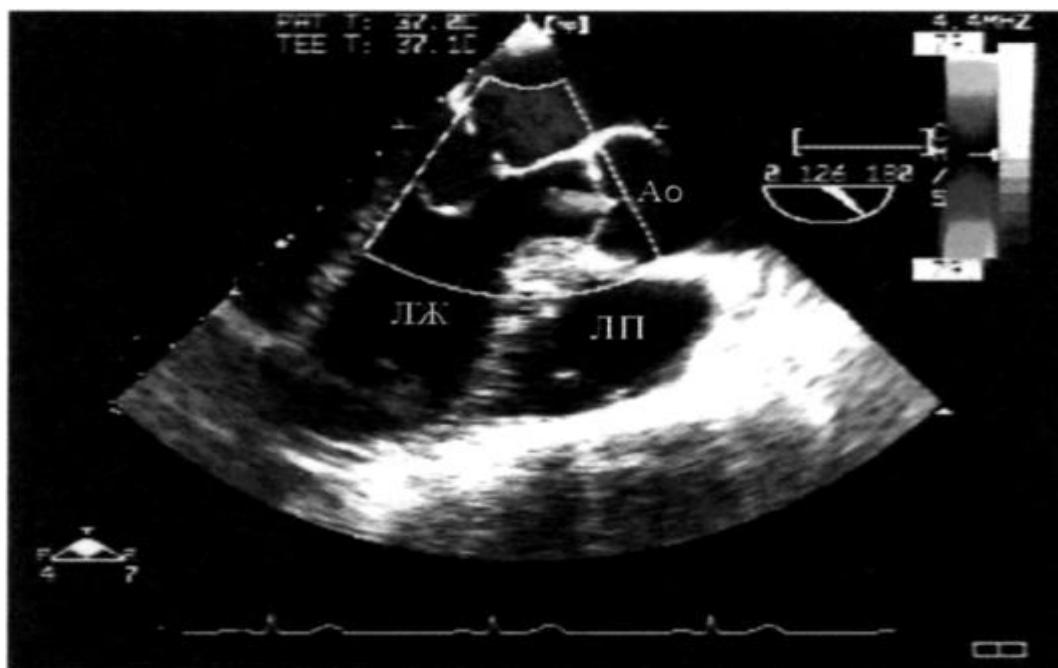


Рис. 7.10. Цветовая доплерограмма сердца - двухмерное изображение, полученное с помощью чреспищеводного датчика. ЛП - левое предсердие; Ao - аорта; Л Ж - левый желудочек.

внутрисосудистого применения. Есть приборы, которые можно использовать во время операции, и есть маленькие портативные ультразвуковые системы, которые врач может брать с собой в палату или на вызов к пациенту.

Конечно, в подавляющем большинстве случаев достаточно использовать датчики для чрескожного исследования, однако иногда приходится подводить датчик как можно ближе к объекту исследования. Так, например, у крупных пациентов может возникнуть проблема плохого ультразвукового «окна» при обследовании сердца. Для того чтобы получить качественные результаты при исследовании, в этом случае прибегают к введению датчика в пищевод. Так называемую чреспищеводную эхокардиографию проводят тогда, когда сердце исследуют с помощью ультразвукового датчика, расположенного максимально близко от сердца (рис. 7.9). При таком исследовании обычно получают изображение очень высокого качества (рис. 7.10).

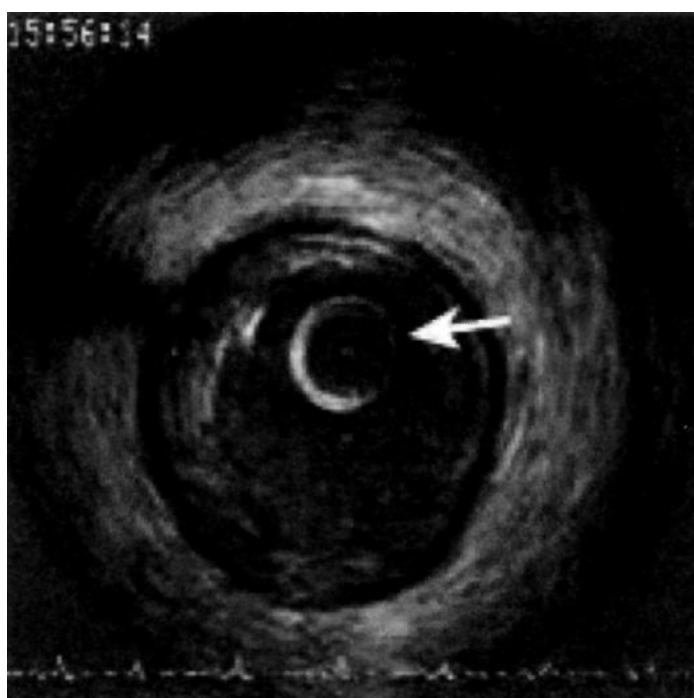
Эндо ректальные и эндовагинальные датчики позволяют гинекологам, акушерам и урологам получать высококачественные изображения органов малого таза или плода (рис. 7.11).

В некоторых случаях выполняют такие сложные и редкие исследования, как ультразвуковое исследование сосудов изнутри во время рентгеновской коронарографии, а в более сложных случаях визуализации атеросклеротических бляшек для более точного планирования пластики сосуда и контроля за осложнениями внутрь сосуда вводят специальный миниатюрный датчик. Это позволяет выявить мельчайшие изменения в стенке коронарного сосуда (рис. 7.12).

В последние годы для улучшения визуализации при помощи ультразвукового исследования созданы специальные контрастные вещества, которые повышают детализацию изображения и усиливают доплеровский эффект.



*Рис. 7.11.* Трехмерное изображение 4-недельного плода, полученное с помощью эндовагинального датчика.



*Рис. 7.12.* Внутрисосудистое УЗИ. Ультразвуковой датчик (стрелка) расположен внутри просвета коронарной артерии.

Применение этих веществ пока что сдерживается некоторыми техническими трудностями. Более подробно контрастные вещества описаны в специальной главе.

В сегодняшней клинической практике метод ультразвукового исследования (сонография) распространен широко. Известно много приборов, начиная от мобильных, компактных аппаратов, аппаратов для проведения специальных, в том числе внутриоперационных, исследований и заканчивая универсальными приборами с большим набором датчиков и специальных программ. Это можно объяснить множеством факторов, например отсутствием ионизирующего излучения (в связи с этим ультразвуковое исследование - основное исследование в акушерстве), возможностью проведения функциональных и нагрузочных тестов (кардиология и ангиология), компактностью (мобильное использование) и пр.

Однако, как и любой другой метод визуализации, ультразвуковой метод не лишен и определенных недостатков. Достоинства и недостатки метода приведены ниже.

Основные достоинства ультразвукового метода:

- высокое временное и пространственное разрешение;
- отсутствие ионизирующего излучения;
- свободный выбор плоскости среза;
- возможность функциональных исследований (анализ характера движения крови, стенок сердца, клапанов и других структур);
- доступность;
- мобильность.

К недостаткам метода можно отнести:

- высокую частоту артефактов (от костей и структур, содержащих воздух);
- относительно небольшую глубину проникновения ультразвукового сигнала;
- небольшое поле изображения;
- значительную зависимость результатов исследования от квалификации врача, проводящего исследование.

С развитием ультразвукового оборудования многие из этих недостатков ушли в прошлое.

## **ГЛАВА 8. МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ**

Магнитно-резонансная томография (МРТ) - метод лучевой диагностики, основанный на получении послойных и объемных изображений тела с помощью ядерного магнитного резонанса.

С 70-х годов, когда принципы ядерного магнитного резонанса (ЯМР) впервые стали использовать для исследования человеческого тела, и до сегодняшних дней этот метод медицинской визуализации неузнаваемо изменился и продолжает быстро развиваться. Совершенствуется не только техническое и программное обеспечение, но и методики

получения изображений, а также специальные контрастные препараты. Все это позволяет постоянно находить новые сферы применения МРТ. Если сначала область ее использования ограничивалась лишь исследованиями центральной нервной системы, то сейчас ее с успехом применяют и в других областях медицины.

Появление МРТ стало возможным после ряда открытий, сделанных учеными-физиками. В 1946 г. двое исследователей из США -Феликс Блох и Эдвард М. Парселл-описали физико-химическое явление, основанное на магнитных свойствах некоторых ядер периодической системы Менделеева и названное «ядерным магнитным резонансом» (ЯМР). В 1952 г. за это открытие оба ученых получили Нобелевскую премию по физике. Известно, что известный советский физик Е. К. Завойский (1907-1976), работавший в Казани и открывший электронный парамагнитный резонанс (1944), в своих экспериментах в 1940-1941 гг. получил также и сигнал ЯМР. Однако из-за несовершенства оборудования и ограничений в финансировании ему не удалось развить это направление, и в дальнейшем он занялся другими областями физики. Вторая мировая война и отсутствие публикаций в западной научной литературе помешали оценить этот период работы Е. К. Завойского, который лишь недавно получил должное признание в мире.

Феномен ЯМР в течение долгого времени использовали физики, химики и биологи. На его основе была создана методика магнитно-резонансной спектроскопии (МРС), позволяющая на основании спектров оценивать *in vivo* и *in vitro* наличие и содержание различных веществ в органах и тканях. Однако в те годы исследователям не удавалось локализовать сигнал ЯМР в пространстве, поэтому *получить изображение* было практически невозможно.

В 1971 г. физик П. Лаутербур из Нью-Йоркского университета (США) предложил методику пространственной локализации МР-сигнала, основанную на использовании слабых градиентных магнитных полей и метода восстановления изображений по обратным проекциям, который уже применяли в КТ. На получение первого изображения ушло 4 ч 45 мин. Через год были получены первые томограммы животных и человека.

Потребовалось 8 лет для появления в клинике первых МР-томографов для исследования всего тела (1980).

После включения ЯМР в число методов лучевой диагностики прилагательное «ядерный» было исключено, чтобы оно не ассоциировалось у населения с ядерным оружием или ядерными электростанциями, с которыми ЯМР не имеет ничего общего. В связи с этим в наши дни в медицинской практике используют термин «магнитно-резонансная томография».

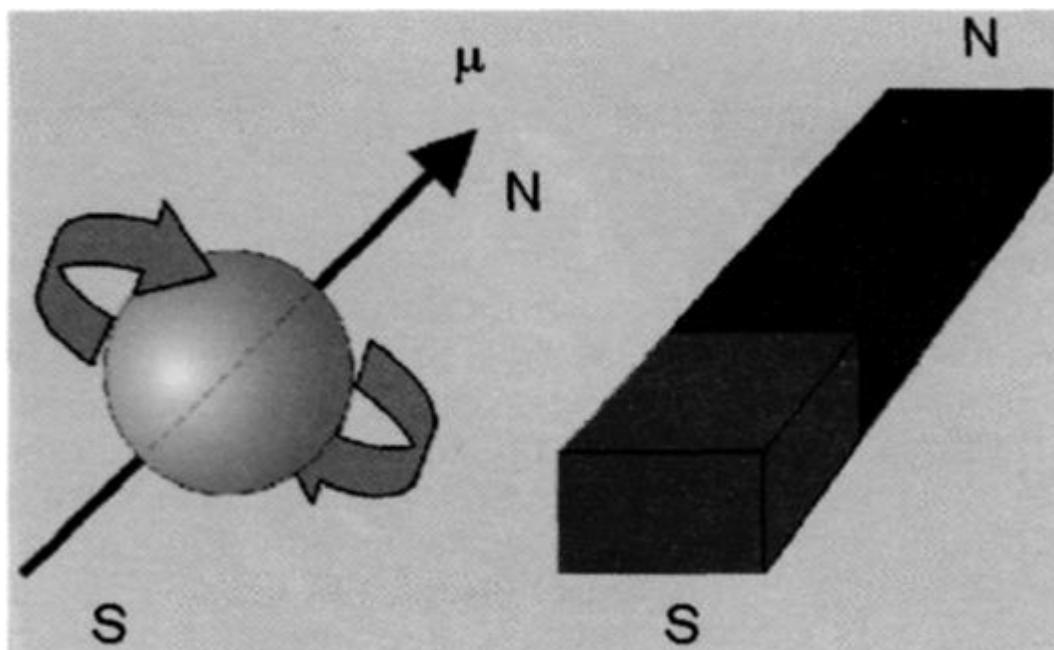
В краткой форме принципы получения изображений при МРТ выглядят следующим образом.

ЯМР - это физическое явление, основанное на свойствах некоторых атомных ядер, находящихся в магнитном поле, поглощать внешнюю энергию в радиочастотном (РЧ) диапазоне и излучать ее после прекращения воздействия радиочастотного импульса. При этом напряженность постоянного магнитного поля и частота радиочастотного импульса должны строго соответствовать друг другу.

Наиболее интересными для магнитно-резонансной томографии являются ядра  $^1\text{H}$ ,  $^{13}\text{C}$ ,  $^{19}\text{F}$ ,  $^{23}\text{Na}$  и  $^{31}\text{P}$ , которые обладают магнитными свойствами, что отличает их от немагнитных изотопов. Протоны ( $^1\text{H}$ ) наиболее распространены, потому что двумя основными компонентами тканей живых существ являются вода, жир, углеводы и другие биохимические соединения, содержащие водород. Для МРТ используют именно сигнал от ядер водорода (протоны), которые можно представить в виде маленьких элементарных магнитов (диполи), имеющих 2 полюса.

Для каждого протона, который вращается вокруг собственной оси, характерен небольшой магнитный вектор намагниченности. Это обусловлено тем, что вращающиеся заряженные частицы создают локальное магнитное поле. Вращающиеся магнитные моменты ядер называют спинами (рис. 8.1). Когда атомные ядра, обладающие магнитными свойствами, помещаются во внешнее магнитное поле, они могут поглощать электромагнитные волны определенных частот, зависящих от типа ядер, напряженности магнитного поля, физического и химического окружения ядер. Поглощение и испускание таких радиочастотных (электромагнитные) волн - основные принципы в МРТ и МР-спектроскопии.

В присутствии внешнего магнитного поля поведение ядра можно сравнивать с вращающимся волчком. Под действием магнитного поля вращающееся ядро совершает сложное движение: оно вращается вокруг своей оси, кроме того, сама ось вращения совершает конусообразные круговые движения (прецессирует), отклоняясь от вертикального направления.



**Рис. 8.1.** Образование магнитного момента (спин) вращающегося протона ( $^1\text{H}$ ). S и N - полюса магнитного поля протона; стрелка  $\mu$  - магнитный момент (спин); полукруглые стрелки - направление вращения атомного ядра.

Во внешнем магнитном поле ядра, обладающие магнитными свойствами подобно протонам, могут находиться либо в стабильном энергетическом состоянии (нижний

уровень), либо в возбужденном состоянии (верхний уровень) с более высокой энергией. Разность энергий этих двух состояний настолько мала, что количество ядер на каждом из этих уровней почти идентично. В связи с этим результирующий сигнал ЯМР, зависящий именно от различия населенностей этих двух уровней протонами, будет очень слабым. Чтобы обнаружить эту макроскопическую намагниченность, необходимо отклонить ее вектор от оси постоянного магнитного поля, что достигается с помощью импульса внешнего радиочастотного (электромагнитное) излучения. Радиоволны, являясь квантами энергии, вызывают переход спинов на уровень с более высокой энергией. Частота этих волн должна иметь определенную величину (так называемая ларморовская частота), чтобы под их воздействием вектор намагниченности отклонился от направления внешнего магнитного поля. При возвращении системы к равновесному состоянию излучается поглощенная энергия (МР-сигнал), которая может быть обнаружена, обработана и использована для построения МР-изображений (томограмм).

Чтобы разделить принятый сигнал на частотные компоненты, его нужно обработать с помощью специального математического процесса, называемого преобразованием Фурье.

Для получения сигнала магнитного резонанса используют комбинации радиочастотных импульсов различной длительности и формы. Сочетая разные импульсы, формируют так называемые импульсные последовательности, с помощью которых можно получить изображения. Наиболее распространенными видами импульсных последовательностей являются «*спинэхо*», «*инверсия-восстановление*» и «*градиентное эхо*».

Существуют специальные импульсные последовательности для получения сигнала только от неподвижной (*МР-гидрография, МР-миелография, МР-холангиография*) либо движущейся жидкости (*МР-ангиография*).

С целью выбора ориентации и толщины слоя в МРТ используют так называемые градиентные магнитные поля. Радиочастотные импульсы индуцируют МР-сигналы только в том случае, если частота импульсов точно соответствует ларморовской частоте протонов. Данный факт позволяет получать МР-сигналы из выбранного тонкого слоя тканей (среза). Специальные (градиентные) катушки, расположенные внутри главного магнита, создают небольшие дополнительные магнитные поля таким образом, что сила поля линейно возрастает в одном направлении. Передавая радиочастотные импульсы с установленным заранее узким диапазоном частот, можно получать МР-сигналы только от выбранного слоя ткани. Ориентация градиентов магнитного поля и соответственно направление срезов могут быть легко заданы в любом направлении. Получаемые от каждого объемного элемента изображения (воксель) сигналы имеют свой, единственный и распознаваемый, код. Этим кодом являются частота и фаза сигнала. На основании этих данных можно строить двухмерные или трехмерные изображения.

Ткани с большими суммарными магнитными векторами будут индуцировать сильный сигнал и выглядеть на изображении яркими, а ткани с малыми магнитными векторами - индуцируют слабый сигнал и будут выглядеть темными. Величина магнитного вектора в тканях определяется прежде всего плотностью протонов.



Анатомические области с малым количеством протонов (например, воздух или компактная кость) индуцируют очень слабый МР-сигнал и всегда представляются на изображении темными. Вода и другие жидкости имеют сильный сигнал и на изображении выглядят яркими различной интенсивности. Мягкие ткани имеют переменную интенсивность сигнала на изображении. Это обусловлено тем, что, помимо протонной плотности, характер интенсивности сигнала при МРТ определяется и другими параметрами, например временем спин-решетчатой (продольной) (T1), и спин-спиновой (поперечной) релаксации (T2), движением или диффузией исследуемой среды.

Время релаксации тканей - T1 и T2, являясь константами, зависит от силы поля и вида тканей, а та играет важную роль в формировании контраста на МР-изображении. В МРТ приняты понятия «T1-взвешенное изображение», «T2-взвешенное изображение», «протонно-взвешенное изображение», т. е. изображения, на которых различия между тканями обусловлены преимущественно вкладом одного из этих факторов.

Регулируя параметры импульсных последовательностей, рентгенолаборант может влиять на контрастность изображений, не используя контрастные средства. В связи с этим в МР-томографии существует значительно больше возможностей для изменения контраста на изображениях, чем при рентгенографии, КТ или УЗИ. Конечно, введение специальных контрастных веществ может еще более изменить контрастность между нормальными и патологическими тканями. Контрасты для МР-исследования описаны в отдельной главе.

Для построения изображений в клинических условиях требуется взаимодействие множества разнообразных процессов. Компонентами, из которых устроен МР-томограф, являются магнит, градиентные катушки, передатчик РЧ-импульсов и РЧ-приемник, источник питания и системы охлаждения, вспомогательные электронные блоки, компьютер для обработки сигналов и построения изображений, устройства для записи и архивирования данных. На рис. 8.2 приведена принципиальная схема МР-томографа.

Основной частью МР-томографа является специальный магнит, который создает постоянное (статическое) однородное магнитное поле, напряженность которого может различаться в несколько раз в соответствии с назначением оборудования.

Обычно МР-томографы классифицируют в зависимости от напряженности магнитного поля. Силу магнитного поля измеряют в теслах (Тл) или гауссах (1Тл = 10 000 гаусс). Сила магнитного поля Земли варьирует от 0,7 гаусса на полюсе до 0,3 гаусса на экваторе. Для клинической МР-томографии используют магниты с полями от 0,1 до 3 Тл, чаще всего - МР-системы с полем 0,2-0,35; 0,5; 1 и 1,5 Тл. Линейной зависимости между силой поля и качеством изображений нет, но системы с высоким полем (1-1,5 Тл) дают больше возможностей для клинических и научных исследований.

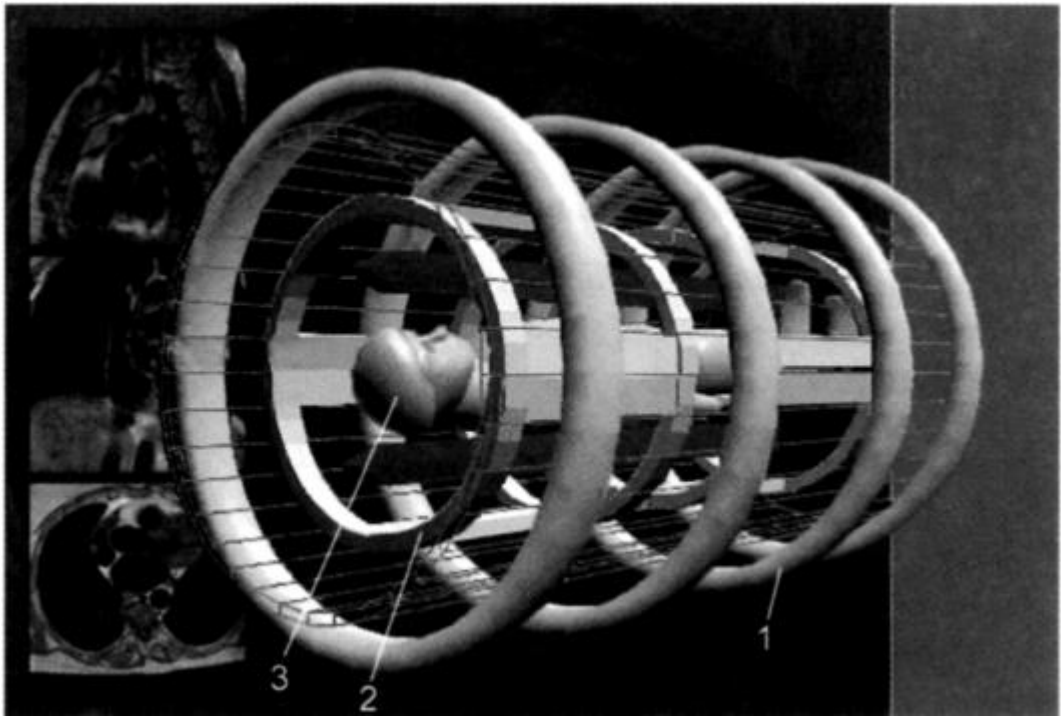


Рис. 8.2. Устройство МР-томографа.

1 - магнит; 2 - радиочастотные катушки; 3 - пациент в тоннеле магнита.

По силе поля обычно используют следующую классификацию томографов.

#### **Классификация МР-томографов по силе магнитного поля**

<i>Напряженность поля, Тл</i>	<i>Поле</i>
<0,1	Сверхслабое
0,1—0,4	Слабое
0,5—0,7	Среднее
1—2	Сильное
>2	Сверхсильное

Магнитно-резонансные томографы для клинического применения бывают двух типов - закрытые (рис. 8.3, а) и открытые (рис. 8.3, б).

По устройству магниты бывают разных типов, наиболее распространены так называемые сверхпроводящие магниты. Катушки таких магнитов охлаждаются жидким гелием до температуры, близкой к абсолютному нулю (-263 - -269° С). При этом материал теряет электрическое сопротивление, отсюда название - сверхпроводящие магниты. Через такие катушки можно пропускать очень большие токи, создавая высокостабильные магнитные поля. После первого пропускания тока сверхпроводящий магнит практически не потребляет электрической энергии.

Роль приемников и передатчиков сигналов при МРТ играют специальные катушки. С помощью большой приемопередающей катушки, которая всегда встроена в магнит, можно исследовать большие отделы тела. Для улучшения качества отдельных изображений и изучения небольших структур (головной мозг, шея, суставы, орбиты и т. д.) дополнительно используют специальные поверхностные катушки (рис. 8.4).

Магнитно-резонансный томограф для получения изображения использует радиочастотные импульсы, поэтому для его защиты от внешних радиочастотных помех комнату, где он располагается, полностью экранируют медной сеткой или металлическими листами. Это приспособление называют клеткой Фарадея.

Как и в случае с КТ, первой областью применения МРТ стал головной, а затем и спинной мозг. Томограммы головного мозга позволяют получить великолепное изображение всех структур мозга, не прибегая к дополнительному введению контраста (рис. 8.5). Благодаря технической возможности метода получать изображение во всех плоскостях МРТ совершила революцию в исследовании спинного мозга, позвоночника, особенно межпозвоночных дисков (рис. 8.6).

В настоящее время МР-томографию все шире используют для исследования суставов, органов малого таза, молочных желез, сердца и сосудов. Для этих целей разработаны дополнительные специальные катушки и математические методы построения изображения.

Так, например, методика исследования с подавлением яркого сигнала от жировой ткани позволила расширить область применения метода. Это хорошо видно при МР-маммографии, где отсутствует яркий сигнал от жировой ткани, что помогает визуализировать все детали строения железы (рис. 8.7).

К новым методикам относят импульсные последовательности, при которых яркий сигнал дает только движущаяся жидкость (МР-ангиография) или, наоборот, только неподвижная жидкость (МР-гидрография). На этих последовательностях работают методики получения сигнала только от цереброспинальной жидкости - МТ-миелография, от мочи в выделительной системе - МРурография (рис. 8.8) и др.

Получение сигнала только от движущейся жидкости (кровь) позволяет выполнять программу МР-ангиографии без дополнительного введения контрастного агента. Как правило, этого бывает достаточно для оценки состояния крупных сосудов. Для усиления изображения и изучения мелких сосудов при МР-ангиографии внутривенно вводят 15-20 мл контрастного вещества на основе гадолиния (рис. 8.9).

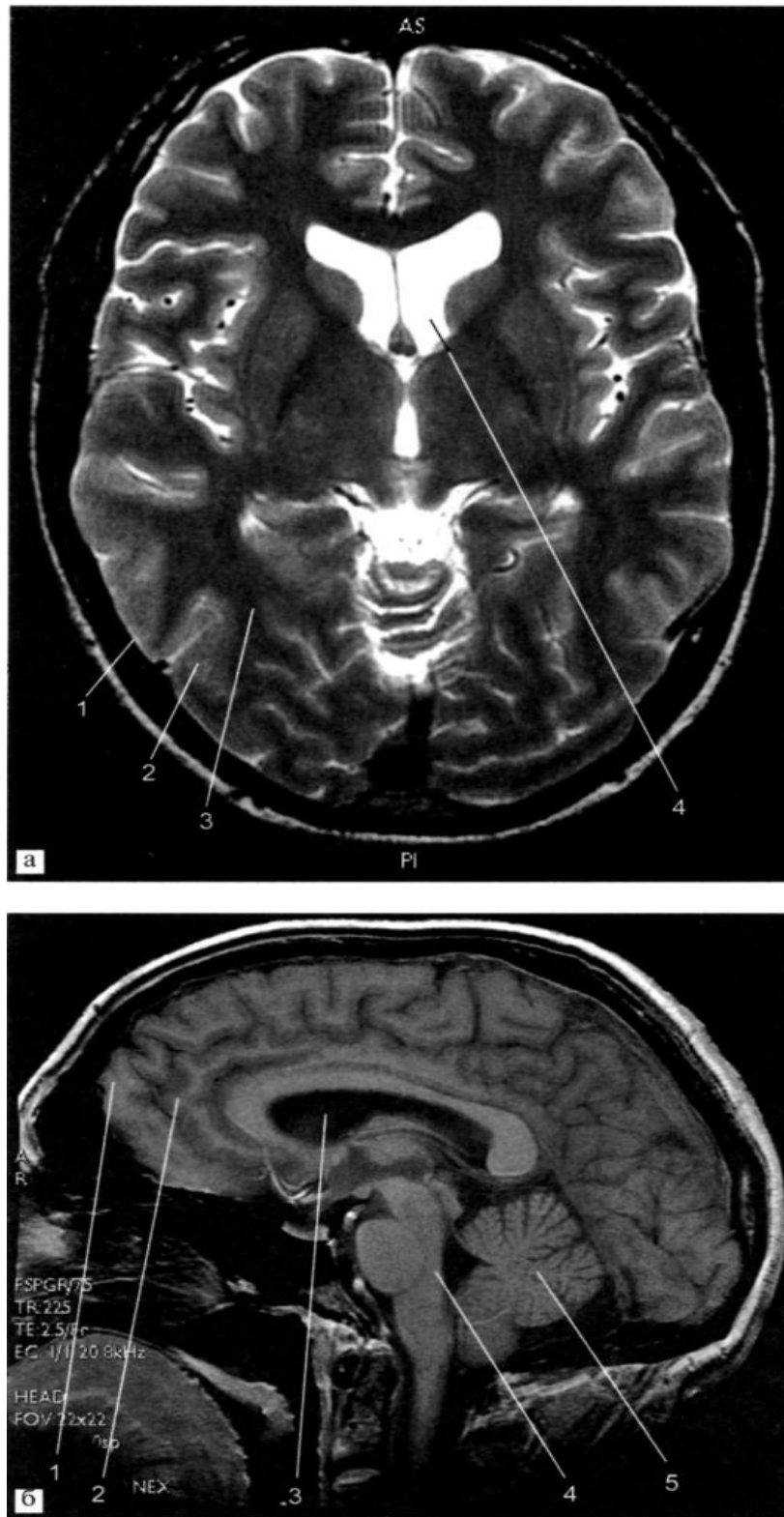
С помощью специальной техники быстрых последовательностей можно записать изображения сердца в разные фазы сердечного цикла. Исследование проводят при синхронизации с ЭКГ во время одной задержки дыхания. Полученные последовательные изображения сердца можно изучать на экране во время движения. При этом анализируют параметры объема полостей сердца, фракцию выброса левого желудочка, сократительную способность миокарда, направление потоков крови и т. д.



*Рис. 8.3.* Внешний вид МРТ. а - с закрытым типом магнита; б - с открытым типом магнита.



*Рис. 8.4.* Специальная дополнительная катушка для исследования головного мозга.



**Рис. 8.5.** МР-томограмма головного мозга. а - поперечная (аксиальная). Т2-взвешенное изображение: 1 - цереброспинальная жидкость в субарахноидальном пространстве, 2 - серое вещество мозга, 3 - белое вещество мозга, 4 - цереброспинальная жидкость в передних рогах боковых желудочков, б - сагиттальная МР-томограмма головного мозга. ТТ-взвешенное изображение: 1 - серое вещество мозга, 2 - белое вещество мозга, 3 - цереброспинальная жидкость в теле бокового желудочка, 4 - ствол мозга, 5 - мозжечок.

Фактически проводят анатомо-функциональное изучение сердца без дополнительного применения контрастных веществ. Такое исследование называют кино-МРТ (рис. 8.10).

Вместе с тем своевременное использование методики контрастирования в сложных случаях позволяет однозначно трактовать получаемые данные или изучать дополнительно кровоснабжение (перфузию) органов. На рис. 8.11, а представлена сагиттальная томограмма головного мозга до введения контрастного вещества. После его введения на основе гадолиния он накапливается в патологическом очаге, что может быть связано с нарушением гематоэнцефалического барьера или образованием новых сосудов в опухоли. В любом случае контраст накапливается в опухолевой ткани, меняет время релаксации этой ткани и становится хорошо видимым (рис. 8.11, б).



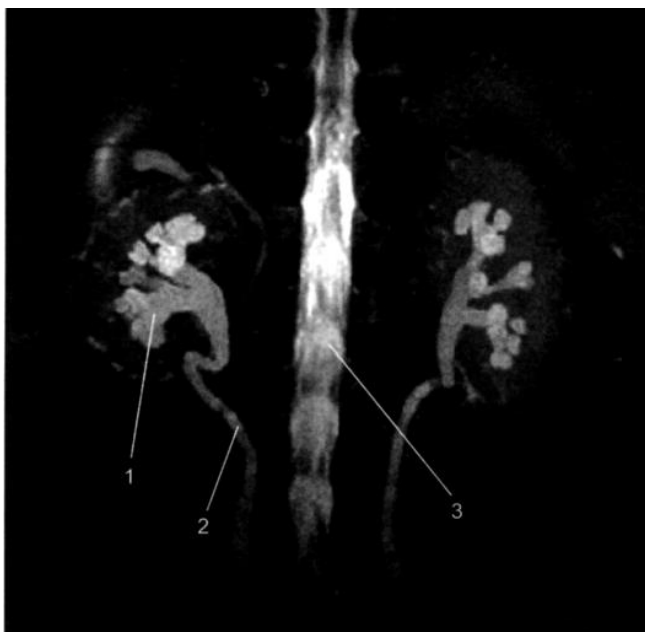
*Рис. 8.6.* Сагиттальная МР-томограмма шейного отдела спинного мозга и позвоночника. T2-взвешенное изображение. 1 - тело позвонка; 2 - межпозвоночный диск; 3 - цереброспинальная жидкость; 4 - спинной мозг.

Современные МРтомографы позволяют не только получать анатомическое изображение или изучать движение сердца, но и видеть участки активации серого вещества головного мозга при выполнении обследуемым различных заданий. Это могут быть задания на движение пальцами определенной руки (изучение двигательной активности) или повторение про себя определенных слов (изучение речевой коры). МР-томография до и во время выполнения задания помогает выявить и зафиксировать разницу в оксигенации соответствующих участков коры. Такие методики названы функциональной МРТ (рис. 8.12).

Помимо МРТ, в качестве метода диагностики и для научных исследований используют магнитно-резонансную спектроскопию.

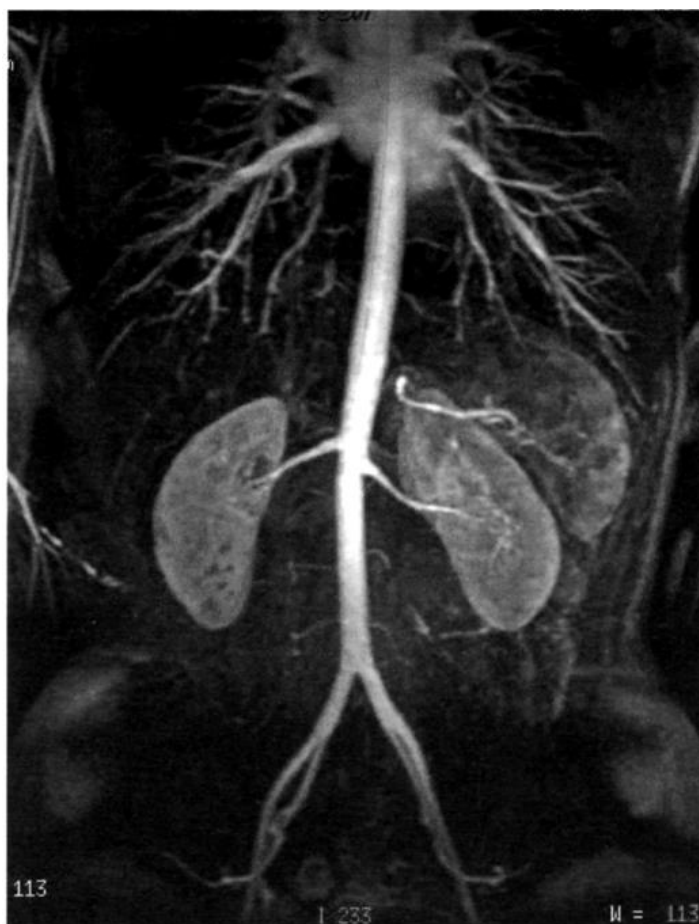


*Рис. 8.7.* МР-томограмма молочной железы с подавлением сигнала от жировой ткани. 1 - млечные протоки; 2 - железистая ткань.



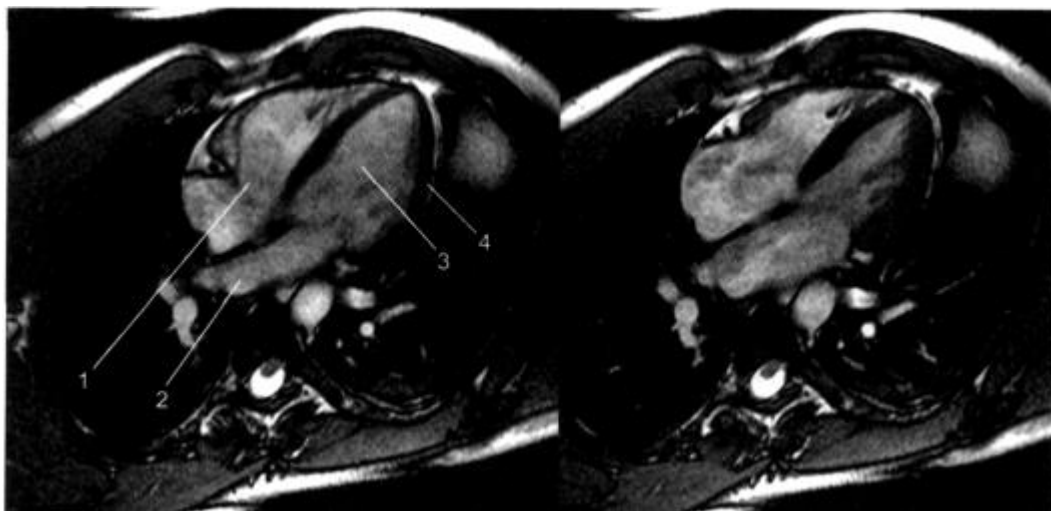
*Рис. 8.8.* фронтальной проекции. Программа МР-урографии.

1 - чашки и лоханка правой почки; 2 - мочеточник; 3 - сигнал от ликвора.



*Рис. 8.9.* МР-томограмма сосудов брюшной полости и забрюшинного пространства. Исследование выполнено с гадолинием. Хорошо видны не только крупные сосуды (аорта, подвздошные артерии), но и почечные артерии.





**Рис. 8.10.** МР-томограммы сердца по длинной оси. Программа кино-МРТ.

а - изображение в диастолу: 1 - правый желудочек, 2 - левое предсердие, 3 - левый желудочек, 4 - стенка левого желудочка; б - изображение в систолу: изменение объема полостей и утолщение стенок левого желудочка.

Магнитно-резонансная спектроскопия (МРС) - это неинвазивный метод диагностики, который качественно и количественно определяет химический состав органов и тканей, используя такие физические явления, как ядерный магнитный резонанс и химический сдвиг.

*Химический сдвиг* - явление, заключающееся в том, что ядра одного и того же химического элемента в зависимости от молекулы, в состав которой они входят, и положения, которое они в ней занимают, обнаруживают поглощение электромагнитной энергии в различных участках магнитно-резонансного спектра.

Явление химического сдвига предполагает получение МР-спектра - графика, отражающего зависимость между химическим сдвигом (ось абсцисс) и интенсивностью сигналов (ось ординат), испускаемых возбужденными ядрами. Интенсивность сигналов зависит от количества ядер, которые излучают эти сигналы. Анализируя спектр, мы можем получить информацию как о веществах, которые находятся в том или ином изучаемом нами объекте (качественный химический анализ), так и о их количестве (количественный химический анализ). С помощью такого исследования удается дифференцировать доброкачественные опухоли от злокачественных и определять их гистологический тип (рис. 8.13). Можно дифференцировать очаговые и диффузные заболевания головного мозга и выявлять небольшие злокачественные опухоли предстательной железы.

МР-спектроскопию чаще всего проводят по ядрам фосфора и водорода (протонам), реже - по ядрам углерода, натрия и фтора.

МРС - многообещающая методика, но из-за технических трудностей проведения и интерпретации, а также длительности исследования ее редко применяют в клинической практике.

Учитывая все более активное внедрение методик МРТ в клиническую практику, следует остановиться на вопросах безопасности при МРТ. Хотя метод не использует ионизирующее излучение, однако, пациент во время



*Рис. 8.11.* Сагиттальная МР-томограмма головного мозга. а - Т1-взвешенное изображение до введения контрастного вещества. Отчетливых патологических изменений не видно; б - Т1-взвешенное изображение после введения контрастного препарата (стрелка - яркий сигнал от опухоли в проекции шишковидной железы).

Объект исследования находится в высоком постоянном магнитном поле, подвергается радиочастотным излучениям и действию переменного магнитного поля.

Следует помнить, что на различные металлы, находящиеся в теле пациента (пули, осколки, крупные имплантаты), и все электронно-механические устройства (протез внутреннего уха, водитель сердечного ритма, инсулиновый насос и пр.) воздействует магнитное поле. Эти предметы и устройства под действием магнитного поля могут смещаться или прекращать нормальную работу, поэтому у пациентов возможны различные осложнения или даже смертельный исход (остановка водителя сердечного ритма).

Кроме того, при нахождении длительное время в закрытом пространстве магнита может возникнуть боязнь закрытых пространств - *клаустрофобия*.

В связи с этим все пациенты, направляемые на МР-исследование, должны быть информированы о возможных нежелательных последствиях и характере процедуры. Лечащие врачи и врачи-рентгенологи перед исследованием обязаны опрашивать пациента на предмет наличия указанных выше предметов, ранений и операций.

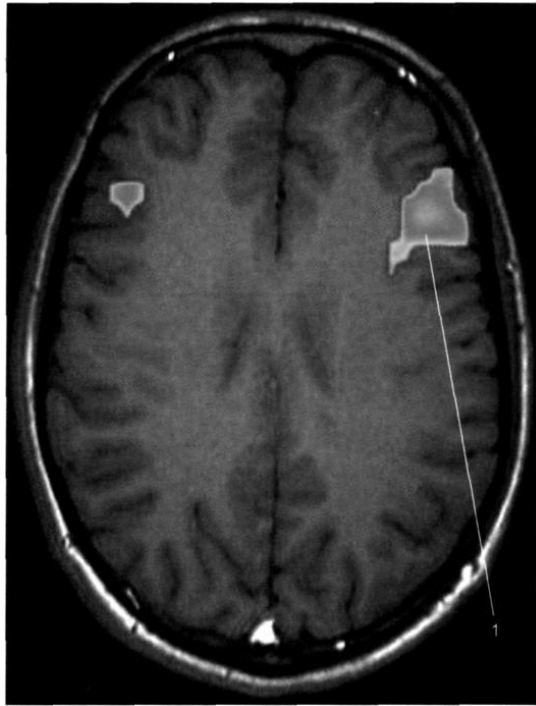
Абсолютные и относительные противопоказания к МР-исследованию.

<i>Абсолютные противопоказания</i>	<i>Относительные противопоказания</i>
Наличие кардиостимулятора	Прочие стимуляторы (инсулиновые насосы, нервные стимуляторы)
Ферромагнитные или электронные имплантаты среднего уха	Неферромагнитные имплантаты, протезы клапанов сердца (в высоких полях, при подозрении на дисфункцию)
Наличие кровоостанавливающих клипс сосудов головного мозга	Кровоостанавливающие клипсы прочей локализации, декомпенсированная сердечная недостаточность, беременность, клаустрофобия, необходимость в физиологическом мониторинге

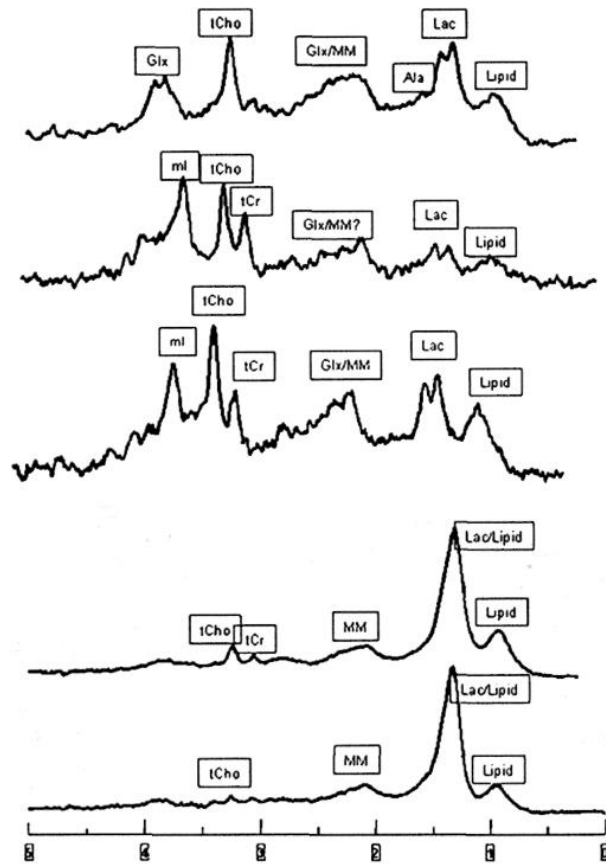
Непосредственно перед исследованием пациент полностью переодевается в специальный костюм (халат) для исключения попадания металлических вещей из карманов одежды.

Технические особенности процедуры позволили выработать *абсолютные* и *относительные* противопоказания к проведению исследования (см. выше).

К *абсолютным* противопоказаниям к исследованию относят состояния, при которых проведение МРТ создает угрожающую для жизни больного ситуацию. К такой категории и относят всех пациентов с наличием не только электронномеханических устройств в теле, но и металлических хирургических имплантатов (гемостатические клипсы) на артериях головного мозга. Смещение имплантатов вследствие магнитного притяжения угрожает кровотечением. Наличие металлических предметов в других частях тела имеет меньшую угрозу и обсуждается в каждом случае перед исследованием. Следует помнить, что нахождение металлического предмета даже в не опасной для жизни зоне может приводить к артефактам на изображении и затруднять интерпретацию результатов.



*Рис. 8.12.* Поперечная МР-томограмма мозга. Программа функциональной МРТ. Картирование зон речевой коры. 1 - область яркого сигнала в левом полушарии.



*Рис. 8.13.* Протонные МР-спектрограммы различных опухолей головного мозга.

Большинство небольших металлических объектов (искусственные зубы, хирургический шовный материал, некоторые виды искусственных клапанов сердца) не являются противопоказанием к проведению исследования, а клаустрофобия является препятствием для проведения исследования в 1-4% случаев. Частично преодолеть проблему клаустрофобии можно, с одной стороны, с помощью приборов с открытыми магнитами, с другой - с помощью беседы с пациентом, во время которой ему подробно объясняют устройство томографа и ход обследования.

МРТ беременных выполняют только в тех случаях, когда этот метод нельзя заменить другими или имеются жизненные показания к его использованию. Хотя свидетельств повреждающего действия МРТ на эмбрион или плод не получено, однако рекомендовано избегать МРТ в первые 3 мес беременности.

Движения пациента во время МР-исследования вызывают помехи (артефакты), поэтому обследование больных с острой патологией, нарушенным сознанием, спастическими состояниями, деменцией и детей нередко бывает затруднительным. При входе в отделение, где установлены МР-томографы, всегда имеются предупреждающие знаки и надписи (об опасности магнитного поля для пациентов с искусственными водителями ритма, возможности размагничивания носителей информации - дискет, кредитных карт и др.).

Как и другие методики лучевой диагностики, МРТ имеет достоинства, но не лишена и недостатков.

К основным *достоинствам* МРТ относят неинвазивность, безвредность (отсутствие лучевой нагрузки), трехмерный характер получаемых изображений, естественный контраст от движущейся крови, широкое поле изображения, высокое пространственное разрешение, отсутствие артефактов от костных тканей и высокая дифференциация мягких тканей.

Наиболее существенными *недостатками* МРТ являются достаточно длительное (обычно от нескольких минут до десятков минут) время исследования, невозможность надежного выявления камней, кальцинатов, достаточно высокая стоимость оборудования и сложность его эксплуатации, специальные требования к установке приборов (защита от помех). На МР-томографах невозможно обследовать больных с выраженной клаустрофобией, искусственными водителями ритма, крупными металлическими имплантатами и пр.

МРТ - современная передовая методика визуализации в лучевой диагностике. Адекватный выбор методики и своевременное выполнение исследования во многих случаях позволяют установить правильный диагноз и своевременно приступить к лечению.

## ГЛАВА 9. ИНТЕРВЕНЦИОННАЯ РАДИОЛОГИЯ

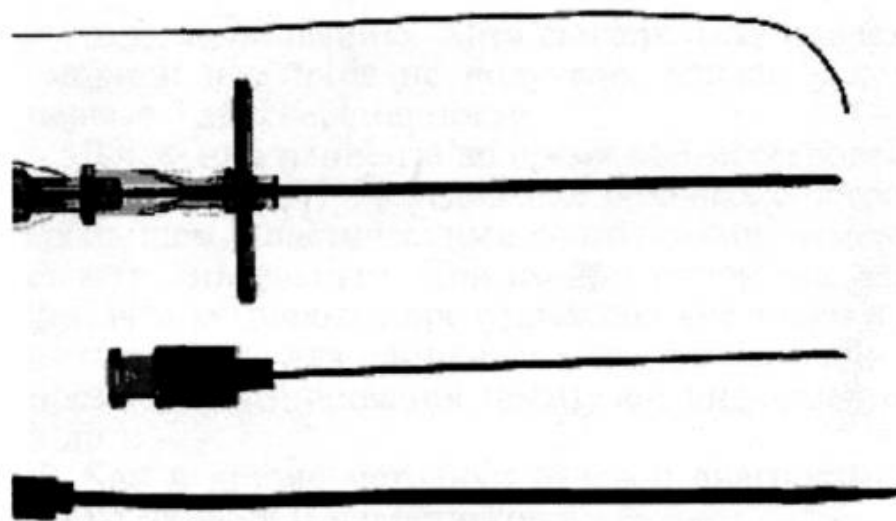
Интервенционная радиология - область медицины, основанная на применении методов лучевой диагностики для выполнения малоинвазивных вмешательств с целью диагностики и лечения.

Интервенционная радиология берет свое начало от диагностической ангиографии, поэтому для доступа в сосуды, органы и ткани используют различные наборы игл, проводников и катетеров (рис. 9.1), применяемых в ангиографических кабинетах.

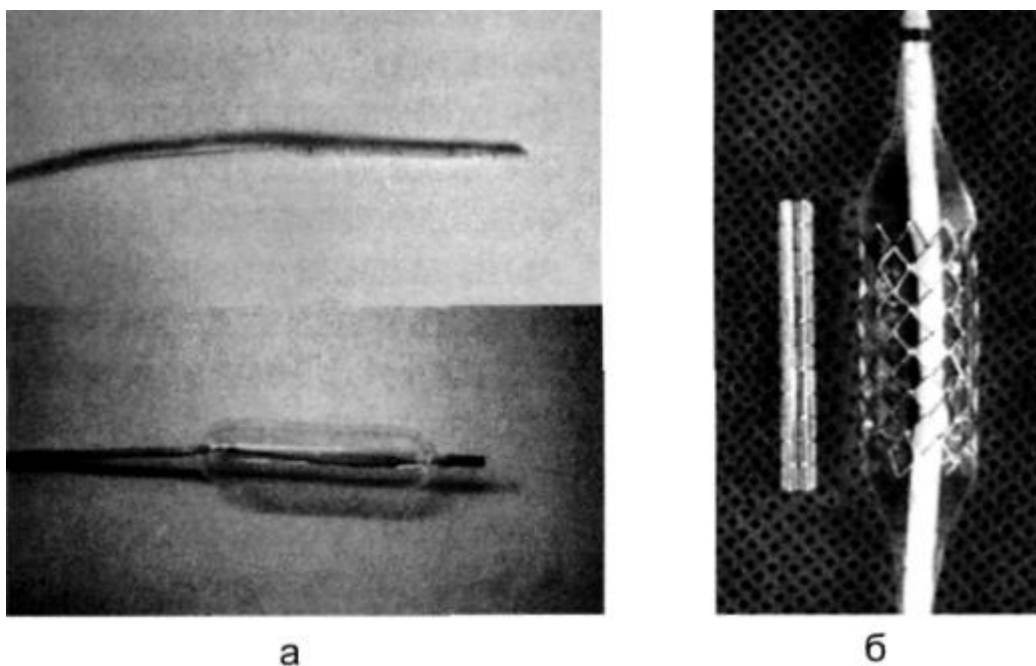
Интервенционные вмешательства начали внедрять с конца 50-х годов, а с 80-х годов XX в. эта область вступила в фазу быстрого развития и распространения. Это было связано с совершенствованием оборудования для лучевой диагностики - с появлением цифровых рентгенографических и флюорографических систем с высокой разрешающей способностью, а также использования для наведения инструментов УЗИ и КТ. Интервенционные вмешательства нашли широкое распространение во многих областях медицины, заменяя в большинстве случаев полномасштабные хирургические вмешательства.

Первое чрескожное лечение стеноза периферической артерии через просвет сосуда было осуществлено американским врачом Чарльзом Доттером в 1964 г. В 1979 г. швейцарский врач Андреас Грюнтциг сконструировал катетер с баллоном и выполнил процедуру дилатации (расширение) стенозированной коронарной артерии. Этот метод стали называть *баллонной ангиопластикой*.

В настоящее время баллонная ангиопластика коронарных и периферических артерий является одним из основных методов лечения стенозов и окклюзии артерий. При рецидиве стеноза такую процедуру можно повторять многократно. Однако у 30-40% пациентов после баллонной ангиопластики достаточно быстро наступает рецидив заболевания в месте операции. Для предотвращения повторных стенозов с 90-х годов прошлого века



*Рис. 9.1.* Инструменты для проведения интервенционных вмешательств.



**Рис. 9.2.** Катетер для баллонной ангиопластики (а) и баллон со стентом (б).

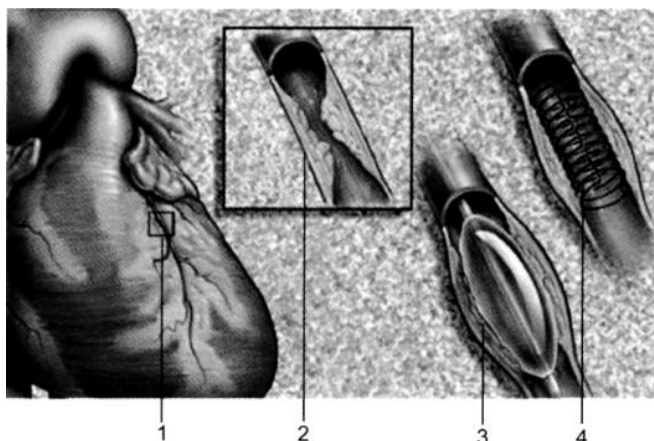
стали применять эндоваскулярные протезы – *стен*ты. Стенты представляют собой трубчатые металлические конструкции, которые поддерживают стенки сосуда и не дают возникнуть повторному стенозу.

Стенты изготавливают из различных материалов (нержавеющая сталь, тантал, нитинол), и они могут быть покрыты специальными препаратами (антибиотики, антикоагулянты, цитостатики), которые препятствуют адгезии кровяных телец в области установки стента и сдерживают повторный стеноз. Кроме того, используют самостоятельно расширяющиеся или расширяемые баллоном стенты. Изображение внутрисосудистого баллона в сложенном и раскрытом состоянии представлено на рис. 9.2, а; стент в сложенном виде (слева) и расправленный на баллоне для установки в просвете сосуда,- на рис. 9.2, б.

Процедуру стентирования начинают с диагностической ангиографии, во время которой изучают состояние коронарных артерий и определяют места критического сужения (рис. 9.3). К месту сужения артерии подводят специальный баллон и раздувают его на несколько секунд. Раздувание повторяют до тех пор, пока не удастся достичь стабильного расширения просвета сосуда. После этого в суженное место подводят и устанавливают стент, подобранный по длине и диаметру.

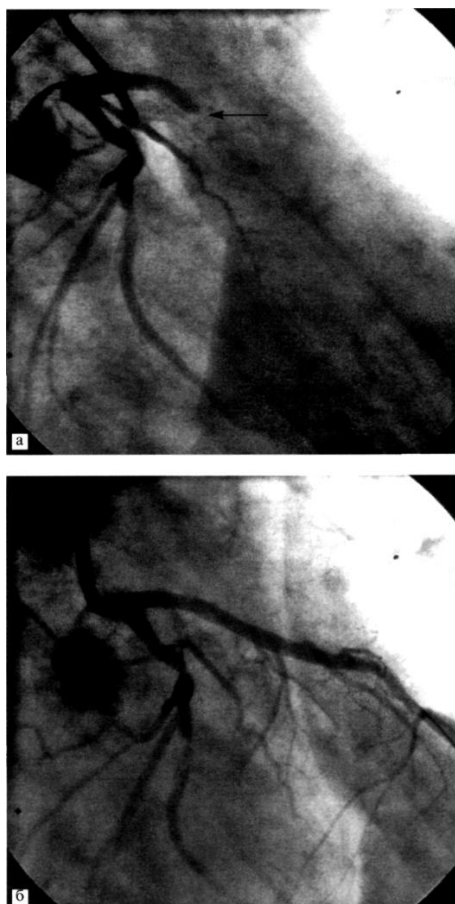
В последние годы появились приборы для восстановления просвета сосуда механической или лазерной реканализацией. Суть метода состоит в том, что с помощью механических приспособлений или лазерного луча, подведенного к месту сужения или окклюзии, пытаются разрушить бляшки или тромбы (*атер-* и *тромбэктомия*), но из-за технических трудностей их применяют редко. Более простой и эффективной является процедура *тромболиза*са, которая направлена на рассасывание тромба с помощью

направленного транспорта фибринолитических средств (урокиназа, стрептокиназа, тканевый активатор плазминогена).



*Рис. 9.3.* Принцип баллонной ангиопластики и стентирования.

1 - участок коронарной артерии, где обнаружено сужение; 2 - схема сужения сосуда; 3 - расширение суженного места с помощью баллона; 4 - расправленный стент внутри сосуда, препятствующий повторному сужению.



*Рис. 9.4.* Ангиограмма коронарных артерий. а - окклюзия (закрытие) передней межжелудочковой ветви левой коронарной артерии в проксимальном отделе (стрелка); б - полное восстановление просвета артерии после локального тромболитического и ангиопластического лечения.



Для селективного (локального) тромболитика ангиографический катетер подводят непосредственно к закупоренному сосуду. По катетеру вводят один из тромболитиков. Зачастую эту процедуру сочетают с баллонной ангиопластикой и стентированием. На рис. 9.4, а представлен случай острого тромбоза передней межжелудочковой ветви левой коронарной артерии. Полное восстановление кровотока произошло после локального тромболитика, сопровождавшегося стентированием суженного участка (рис. 9.4, б). Из рис. 9.5, а, б видно, что локальный тромболитик позволил восстановить кровоток в бедренноподколенном шунте, установленном ранее при оперативном вмешательстве.

Интервенционные эндоваскулярные вмешательства проводят не только на артериях, но и на венах и сердце. Особое значение приобрела методика установки специальных фильтров в нижнюю полую вену (кавафильтры), что необходимо для предотвращения попадания эмболов в сосуды легких при тромбозе вен нижних конечностей. Кавафильтр представляет собой специальную сетчатую структуру, которая, раскрываясь в просвете нижней полой вены (рис. 9.6), улавливает восходящие тромбы.

Применение методов интервенционных вмешательств позволяет закрывать дефекты межпредсердной и межжелудочковой перегородок без больших операций, а также проводить баллонную пластику стенозов аортального, митрального и трехстворчатого клапанов.

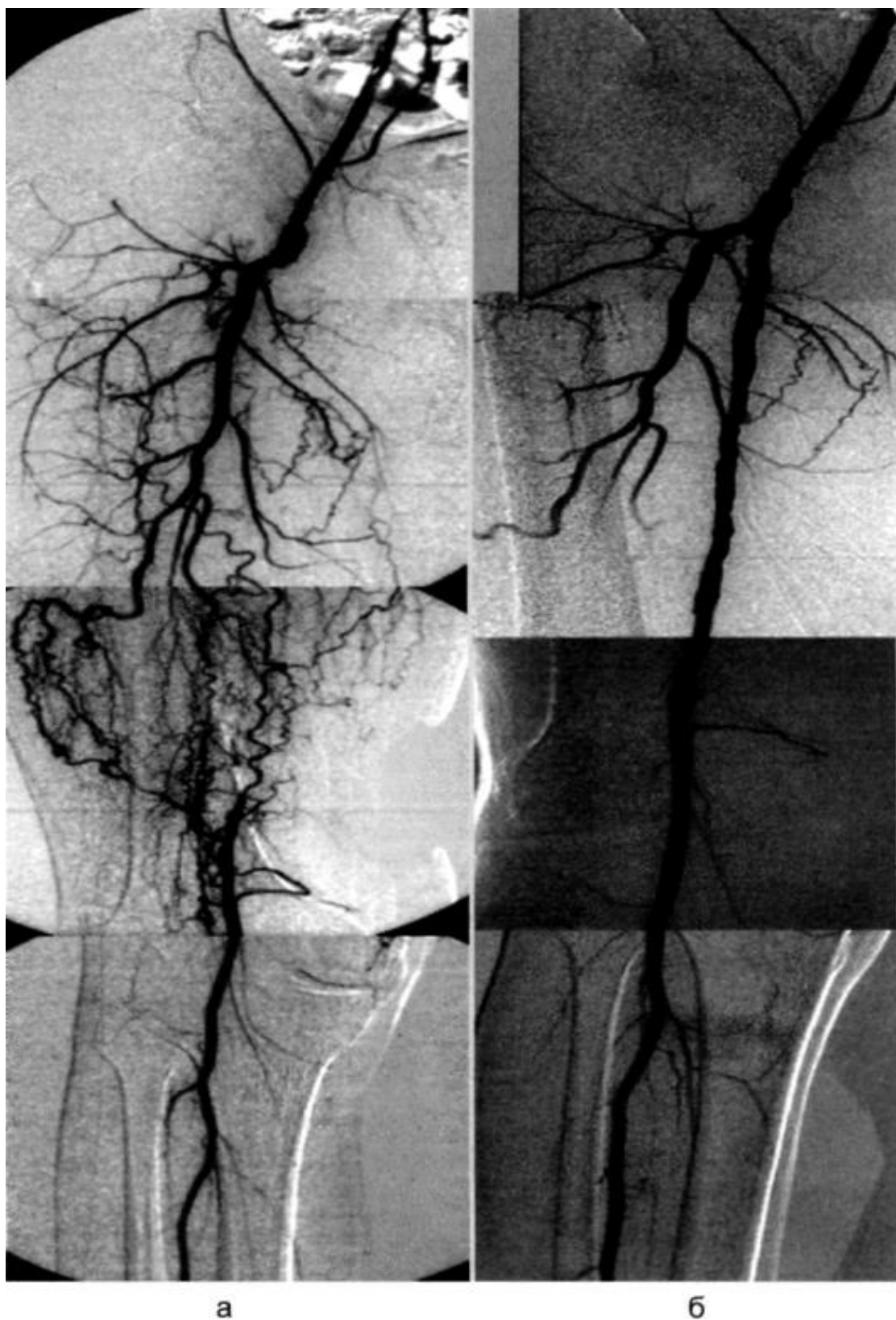
Как видно из изложенного материала, интервенционные внутрисосудистые вмешательства, направленные на восстановление просвета сосуда, получили широкое распространение. Вместе с тем есть еще одно, менее распространенное, но исключительно важное применение методов интервенционной радиологии - *эмболизация (закупорка) сосудов*. Впервые эта процедура была выполнена еще в 1930 г. для устранения травматического каротидно-кавернозного свища.

Эмболизацию используют для остановки внутренних кровотечений (легочные, желудочно-кишечные), лечения аневризм и патологических сосудистых соустьев, закрытия сосудов, питающих злокачественную опухоль. В настоящее время для эмболизации используют эффективные искусственные материалы, съемные баллоны и стальные микроскопические спирали.

Скрытые кровотечения вначале диагностируют одним из способов лучевой диагностики. При подозрении на желудочно-кишечные кровотечения целесообразно проводить ангиографическое исследование, а при травматических разрывах органов брюшной полости - КТ и УЗИ. После обнаружения причин и уровня кровотечения осуществляют селективную ангиографию и эндоваскулярное лечение. Закрытие просвета сосуда может быть постоянным, а при кровотечении, вызванном язвой или эрозией, - временным.

При этом в отдаленном периоде происходит реканализация сосуда без утраты функций органа.

Постоянное закрытие сосуда целесообразно применять для закрытия сосуда, питающего опухоль, или при лечении мальформаций, ангиом и свищей.



*Рис. 9.5.* Ангиограмма артерий и бедренно-подколенного шунта нижней конечности.  
а - до процедуры тромболиза; б - восстановление нормального просвета после селективного тромболиза.

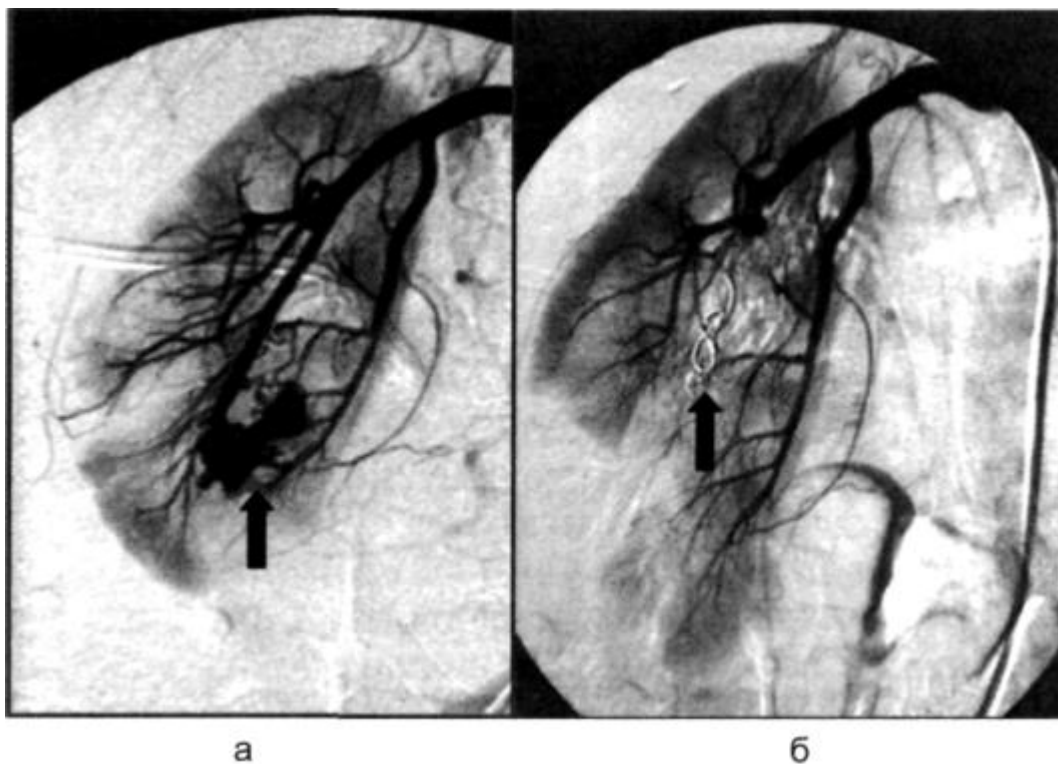


*Рис. 9.6.* Рентгенограмма кава-фильтра, установленного в нижней полой вене, на фоне тени позвонков.

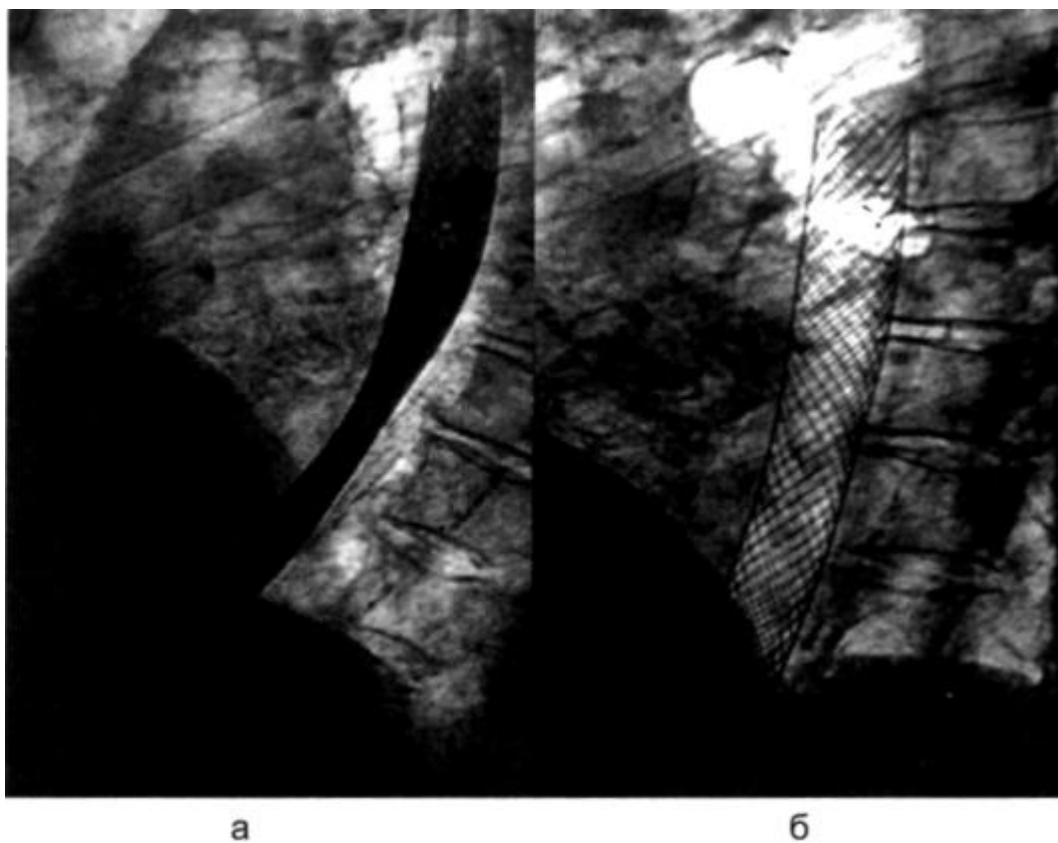
На рис. 9.7, а приведена селективная ангиограмма сосудов правой почки. В нижнем полюсе почки визуализирован артериовенозный шунт (стрелка), который после постоянной эмболизации ликвидируют (рис. 9.7, б).

Эмболизация показана в первую очередь в тех случаях, когда остановка кровотечения с помощью хирургического вмешательства затруднена или невозможна. В некоторых случаях эта процедура бывает эффективной при лечении опухолей. Эмболизацию выполняют селективно, чтобы не вызвать ишемию здоровых тканей.

К области интервенционной радиологии относят не только внутрисосудистые вмешательства. Под контролем рентгеновского аппарата можно проводить контрастирование патологических полостей через свищевые ходы, дренирование мочевыводящих путей при нарушениях мочевого выделения, бужирование и баллонную пластику при стриктурах (сужения) пищевода и др.



**Рис. 9.7.** Ангиограмма сосудов правой почки. а - артериовенозный шунт (стрелка); б - после процедуры постоянной эмболизации (стрелка - эмболизационные спирали на месте закрытого шунта).



**Рис. 9.8.** Эзофагограмма стриктуры пищевода.а - перед дилатацией в место сужения введен стент; б - восстановление проходимости пищевода после расправления стента.

При злокачественных стриктурах пищевода, например после его расширения, выполняют стентирование специальными металлическими эндопротезами (рис. 9.8). Это позволяет восстанавливать проходимость пищевода на длительное время.

Методы КТ и УЗИ широко используют при диагностике и интервенционном дренировании абсцессов, эмпием или кист. Для этой цели после диагностики размечают участок на коже, наиболее подходящий для пункции. Выполняют пункцию, забор патологического материала и установку одного или нескольких катетеров для промывания полости и введения лекарственных веществ (рис. 9.9). При контрольных исследованиях определяют состояние полости и положение катетера. При необходимости положение катетера корректируют. Схожие процедуры (баллонная дилатация, стентирование мочеточников, уретры) и чрескожную нефростомию или цистостомию осуществляют при стриктурах мочевыводящих путей.

В большинстве случаев, когда патологический процесс выявлен, приходится прибегать к такому варианту интервенционной радиологии, как *пункционная биопсия*.



*Рис. 9.9.* Компьютерная томограмма в положении пациента на боку. Дренирование абсцесса малого таза (стрелка - дренирующий катетер).



*Рис. 9.10.* Компьютерная томограмма правого легкого в положении пациента на животе. Диагностическая пункция опухоли правого легкого.

1 - опухоль; 2 - пункционная игла.

Это объясняется тем, что знание морфологического строения образования позволяет выбрать адекватную тактику лечения. В прежние годы все пункционные биопсии выполняли под контролем рентгенотелевидения, а в настоящее время - под контролем ультразвукового исследования или КТ. После диагностики, разметки и обработки кожи проводят пункцию специальными иглами и забор цитологического материала. Направление пункции и положение кончика иглы определяют контрольными снимками (рис. 9.10).

В настоящее время интервенционная радиология превратилась в одну из наиболее важных и бурно развивающихся специальностей лучевой диагностики. Во многих случаях применение методов интервенционной радиологии позволяет избежать больших оперативных вмешательств.

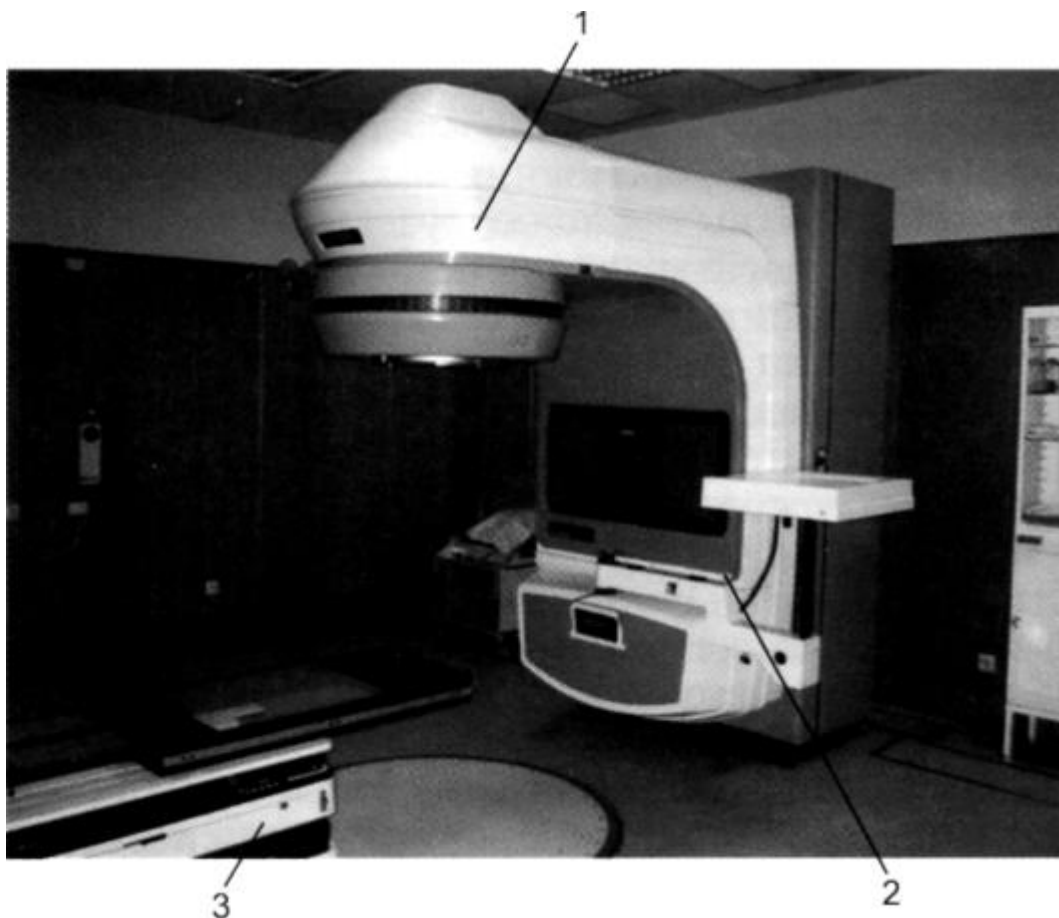
## ГЛАВА 10. ЛУЧЕВАЯ ТЕРАПИЯ

Ионизирующее излучение для лечения различных заболеваний стали использовать практически сразу после великого открытия В. К. Рентгена. С 1896 г. начали применять

рентгеновское излучение для лечения кожных заболеваний, а чуть позже - и для лечения злокачественных новообразований. После открытия радия и других радиоактивных изотопов появилась возможность использовать их для контактной лучевой терапии ряда злокачественных опухолей, расположенных на коже или в естественных полостях тела. Метод лечения, основанный на применении различных видов ионизирующего излучения (рентгеновское,  $\gamma$ -, протонное, электронное и т. д.), назван лучевой терапией. Основным принципом лучевой терапии является повреждение опухолевых клеток и обеспечение максимальной защиты окружающих нормальных тканей.

Внедрение в клиническую практику источников высоких энергий, искусственных радиоактивных изотопов существенно расширило возможности лучевого лечения и заметно повысило его результативность. В современной медицине накоплен богатый клинический опыт использования различных методик лучевой терапии. Благодаря исследованиям в области радиобиологии создана научная база для лучевой терапии. Врачи располагают совершенным оборудованием как для планирования, так и для проведения лучевой терапии.

Существующие способы облучения можно разделить на 2 основные группы: дистанционное (наружное) облучение (рис. 10.1) и контактное. При контактном облучении источники излучения размещают либо в полости органа (рис. 10.2), либо



*Рис. 10.1.* Установка для дистанционной лучевой терапии.

1 - источник излучения; 2 - станина для вращения источника; 3 - вращающийся стол для пациента.

внутри опухолевой ткани. Соответственно их можно обозначить как внутрисполостную или внутритканевую лучевую терапию. Сочетание двух способов облучения или применение двух видов излучений принято называть сочетанной лучевой терапией.

Основными источниками дистанционного облучения служат  $\gamma$ -терапевтические установки, линейные ускорители электронов, генерирующие фотонное и электронное излучение разной энергии. Генераторы нейтронов, ускорители протонов и других ядерных частиц пока применяют ограниченно.

Рентгеновское излучение является электромагнитным, фотонным. Источником служит вакуумная трубка, имеющая катод и анод, между которыми высокое напряжение (30-250 кВ). Для рентгеновского излучения максимум ионизации практически находится на поверхности кожи, а величина поглощенной дозы резко падает с глубиной, поэтому данный вид излучения не используют для облучения глубоко расположенных опухолей.

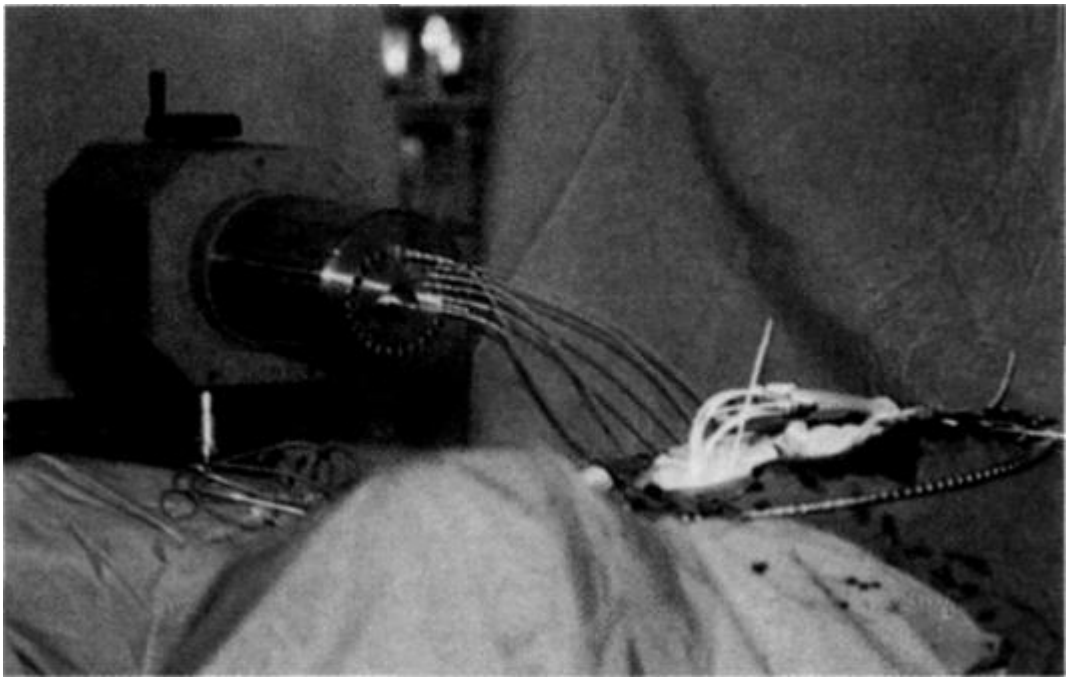
Гамма-излучение - электромагнитное излучение, которое различается механизмом происхождения,  $\gamma$ -Кванты испускаются самопроизвольно и непрерывно естественными радиоактивными изотопами.  $\gamma$ -Излучение отличается от рентгеновского сдвигом максимума ионизации с поверхности облучаемого тела на 0,5 см вглубь, что уменьшает облучение кожи. Радиоактивные источники  $\gamma$ -излучения находят широкое применение в дистанционных и контактных методах лучевой терапии. В клинической практике используют аппараты для дистанционного облучения с источником кобальта<sup>60</sup> («Луч», «Агат», «Агат-Р», «Рокус») и контактного внутрисполостного облучения («Агат-В»), а в других аппаратах («Селектрон», «Гаммамед», «Нуклетрон») - радиоактивные источники цезия и иридия.

Тормозное рентгеновское излучение высокой энергии генерируется на линейных ускорителях электронов и обладает рядом преимуществ, отличающих его от  $\gamma$ -излучения и обычного рентгеновского излучения. В частности, при энергии фотонов 25 МэВ максимум ионизации приходится на глубину 4-6 см и нет опасности переоблучения кожи и подкожной клетчатки. Резкое ограничение пучка и отсутствие бокового рассеивания - также важные преимущества.

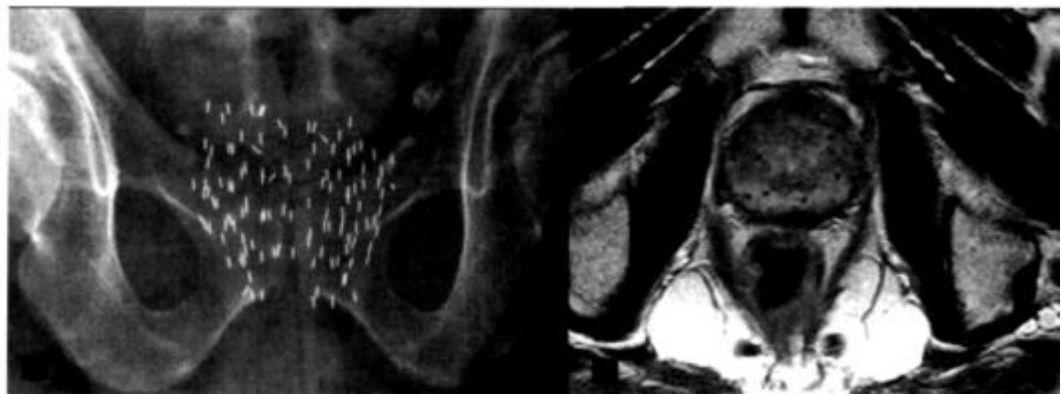
Электронное излучение с энергией от 4 до 20 МэВ генерируется также на линейных ускорителях. Проникающая способность определяется энергией электронов. Так, для электронов с энергией 20 МэВ максимум (90% изодоза) располагается на глубине 5 см. При меньшей энергии электронов (5- 6 МэВ) дозный максимум сдвигается к поверхности тела, а на глубине 3 см воздействие излучения уже ничтожно, что важно при облучении поверхностных образований.

Среди изотопов, излучающих нейтроны, перспективен <sup>252</sup>Cf (период полураспада - 2,58 года), который рекомендуется для контактной лучевой терапии радиорезистентных или рецидивных опухолей органов полости рта и в гинекологической практике.





*Рис. 10.2.* Прибор для контактной лучевой терапии.



а

б

*Рис. 10.3.* Брахитерапия рака простаты.

а - рентгенограмма таза. Видны тени от введенных капсул; б - МР-томограмма, на которой видно распределение капсул, введенных в железу.

Протонная лучевая терапия признана одним из перспективных направлений лучевого лечения. В отличие от других используемых в дистанционной лучевой терапии видов излучения пучки протонов обеспечивают уникальное распределение дозы по глубине. Максимум дозы сосредоточен в конце пробега, т. е. в облучаемом патологическом очаге - мишени, а нагрузка на поверхности тела и по пути к мишени минимальна. Место размещения и протяженность дозного максимума зависят от энергии протонов и легко регулируются. Особенности дозного распределения нашли свое применение при облучении опухолей малых объемов, расположенных на глубине, в точном соответствии с формой органа (гипофиз, опухоль глаз и др.), при этом минимально повреждаются окружающие здоровые ткани. Уникальная особенность протонного излучения дает возможность повысить до оптимального уровня дозу во всем

объеме мишени и в то же время практически полностью избежать постлучевых осложнений, чему на всех этапах развития лучевой терапии придается первостепенное значение. Для контактной лучевой терапии, или, как ее все чаще называют, брахитерапии (рис. 10.3), имеется серия шланговых аппаратов разной конструкции, позволяющих автоматизированным способом размещать источники вблизи опухоли и осуществлять ее прицельное облучение.

В основе ионизирующих излучений в лучевой терапии злокачественных опухолей лежат глубокие знания биологического действия радиации на различные органы и ткани, которое представляет собой чрезвычайно сложный процесс, сопровождающийся морфологическими и функциональными изменениями облучаемой ткани. При этом регрессивные явления отчетливо сочетаются с восстановительными, находящимися в тесной зависимости от поглощенной энергии и времени, прошедшего после облучения. Четкие представления об этих процессах послужили основой для успешного применения излучений в лечебных целях как средства, позволяющего уничтожить опухолевую ткань и подавить ее рост, и в то же время избежать необратимых постлучевых изменений нормальных органов и тканях, в окружающих опухоль.



**Рис. 10.4.** Расчет дозных полей для индивидуального планирования дистанционной лучевой терапии. Разметка выполнена с помощью данных КТ.

Действие ионизирующего излучения связано с образованием свободных радикалов в среде микроокружения клеток. Свободные радикалы и оксиданты взаимодействуют с молекулами ДНК, вызывая многочисленные разнообразные нарушения ее структуры. Это ведет к дефектам восстановительных функций клетки и в конце концов к ее гибели. Новообразования по-разному реагируют на облучение, поскольку имеют разную гистологическую природу, степень дифференцировки клеток, содержание кислорода доли пролиферирующих клеток. Именно эти параметры в основном и определяют радиочувствительность опухоли, что, несомненно, принимают в расчет при решении вопроса об индивидуальных показаниях к лучевой терапии.

Успех лучевой терапии зависит от того, насколько точно обеспечивается облучение опухоли, поэтому важно точно определить ее местоположение и границы, используя методы лучевой диагностики. Топометрическая подготовка осуществляется на рентгенодиагностическом аппарате-симуляторе в заданном положении больного (на спине, животе и т. д.), в котором будет проведена лучевая терапия. Для фиксации больного на лечебном столе используют специальные подголовники, держатели для верхних конечностей, надувные матрацы и маски из быстротвердеющих термопластичных пластмасс.

Обычно локализацию опухоли и прилежащих к ней органов и тканей проводят рентгенографией в ортогональных проекциях (при необходимости с введением контрастных веществ). Общепринятый метод планирования имеет ограничения, обусловленные тем, что рентгенография обычно не может четко визуализировать опухоль, а также трудностями пересчета данных в поперечном сечении, что необходимо для дозиметрии. Компьютерная томография внесла важный вклад в визуализацию и определение распространенности опухоли. КТ-изображения идеально подходят для целей планирования лучевой терапии, поскольку они формируются в поперечных сечениях и обеспечивают детальную визуализацию опухоли и прилежащих к ней органов. Серии поперечных срезов на протяжении всего объема облучаемой мишени служат основой для дозиметрического планирования условий облучения (рис. 10.4).

С включением КТ в предлучевую подготовку к облучению был разработан новый метод последовательного планирования, при котором можно избежать предварительного моделирования, а также инвазивных методов диагностики. КТ-данные могут быть непосредственно направлены в планирующий компьютер. Совместно с инженером-физиком на планирующей системе врач-радиолог подбирает оптимальные параметры с учетом энергии пучка излучения (электронное, тормозное), метода облучения (статическое или подвижное), числа и расположения полей облучения, использования формирующих приспособлений, режима фракционирования. Патологический очаг описывается 90-95% изодозной кривой, зоны субклинического расположения опухолевых клеток - 80% изодозной кривой, доза на критические органы (спинной мозг, глаз, легкие и т. д.) не должна превышать толерантных значений (30-45% от планируемой суммарной дозы на опухоль).

На современном этапе основными методами лечения больных со злокачественными опухолями являются хирургический, лучевой, противоопухолевая химио- и гормонотерапия. Различные варианты их сочетания обозначают как комбинированную и комплексную терапию.

Среди основных методов лечения злокачественных опухолей лучевая терапия и в настоящее время занимает важное место. Примерно две трети онкологических больных нуждаются в лучевой терапии. Лучевое лечение злокачественных опухолей может быть радикальным, паллиативным и симптоматическим. Радикальное лечение предусматривает полное уничтожение первичного очага опухоли и возможных метастазов, а паллиативное - замедление роста и развития опухоли, продление жизни больного. Симптоматическое лечение назначают для того, чтобы снять какие-либо

тяжелые проявления опухолевого роста, например сдавливание опухолью прилежащих органов с развитием тяжелых функциональных расстройств.

При местно-распространенных нерезектабельных опухолях лучевая терапия как самостоятельный метод или в сочетании с другими способами консервативного лечения позволяет расширить показания к специализированной помощи за счет комплекса противоопухолевых воздействий. При генерализованных формах опухоли лучевая терапия в комплексе с другими воздействиями может дать значительный паллиативный или симптоматический эффект, способствуя как увеличению длительности выживания, так и улучшению качества жизни онкологических больных.

Роль и место лучевой терапии в лечении различных злокачественных опухолей определяются целым рядом обстоятельств - прежде всего биологическими особенностями опухоли, ее локализацией, степенью распространения, радиочувствительностью, возрастом пациента и другими факторами.

Лучевая терапия среди возможных вариантов лечения злокачественных опухолей нередко оказывается методом выбора. В сочетании с современной лекарственной терапией она позволяет значительно увеличить число больных, излеченных от рака.

Современная лучевая терапия при правильно выбранных показаниях и оптимальных методиках ее проведения не приводит к возникновению тяжелых осложнений или грубых постлучевых изменений окружающих органов и тканей. Однако онкологическим больным противопоказаны независимо от давности и области облучения интенсивная ультрафиолетовая инсоляция, общие тепловые, грязевые и большинство физиотерапевтических процедур на ранее облучавшихся участках тела.

Существуют несколько направлений дальнейшего повышения эффективности лучевой терапии. Прежде всего это продолжающееся совершенствование радиотерапевтической техники. В 50-х годах на смену рентгенотерапевтическим аппаратам пришли аппараты для дистанционной  $\gamma$ -терапии, которая к настоящему времени достигла большого совершенства. Однако наличие только одного вида излучений -  $\gamma$ -квантов с энергией около 1,25 МэВ, необходимость периодической замены источников излучения и радиационная опасность для персонала при работе с радионуклидами диктуют необходимость внедрения новой техники. Ускорители электронов позволяют в значительно большей степени осуществить основной принцип лучевой терапии - максимально сконцентрировать дозу в патологическом очаге при минимальной дозе в окружающих нормальных тканях. Система многолепестковых коллиматоров, смонтированных в ускоритель, формирует фигурные поля заданной конфигурации, что обеспечивает прецизионность облучения, так называемое конформное облучение. Система слежения за положением облучаемого очага непосредственно в процессе облучения способствует повышению качества и воспроизводимости лечебных процедур. В перспективе возможно также более широкое внедрение протонных ускорителей и генераторов нейтронов.

Параллельно совершенствуется технология контактной внутриполостной и внутритканевой лучевой терапии за счет создания серии аппаратов с последовательным

автоматизированным введением направляющих проводников и источников излучения, которые можно перемещать во время сеанса облучения для формирования индивидуального дозного поля. Кроме того, разработаны специальная рентгеновская аппаратура (симуляторы), компьютерные томографы и планирующие системы для предлучевой топометрии. Это позволяет точно определить границы подлежащей облучению мишени, создать оптимальные программы облучения, что переводит лучевую терапию в разряд высокоточных дисциплин.

Эффективность лучевой терапии может быть также повышена в связи с внедрением в клиническую практику достижений современной радиобиологии, благодаря которым появилась возможность управления радиочувствительностью опухолевых и нормальных тканей. Уже стали применять радиомодифицирующие агенты, т. е. различные физические и химические факторы, способные ослаблять радиопоражаемость нормальных тканей или усиливать радиочувствительность опухоли. Кроме того, разрабатываются математические модели оптимального ритма облучения для опухолей с различными биологическими характеристиками.

Более подробно возможности, особенности, а также осложнения при проведении лучевой терапии различных опухолевых заболеваний представлены в пособиях по клинической онкологии и радиологии, а также в специальной литературе.

## ГЛАВА 11. КОНТРАСТНЫЕ СРЕДСТВА ДЛЯ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ

Получение диагностической информации с помощью методов лучевой диагностики зачастую бывает ограничено из-за недостаточной дифференциации соседних мягких тканей или из-за невозможности визуализировать органы (например, желудок или кишку) без контрастных веществ.

Практически сразу же после открытия рентгеновских лучей стали применять искусственное контрастирование. Уже в 1986 г. два исследователя - Гашек и Лиенталь - выполнили первую в мире ангиографию, введя в артерии ампутированной руки соль ртути. С 1920 г. были предприняты попытки использовать в качестве рентгеноконтрастных средств соединения йода. Толчком к подобным исследованиям послужили рентгенографические исследования больных сифилисом, принимавших для лечения йодид натрия. На снимках брюшной полости йодид натрия, выделявшийся почками, повышал плотность их изображений. Однако при использовании в качестве контрастного вещества йодид натрия оказался слишком токсичным.

Сульфат бария для исследования желудка был предложен в 1909 г., и с тех пор методика исследования пищеварительной трубки практически не изменилась.

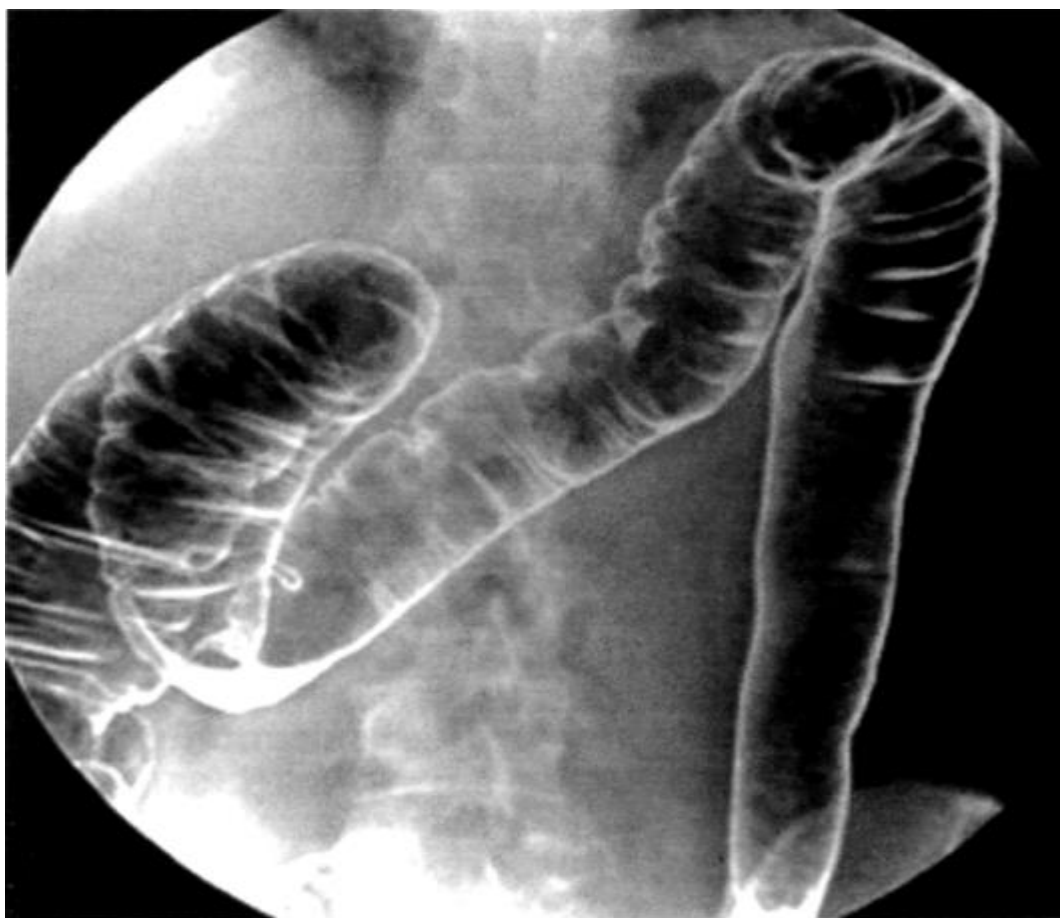
В 20-30-х годах XX в. был создан ряд безопасных водорастворимых йодсодержащих препаратов для внутривенного введения. Широкое применение этой группы препаратов началось с 1953 г., когда был синтезирован препарат, молекула которого состояла из трех атомов йода, связанных с бензольным кольцом.

В 1968 г. был предложен новый класс рентгеноконтрастных препаратов, обладавших низкой осмолярностью из-за того, что они *неионные*, т. е. не диссоциируют в растворе.

Большинство современных рентгеноконтрастных средств для инъекционного введения представляют собой трийодзамещенные ароматические соединения, которые в своей основе имеют бензольные кольца и содержат 3 или 6 атомов йода. Общепринятым является деление водорастворимых йодсодержащих рентгеноконтрастных средств для внутрисосудистого введения на ионные (диссоциирующие в растворе) и неионные (недиссоциирующие).

В традиционной рентгенографии контрастные средства делят на позитивные и негативные. Кроме того, их делят на препараты для внутрисосудистого, внутрисполостного и субарахноидального введения.

Негативные контрастные средства (воздух, углекислый газ и другие газы) ослабляют рентгеновские лучи значительно меньше, чем мягкие ткани тела.



*Рис. 11.1.* Рентгенограмма толстой кишки. Введенный в кишку воздух служит негативным контрастным агентом.

Рентген-негативные контрастные средства применяют при исследовании полых органов и чаще всего при рентгенографии органов пищеварительного канала (желудок, кишечник). Возможно и сочетанное использование контрастных средств. Вначале вводят определенное количество бариевой взвеси, затем орган раздувают воздухом (рис. 11.1). В прошлом рекомендовали методики введения газа в ликворные пространства ЦНС (пневмоцистернография) и в жировую клетчатку забрюшинного пространства (пневмоперитонеум), но в настоящее время эти методы не применяют.

Позитивные контрастные средства сильнее ослабляют рентгеновские лучи, чем мягкие ткани тела. В позитивных контрастных средствах атомы йода или бария ослабляют излучение в 50-1000 раз сильнее (в зависимости от концентрации препарата), чем атомы мягких тканей человеческого тела.

Позитивные контрастные средства можно разделить на *водорастворимые* (йодсодержащие препараты), *жирорастворимые* и *нерастворимые* (микрочастицы сульфата бария). Жирорастворимые контрастные вещества в настоящее время не используют. Основой позитивных контрастных средств является барий или йод - вещества с высоким атомным числом, способные значительно ослаблять рентгеновское излучение.

Нерастворимое позитивное контрастное средство - барий (сульфат бария) применяют для исследований органов пищеварительного канала (рис. 11.2).

Йодсодержащие контрастные вещества более универсальны, их вводят как внутрисосудистым, так и внутрисосудистым способом, а также субарахноидально.

Водорастворимые йодсодержащие контрастные средства преимущественно вводят внутривенно; например, при необходимости исследования почек (экскреторная урография) после их внутривенного введения проводят серию снимков (рис. 11.3). По накоплению и распределению контраста на серии таких снимков удается оценить состояние почек и их функцию.

При ангиографии контрастные средства вводят в артериальное или венозное русло и резкое повышение плотности в сосуде позволяет изучить как бы слепок сосуда изнутри.

Контрастное вещество можно вводить в полости суставов, полостные органы и под оболочки спинного мозга. При этом применяют наиболее безопасные неионные контрастные вещества. На рис. 11.4 приведено введение контрастного вещества в полость сустава для определения целостности капсулы. Рентгеновские снимки выполняют в разных проекциях.

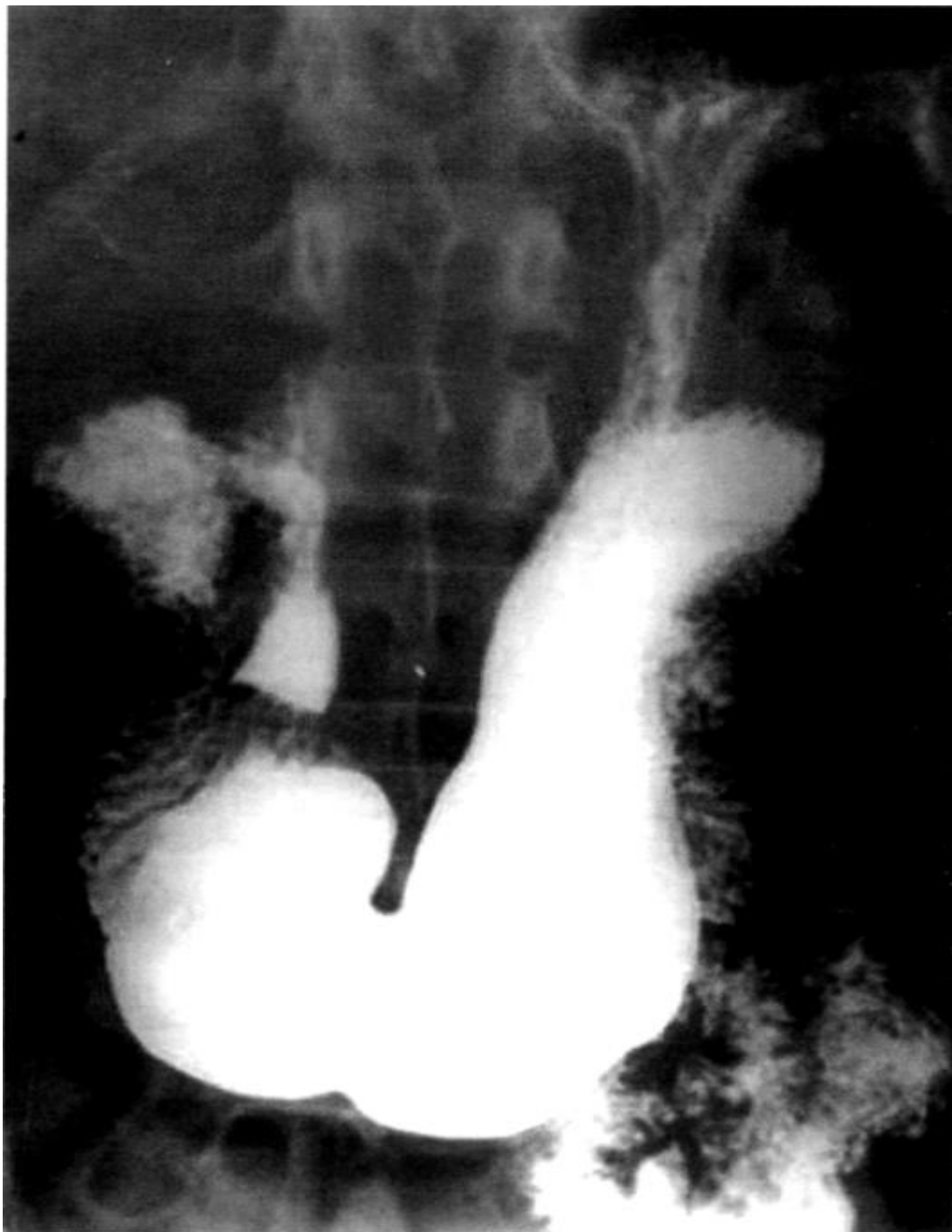
Нагнетание контраста через полость тела матки и трубы (гистеросальпингография) позволяет оценить внутреннюю поверхность полости матки и проходимость маточных труб.

В неврологической и нейрохирургической клиниках до настоящего времени широко применяют методику миелографии - введение водорастворимого контрастного вещества под оболочки спинного мозга (рис. 11.5). Такая процедура помогает оценить проходимость субарахноидального пространства.

Внутрисосудистое и внутрисосудистое введение контрастных веществ, содержащих в своей молекуле йод, может оказывать неблагоприятное воздействие на организм. Если такие изменения вызывают клинические симптомы или влияют на лабораторные показатели пациента, то их называют *побочными реакциями*.

Частота развития побочных реакций определяется преимущественно хемотоксичностью, осмотоксичностью молекул контрастного вещества, а также временным нарушением баланса электролитов (ионы) плазмы крови.

*Хемотоксичность* молекулы или небольшого числа молекул контрастного средства определяется ее воздействием на белки во внеклеточном пространстве или не только на клеточные мембраны, но и на клеточные органеллы и ферменты.



*Рис. 11.2.* Рентгенограмма желудка. Барий в желудке служит позитивным контрастом.





**Рис. 11.3.** Рентгеновская экскреторная урограмма. Иодсодержащий контрастный препарат введен внутривенно. Снимок выполнен на 8-й минуте. Визуализация чашечно-лоханочной системы и мочеточников при экскреции в них водорастворимого рентгеноконтрастного средства.

1-чашки правой почки; 2-лоханка правой почки; 3 - правый мочеточник.

Отрицательно заряженные ионы, образующиеся при диссоциации *ионных* контрастных средств (рис. 11.6), обладают высокой токсичностью по отношению к нервной ткани (нейротоксичность). Эти препараты нельзя использовать для миело- и цистернографии. Для этих целей показаны только *неионные* препараты (рис. 11.7).

*Осмотоксичность* контрастного вещества определяют его осмолярностью, которая пропорциональна числу частиц в растворе, или осмоляльностью - на 1 кг чистой воды. Осмоляльность крови равна приблизительно 300 мОсм/кг воды. Ионные контрастные средства имеют осмоляльность порядка 1500-2000 мОсм/кг, неионные мономеры - около 500-800 мОсм/ кг, а неионные димеры - 300 мОсм/кг воды (рис. 11.8). Понятно, что неионные димеры, являющиеся изоосмоляльными по отношению к крови, при всех прочих равных условиях могут оказывать меньшее нежелательное действие.

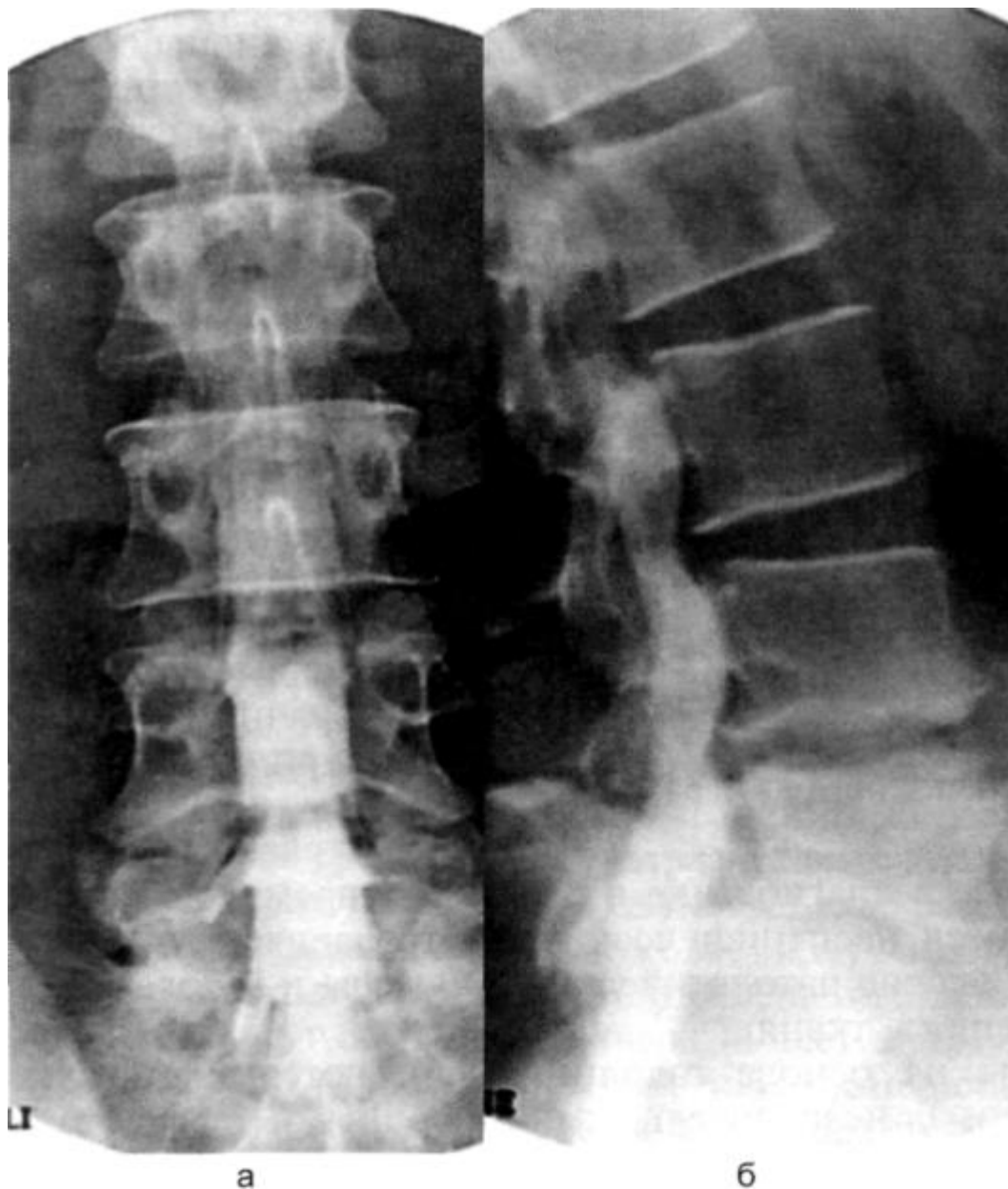
*Фармакокинетика контрастного средства.* Все контрастные средства имеют высокую растворимость в воде и низкую связываемость с белками плазмы при внутрисосудистом введении. Размер молекул позволяет им проходить сквозь клубочки почек. При нормальной величине гломерулярной фильтрации их период полувыведения составляет 1,5-2 ч. После быстрого (болусное) внутривенного введения контрастного средства оно практически неразбавленным достигает сердца, где смешивается с кровью. Такой болус проходит сквозь сосудистое русло легких и достигает левых отделов сердца, затем аорты и ее ветвей. Происходит быстрая диффузия контрастного средства из крови в ткани. В течение 1-й минуты после быстрой инъекции сохраняется высокая концентрация контрастного средства в крови и кровеносных сосудах.



**Рис. 11.5.** Рентгенограмма правого плечевого сустава в прямой проекции - артрография. Водорастворимый рентгеноконтрастный препарат (стрелка) введен в полость сустава.

Контрастные средства для МРТ появились сравнительно недавно - после интенсивного внедрения метода МРТ в клиническую практику.

Назначение контрастных препаратов для МРТ - изменение магнитных свойств тканей после их введения в организм. В отличие от рентгеноконтрастных препаратов, которые непосредственно ослабляют рентгеновское излучение, препараты для МРТ приводят к изменениям окружающих их тканей. Не будучи видны на МР-томограммах непосредственно, они являются так называемыми *непрямыми* контрастными веществами. Первоначально метод магнитного резонанса обладает хорошим мягкотканым контрастом, однако в некоторых случаях нормальные и патологические ткани имеют



**Рис. 11.5.** Рентгеновская миелограмма. Неионный рентгеноконтрастный препарат введен в субарахноидальное пространство. а - прямая проекция; б - боковая проекция.

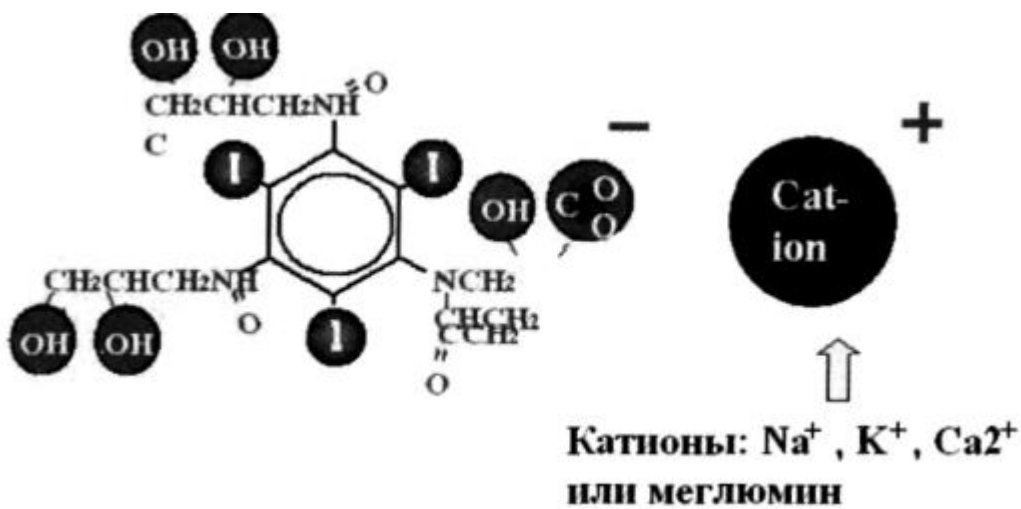


Рис. 11.6. Формула молекулы ионного контрастного средства.

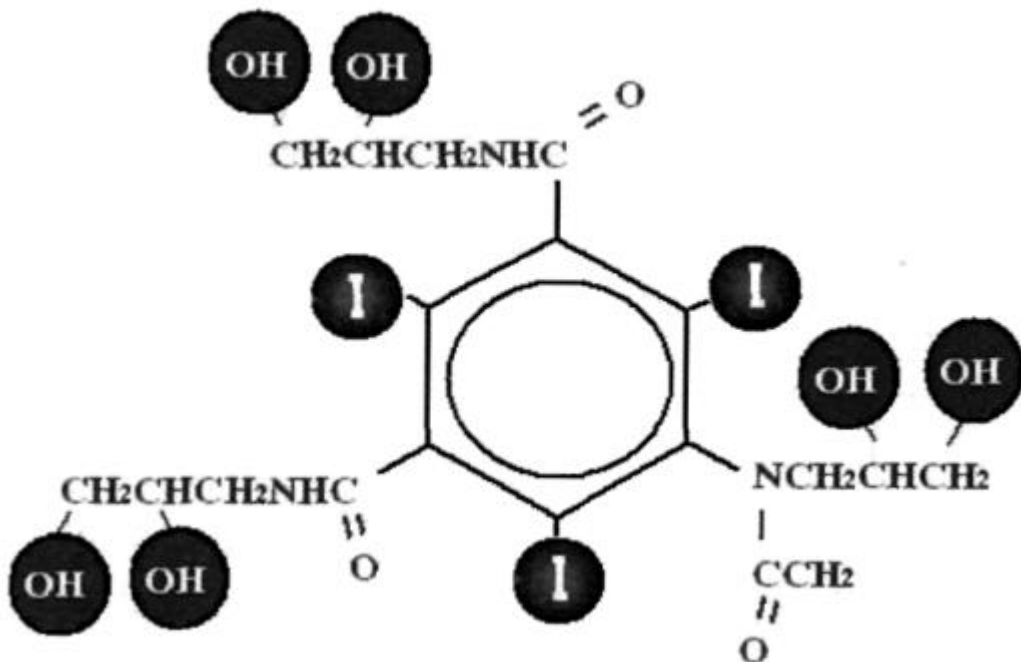


Рис. 11.7. Формула молекулы неионного мономера.

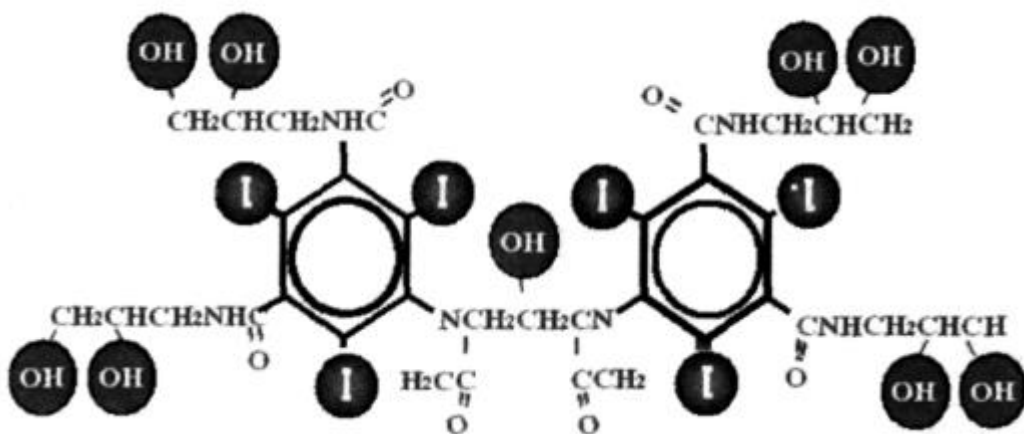


Рис. 11.8. Формула молекулы неионного димера.

одинаковые магнитные показатели. Таким образом, при использовании МР-контрастов увеличивается контраст между здоровыми и патологически измененными тканями, а также усиливается яркость сосудов при МР-ангиографии. Кроме того, изменение параметров тканей по времени позволяет изучить перфузию тканей.

Механизм действия применяемых контрастных средств для МРТ основывается на изменениях времени релаксации, или магнитной восприимчивости. Большинство из этих препаратов (рис. 11.9) являются парамагнитными (активный компонент - гадолиний, марганец) или суперпарамагнитными (активный компонент - оксид железа) соединениями. По влиянию на интенсивность сигнала контрастные вещества для МРТ делят на позитивные (T1 -агенты, укорачивают время релаксации T1; например, гадолиний - Gd) и негативные (T2-агенты, укорачивают время T2; например, оксиды железа).

Контрастные средства для МРТ, применяемые в диагностике в настоящее время, по своему механизму действия являются неспецифическими. Это означает, что они «высвечивают» не специфические патологические процессы и заболевания, а неспецифические изменения в тканях.

Контрастные препараты на основе гадолиния считаются достаточно безопасными соединениями с незначительными побочными эффектами. Имеются лишь единичные сообщения о тяжелых анафилактических реакциях на эти вещества, поэтому необходимы тщательное наблюдение за пациентом после выполнения инъекции и доступность реанимационного оборудования.

Первоначально низкомолекулярные парамагнитные контрастные агенты в основном использовали для выявления различных поражений ЦНС, так как именно в этой области МРТ получила наибольшее признание.

Зачастую картина контрастного усиления, наблюдаемая при применении парамагнитных контрастных средств для МРТ, очень схожа с таковой при КТ. Это позволяет рекомендовать для трактовки МР-изображений богатый опыт рентгенологов, накопленный при интерпретации КТ-изображений с контрастным усилением. Однако следует помнить, что механизм действия контрастных агентов для МРТ совершенно иной, чем для КТ, поэтому и характер контрастирования может быть различным.

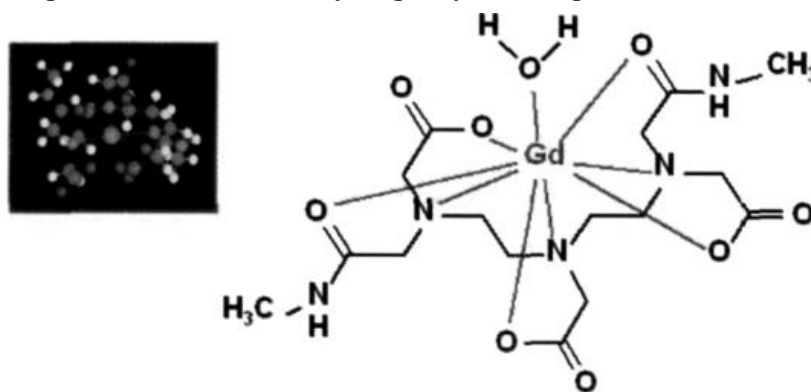
Парамагнитные контрастные вещества распределяются во внутрисосудистом и внеклеточном пространствах организма и не проходят через гематоэнцефалический барьер (ГЭБ). В связи с этим в ЦНС в норме усиливаются только области, лишенные этого барьера, например гипофиз, воронка гипофиза, кавернозные синусы, твердая мозговая оболочка и слизистые оболочки носа и придаточных пазух. Повреждение и разрушение ГЭБ приводят к проникновению парамагнитных контрастных веществ в межклеточное пространство и локальному изменению T1-релаксации. Это диагностируют при патологических процессах в ЦНС, таких как опухоли, метастазы (рис. 11.10), нарушения мозгового кровообращения, инфекции.

Области применения парамагнитных контрастных средств, помимо ЦНС, включают в себя диагностику заболеваний костно-мышечной системы, болезней сердца, печени,

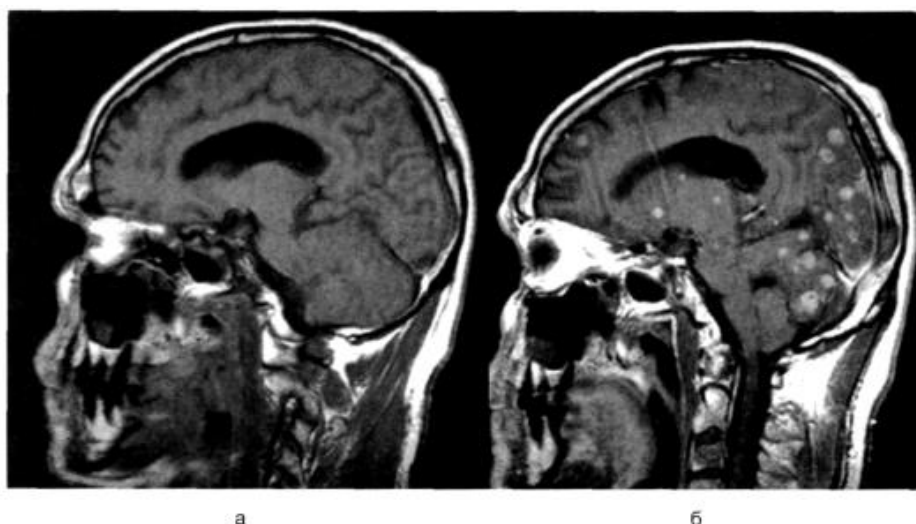
поджелудочной железы, почек и надпочечников, органов малого таза и молочных желез. С этими веществами выполняют МР-ангиографию и изучают перфузию головного мозга и сердца.

В клинике начинают применять и контрастные средства на основе других металлов, например оксидов железа или марганца, которые преимущественно рекомендуются для исследований печени. Появились контрастные вещества для МРТ, которые могут долго циркулировать в кровотоке (так называемые внутрисосудистые контрастные средства). Области использования контрастных средств для МРТ постоянно расширяются.

Контрастные средства для ультразвуковых исследований начинают применять в последние годы. Ультразвуковые контрастные средства - вещества, хорошо отражающие ультразвуковое излучение (эхогенные субстанции), которые вводят в сосуд или в орган для того, чтобы повысить его эхогенность. Это могут быть взвеси твердых частиц, эмульсии капелек жидкости, микропузырьки газа или пузырьки газа, помещенные в различные оболочки или жидкости и высвобождающие микропузырьки после введения. Подобно другим контрастным веществам, ультразвуковые средства должны



*Рис. 11.9.* Формула молекулы парамагнитного контрастного средства. В центре ее расположен атом гадолиния.



*Рис. 11.10.* МР-томограмма головного мозга. Сагиттальная проекция. а - очаговые изменения не выявлены; б - после введения Gd видны множественные метастазы, накопившие контрастное вещество.

обладать низкой токсичностью и быстрым выделением. Препараты первого поколения не проходили через капиллярное русло легких и разрушались в нем.

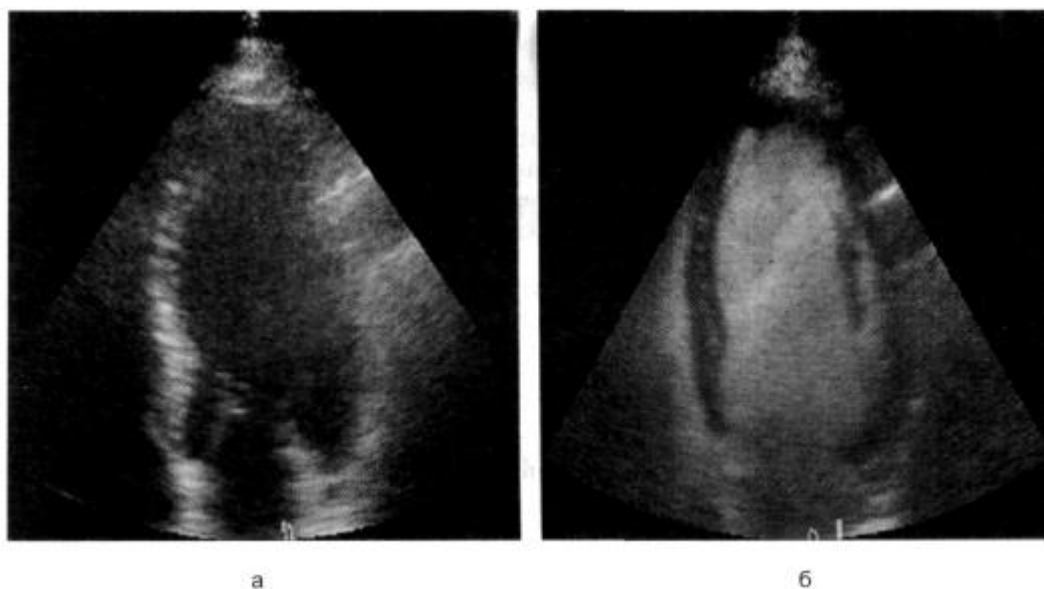
Используемые сейчас контрасты попадают в большой круг кровообращения, что дает возможность применять их для повышения качества изображений внутренних органов, усиления доплеровского сигнала и изучения перфузии. Пример ультразвукового исследования сердца до и после внутривенного введения ультразвукового контрастного средства представлен на рис. 11.11.

*Классификация побочных реакций.* В общей сложности побочные реакции при использовании контрастных средств наблюдают в 1-5 % случаев, обычно они имеют легкую степень тяжести и не требуют специального лечения.

Побочные реакции могут возникать непредсказуемо при применении любого контрастного средства, но реже - современных *неионных* препаратов. Приводимые в литературе статистические данные относительно частоты развития тяжелых осложнений после внутривенного введения контрастных препаратов в значительной степени различаются. Частота тяжелых осложнений после введения неионных контрастных средств составляет менее 0,1%. Самую большую опасность вызывает риск развития анафилактических реакций (идиосинкразия) при введении йодсодержащих веществ.

Реакция на введение контрастных средств условно можно разделить на:

- легкие - к таким реакциям относят чувство жара или озноба, тошноту. Необходимости в лечебных мероприятиях при наступлении таких реакций нет;
- умеренные - в дополнение к легким реакциям, либо самостоятельно они могут проявляться снижением АД, тахикардией, рвотой, крапивницей. В таких случаях необходима помощь, но не реанимационная;



**Рис. 11.11.** Эхо кардиограмма сердца до (а) и после (б) введения ультразвукового контрастного средства. Значительное усиление ультразвукового сигнала от крови в полости левого желудочка.

- тяжелые - например, анафилактический шок. В этом случае необходимы срочные реанимационные мероприятия.

Несмотря на редкость возникновения побочных реакций на любые контрастные средства (рентгеноконтрастные, ультразвуковые или МР-препараты), все медицинские работники должны соблюдать настороженность в отношении риска их возникновения и быть готовыми к их незамедлительному лечению.

Побочные реакции могут возникнуть у любого пациента, но к группе повышенного риска относят следующие категории больных с:

- нарушением функции почек и печени;
- отягощенным аллергологическим анамнезом, особенно имевших побочные реакции на контрастные вещества ранее;
- тяжелой сердечной недостаточностью или легочной гипертензией;
- выраженным нарушением функции щитовидной железы;
- феохромоцитомой, сахарным диабетом, миеломной болезнью.

К группе риска в отношении опасности развития побочных реакций также принято относить маленьких детей и лиц старческого возраста.

У всех этих категорий врач, назначающий или проводящий исследование, должен тщательно оценить отношение «риск-польза» при исследовании с контрастированием и принять необходимые меры предосторожности.

При явных противопоказаниях к внутрисосудистому введению контрастных средств следует всегда иметь в виду возможность получения необходимой диагностической информации неинвазивно, с помощью таких методов, как КТ, ультразвук, МРТ без контрастного усиления или радионуклидные исследования.

В том случае, когда без контрастирования нельзя обойтись, следует использовать наиболее безопасный препарат и провести премедикацию. Премедикацию проводят, введя 50 мг преднизолона за 12 и 2 ч до исследования (при плановых обследованиях) или 250 мг гидрокортизона непосредственно перед исследованием (при экстренных обследованиях).

Лечение побочных реакций на контрастные средства неспецифично и преимущественно симптоматическое. При снижении АД необходимо ввести внутривенно 0,5-1,0 мг атропина или вазопрессоры (мезатон, допамин). При кожных аллергических реакциях пациентам назначают антигистаминные препараты, в тяжелых случаях - кортикостероиды; при бронхоспазме - ингаляционное введение  $\beta_2$ -антагонистов, внутривенное введение эуфиллина или кортикостероидов.

В наиболее тяжелом случае, при развитии анафилактического шока, незамедлительно начинают реанимационные мероприятия: внутривенно вводят адреналин (0,3-1,0 мг), гидрокортизон или преднизолон, при необходимости производят интубацию и искусственную вентиляцию легких, непрямой массаж сердца.

Применение контрастных средств в лучевой диагностике просто необходимо. Невозможно провести рентгенологическое исследование желудка и кишечника без



бариевой взвеси, так же как и при ангиографии не обойтись без внутриагтериального введения йодсодержащих контрастных средств. Контрастирование при КТ, особенно в модификации КТ-ангиография, позволяет повысить информативность методики на 30-50%. В связи с этим знание особенностей введения контрастных средств и возможных осложнений необходимо не только врачу-рентгенологу, проводящему исследование, но и врачу, назначающему его. В любом случае при использовании контрастных средств рентгеновский кабинет должен быть оборудован всеми приспособлениями для проведения реанимационных мероприятий и борьбы с анафилактическим шоком.

## **ГЛАВА 12. НОРМАЛЬНАЯ ЛУЧЕВАЯ АНАТОМИЯ**

В этой главе представлены результаты изучения анатомии человека, с помощью комплекса методов лучевой диагностики. В последние годы в связи с развитием вычислительных методов получения и обработки изображений меняются подходы врачей к использованию того или иного метода. Стали широко применять цифровые методы рентгенологии и новые диагностические приемы, основанные на компьютерной обработке изображения. Если ранее при исследовании, например, желудочно-кишечного тракта рентгенолог описывал пищевод, желудок и двенадцатиперстную кишку, то сейчас, выполнив КТ, возможно (и обязательно) описать все органы и ткани, находящиеся на этом уровне, т. е. врач-рентгенолог и врач-клиницист получают большой объем дополнительной, часто неожиданной информации. Программа обследования пациента в каждой конкретной клинике зависит от наличия в ней современной аппаратуры. Конечной целью любого обследования является установление правильного диагноза наиболее быстрым способом. Из этого следует, что в хорошо оборудованной клинике необходимо не только избегать классического принципа «от простого к сложному», но и выполнять «наиболее информативное исследование на первом этапе диагностики» применительно к конкретной клинической ситуации. Это обязывает лечащего врача более ответственно выбирать оптимальный диагностический алгоритм. В связи с этим при описании нормальной лучевой анатомии не всегда возможно придерживаться классического принципа - описание органа или системы.

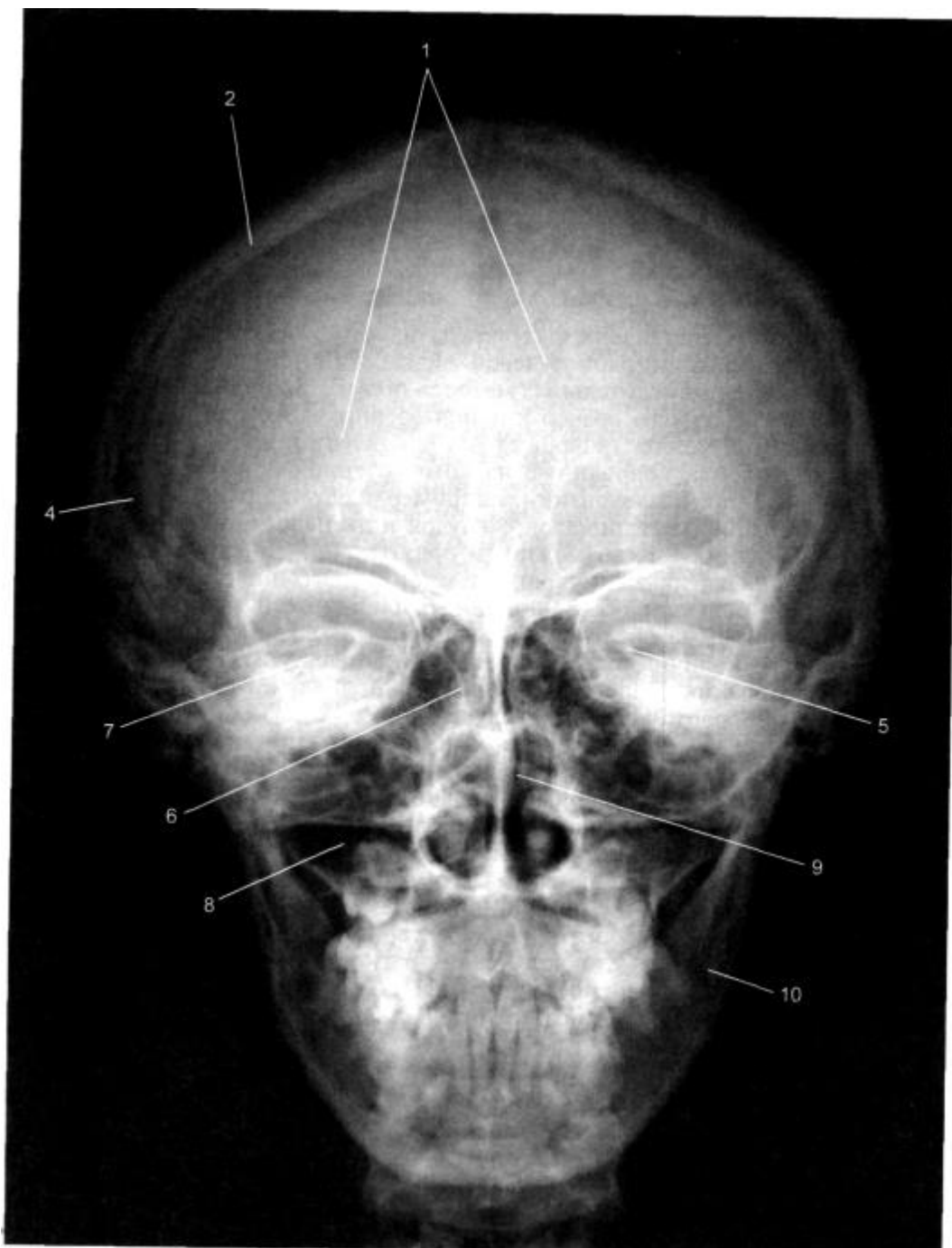
Авторы решили использовать для характеристики отдельные анатомические зоны и системы те методы лучевой диагностики, которые дают о них наиболее полное комплексное представление. Поэтому иллюстративный материал превалирует над описательной частью.

### **12.1. Костно-суставная система**

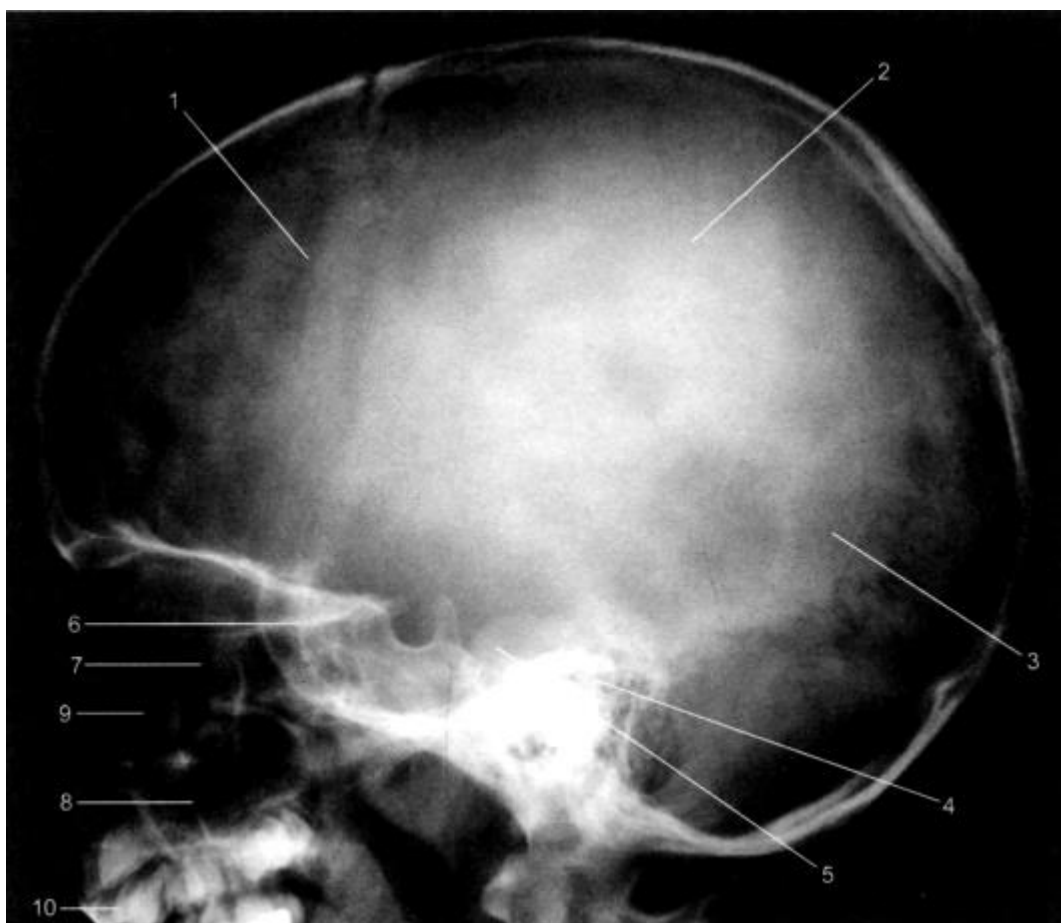
Кости и суставы представляют собой пластичную, перестраивающуюся и регенерирующую систему, которая находится в постоянной взаимосвязи с другими системами органов и тканей. При этом рентгенологический метод позволяет выявить и изучить как нормальную картину скелета, так и многообразные проявления патологических изменений.

#### ***12.1.1. Череп, придаточные пазухи, челюсти, зубы***

Череп является защитой головного мозга. Кости головного и лицевого черепа изучают методами рентгенологического исследования и КТ.



*Рис. 12.1.* Обзорные рентгенограммы черепа. а - прямая проекция: 1-лобная кость; 2 - теменная кость; 3 - затылочная кость- 4 - височная кость; 5 - клиновидная кость; 6 - решетчатая кость; 7 - глазница; 8 - верхняя челюсть и верхнечелюстная пазуха; 9 - носовая перегородка; 10 - нижняя челюсть

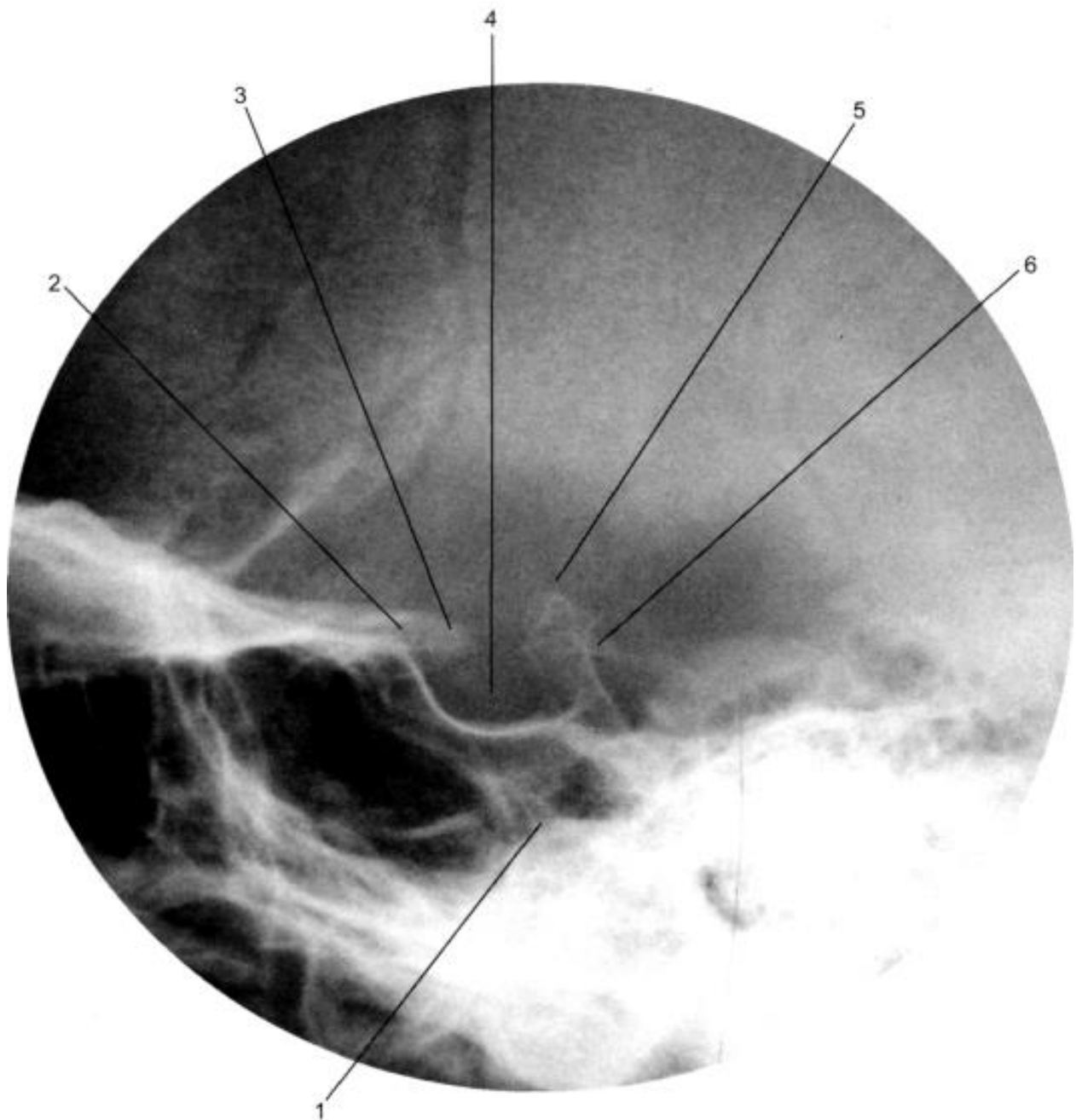


*Рис. 12.1.* Продолжение, б - боковая проекция.

Обзорные рентгенограммы черепа в прямой и боковой проекциях (рис. 12.1, а, б) четко обрисовывают мозговой и лицевой череп. Несмотря на суммацию теней костей черепа, при рентгеновском исследовании удастся дифференцировать множество анатомических структур. Толщина костей свода варьирует от 0,5 до 1 см. В области теменных и затылочных бугров кости толще, в области височной впадины они истончаются. На фоне ячеистой структуры костей свода в виде линейных просветлений дифференцируются борозды оболочечных артерий, каналы и звездчатые разветвления диплоических вен и пахионовых грануляций, а также пальцевые вдавления.

Пальцевые вдавления, отображая отпечатки извилин головного мозга, на рентгенограммах проявляются в виде овального очага сниженной плотности диаметром 8-10 мм, а при компьютерной томографии с трехмерной обработкой - именно в виде вдавлений.

Оболочечные артерии располагаются между внутренней костной пластинкой и твердой мозговой оболочкой. Венозный отток сначала осуществляется через ямки пахионовых грануляций, расположенных в основном вдоль верхнего сагиттального синуса, а затем - через диплоические вены в синус.



**Рис. 12.2.** Прицельная рентгенограмма области турецкого седла. 1 - тело клиновидной кости; 2 - малые крылья клиновидной кости; 3 - передние наклоненные отростки; 4 - полость турецкого седла; 5 - задние наклоненные отростки; 6 - спинка седла.

При всех видах исследования черепа (рентгеновский и КТ) пазухи, содержащие воздух, хорошо видны. Это относится к верхнечелюстным пазухам (гайморовы пазухи), решетчатому лабиринту основной кости, лобным пазухам и ячейкам височной кости.

На боковых снимках изучают основание черепа, на внутренней поверхности которого различают переднюю, среднюю и заднюю черепные ямки. Границей между передней и средней черепными ямками служат задние края малых крыльев основной кости, а границей между средней и задней черепными ямками - верхние края пирамид височных костей и спинка турецкого седла.

Для изучения турецкого седла желательно выполнить прицельный снимок (рис. 12.2), на котором хорошо видны полость турецкого седла, спинка и бугорок седла. Размеры и форма турецкого седла весьма переменны.

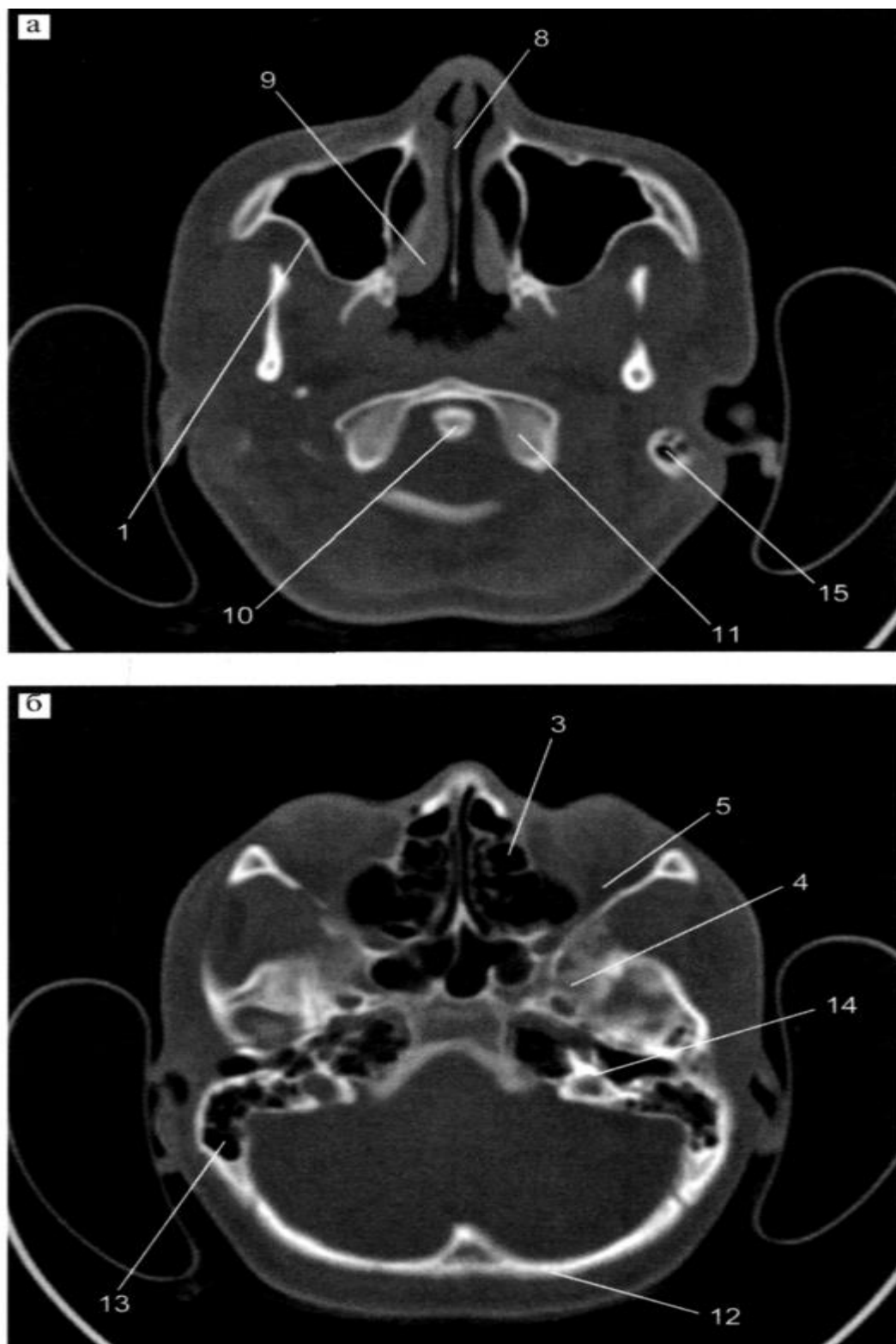
Поскольку при рентгенографии черепа вне зависимости от проекции исследования происходит суммирование теневых структур, для изучения состояния отдельных анатомических зон, особенно в области основания и лицевого черепа, проводят компьютерную томографию данных зон. В этих случаях получают аксиальные и фронтальные изображения тонких (2-3 мм) слоев черепа и головного мозга. С помощью современных мультиспиральных компьютерных томографов фронтальные срезы не выполняют. На томограммах можно изучать не только состояние костных структур лицевого и мозгового черепа, но и всех пазух, а также строение головного мозга. Для изучения костных структур применяют специальное окно просмотра - так называемый костный режим (рис. 12.3). Реконструкция тонких поперечных срезов, полученных на современных мультиспиральных томографах, позволяет «выстроить» любые проекции и трехмерные реконструкции (рис. 12.4) для изучения костей лицевого и мозгового черепа как снаружи, так и изнутри.

При рентгенографии черепа в прямой проекции на компьютерных томограммах в аксиальной и фронтальной проекциях центральное положение занимает полость носа, разделенная на 2 половины костной носовой перегородкой. Все структуры правой и левой половин симметричны и имеют одинаковые размеры. Отдельные кости черепа соединяются между собой швами разного вида. В черепе ребенка есть места с неоконченным окостенением, которые называют родничками.

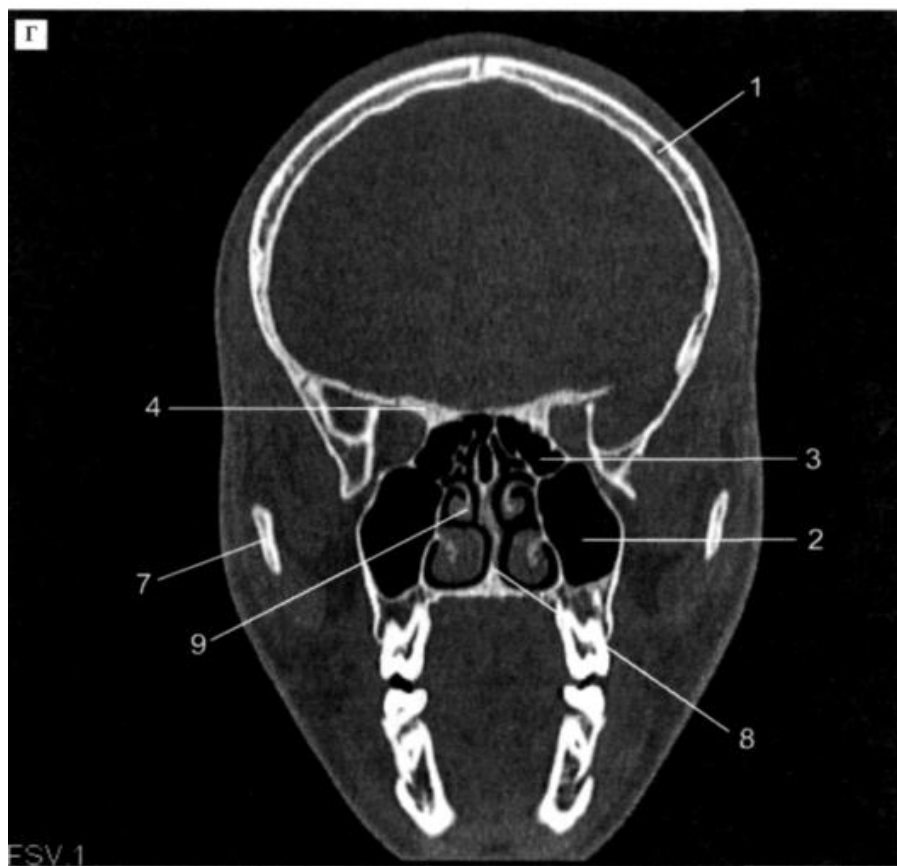
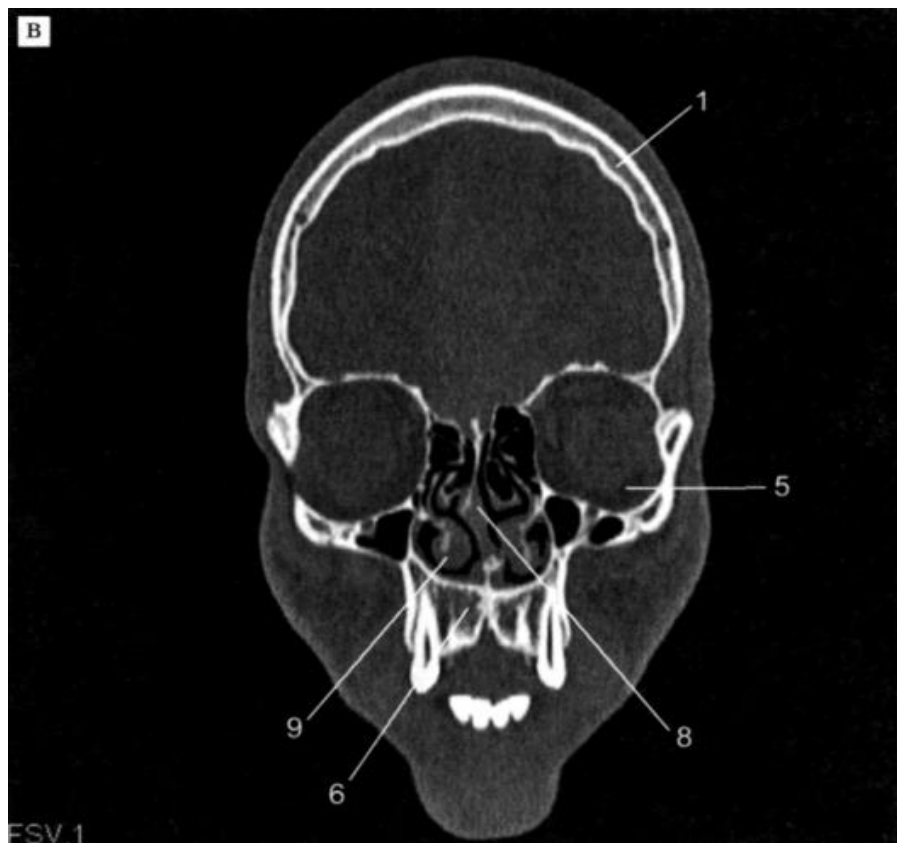
Придаточные пазухи носа (верхнечелюстные, решетчатые, лобные и основные), располагаясь в толще одноименных костей, заполнены воздухом и хорошо дифференцируются на снимках черепа в виде четко очерченных просветлений.

Околоносовые пазухи, полости носа, лобной кости, скуловые дуги и скуловые кости обследуют рентгенографическим методом. Для этой цели используют специальную подбородочно-носовую проекцию.

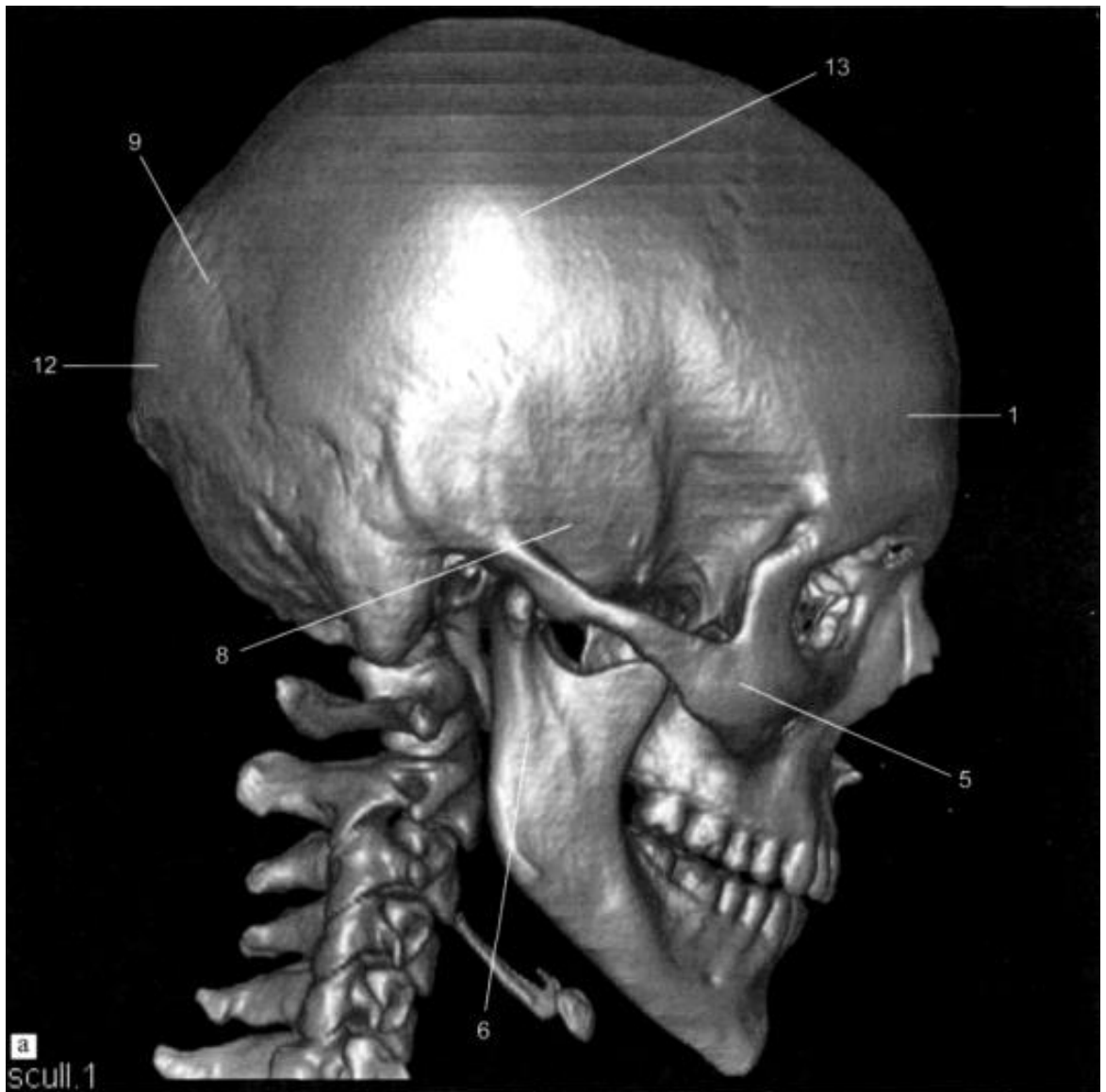
По бокам от полости носа определяются верхнечелюстные (гайморовы) пазухи, имеющие неправильно треугольную форму и четкие границы. Решетчатый лабиринт, находящийся по обе стороны от носовой перегородки между глазницами, состоит из группы небольших полостей, разграниченных тонкими перегородками и проецирующихся (на рентгенограммах) на полость носа и внутренние отделы орбит.



*Рис. 12.3.* КТ черепа. а - поперечный срез на уровне верхнечелюстных пазух; б - поперечный срез на уровне основания черепа. 1 - теменная кость; 2 - верхнечелюстная пазуха; 3 - ячейки решетчатого лабиринта; 4 - большие крылья клиновидной кости; 5 - орбита; 6 - верхняя челюсть; 7 - фрагмент ветви нижней челюсти; 8 - носовая перегородка; 9 - носовая раковина; 10 - зуб атланта; 11 - С.; 12 - затылочная кость; 13 - сосцевидный отросток; 14 - височная кость; 15 - ячейки сосцевидного отростка.



*Рис. 12.3.* Продолжение. в - фронтальный срез через орбиты; г - фронтальный срез через верхнечелюстные пазухи.



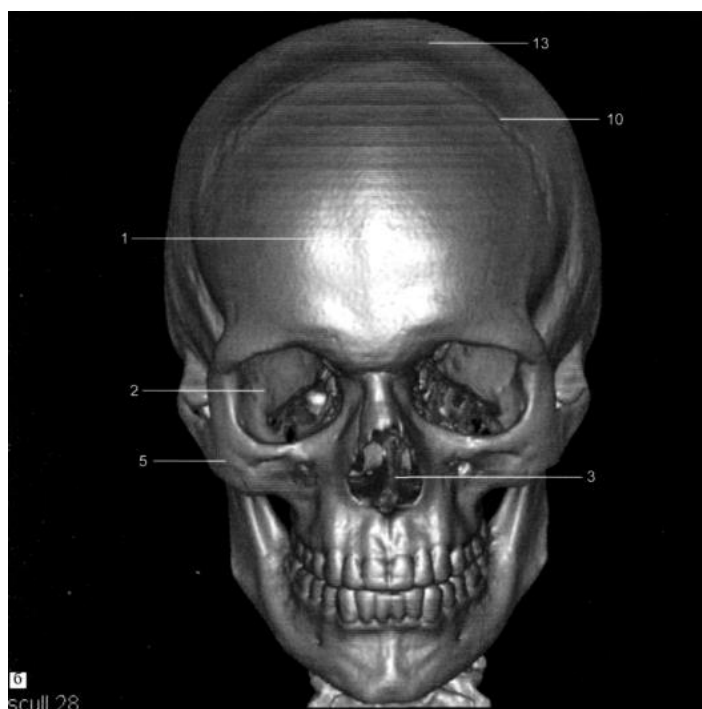
**Рис. 12.4.** КТ черепа. Трехмерная реконструкция. а - боковая проекция: 1 - лобная кость; 2 - орбита; 3 - носовая перегородка; 4 - верхнечелюстная пазуха; 5 - скуловая кость; 6 - ветвь нижней челюсти, 7-турецкое седло; 8 - височная кость; 9 - ламбдовидный шов; 10 - венечный шов; 11 - основная пазуха; 12 -затылочная кость; 13 - теменная кость.

Особенно хорошо видны эти структуры при КТ. Лобные синусы, расположенные над решетчатым лабиринтом, имеют разнообразную форму и размеры, а в ряде случаев могут быть вообще не выражены. Основные пазухи на переднем рентгеновском снимке дифференцируются плохо, их состояние изучают на снимках в боковой проекции. Томографические методы диагностики - КТ и МРТ - позволяют видеть стенки и содержимое всех придаточных пазух.

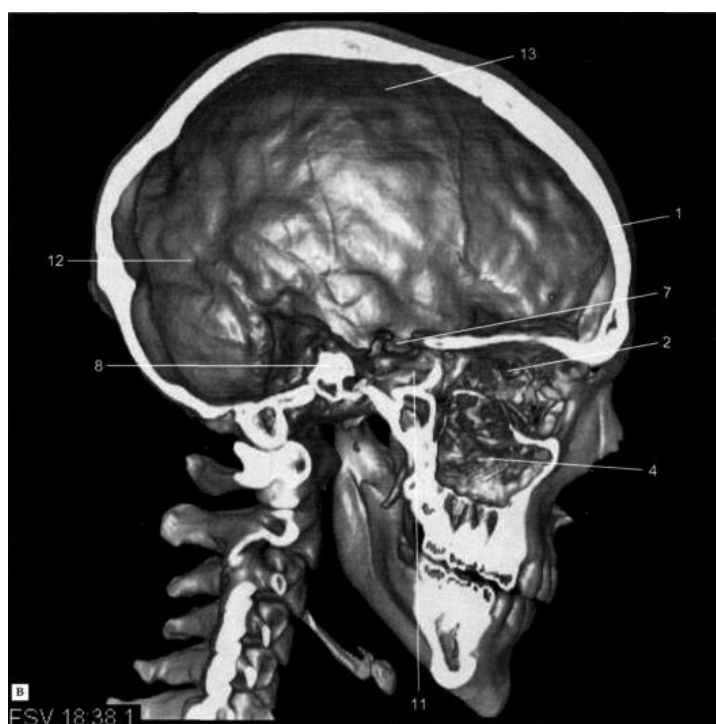
На прицельной боковой рентгенограмме височной кости получают изображение наружного и внутреннего слухового прохода, барабанной полости со слуховыми косточками, полукружных каналов, различных частей пирамиды, ячеистой системы височной кости и сосцевидной пещеры. Число, размеры и локализация ячеек височной кости переменны. В настоящее время при изучении этих анатомических структур



предпочтение отдают методу МРТ (рис. 12.5) и компьютерной томографии (рис. 12.6). В связи с этим в клиниках, оборудованных данными приборами, количество рентгенологических исследований анатомических структур сокращают.



*Рис. 12.4.* Продолжение, б - прямая проекция.



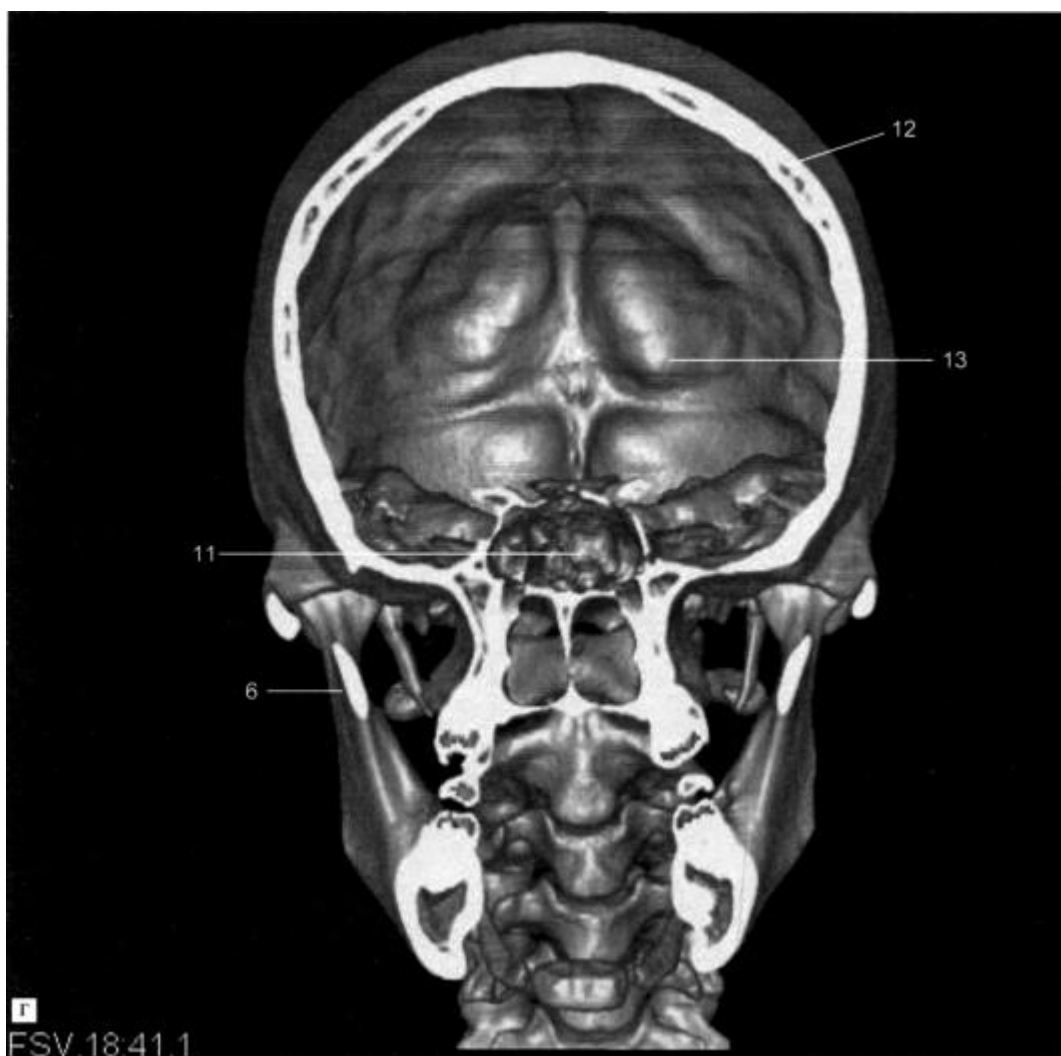
*Рис. 12.4.* Продолжение. в - боковая проекция. С помощью компьютерной обработки удалены кости правой стороны черепа через правую верхнечелюстную пазуху.

Глазницы и глазничные щели раньше изучали исключительно на рентгеновских снимках, которые выполняли в прямой проекции в носо-подбородочном предлежании.

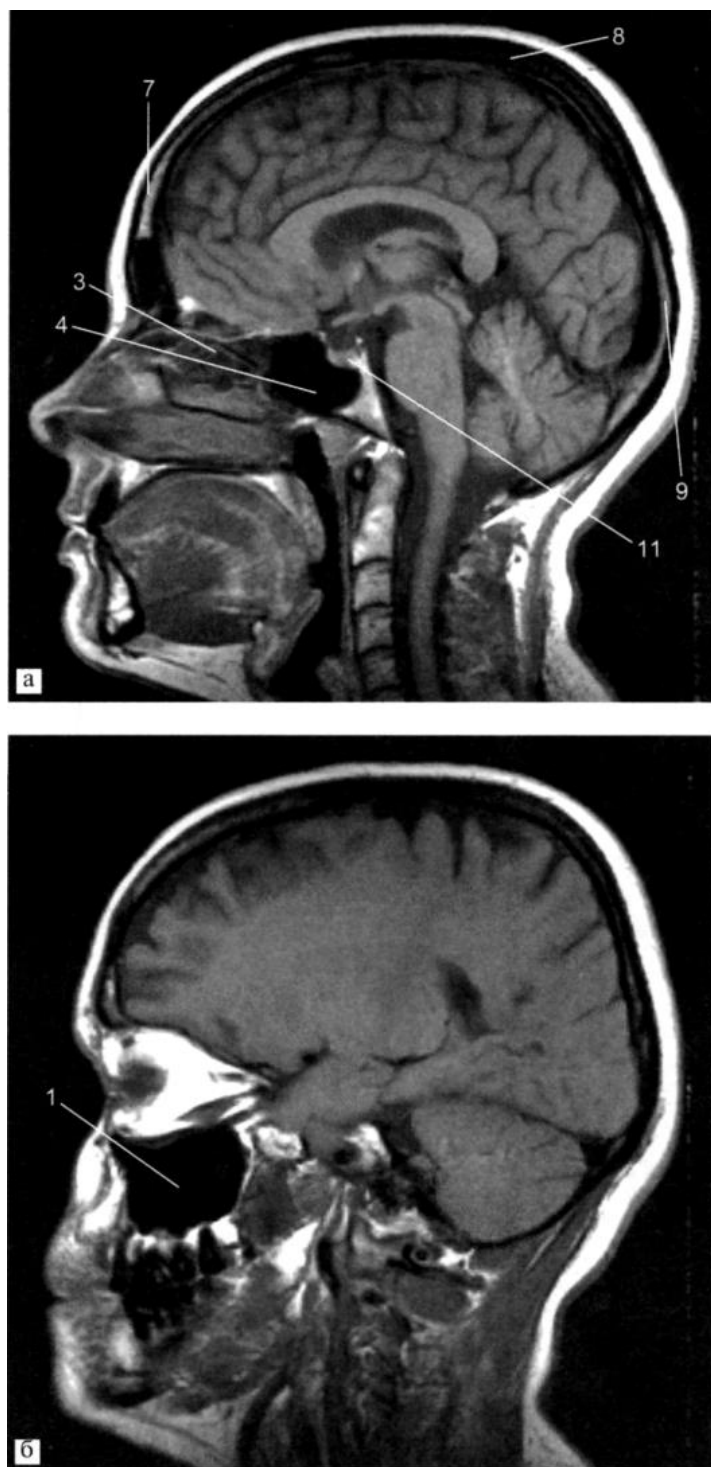
В настоящее время эту анатомическую область изучают преимущественно с помощью компьютерной томографии. В последнее время для этой цели все чаще применяют МР-томографию.

Компьютерные и магнитно-резонансные томограммы позволяют получить изображения не только костных структур, но и самих глазных яблок, оболочек глаза, стекловидного тела, хрусталика, зрительного нерва, артерий и вен глазницы, мышц глаза, ретробульбарной жировой клетчатки.

Особо следует указать, что КТ у пациентов после травмы глазницы помогает выявлять быстро, за 1-2 мин, во всех отделах рентгенонегативные инородные тела (стекло, пластмасса, деревянные щепки и др.). КТ не требует особо строгой укладки, а результаты появляются на экране немедленно.



*Рис. 12.4.* Продолжение. г - прямая проекция. С помощью компьютерной обработки удалена передняя часть костей черепа через основную пазуху.



*Рис. 12.4.* МРТ черепа и головного мозга.

а - саггитальный срез через основную пазуху; б - парасаггитальный срез на уровне верхнечелюстных пазух. 1 - верхнечелюстная пазуха; 2 - основная пазуха; 3 - лобная пазуха; 4 - ячейки решетчатого лабиринта; 5 - носовая перегородка; 6 - височная кость; 7 - лобная кость; 8 - теменная кость; 9 - затылочная кость; 10 - ветвь нижней челюсти; 11 - гипофиз.

Верхнюю и нижнюю челюсти, височно-нижнечелюстной сустав исследуют с помощью традиционной рентгенографии и на специальных дентальных рентгенодиагностических аппаратах. В специализированных клиниках рентгенологический метод дополняют КТ и МРТ. Зубы изучают внутри- и внеротовой

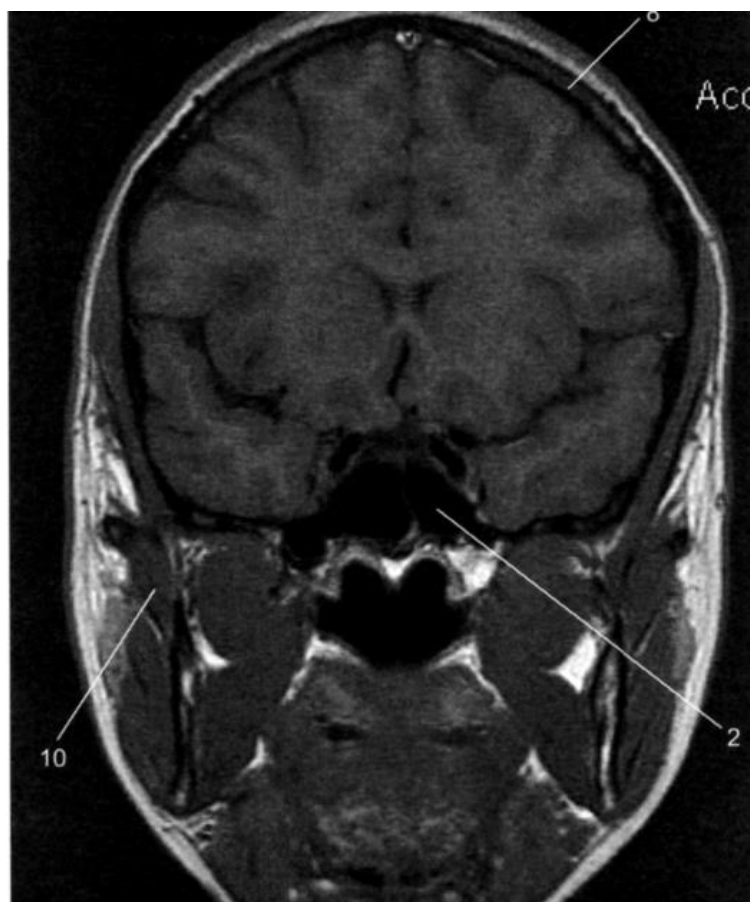
рентгенографией, а также пантомографией (панорамная томография). Эти методики дают возможность оценить состояние зубов, краевых отделов альвеолярных отростков, периапикальных областей, взаимоотношения зубов с анатомическими структурами верхней и нижней челюстей.

На рентгенограммах зубов отчетливо видны все основные части: коронка, шейка, корень или корни (рис. 12.7). В толще зуба различимы пульпарная камера и корневые каналы, заканчивающиеся отверстием у верхушки корня.

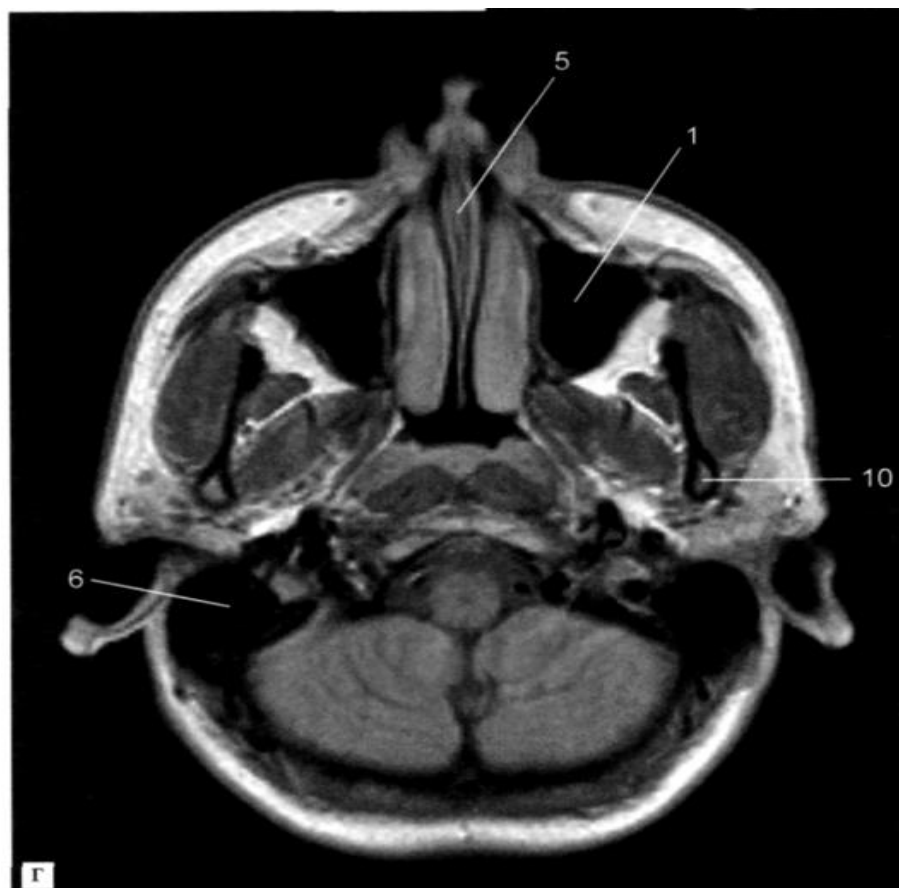
Вокруг каждого из корней зуба расположена узкая светлая полоска, соответствующая периодонту и ограниченная от губчатого костного вещества альвеолярного отростка тонкой компактной костной пластинкой - кортикальным слоем лунки.

На снимках альвеолярного отростка у маленьких детей определяют 2 ряда зубов: молочные и постоянные. Молочные меньше, теснее расположены у ротового края челюсти, имеют короткие корни; постоянные лежат еще в фолликулах, в каждом из которых видна коронка будущего зуба с отростками корней.

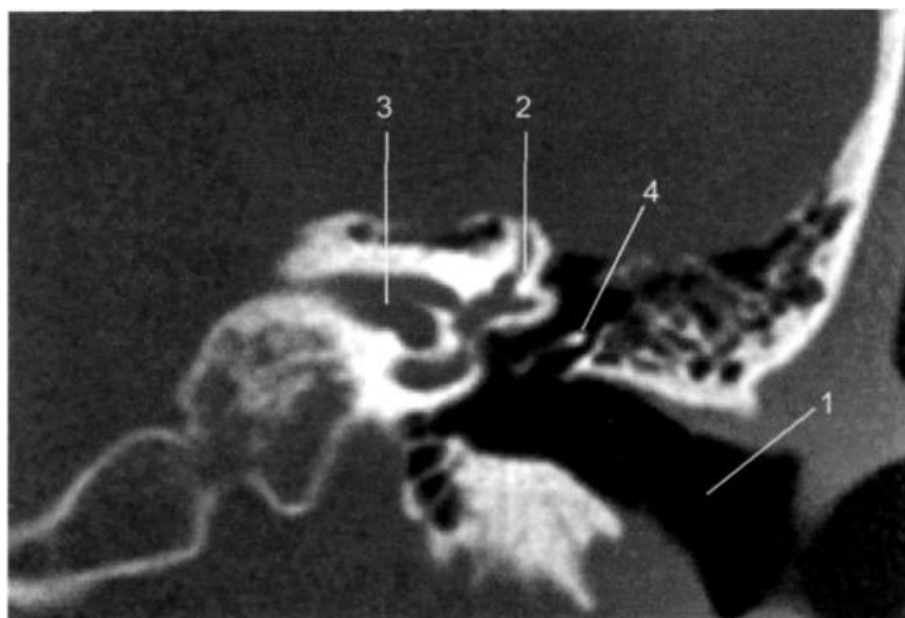
У взрослого виден один ряд постоянных зубов (32), отличающихся друг от друга формой, длиной и количеством корней. Полость зуба на рентгенограммах представляет собой очаг разрежения по отношению к более плотным костным тканям с четкими контурами.



в - фронтальный срез; через основную пазуху;

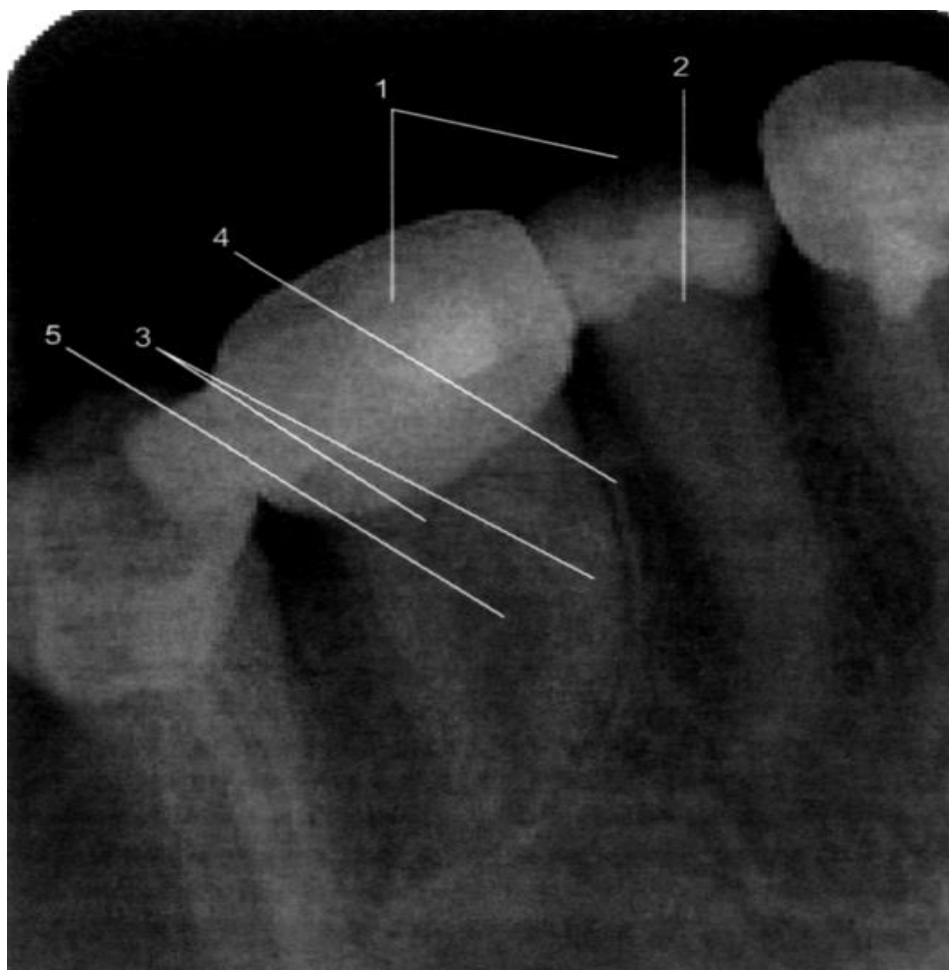


г - поперечный срез; на уровне верхнечелюстных пазух.



*Рис. 12.6.* КТ черепа. Реконструкция изображения ви сочной кости.

1 - наружный слуховой проход; 2 - полукружный канал; 3 улитка; 4 - слуховые косточки.



*Рис. 12.7.* Внутриротовая рентгенограмма 3, 4, 5 зубов левой половины нижней челюсти. 1 - коронка; 2 - шейка; 3 - корень; 4 - межзубная перегородка; 5 - полость зуба.



*Рис. 12.8.* Панорамная рентгенограмма (пантомограмма) зубов верхней и нижней челюстей. 1 - мыщелковый отросток; 2 - венечный отросток; 3 - угол; 4 - ветвь; 5 - тело; 6 - симфиз.

На фоне коронки зуба корневые каналы визуализируются в виде линейных просветлений с ровными и четкими контурами.

Верхняя челюсть хорошо визуализируется на обзорных снимках черепа и КТ в виде парной кости с четырьмя отростками - лобным, скуловым, небным и альвеолярным. Ее передняя поверхность расположена между нижним краем глазницы и альвеолярным отростком. Верхняя (глазничная) поверхность формирует крышу пазухи, а носовая поверхность - наружную стенку полости носа. Подвисочная поверхность задненаружной стенки обращена в крылонебную ямку.

У детей 2,5-3 лет верхнечелюстная (гайморова) пазуха занята зачатками зубов, которые определяются в виде треугольных просветлений. У взрослых пазуха располагается между первым премоляром (иногда клыком) и вторым-третьим моляром.

На рентгенограммах нижняя граница пазухи представляет собой тонкую линейную тень. Между корнями зубов и компактной пластинкой дна пазухи виден слой губчатого вещества. Иногда корни зубов вплотную примыкают к пазухе или находятся в ней самой.

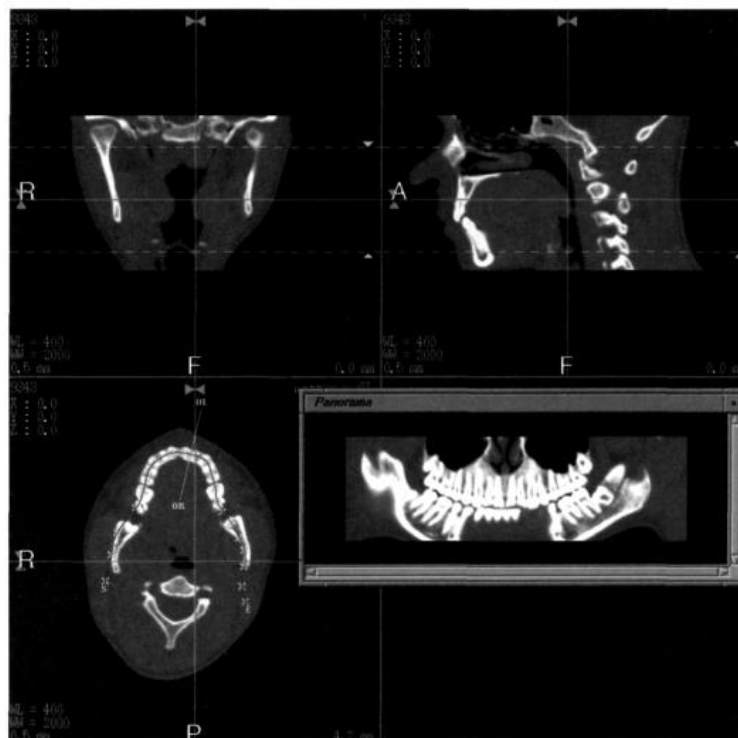
На внутривисочных рентгенограммах над областью первого моляра может быть виден корковый слой основания скулового отростка, а соответственно расположению верхних моляров - нижние отделы верхнечелюстного бугра.

Детальную оценку верхней и нижней челюстей, зубов и соседних с ними структур изучают на панорамных рентгенограммах (рис. 12.8). На них же видны особенности строения и нижней челюсти, по нижнему краю которой проходит кортикальный слой, более толстый в центральных отделах и истончающийся к углам челюсти. На панорамных рентгенограммах на всем протяжении нижней челюсти в ее толще дифференцируется нижнечелюстной канал в виде полосы разрежения костной структуры шириной 4- 5 мм.

Канал начинается нижнечелюстным отверстием, расположенным в ветви нижней челюсти на разной высоте. Между верхней стенкой канала и верхушками зубов - слой губчатого костного вещества. Канал заканчивается подбородочным отверстием овальной формы, расположенным с каждой стороны на уровне верхушек корней передних зубов.

В специализированных стоматологических клиниках для исследования зубов и челюстей все шире применяют КТ со специальными денральными программами (рис. 12.9).

Височно-нижнечелюстной сустав представляет собой сочленение головки мыщелкового отростка нижней челюсти и суставной поверхности нижнечелюстной ямки височной кости. Хрящевой диск, который хорошо визуализируется при МРТомографии, делит сустав на верхний и нижний отделы (рис. 12.10). Головка сустава состоит из губчатого костного вещества трабекулярной структуры, покрытого тонким слоем замыкательной кортикальной пластины. Нижнечелюстная ямка покрыта компактным слоем, которая сливается с тенью пирамиды височной кости. В ее заднем отделе определяется просветление округлой формы диаметром 1-2 см, соответствующее наружному слуховому проходу. В состоянии физиологического покоя ширина рентгеновской суставной щели во всех отделах одинакова, что может быть зафиксировано с помощью КТ или МРТ.



*Рис. 12.9.* КТ-пантомограмма. Срезы выполнены на уровне верхней и нижней челюстей. Слева внизу - поперечный срез; вверху слева - фронтальная реконструкция, справа - сагиттальная реконструкция; внизу - окончательный вариант построения панорамной томограммы.



*Рис. 12.10.* МРТ височно-нижнечелюстного сустава. 1 - суставная головка мыщелкового отростка нижней челюсти; 2 - суставной диск; 3 - нижнечелюстная ямка.



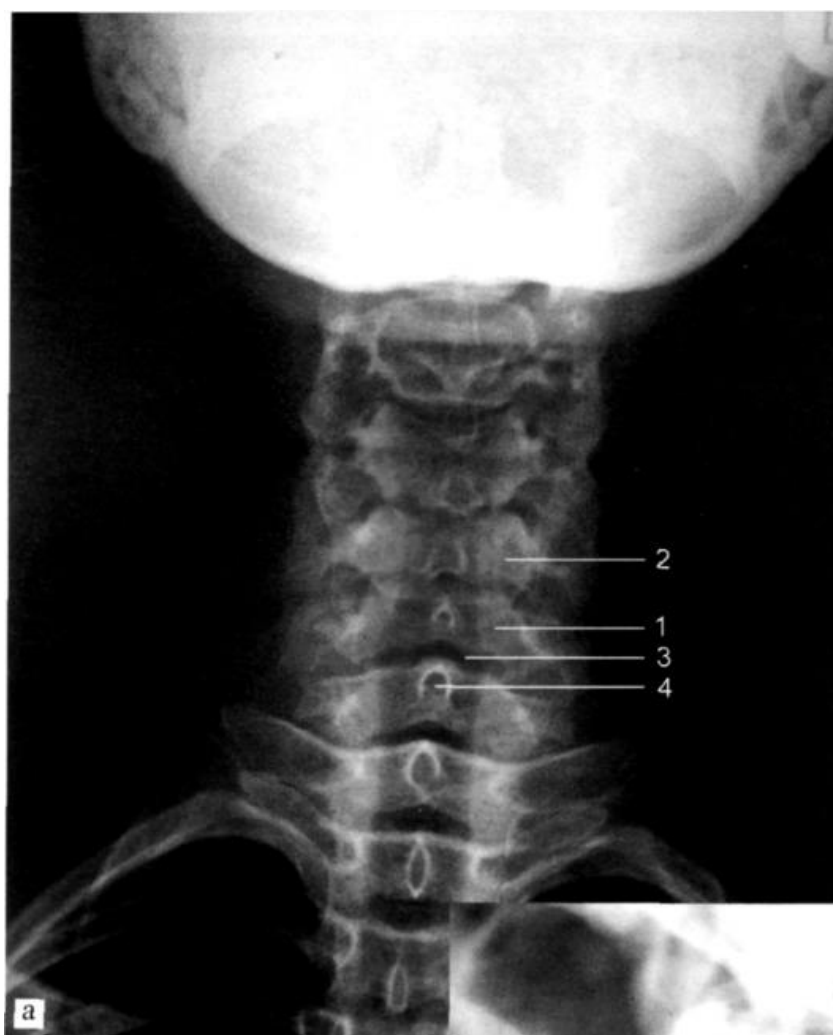
### 12.1.2. Позвоночник и кости грудной клетки

Позвоночник и кости грудной клетки, как правило, исследуют с помощью рентгенографии. При необходимости выполняют МР-томографию позвоночника и межпозвоночных дисков, а по специальным показаниям - МСКТ.

Стандартные проекции рентгенографии для исследования позвоночника - прямая и боковая.

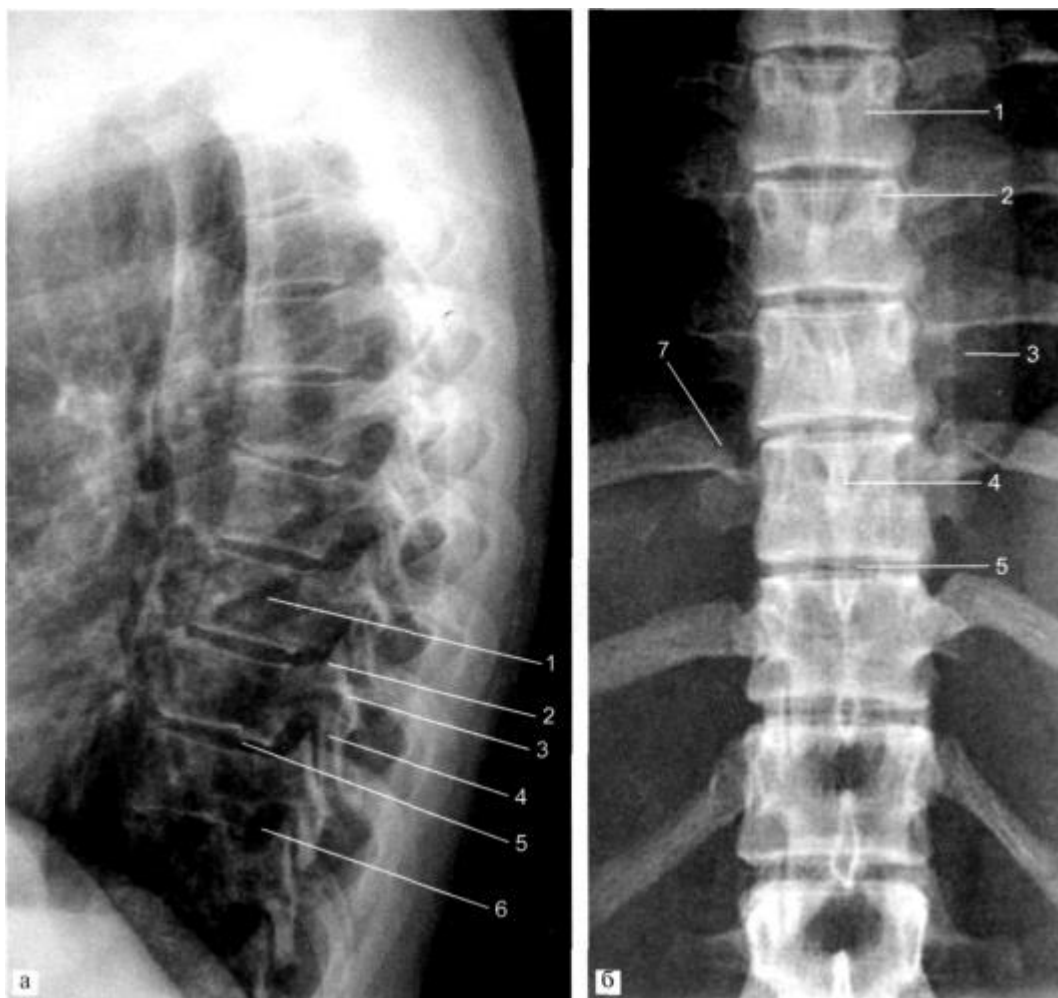
В норме позвоночник, представленный 24 позвонками, образует естественные изгибы: кпереди в шейном и поясничном отделах, кзади - в грудном и крестцовом. Эти физиологические отклонения от срединной линии четко обозначаются на боковых рентгенограммах. Рентгенограммы позвоночника в шейном, грудном и поясничном отделах представлены на рис. 12.11-12.13.

Тело позвонка имеет форму прямоугольника с вогнутыми боковыми гранями и закругленными углами. Смежные горизонтальные поверхности тел позвонков образуют на рентгенограммах эллипсоидный контур, совпадающий с расположенным по периферии поверхности тела краевым костным ободком. Рентгенологически невозможно визуализировать нормальный межпозвоночный диск, но его границы совпадают с краями горизонтальных поверхностей позвонков.





*Рис. 12.12.* Рентгенограммы шейного отдела позвоночника  
а - прямая проекция; б - боковая проекция. 1 - тело позвонка; 2 - суставной отросток;  
3 - пространство межпозвоночного диска; 4 - остистый отросток; 5 - корешковое  
отверстие.

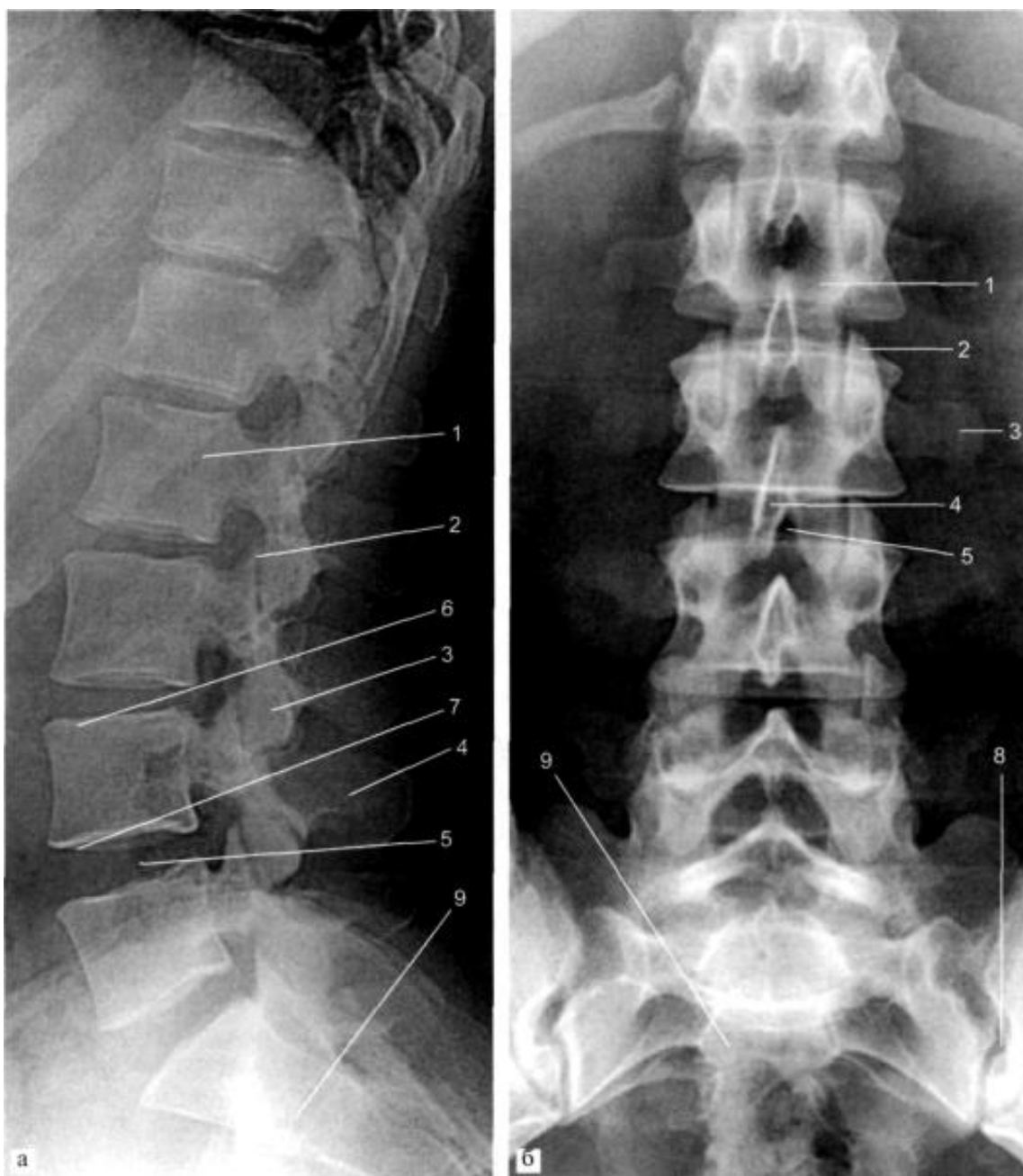


**Рис. 12.12.** Рентгенограммы грудного отдела позвоночника. а - боковая проекция; б - прямая проекция. 1 - тело позвонка; 2 - суставной отросток; 3 - поперечный отросток; 4 - остистый отросток; 5 - пространство межпозвоночного диска; 6 - межпозвоночное отверстие; 7 - реберно-позвоночный сустав.

Величина тел позвонков увеличивается книзу. Хорошо видны дуги и отростки тел позвонков. На боковые отделы тел накладываются изображения корней дуг и межпозвоночных суставов. В прямой проекции тень остистого отростка проецируется на центр тела позвонка, а на боковой рентгенограмме хорошо видны остистые отростки.

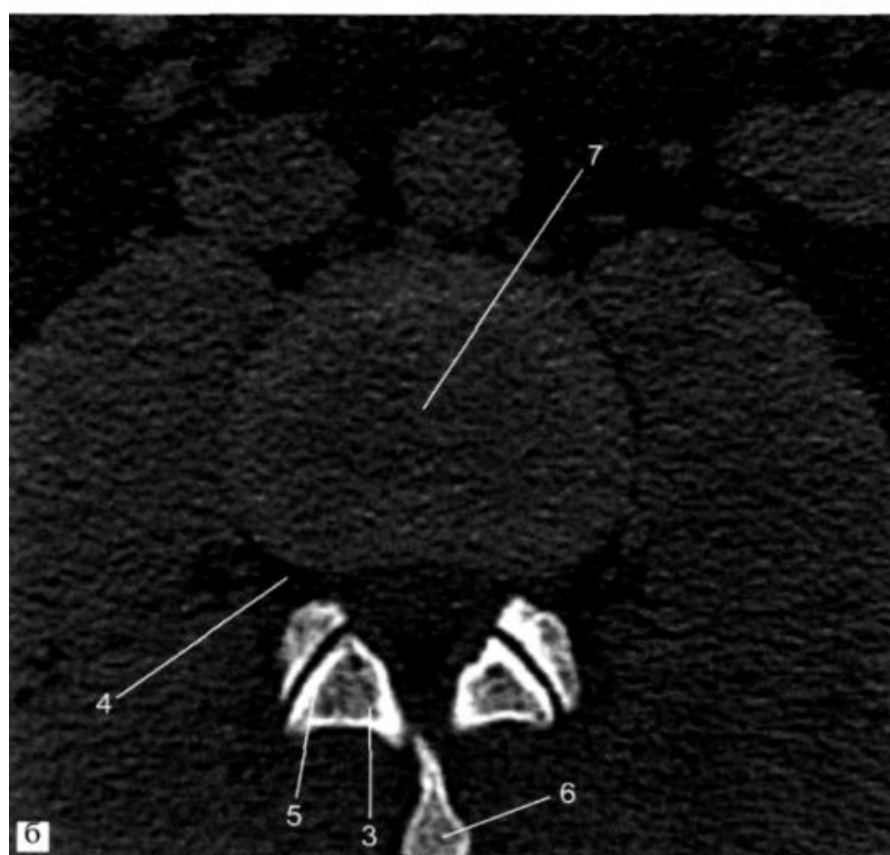
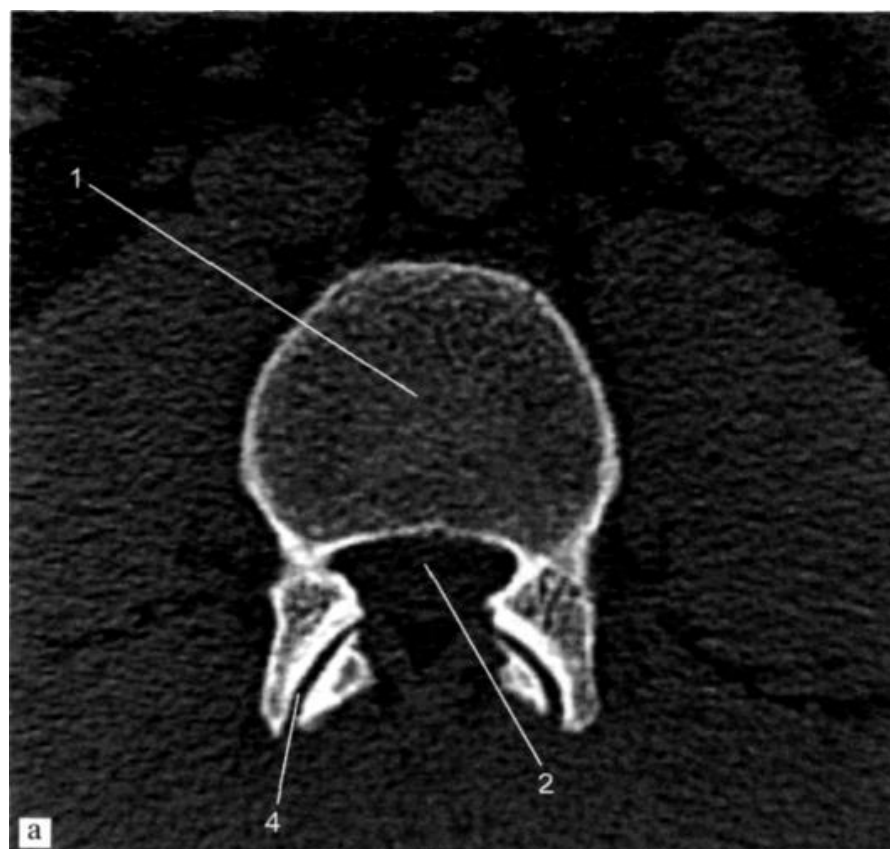
Функциональное состояние позвоночника исследуют, выполняя рентгеновские снимки в боковой проекции в положении максимального сгибания, максимального разгибания и в среднем положении.

Для получения изображения тонких костных и мягкотканых структур - стенки каналов нервных корешков, межпозвоночные диски, связки, спинной мозг, ликворопроводящие пространства и т. д. - используют МСКТ и МРТ (рис. 12.14-12.16). Объемные наборы данных дают возможность выполнять различные трехмерные реконструкции, которые помогают врачам-травматологам или нейрохирургам выработать наиболее целесообразную тактику оперативного вмешательства.



**Рис. 12.13.** Рентгенограммы поясничного отдела позвоночника. а - боковая проекция; б - прямая проекция. 1 - тело позвонка; 2 - суставной отросток; 3 - поперечный отросток; 4 - остистый отросток; 5 - пространство межпозвоночного диска; 6, 7 - замыкательные пластинки тела позвонка (6 - верхняя; 7 - нижняя); 8 - подвздошно-крестцовое сочленение; 9 - крестец.

Особо следует отметить, что прямая визуализация межпозвоночных дисков возможна только методом МР-томографии, при этом неизмененный диск имеет совершенно определенное строение и МР-сигнал. Любое изменение межпозвоночного диска, его химического строения немедленно отражает МР-томограмма.



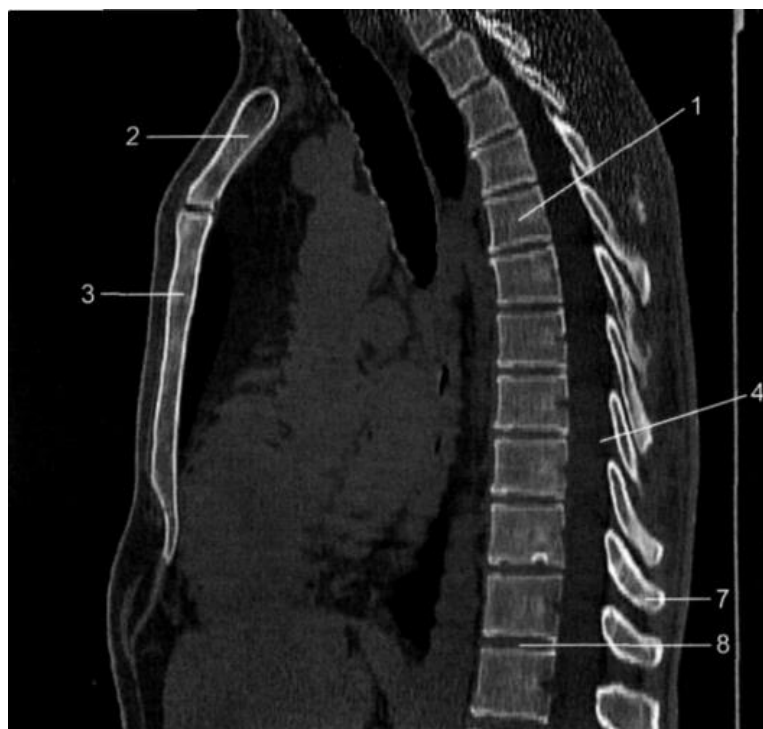
*Рис. 12.14.* КТ поясничного отдела позвоночника. а - срез через тело  $L_{IV}$ ; б - срез через межпозвоночный ( $L_{IV}$ -  $L_V$ ) диск. 1 - тело позвонка; 2 - позвоночный канал; 3 - дужка позвонка; 4 - межпозвоночное отверстие; 5 - дугоотростчатый сустав; 6 - остистый отросток; 7 - межпозвоночный диск.

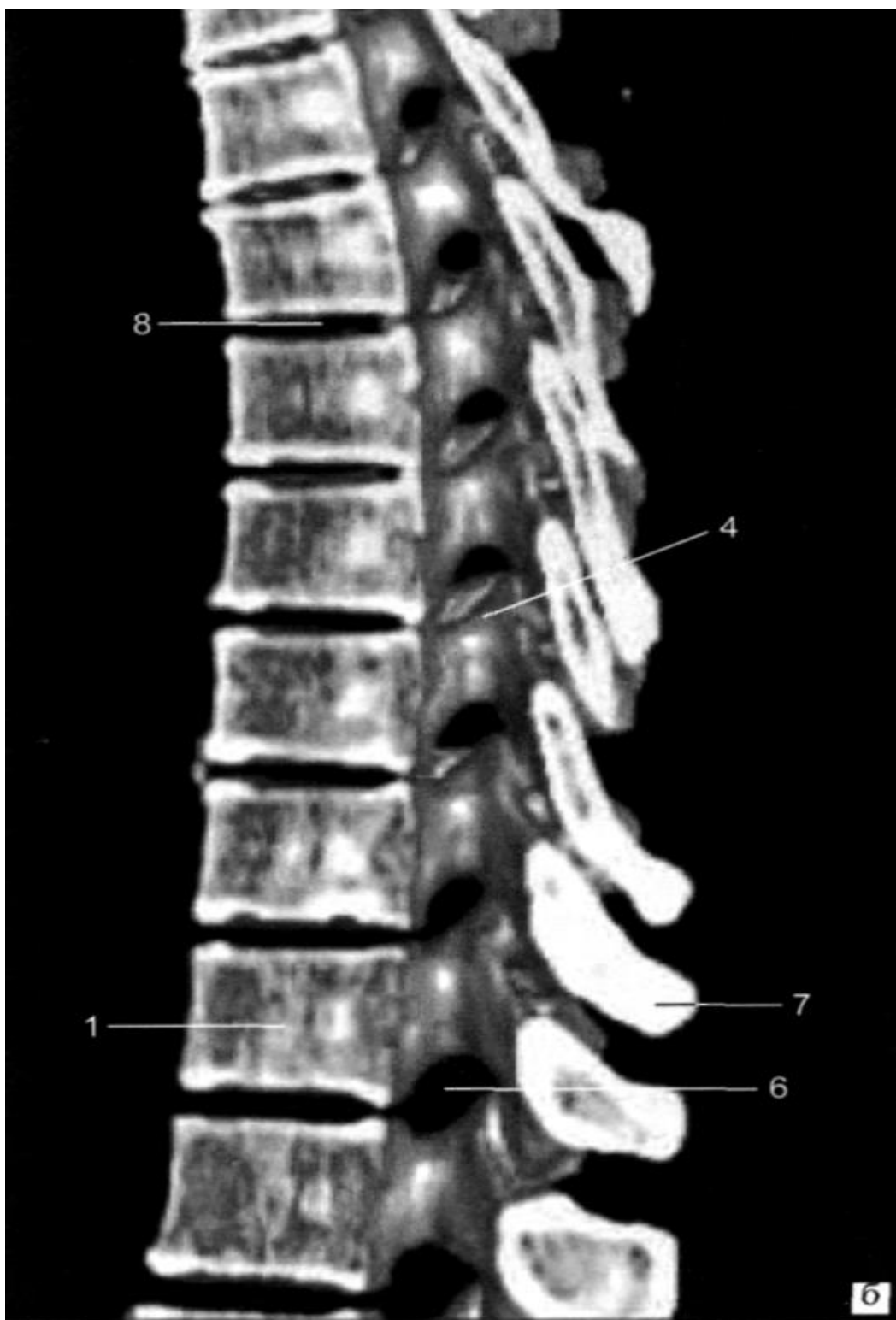
В связи с этим для исследования межпозвоночных дисков позвоночника МР-томографию считают «золотым стандартом».

*Кости грудной клетки* изучают одновременно с состоянием грудного отдела позвоночника.

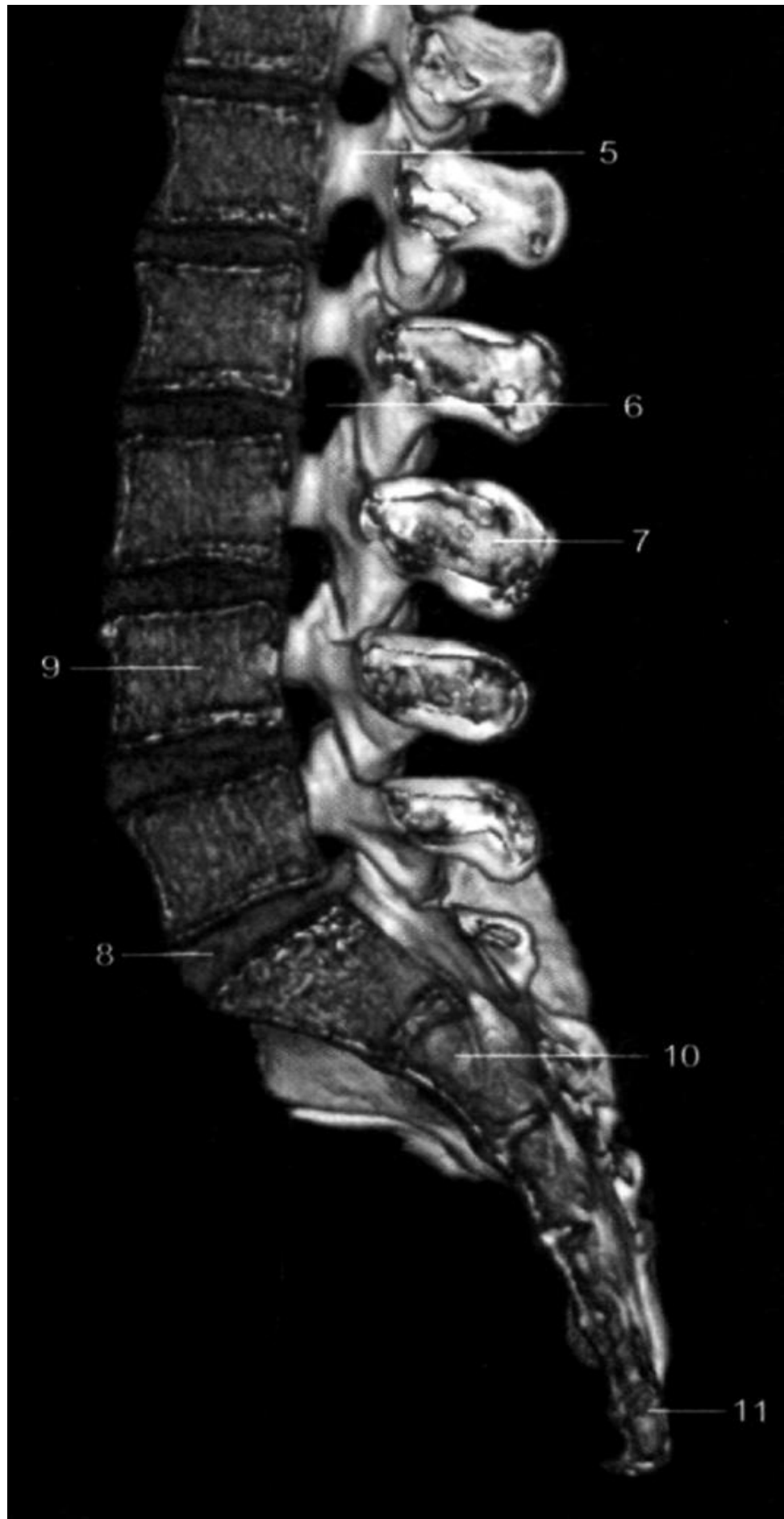
На обзорной прямой рентгенограмме органов грудной полости срединная тень представляет собой суммарное изображение грудины, сердца, сосудистого пучка и грудного отдела позвоночника (рис. 12.17, а, б). На фоне легочных полей видны пересекающиеся тени ребер, образующих основной каркас грудной клетки. Задние отделы ребер обращены выпуклостью кверху и видны на рентгенограммах лучше, чем передние, которые обращены выпуклостью книзу. Хрящевые концы передних частей ребер в норме рентгенологически не видны. Направление хода ребер и ширина межреберных промежутков справа и слева одинаковы. В верхней части легочных полей видны почти горизонтально расположенные тени ключиц, как бы отграничивающих области верхушек легких; там же и несколько кнаружи - тени лопаток.

В последнее время для изучения костей скелета, в том числе костей грудной клетки, стали применять компьютерную томографию. Тонкие срезы и хорошая разрешающая возможность, получаемые при МСКТ, при высоком контрасте позволяют визуализировать все отделы костей (в том числе и хрящевые части ребер). При этом скелет можно исследовать во всех проекциях, как по отдельности каждую кость, так и скелет грудной клетки в целом.





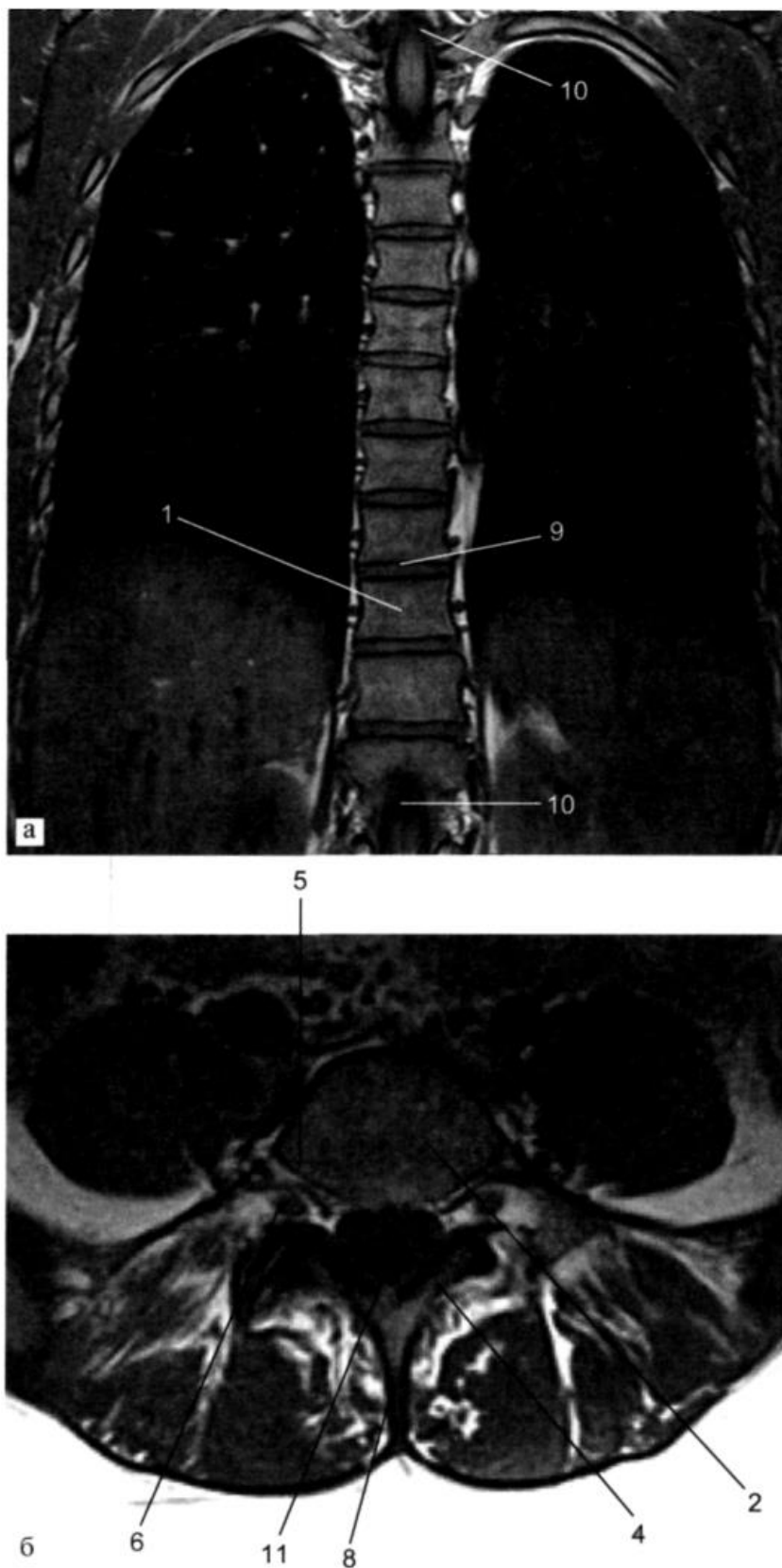
*Рис. 12.15.* Мультиспиральная КТ грудного (а, б) отдела позвоночника. Трехмерные реконструкции изображений позвоночника. а - сагиттальная мультипланарная реконструкция грудного отдела позвоночника. Срез по срединной линии; б - сагиттальная объемная реконструкция грудного отдела позвоночника. Срез по срединной линии. Левая половина позвоночника удалена компьютерной обработкой. 1 - тело позвонка; 2 - рукоятка грудины; 3 - тело грудины; 4 - позвоночный канал; 5 - дужка позвонка и дугоотростчатый сустав; 6 - корешковое отверстие; 7 - остистый отросток; 8 - межпозвоночный диск; 9-тело L<sub>IV</sub>; 10 -крестец; 11 - копчик.





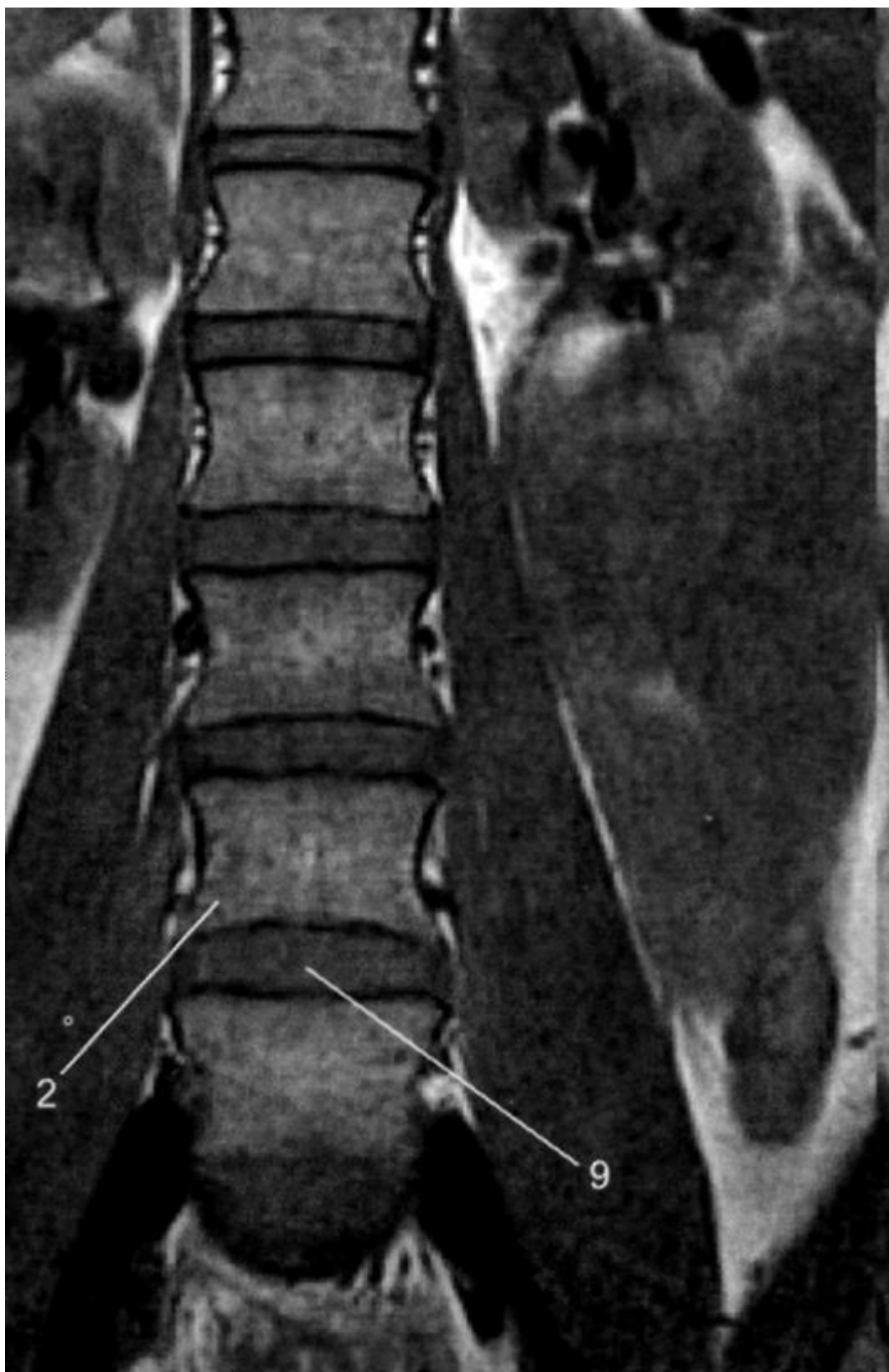


*Рис. 12.16.* Мультиспиральная КТ -позвоночника, крестца и копчика (г). в - сагиттальная объемная реконструкция поясничного отдела. Срез по срединной линии. Левая половина позвоночника, крестца и копчика удалена компьютерной обработкой; г - объемная реконструкция поясничного отдела позвоночника, крестца и копчика. Вид спереди.



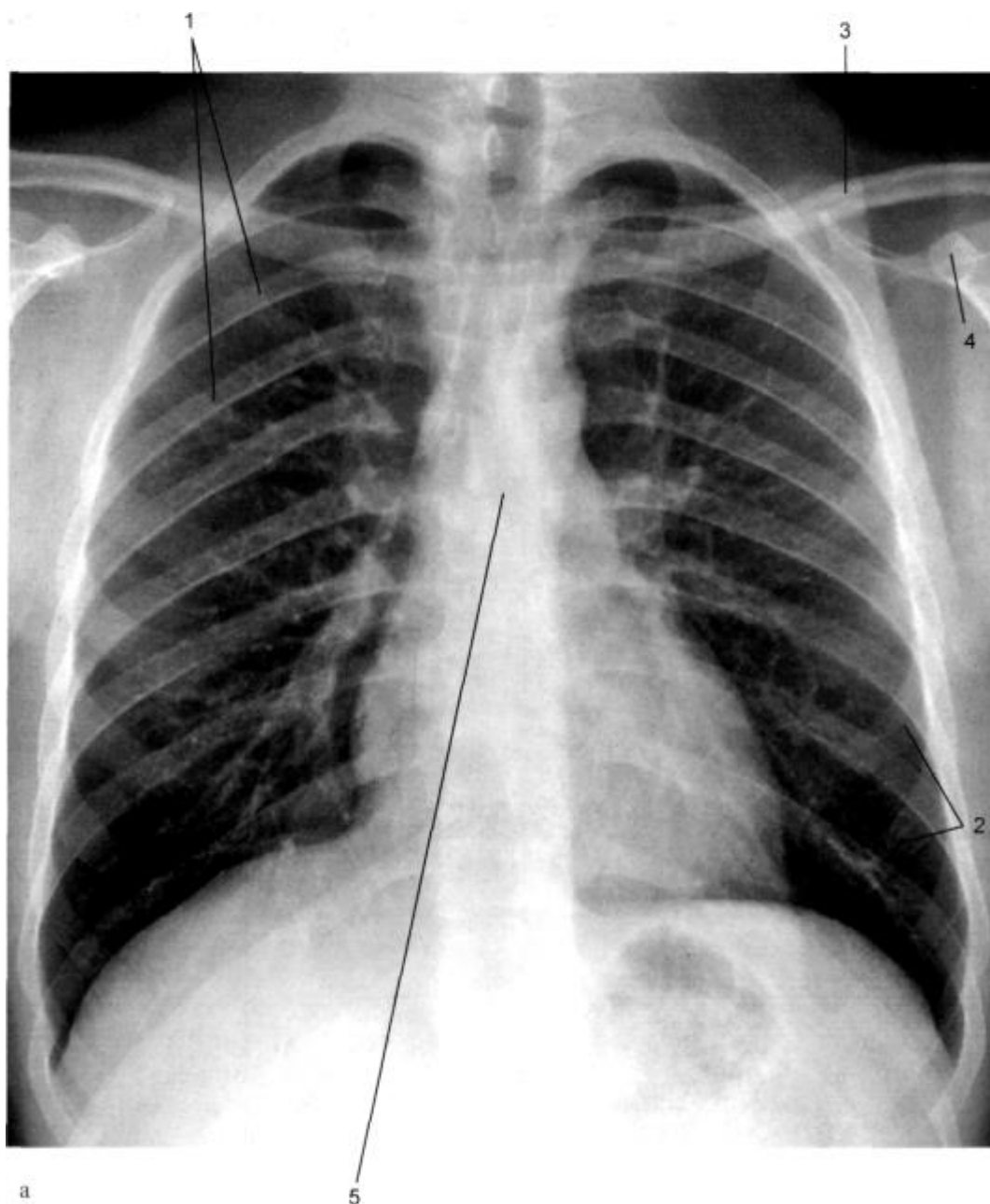
*Рис. 12.16.* МРТ грудного (а) и поясничного (б) отделов позвоночника. Т1-взвешенное изображение. а - грудной отдел позвоночника, фронтальный срез; б - поясничный отдел позвоночника, поперечный срез. 1 - тело грудного позвонка; 2 - тело L<sub>v</sub>; 3 - позвоночный канал; 4 - дужка позвонка; 5 - корешковое отверстие; 6 - нерв; 7 -

крестец; 8 - остистый отросток; 9 - межпозвоночный ( $L_{IV}$ -  $L_V$ ) диск; 10 - спинной мозг; 11 - нервы «конского хвоста».



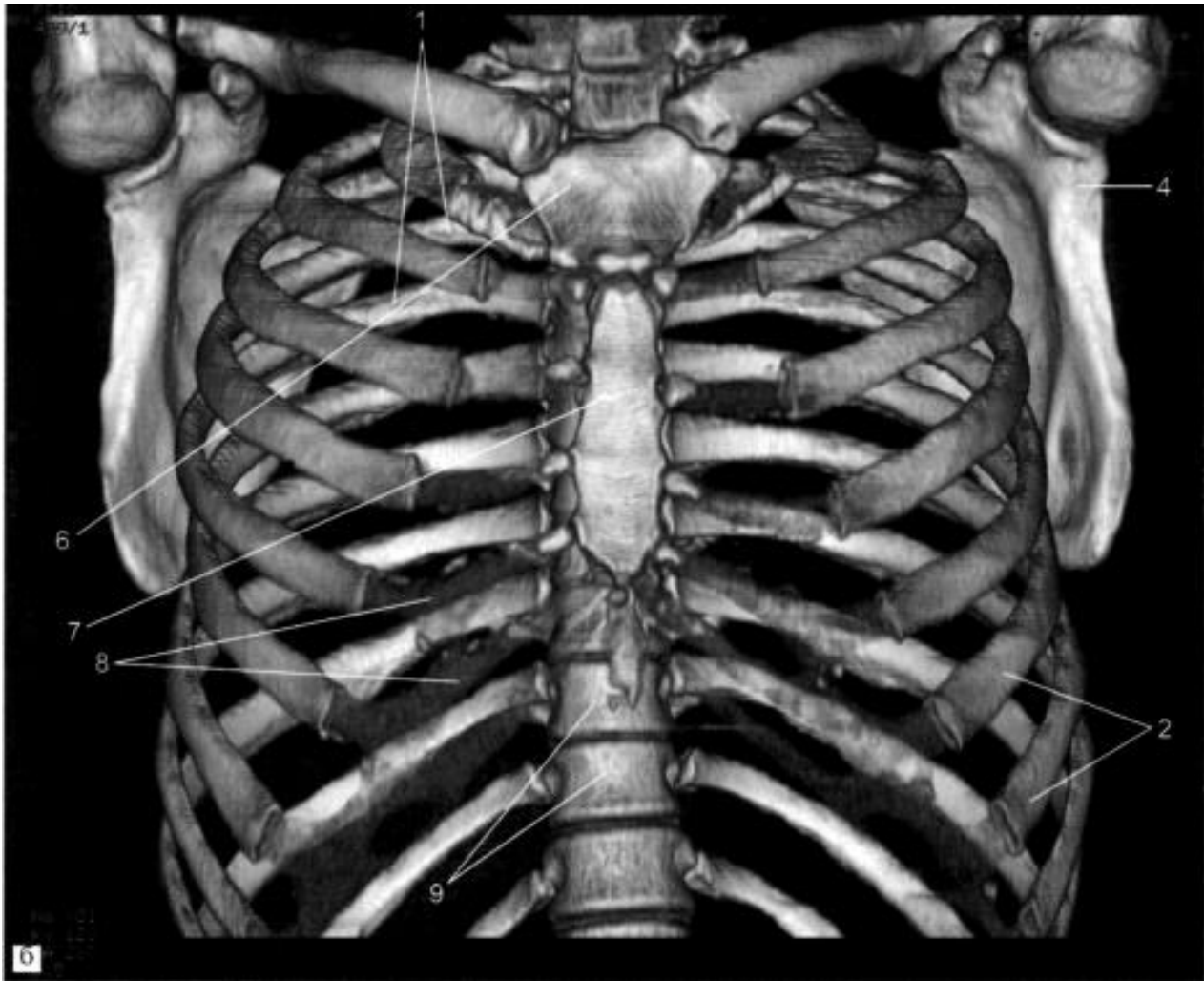


*Рис. 12.16.* Продолжение. МРТ поясничного (в, г) отдела позвоночника. Т1взвешенное изображение. в - поясничный отдел позвоночника, фронтальный срез; г - поясничный отдел позвоночника, сагиттальный срез.



**Рис. 12.17.** Рентгенограмма и мультиспиральная КТ грудной клетки. а - рентгенограмма. Прямая проекция, трехмерная реконструкция в костном режиме. 1 - задние отделы ребер; 2 - передние отделы ребер; 3 - левая ключица; 4 - левая лопатка; 5 - тень средостения; 6 - рукоятка грудины; 7 - грудина; 8-хрящевые концы ребер; 9-тела грудных позвонков.

На снимке грудной клетки в боковой проекции пространство грудной полости спереди ограничено грудиной, сзади - грудным отделом позвоночника (см. рис. 12.12, б).



*Рис. 12.17.* Продолжение. б - компьютерная томограмма, трехмерная реконструкция в костном режиме.

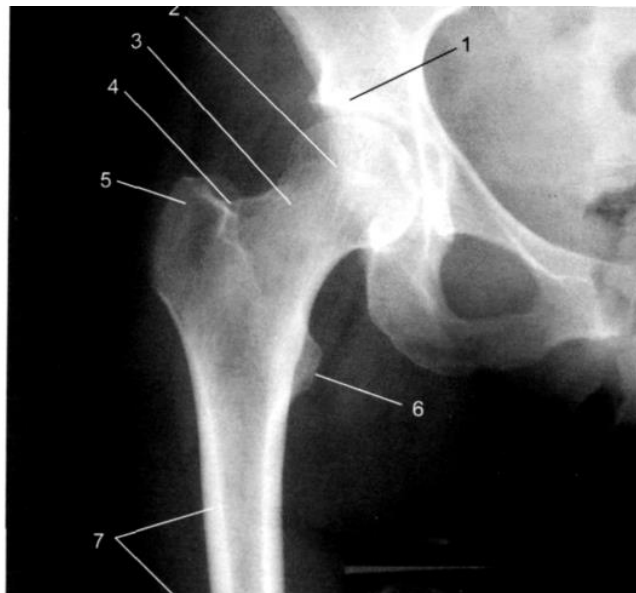
### *12.1.3. Кости таза, конечностей и суставы*

Кости таза - важные составные части опорно-двигательной системы, которые служат основанием туловища и образуют соединение между позвоночным столбом и нижними конечностями. Таз состоит из четырех плоских костей - двух тазовых (безымянные), крестца и копчика, а каждая тазовая кость - из трех частей: подвздошной, седалищной и лобковой. У детей это отдельные кости, которые срастаются в одну к середине подросткового периода.

Плоские кости состоят из двух пластинок компактного вещества, между которыми располагается небольшое количество губчатых структур. Рисунок губчатого вещества весьма разнообразен. Вместе с тем рентгенологически



**Рис. 12.18.** Рентгенограмма и компьютерная томограмма таза. а - рентгенограмма таза в прямой проекции; б - компьютерная томограмма таза. Трехмерная реконструкция. 1 - крыло подвздошной кости; 2 - седалищная кость; 3-лобковая кость; 4 - крестцовая кость; 5 - копчик; 6 - крыша вертлужной впадины; 7 - головка бедренной кости; 8 - шейка бедренной кости; 9 - тело L<sub>v</sub>; 10 - межпозвоночный диск; 11 - газ в толстой кишке.



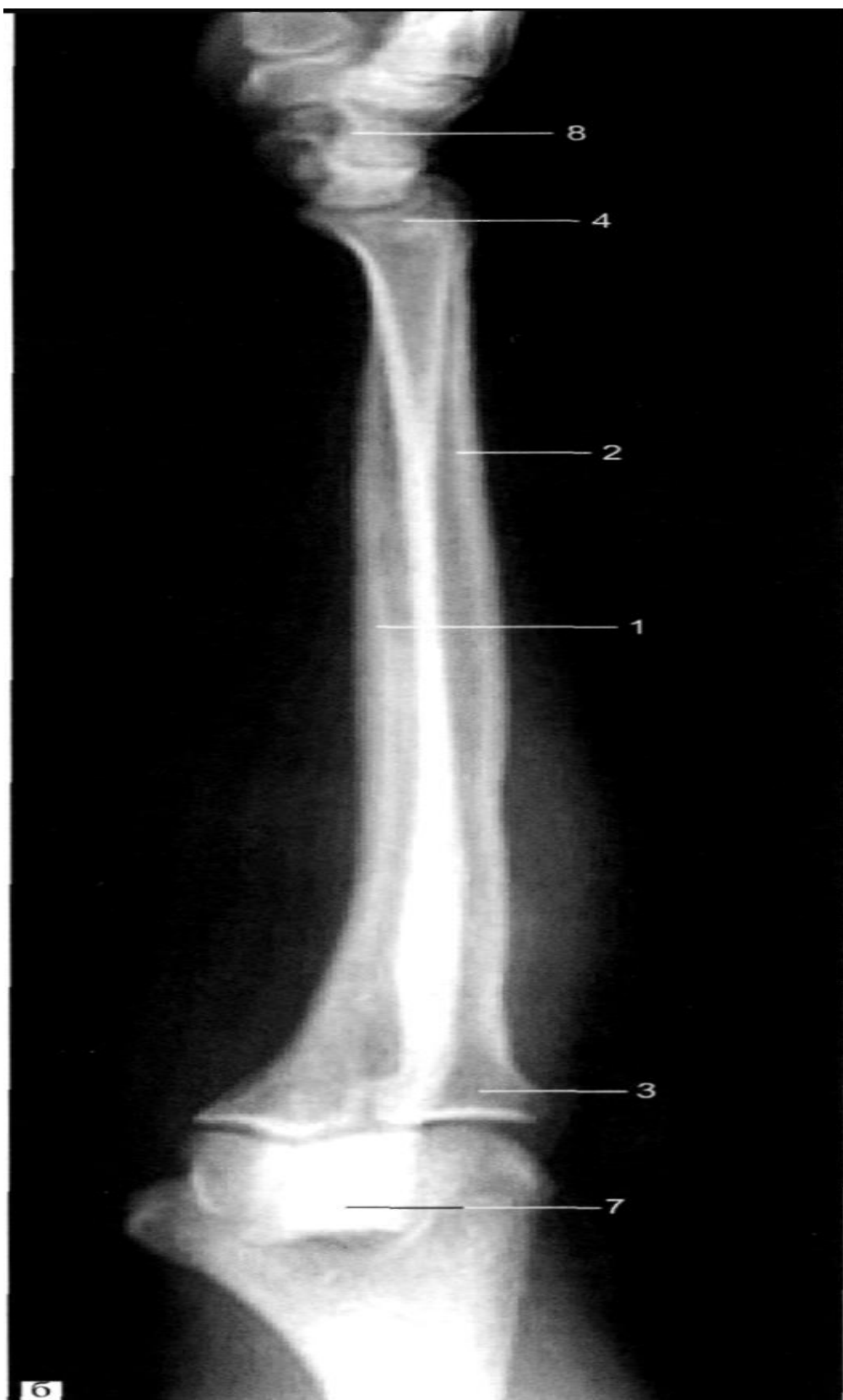
*Рис. 12.19.* Рентгенограмма тазобедренного сустава в прямой проекции. 1 - крыша вертлужной впадины; 2 - головка бедренной кости; 3 - шейка бедренной кости; 4 - вертельная ямка; 5 - большой вертел; 6 - малый вертел; 7 - диафиз.



*Рис. 12.20.* Рентгенограмма плечевой кости. 1 - тело и костномозговой канал; 2 - головка; 3 - большая бугристость; 4 - малая бугристость.







*Рис. 12.21.* Рентгенограммы костей предплечья. а - прямая проекция; б - боковая проекция. 1-тело лучевой кости; 2-тело локтевой кости; 3 - головка лучевой кости; 4 - головка локтевой кости; 5 - шиловидные отростки; 6 - бугристость лучевой кости; 7 - блок плечевой кости; 8 - кости запястья.



**Рис. 12.22.** Рентгенограммы костей правой стопы. а - прямая проекция; б - боковая проекция. I-V - плюсневые кости; 1 - основание I плюсневой кости; 2 - тело I плюсневой кости; 3 - головка I плюсневой кости; 4 - бугристость V плюсневой кости; 5 - сесамовидные кости; 6 - кости пальцев (фаланги); 7 - проксимальная фаланга; 8 - средняя фаланга; 9-дистальная фаланга; 10, 11, 12 -внутренняя, промежуточная и наружная клиновидные кости; 13 - кубовидная кость; 14 - ладьевидная кость; 15- таранная кость; 16 - пяточная кость; 17 - большеберцовая кость.

рисунок может сохранять специфические особенности, свойственные не только каждой кости, но и определенному ее отделу. Архитектоника костной структуры обусловлена сложной опорно-статической и двигательной функцией скелета и его составляющих костей.

Основным методом визуализации костей таза является рентгенография (рис. 12.18, а), которую выполняют в прямой проекции. Головки бедренных костей, шейки бедра и большие вертелы являются неотъемлемой частью снимка.







*Рис. 12.23.* Лучевые изображения кисти. а - рентгенограмма правой кисти и лучезапястного сустава (ладонная сторона); б - КТ правой кисти и лучезапястного сустава (трехмерная реконструкция); в - МРТ костей запястья и лучезапястного сустава. 1 - шиловидный отросток локтевой кости; 2 - полулунная кость; 3 - гороховидная кость; 4 - головчатая кость; 5 - крючковидная кость; 6 - трапециевидная кость; 7 - ладьевидная кость; 8 - шиловидный отросток лучевой кости; 9 - I-V кости запястья; 10 -кости пальцев (фаланги).

При необходимости делают боковые и прицельные снимки таза. Компьютерная томография с помощью тонких срезов позволяет визуализировать все кости таза и осуществлять трехмерные реконструкции (рис. 12.18, б). Важной отличительной

особенностью современной компьютерной томографии является возможность визуализации мышц, связок и сосудов.

Кости конечностей и суставы - идеальный объект для изучения методом рентгенографии.

В основном кости конечностей состоят из длинных трубчатых костей, на рентгенограммах которых различают следующие отделы (рис. 12.19, на примере бедренной кости): диафиз, эпифизы, метафизы и апофизы. *Диафиз* - средняя, наиболее протяженная часть кости; *эпифизы* - концевые отделы, развивающиеся из ядер окостенения и формирующие сустав за счет суставных поверхностей, покрытых хрящевой тканью; *метафизы* - участки кости между эпифизом и диафизом; *апофиз* - часть кости, развивающаяся из дополнительной точки окостенения, но не участвующая в образовании сустава.

Корковый слой (компактное вещество) трубчатой кости на рентгенограммах представлен в виде расположенных по краю интенсивных лентовидных уплотнений, четко





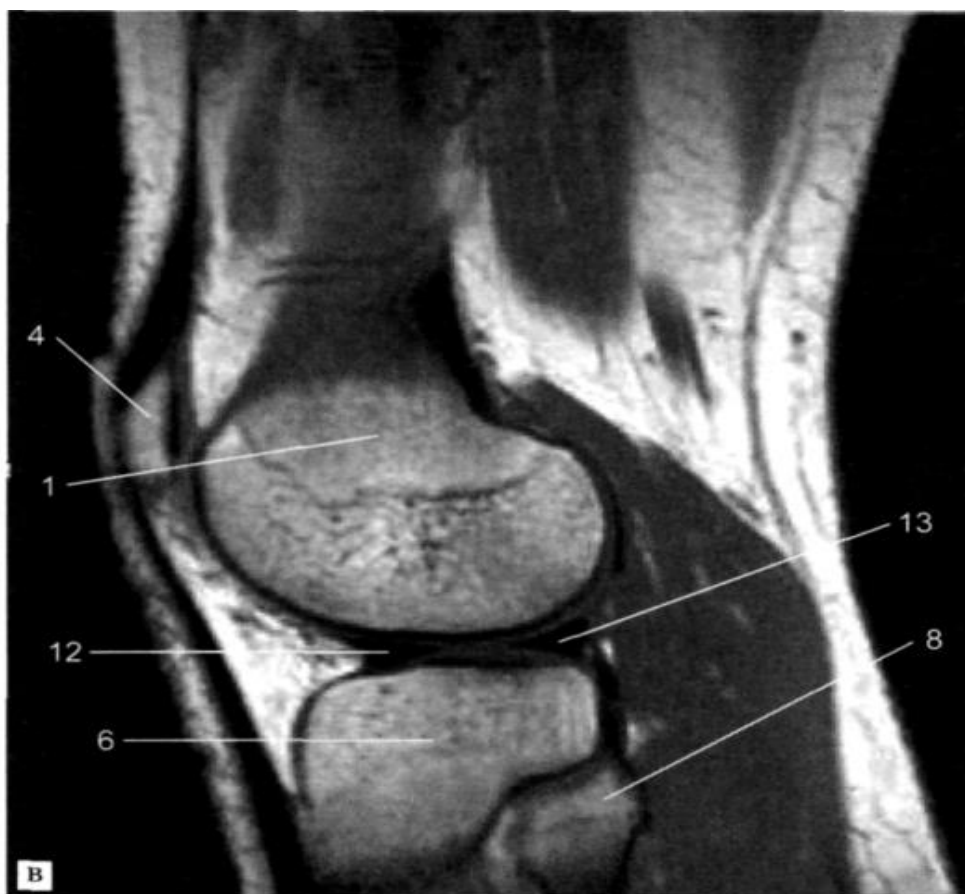
*Рис. 12.24.* Рентгенограммы локтевого сустава. а - прямая проекция; б - боковая проекция. 1-плечевая кость; 2 - латеральный надмыщелок; 3 - мыщелок плечевой кости; 4 - лучевая кость; 5 - локтевая кость; 6 - бугристость лучевой кости; 7 - головка лучевой кости; 8-блок плечевой кости; 9 - медиальный надмыщелок; 10 - локтевой отросток.





**Рис. 12.25.** Рентгенограммы коленного сустава в прямой (а) и боковой (б) проекциях.

1 - бедренная кость; 2-латеральный мыщелок бедренной кости; 3 - медиальный мыщелок бедренной кости; 4- надколенник; 5 - большеберцовая кость; 6 - латеральный мыщелок большеберцовой кости; 7 - медиальный мыщелок большеберцовой кости; 8 - головка малоберцовой кости; 9 - шейка малоберцовой кости; 10 - межмыщелковое возвышение; 11 - медиальный мениск, передний рог; 12-латеральный мениск, передний рог; 13 - латеральный мениск, задний рог; 14 -передняя крестообразная связка; 15 - задняя крестообразная связка.



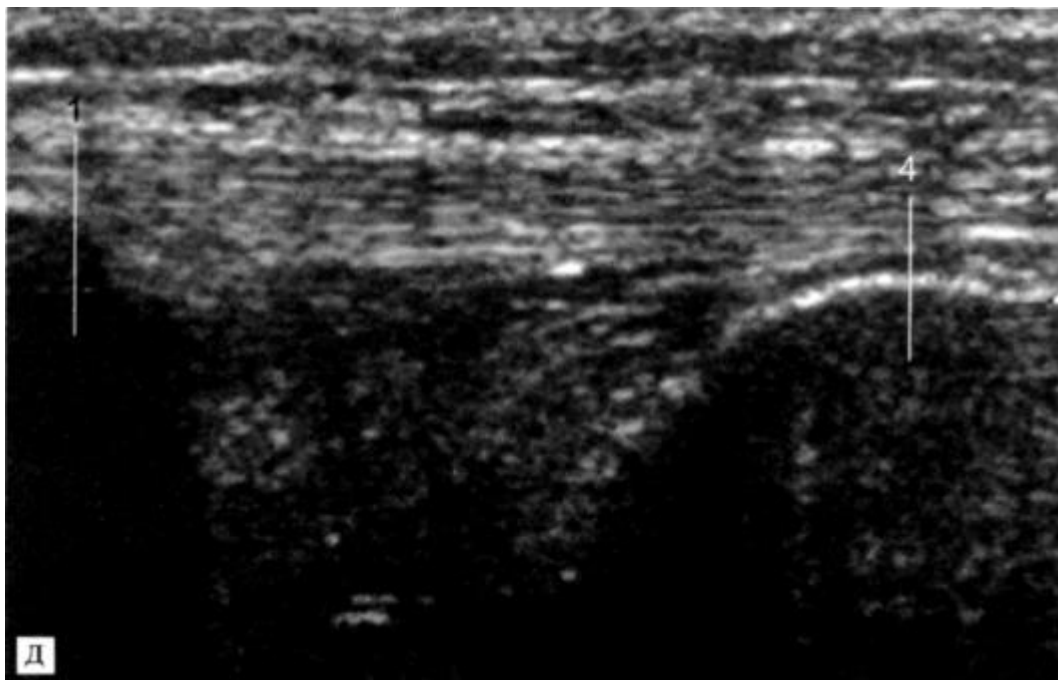
*Рис. 12.25.* Продолжение. МР-томограмма коленного сустава, сагиттальный (в) и фронтальный (г) срезы.

очерченных с обеих сторон, постепенно истончающихся в области метафизов. Их наружный контур оказывается неровным только на участках, соответствующих местам прикрепления сухожилий. На рис. 12.20 и 12.21 представлены рентгенограммы костей плеча и предплечья.

В средней части кости четко различим костномозговой канал в виде светлой широкой полосы, располагающейся вдоль всего диафиза. В эпифизах и метафизах определяется сетевидная структура губчатого костного вещества.

Короткие губчатые кости, например кости стоп (рис. 12.22) и кистей (рис. 12.23), на рентгенограммах в основном трабекулярной структуры. Сравнительно тонкий компактный (корковый) слой располагается по периферии и окаймляет кость в виде узкого ободка.

Исследования этих костей также начинают с рентгеновских снимков в двух проекциях. Для удобства изучения снимков боковой снимок костей кисти следует выполнять в положении физиологического сгибания пальцев. В специализированных ортопедических клиниках можно применять нестандартные проекции для рентгеновских снимков. В последнее время компьютерная томография, осуществляемая особо тонкими срезами (0,3- 0,5 мм), с последующей многопроекционной реконструкцией, позволяет не только выявлять даже незначительные изменения в плюсневых костях и костях запястья, но и контролировать появление костной мозоли раньше, чем традиционная рентгенография.



*Рис. 12.25.* Продолжение. Сонограмма (д) коленного сустава.

С помощью специальных дополнительных катушек МРТ помогает визуализировать внутреннюю структуру мелких костей и мягкие ткани суставов.

Суставы главным образом состоят из хрящевых структур, которые на рентгенограммах не дифференцируются от окружающих мягких тканей. Вследствие этого имеет место своеобразная картина: между суставными концами костей располагается различной ширины и формы так называемая рентгеновская суставная щель. Суставные концы костей четко очерчены и окаймлены плотной замыкающей (субхондральная) пластиной, которая представляется в виде плотной тонкой тени. Эта тень служит продолжением тени коркового слоя диафиза.

В настоящее время суставы по-прежнему исследуют рентгенологическим методом, однако специализированные травматологические и ортопедические клиники широко используют МР-томографию и ультразвуковое исследование.

Внедрение МР-томографии в ортопедическую практику позволило значительно улучшить качество исследования суставов на томографах, оснащенных специальными дополнительными катушками для их исследования. Эти катушки, достаточно плотно прилегающие к суставам, дают изображение очень высокого качества. Исследование, проведенное с помощью таких катушек, помогает врачам визуализировать не только окружающие сустав мышцы и связки, но и суставную сумку, хрящи, покрывающие суставные поверхности, мениски, а также определять количество жидкости в суставах.

Лучевые изображения некоторых основных суставов человека приведены на рис. 12.24-12.28.

Рентгеновское изображение скелета у детей отличается рядом особенностей, связанных с наличием росткового хряща и ядер окостенения, и зависит от возраста ребенка. Эти данные приведены в специальной литературе, посвященной изучению скелета в различных возрастных группах. Примером отличия рентгенограммы скелета ребенка от рентгенограммы взрослого человека является снимок костей правой кисти двухлетнего ребенка (рис. 12.29). Сроки появления ядер окостенения и синостозирования эпифизов с диафизами в нормальных условиях представлены в табл. 12.1.

Ширина рентгеновской суставной щели на рентгенограмме длинных трубчатых костей более выраженная у детей, чем у взрослых. С ростом ребенка растет и ядро окостенения. Полосу вокруг периферического отдела метафиза кости называют зоной предварительного окостенения.

В самом раннем возрасте, когда эпифизы еще не обызвествлены, а отдельные ядра окостенения отсутствуют, головки, суставные впадины и отдельные мелкие косточки на снимке не дифференцируются. В возрасте до 1 года плохо визуализируется структура костей. В дальнейшем в связи с усилением и разнообразием нагрузки на детский скелет костная структура развивается, появляются точки окостенения и зоны синостозирования. Процесс формирования костей окончательно завершается к 20-25 годам. Мягкотканые анатомические структуры скелета лучше всего визуализируются при МРТ. Это связано с тем, что МРТ обладает высоким мягкотканым контрастом. Компактная кость на МР-томограммах всегда визуализируется в виде темных структур как на T1-, так и на T2-взвешенных изображениях.

Таблица 12.1. Ориентировочные сроки окостенения костей кисти и дистального отдела предплечья

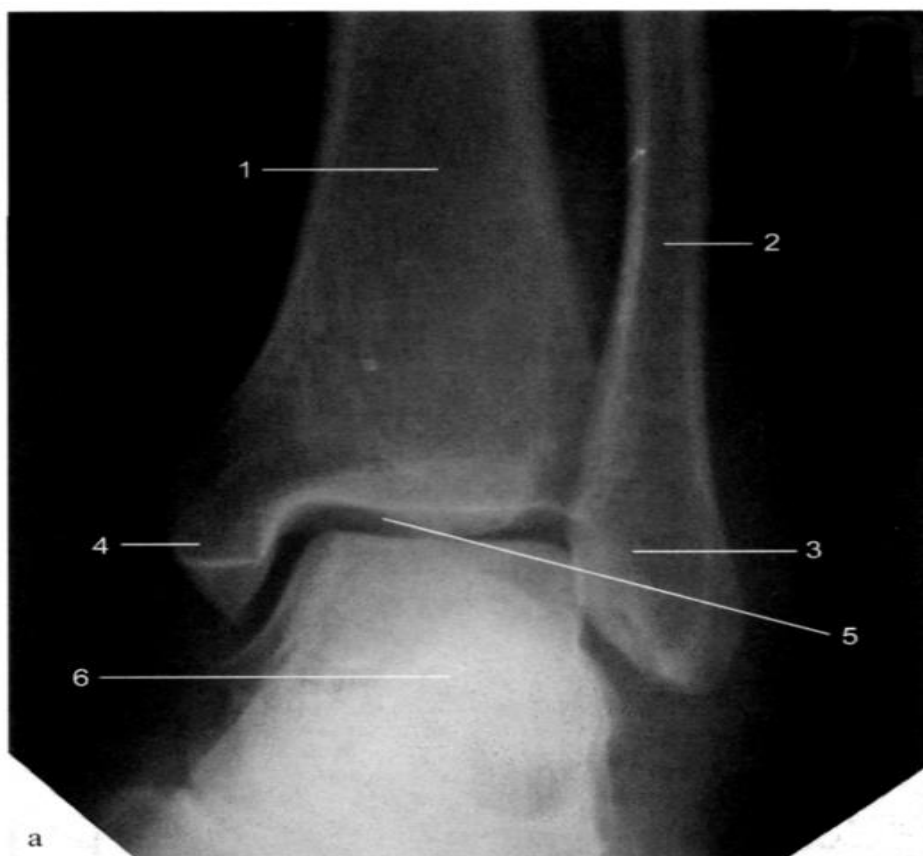
Точки окостенения и синостозы	Сроки, годы		
	наиболее ранний срок	наиболее поздний срок	средний срок
Дистальный эпифиз локтевой кости	6	10	7–7,5 года
Шиловидный отросток локтевой кости	7	12	9,5–10
Гороховидная кость	10	13	11–12
Сесамовидные кости в I пястно—фаланговом суставе	11	15	13,5–14
Синостоз в I пястной кости	14	17	15,5–16
Синостозы:			
в концевых фалангах	14	18	16–16,5 года
в основных фалангах	14	19	16,5–17
в средних фалангах	14	19	16,5–17
в IV—V пястных костях	14	19	16,5–17
Синостоз:			
дистального эпифиза локтевой кости	16	19	17–18
дистального эпифиза лучевой кости	16	20	18–19

На МР-томограммах удастся получить изображение всех мягкотканых анатомических структур опорно-двигательного аппарата (мышцы, хрящи, мениски, фасции, сухожилия, связки, жировые прослойки) и синовиальной жидкости. Костный мозг дает интенсивный сигнал на МР-изображениях, поэтому МРТ хорошо выявляет диффузные или очаговые изменения красного и желтого костного мозга.

Для исследования капсульно-связочного аппарата сустава используют и УЗ И, которое позволяет оценить состояние сухожильных манжет, определить количество внутрисуставной жидкости, состояние синовиальной оболочки, менисков, связок и мягких тканей.

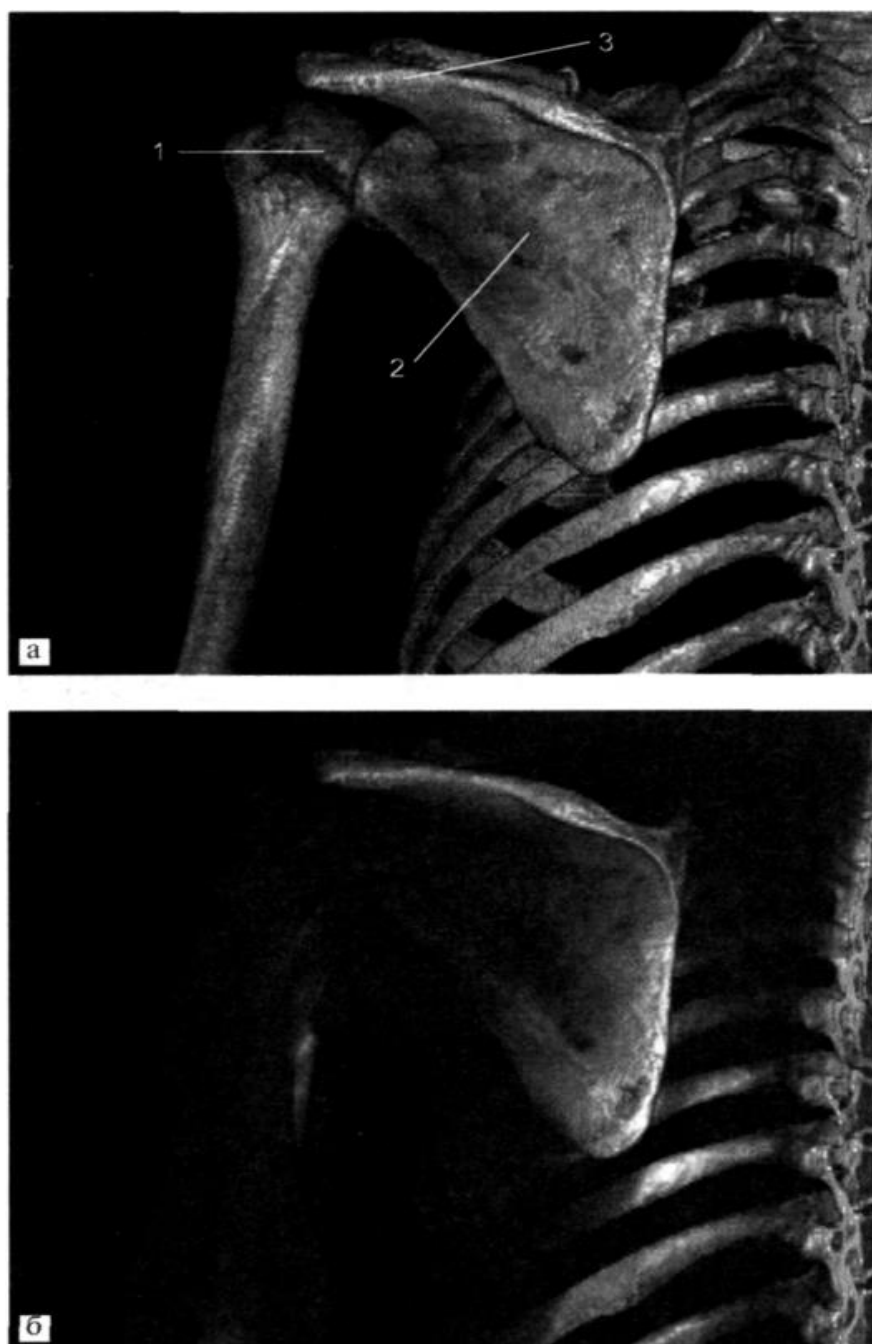
Радионуклидное исследование скелета (остеосцинтиграфия) дает возможность изучить особенности метаболических процессов в костях. В норме радиофармпрепарат равномерно и симметрично накапливается в скелете (рис. 12.30). Его концентрация выше в зонах роста костей и в области суставных поверхностей. Снижение концентрации радиофармпрепарата или локальное ее увеличение («холодные» или «горячие» очаги) свидетельствует о патологических изменениях в костях.

Таким образом, в настоящее время основным методом изучения состояния костной системы является рентгенологическое исследование, которое выполняют в различных проекциях, и оно может включать функциональные методики.



**Рис. 12.26.** Рентгенограмма и МР-томограмма голеностопного сустава. а - рентгенограмма, прямая проекция: 1-большеберцовая кость, 2 - малоберцовая кость, 3 - латеральная лодыжка, 4 - медиальная лодыжка, 5 - суставная щель голеностопного сустава, 6 - таранная кость; б - МР-томограмма, сагиттальный срез: 1 - большеберцовая кость, 2 - суставная щель голеностопного сустава, 3 - таранная кость, 4 - пяточная кость, 5 - ладьевидная кость, 6 - клиновидная кость.

В специализированных клиниках для этих целей все более широко применяют методы КТ, МРТ и УЗИ. Это можно объяснить как высокой разрешающей способностью этих методов, значительным упрощением выполнения некоторых исследований (например, при изучении основания черепа), так и большим количеством дополнительной диагностической информации. В первую очередь это относится к визуализации мягкотканых структур и мелких деталей. Кроме того, возможность выполнения привычных для хирургов трехмерных изображений позволяет выбрать оптимальную тактику оперативного лечения.

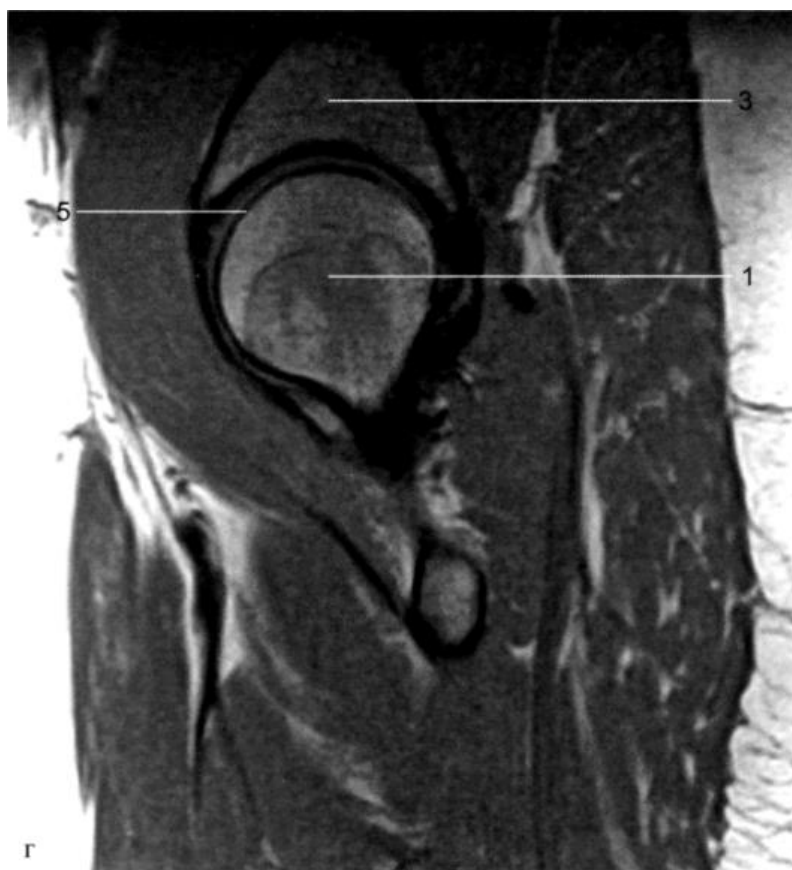


**Рис. 12.27.** КТ плечевой кости и лопатки. а - трехмерная реконструкция; б - добавлены изображения мышц плечевого сустава. 1 - головка плечевой кости; 2 - лопатка; 3 - акромион.



*Рис. 12.28.* Компьютерная (а) и МР-томограммы тазобедренных суставов (б, в). а - поперечный срез на уровне головок бедренных костей; б - МР-томограмма, тот же уровень; в - фронтальный срез через головки бедренных костей. 1 - головка бедренной кости; 2 - шейка бедренной кости; 3 - крыша вертлужной впадины; 4 - большой вертел; 5 - край суставной губы.



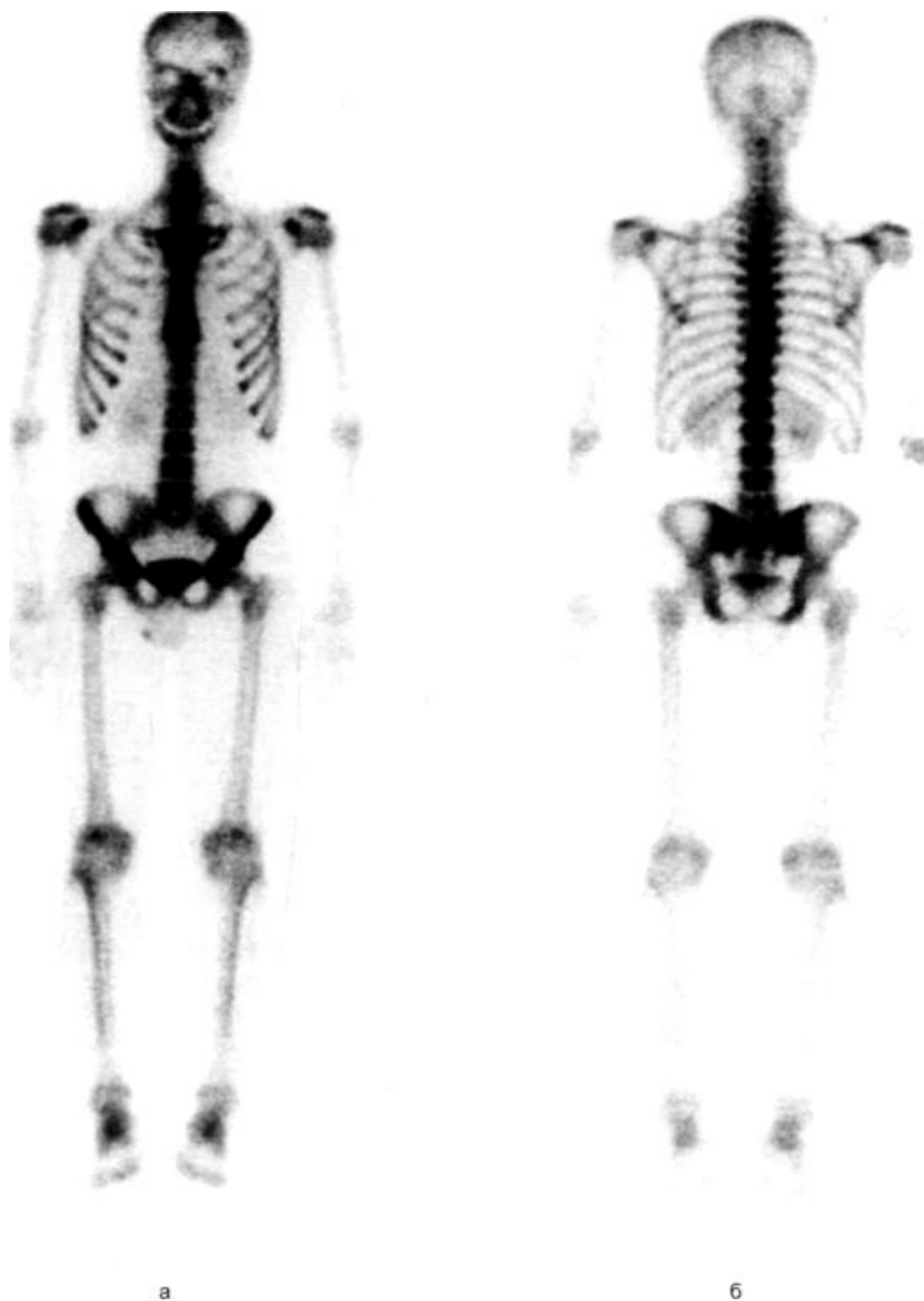


*Рис. 12.28.* Продолжение. МР-томограмма левого тазобедренного сустава.

г - сагиттальный срез через головку бедра.



*Рис. 12.29.* Рентгенограмма правой кисти двухлетнего ребенка. Ладонная поверхность. Ядра окостенения. 1 - в головчатой кости; 2 - в крючковидной кости; 3 - в эпифизе лучевой кости; 4 - в эпифизах костей запястья; 5 - в эпифизах проксимальных фаланг.



*Рис. 12.30.* Сцинтиграммы скелета в норме. Симметричное накопление радиофармпрепарата в костях. а - передняя проекция; б - задняя проекция.

## **12.2. Центральная нервная система**

### **12.2.1. Головной мозг**

До создания КТ визуализировать структуры *головного мозга* не представлялось возможным. Колоссальный рывок, который произошел в последние десятилетия в

диагностике и лечении патологии головного мозга, врачи и ученые связывают с созданием КТ.

Несколько позднее внедренный в клиническую практику метод магнитно-резонансной томографии позволил значительно улучшить диагностику патологии спинного мозга и внес серьезный дополнительный вклад в исследование головного мозга.

В настоящее время две эти томографические методики являются основными методами визуализации головного и спинного мозга. Только у новорожденных и маленьких детей (до закрытия родничков черепа) возможна хорошая визуализация вещества мозга и желудочков с помощью УЗИ.

Томограммы для исследования головного мозга выполняют в аксиальной (поперечной) проекции. Количество аксиальных томограмм варьирует. Как правило, выполняют 5-7 томограмм через плоскость основания черепа и мозга с шириной среза 2-3 мм; затем 15-18 томограмм (до конвекса) с шириной среза 3-5 мм. В большинстве случаев такой протокол удовлетворяет все запросы клинициста-невролога или нейрохирурга.

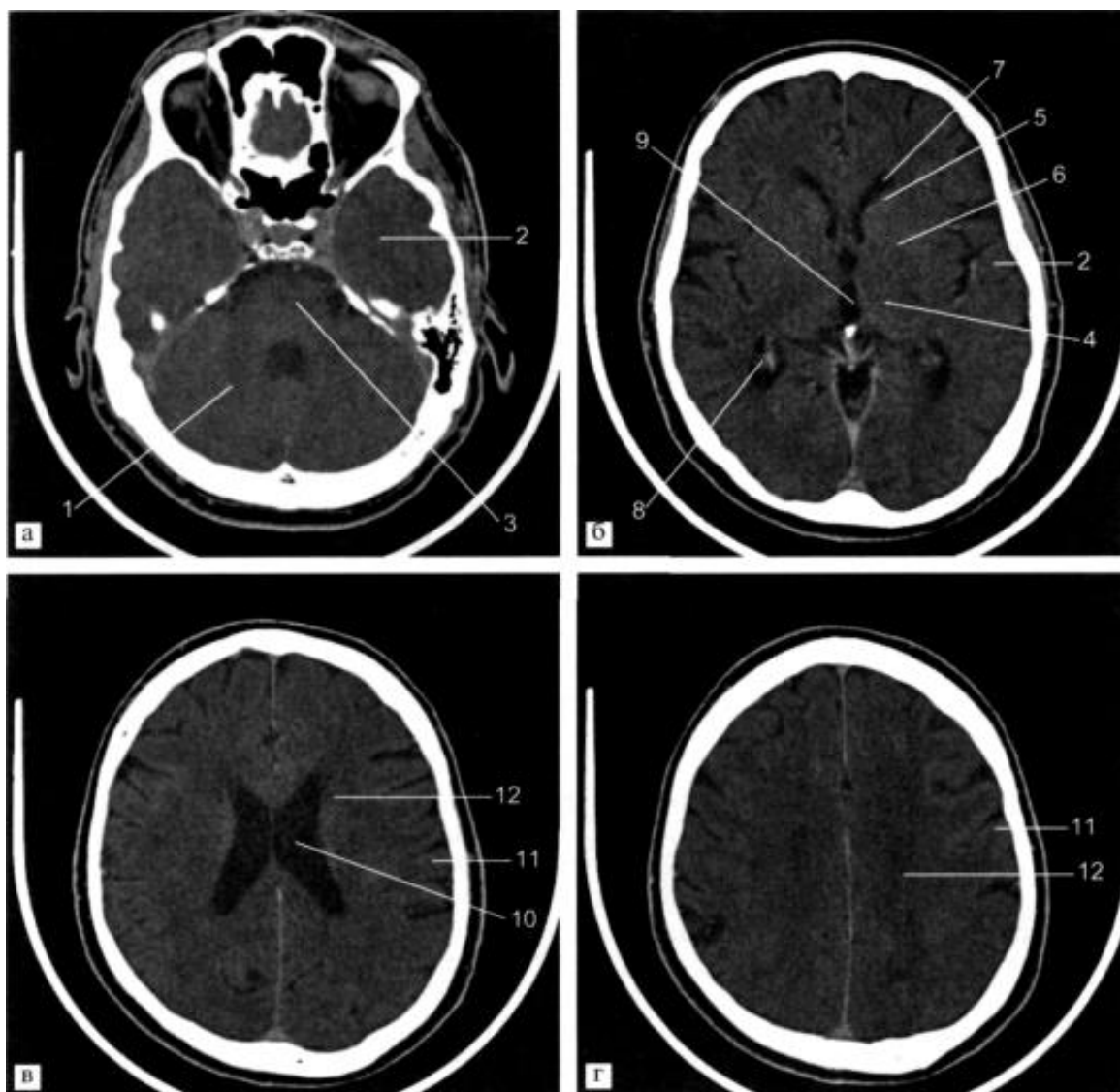
На томограммах отчетливо видны все основные структуры головного мозга. На томограммах мозга, полученных на уровне основания черепа, в той или иной степени проявляются артефакты, связанные с изменением жесткости рентгеновского луча при переходе сред воздух-кость-ткань, мозг-кость-воздух. Впервые эти артефакты были описаны Г. Хаунсфилдом. В современных КТ эти артефакты значительно, но не окончательно нивелируются математической обработкой. Однако об этом необходимо помнить, описывая патологические процессы этого уровня, особенно в проекции ствола мозга (рис. 12.31).

Все структуры мозга - большие полушария, мозолистое тело, мозжечок, мост головного мозга (варолиев мост), гипофиз, продолговатый мозг, ликворопроводящие пространства, борозды мозжечка и больших полушарий - хорошо видны на томограммах. Исследование с внутривенным введением контрастных средств двумя методами контрастирования позволяет улучшить визуализацию внутримозговых структур.

Медленное введение 40-60 мл контрастного вещества в локтевую вену (так называемое усиление изображения) возможно ручными шприцами. Контраст вводят на столе томографа; сразу по окончании введения начинают исследование. Контрастное вещество более активно накапливается в патологических очагах из-за нарушения гематоэнцефалического барьера. В связи с этим такой метод контрастирования достаточен для большинства исследований.

Сосуды головного мозга можно изучать только после болюсного введения контрастного вещества (так называемая КТ-ангиография). Для этой цели необходимо использовать специальный автоматический инжектор с достаточно большой скоростью введения контрастного вещества. Исследование начинают через 20-30 с от начала инъекции и продолжают параллельно с введением препарата.

Как вариант «усиления» изображения при исследовании головного мозга можно использовать контраст, введенный при КТ-ангиографии сосудов тела. В этом случае после окончания болюсной инъекции и завершения томографии грудной или брюшной



**Рис. 12.31.** КТ головного мозга. а - на уровне задней черепной ямки; б - на уровне базальных ядер; в - на уровне тел боковых желудочков; г - на уровне верхних отделов теменных долей. 1 - мозжечок; 2 - височная доля; 3 - продолговатый мозг; 4 - таламус; 5 - головка хвостатого ядра; 6 - внутренняя капсула; 7 - передние рога боковых желудочков; 8 - задние рога боковых желудочков; 9 - III желудочек; 10 - тело бокового желудочка; 11 - кора (серое вещество); 12 - белое вещество.

полости пациенту проводят томографию головного мозга. Таким образом можно сократить количество контрастного вещества, вводимого пациенту, и получить достаточно хорошее «усиление» изображения структур мозга.

Чувствительность МРТ к градации мягкотканной плотности большая, чем у КТ. Это позволяет в дополнение к сказанному дифференцировать серое и белое вещество головного мозга, видеть кору и подкорковые ядра (рис. 12.32). Учитывая то, что исследование проводят в намагниченном трехмерном объеме, выполняют сагиттальные и фронтальные срезы. Изображения в этих проекциях позволяют получить детальную информацию о форме и размерах боковых желудочков, III и IV желудочков, цистерн мозга

и субарахноидальных ликворосодержащих пространств над поверхностью мозга. В большинстве случаев при МРТ нет необходимости применять контрастные препараты.

При КТ и МРТ видны места выхода крупных черепных нервов - слухового, зрительного, тройничного. МРТ высокого разрешения позволяет получить изображения проксимальных отделов всех пар черепных нервов.

На томографических срезах, полученных без болюсного введения контрастного вещества и последующей трехмерной обработки, артерии и венозные синусы визуализируются лишь фрагментами.

До настоящего времени для более детальной оценки артериальных и венозных структур шеи и головного мозга ведущей является методика селективной церебральной ангиографии (рис. 12.33). Вместе с тем эту весьма инвазивную методику следует применять только по строгим показаниям. Роль ангиографии с целью диагностики патологии головного мозга и крупных сосудов шеи и виллизиева круга (артериальный круг большого мозга) постоянно и неизменно снижается в связи с развитием МР- и КТ-ангиографии. Однако для малоинвазивных лечебных вмешательств на сосудах она незаменима.

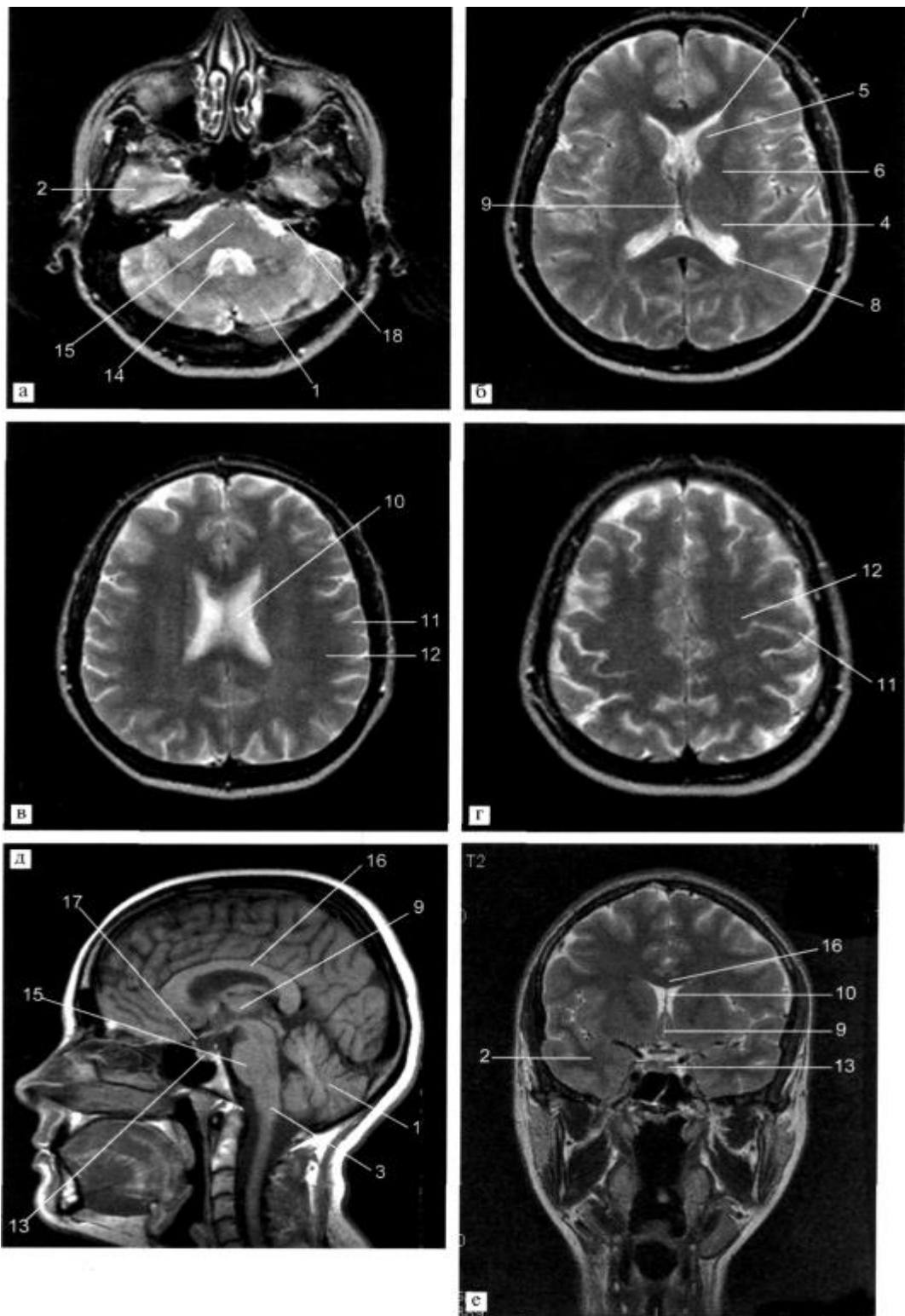
Внедрение в клиническую практику современных компьютерных и магнитно-резонансных томографов с высоким напряжением магнитного поля (1 - 1,5 Т) позволяет все шире использовать их для визуализации внутримозговых сосудов (КТ- и МР-ангиография). Эти методики позволяют неинвазивно изучать сосуды шеи и головного мозга с качеством, близким к традиционной ангиографии (рис. 12.34). Более того, если для КТ-ангиографии все же необходимо внутривенное введение рентгеновского контрастного вещества, то МР-ангиография возможна без контрастных средств.

Состояние экстракраниальных сосудов удобно и легко можно изучать с помощью цветового доплеровского исследования, которое весьма надежно и безопасно, причем его можно применять многократно.

Методы визуализации головного мозга могут быть сочетанными, но в большинстве случаев достаточно одного из них; например, при острой травме черепа и головного мозга предпочтение отдают КТ. Эта методика значительно быстрее (время выполнения 2-3 мин) позволяет получить информацию о состоянии вещества мозга и костей черепа, выявить даже очень малые участки кровоизлияния. Компьютерную томографию можно выполнять при любом состоянии больного, даже при искусственной вентиляции легких (ИВЛ).

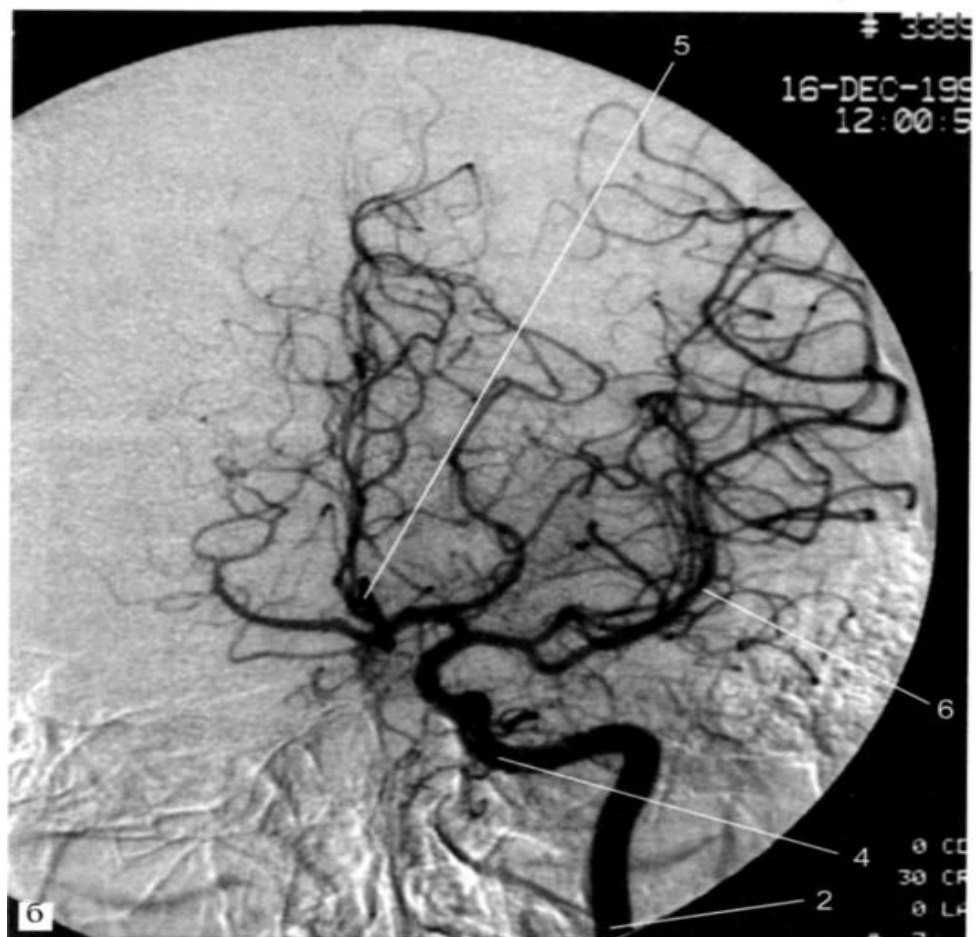
Вместе с тем, методика МРТ вследствие более высокой мягкотканной чувствительности более информативна при ишемических, метаболических и воспалительных заболеваниях головного мозга (например, при рассеянном склерозе).

В любом случае отдельное либо комплексное применение этих методов визуализации позволяет в подавляющем большинстве случаев быстро поставить верный диагноз.



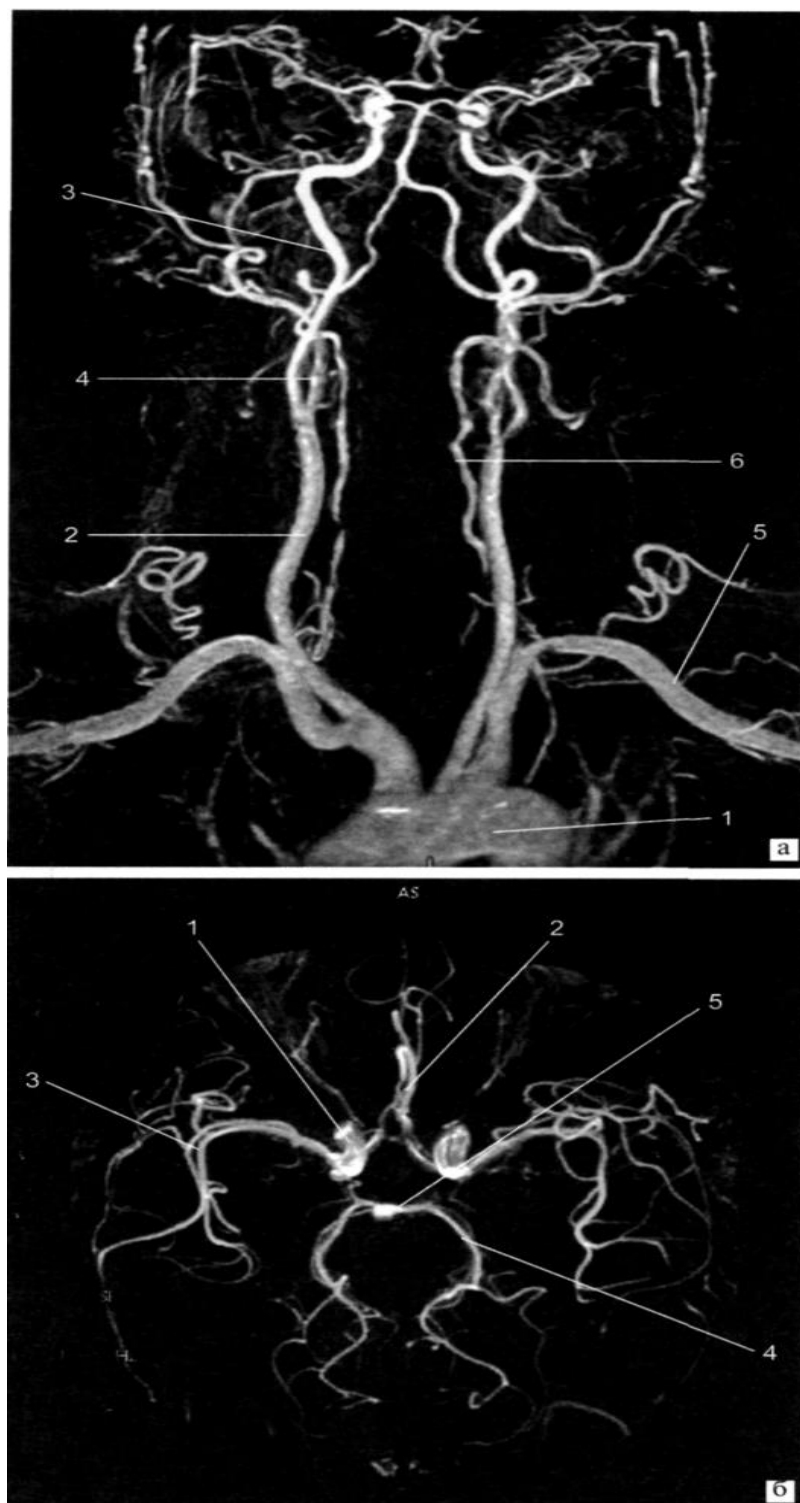
**Рис. 12.32.** МР-томограммы головного мозга. Поперечный срез на уровне задней черепной ямки (а), базальных ядер (б), тел боковых желудочков (в) и верхних отделов теменных долей (г); в сагиттальной проекции, центральный срез (д); во фронтальной проекции, срез через гипофиз (е).

1 - мозжечок; 2 - височная доля; 3 - продолговатый мозг; 4 - таламус; 5 - головка хвостатого ядра; 6 - внутренняя капсула; 7 - передние рога боковых желудочков; 8 - задние рога боковых желудочков; 9 - III желудочек; 10 - тело бокового желудочка; 11 - кора (серое вещество); 12 - белое вещество; 13 - гипофиз; 14 - IV желудочек; 15 - мост; 16 - мозолистое тело; 17 - хиазма; 18 - VIII пара черепных нервов.



**Рис. 12.33.** Ангиограммы левой сонной артерии в боковой проекции (а), внутренней сонной артерии и ее ветвей (б).

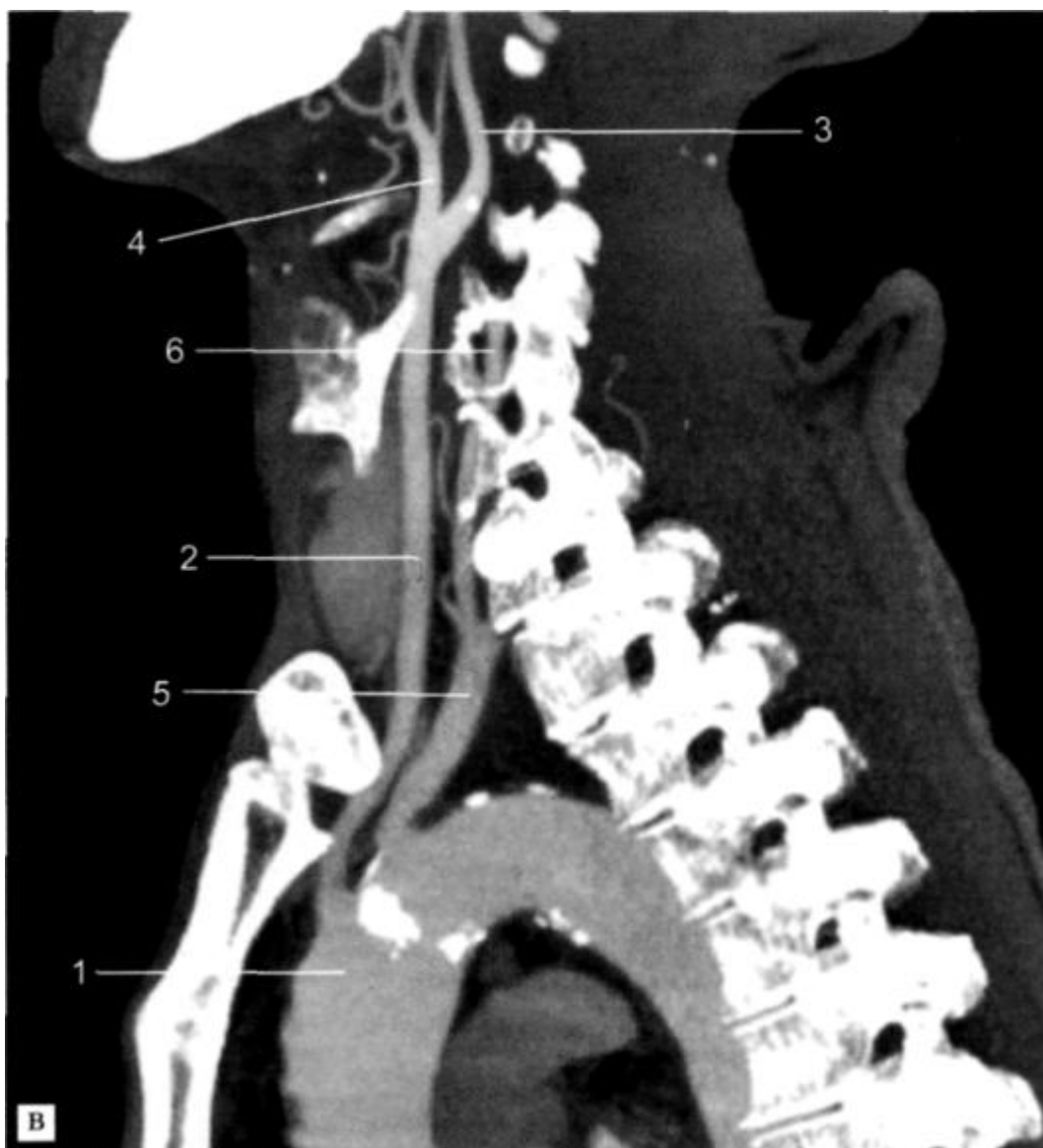
1 - общая сонная артерия; 2 - внутренняя сонная артерия; 3 - наружная сонная артерия; 4 - сифон внутренней сонной артерии; 5 - передняя мозговая артерия; 6 - средняя мозговая артерия.



**Рис. 12.34.** МР- и КТ-ангиограммы сосудов шеи и головного мозга.

а - МР-ангиограмма дуги аорты и сосудов шеи. Трехмерная реконструкция, фронтальная проекция: 1 - дуга аорты, 2 - общая сонная артерия, 3 - внутренняя сонная артерия, 4 - наружная сонная артерия, 5 - подключичная артерия, 6 - позвоночная артерия;  
 б - МР-ангиограмма артерий головного мозга. Трехмерная реконструкция, поперечная проекция: 1 - внутренняя сонная артерия, 2 - передняя мозговая артерия, 3 - средняя мозговая артерия, 4 - задняя мозговая артерия, 5 - базилярная артерия.





*Рис. 12.34.* Продолжение.

в - КТ-ангиограмма дуги аорты и сосудов шеи, сагиттальная реконструкция: 1 - дуга аорты, 2 - общая сонная артерия, 3 - внутренняя сонная артерия, 4 - наружная сонная артерия, 5 - подключичная артерия, 6 - позвоночная артерия.

### *12.2.2. Спинной мозг*

До недавнего времени исследование *спинного мозга* было возможно лишь с помощью методики рентгеновской миелографии (рис. 12.35). Суть ее состоит в том, что в субарахноидальное пространство пункцией в поясничную область вводят рентгеноконтрастное вещество, укладывают пациента на некоторое время в горизонтальное положение с немного приподнятыми ногами. В течение часа контрастное вещество смешивают с цереброспинальной жидкостью и затем выполняют рентгеновские снимки. Рентгеновское контрастное вещество в норме распространяется по ликворному пространству до цистерн большого мозга. При нарушении проводимости ликворопроводящего пространства могут возникать сужения либо полный перерыв в распространении контраста.

Спинальный мозг при миелографии рентгенологически не виден, но, изучая косвенные диагностические признаки, например появление симптома «дефект наполнения» на фоне контрастированной цереброспинальной жидкости, можно было получить важную диагностическую информацию. При отсутствии в клинике КТ- и МРТ-приборов данную методику осуществляют до настоящего времени.

Несколько лучшие результаты получают при такой же методике для визуализации спинного мозга с помощью КТ (КТ-миелография). Это можно объяснить тем, что при компьютерной томографии, например, можно определить - чем именно вызван симптом «дефект наполнения». Однако на сегодняшний день лучшей считается методика получения изображений спинного мозга с помощью МР-томографии (рис. 12.36).

Только на МР-томограммах можно получить прямое изображение спинного мозга. При этом в основном используют сагиттальную проекцию, но при необходимости исследование проводят в различных плоскостях. Сагиттальная проекция позволяет визуализировать спинной мозг на всем протяжении, а затем выбрать уровни для прицельных поперечных срезов.

На томограммах видны форма, контуры и структура спинного мозга, который хорошо дифференцируется от окружающей его цереброспинальной жидкости в T1- и T2взвешенных изображениях. С помощью МРТ можно получить изображения корешков и спинномозговых нервов, в том числе нервов, формирующих «конский хвост». При применении техники высокого разрешения различают мелкие артерии и вены спинного мозга. Особенность техники МРТ позволяет выполнять МР-миелографию вообще без введения контрастного вещества. Для этого необходима программа, позволяющая визуализировать только цереброспинальную жидкость, подавив сигнал от мягких тканей. Получается полный аналог миелографии, но нет необходимости вводить под оболочки спинного мозга контраст. На МР-томографах с напряженностью поля 1 -1,5 Т комплексное исследование спинного мозга можно выполнить за 10-15 мин.

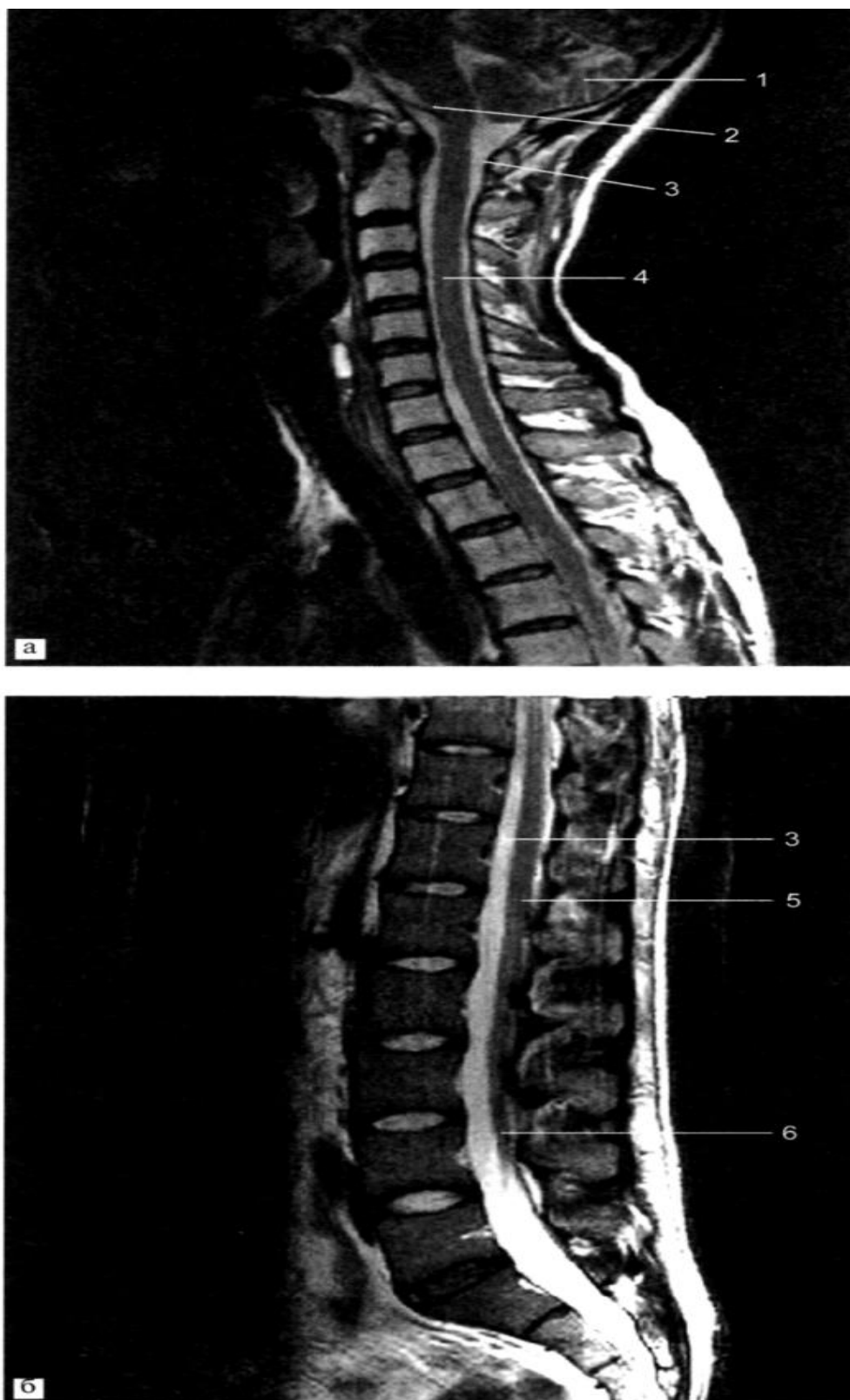
Таким образом, в современной клинической практике головной мозг в основном исследуют с помощью двух методик: КТ и МРТ. При этом на первом этапе исследование проводят без контрастных препаратов. В дальнейшем, исходя из полученных данных, необходимо ввести контрасты, что позволяет увеличить количество диагностической информации. Исследование перфузии головного мозга всегда проводят с контрастированием.

Спинальный мозг исследуют методами МРТ. Даже средние по классу магнитно-резонансные томографы дают информацию, которую невозможно получить другими методами. МРТ - это «золотой стандарт» при исследовании патологии спинного мозга, корешков спинного мозга и межпозвоночных дисков.

Ультразвуковые методы исследования применяют в раннем детском возрасте, когда существует ультразвуковой доступ к изучаемым структурам. Диагностическая ценность ангиографии неуклонно снижается, и ее все шире применяют для выполнения малоинвазивных лечебных вмешательств на сосудах.

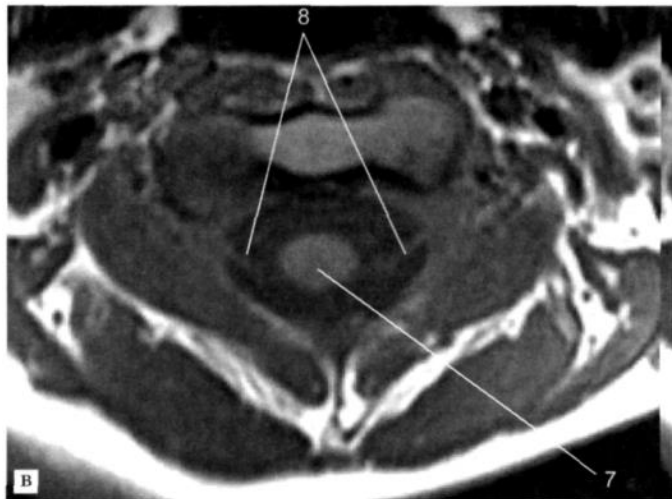


*Рис. 12.35.* Рентгеновская миелограмма. На фоне контрастного вещества, введенного в терминальную цистерну, хорошо видны нервы «конского хвоста» (стрелки).



*Рис. 12.36.* МР-томограммы позвоночника.

а - шейного и верхнегрудного отделов спинного мозга. Центральный сагитальный срез. Т2-взвешенное изображение; б - поясничного отдела спинного мозга и «конского хвоста». 1 - мозжечок; 2 - ствол мозга; 3 - цереброспинальная жидкость; 4 - шейный отдел спинного мозга; 5 - поясничный отдел спинного мозга; 6 - нервы «конского хвоста»; 7 - спинной мозг; 8 - корешки спинного мозга, стрелки - корешки спинного мозга при миелографии.



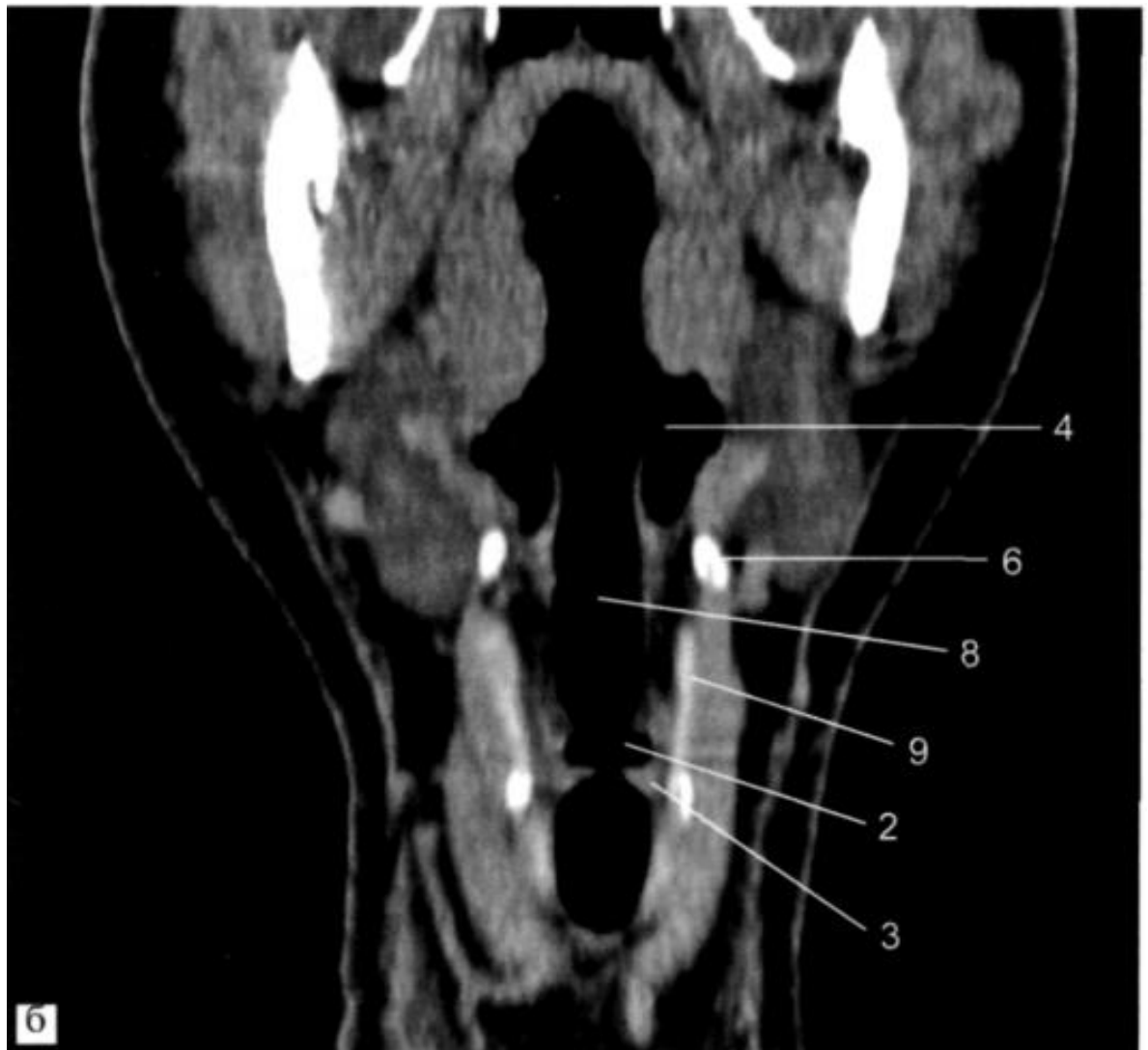
*Рис. 12.36.* Продолжение. в - поперечный срез. T1- взвешенное изображение; г - МР-миелограмма на уровне поясничного отдела позвоночника. Стрелками обозначены спинномозговые нервы, формирующие «конский хвост».

### 12.3. Дыхательная система

#### 12.3.1. Гортань, трахея

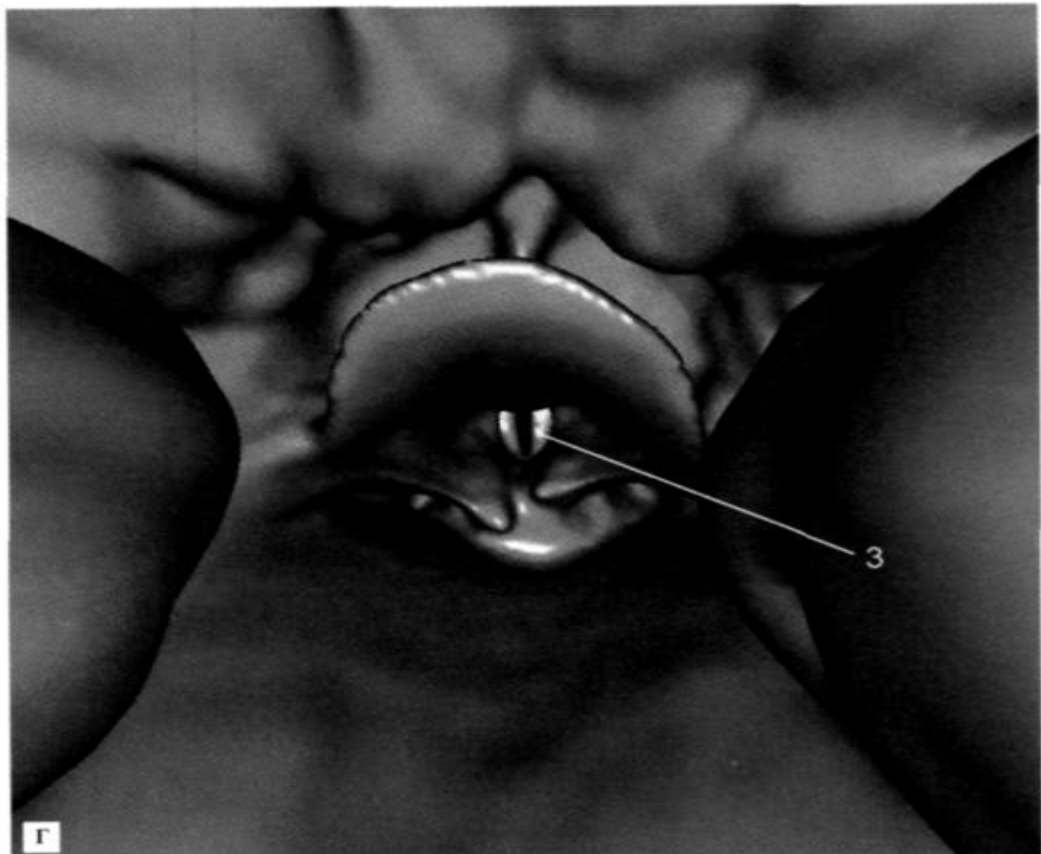
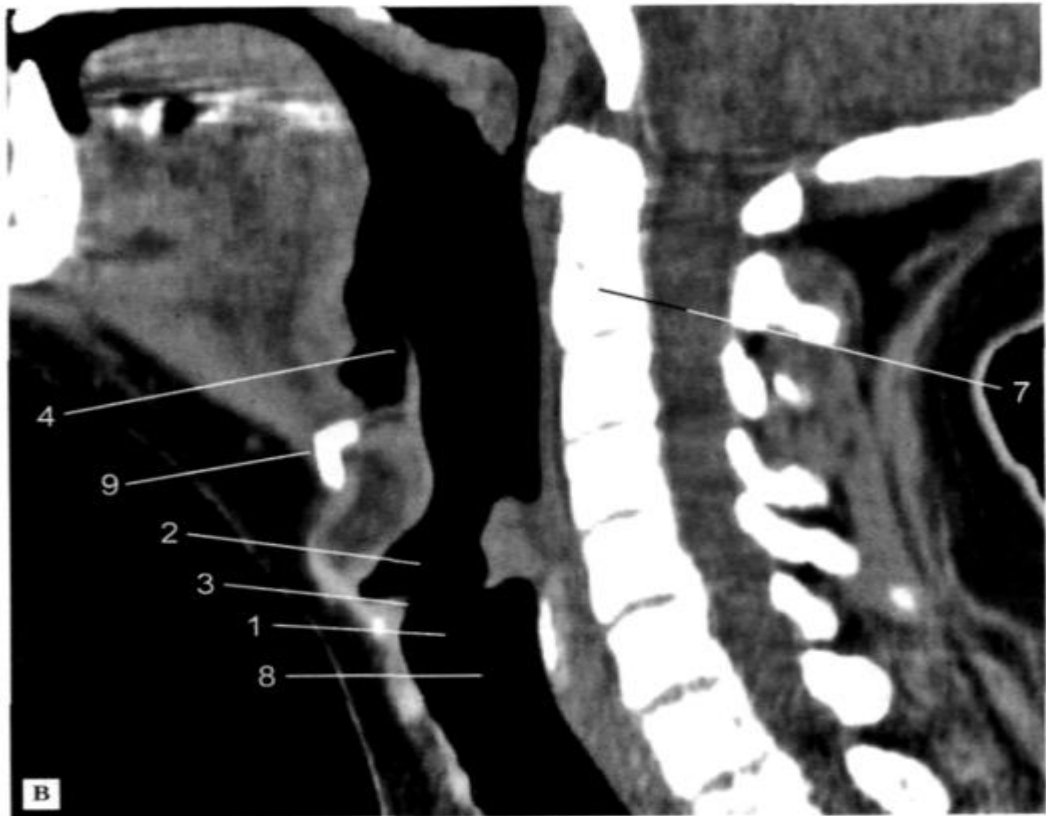
Гортань - самый верхний отдел дыхательной системы. Лучевое исследование области шеи позволяет изучить состояние этого органа. Для решения диагностических задач этой области наиболее эффективна компьютерная томография, с помощью которой можно получить важные сведения о состоянии стенок гортани и окологортанном пространстве, хрящах гортани, голосовых связках (рис. 12.37). Однако и на применяемых до настоящего времени боковых рентгенограммах и классических линейных томограммах (рис. 12.38) можно увидеть анатомические элементы гортани: вход и желудочки, надгортанник, голосовые связки, подсвязочное пространство. Все эти элементы в полученном изображении строго соответствуют их анатомическому строению и хорошо дифференцируются на фоне воздуха, заполняющего гортань. Все диагностические исследования могут выполняться в спокойном состоянии больного и при фонации.





**Рис. 12.37.** КТ гортани. а - аксиальная проекция. Срез через голосовые связки; б - фронтальная реконструкция. 1 - подвязочное пространство; 2 - гортанные желудочки; 3 - голосовые связки; 4 - грушевидный синус; 5 - черпалонадгортанные складки; 6 - подъязычная кость; 7 - тело позвонка; 8 - просвет гортани; 9 - щитовидный хрящ.

Трахея - отдел дыхательной системы, являющийся продолжением гортани; она выходит из гортани на уровне  $C_6$  и достигает  $Th_{IV}$ - $Th_V$ , где разветвляется на левый и правый главные бронхи. Трахея представляет собой фиброзно-мышечную трубку диаметром около 2 см и длиной 10-12 см. Остов трахеи состоит из Сообразных плотных хрящевых колец, препятствующих смыканию стенок трахеи во время вдоха. Прямая и боковая рентгенограммы верхних дыхательных путей позволяют увидеть наполненную воздухом трахею и гортань (рис. 12.39).

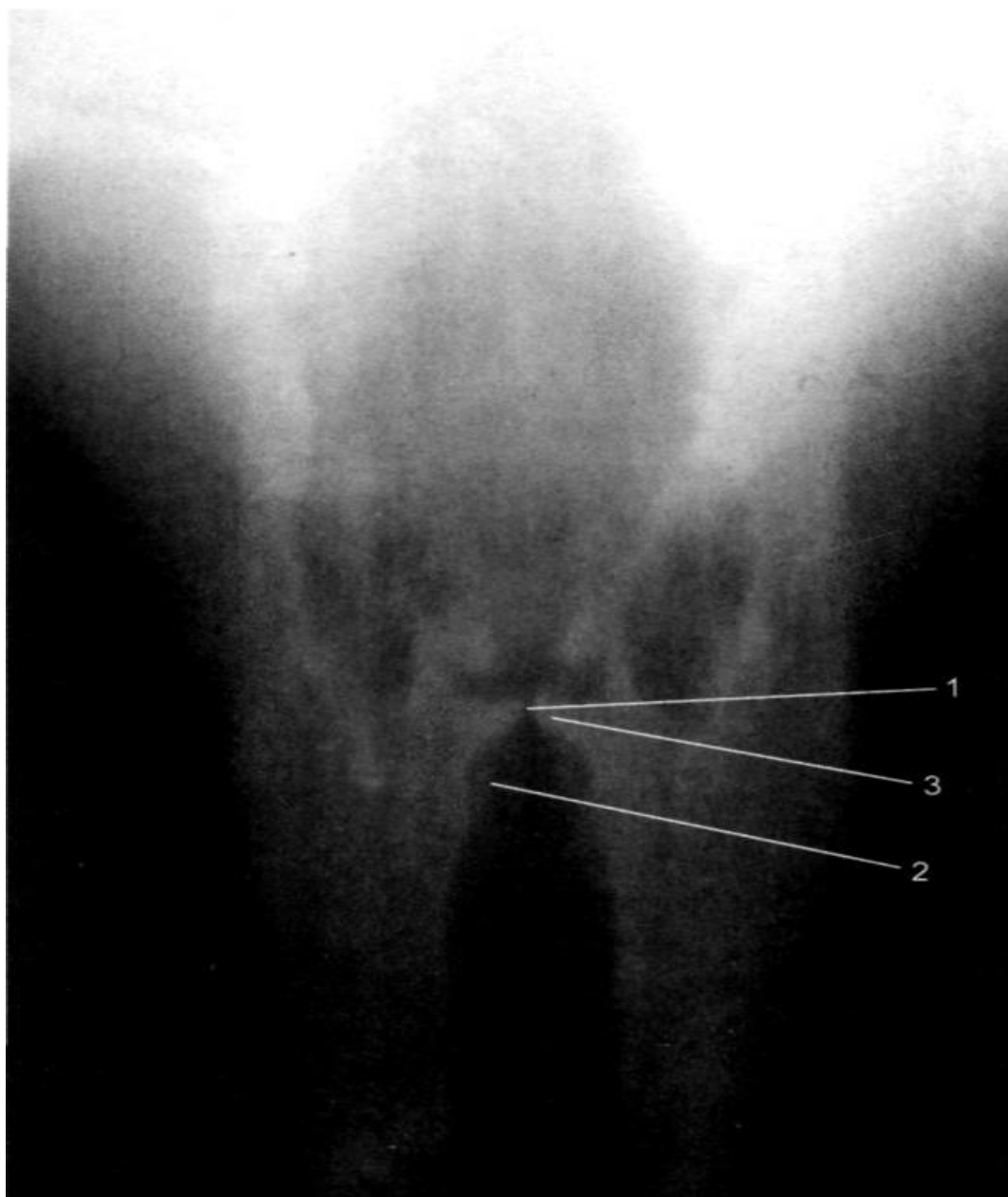


*Рис. 12.37. Продолжение.*

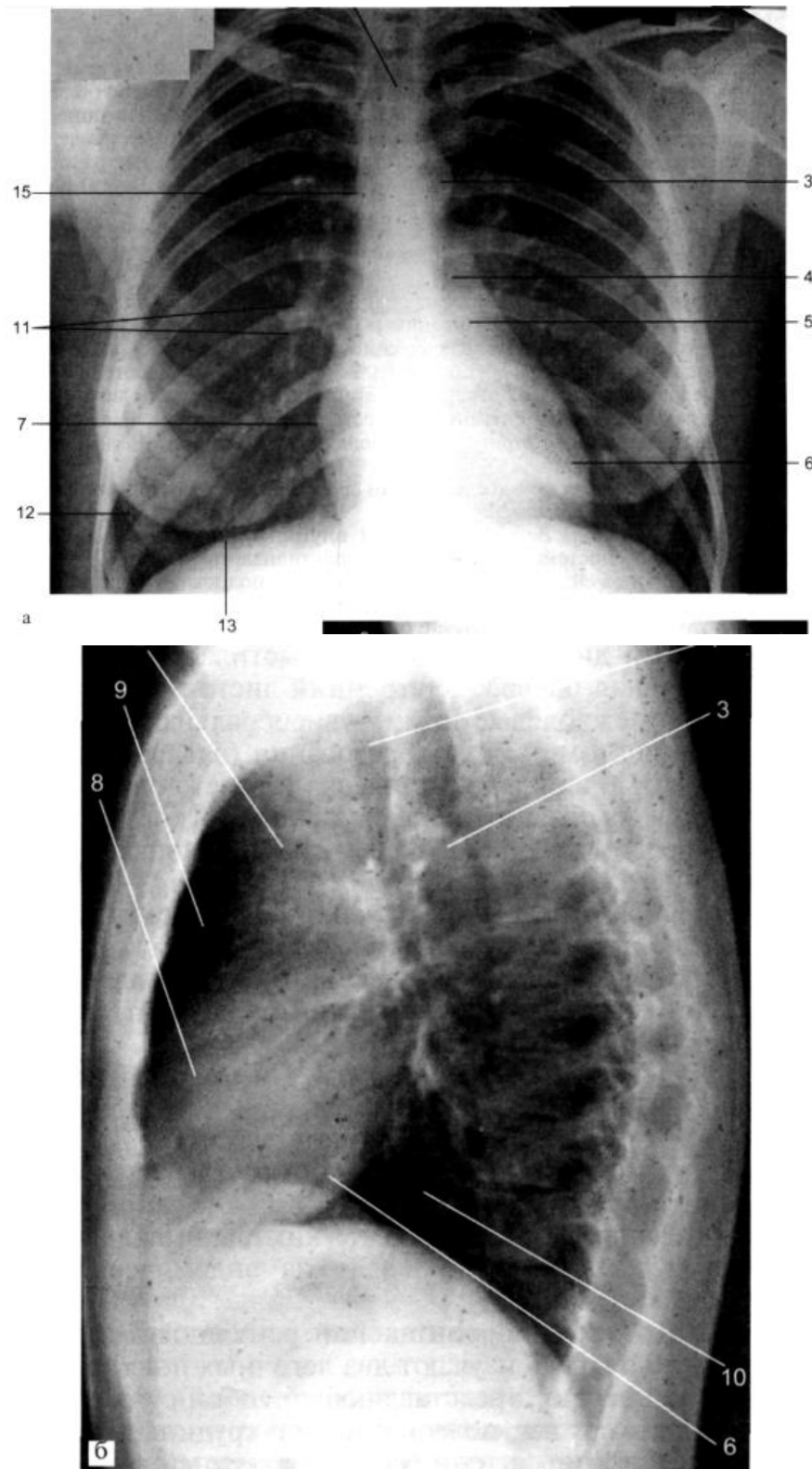
в - центральная сагиттальная реконструкция; г - трехмерная реконструкция виртуальной ларингоскопии гортани.



Неизмененные щитовидная и вилочковая железы на рентгеновских снимках не видны. Верхние отделы легких расположены по сторонам от трахеи и грудного отдела позвоночника. Конечно, при компьютерной томографии удастся визуализировать все отделы трахеи.



*Рис. 12.38.* Рентгеновская томограмма гортани в прямой проекции, выполненная при фонации. 1 - подсвязочное пространство; 2 - гортанные желудочки; 3 - голосовые связки.



**Рис. 12.39.** Обзорные рентгенограммы грудной клетки. а - прямая проекция; б-левая боковая проекция. 1 - трахея; 2 - восходящий отдел аорты; 3 - дуга аорты; 4 - ствол легочной артерии; 5 - ушко левого предсердия; 6 - левый желудочек; 7 - правое предсердие; 8 - правый желудочек; 9 - ретростернальное пространство; 10 - ретрокардиальное пространство; 11-корень правого легкого; 12 -контур тени правой молочной железы; 13-тень правого купола диафрагмы; 14 - синус левого легкого; 15 - верхняя полая вена.

### *12.3.2. Средостение, легкие, плевра*

В средостении расположены основные отделы дыхательной системы. На обычных рентгенограммах органов грудной полости в прямой и боковых проекциях структуры средостения сливаются в единую тень. На поперечных компьютерных томограммах различимы все анатомические пространства средостения: переднее, заднее, верхнее и нижнее, в которых расположены разные по своему анатомическому строению и функции органы. Их изображения легко дифференцировать. Сердечно-сосудистая тень делит средостение на две части: переднюю - ретростернальное пространство и заднюю - ретрокардиальное пространство. Снизу средостение ограничено диафрагмой.

После рентгенологического исследования в двух проекциях для уточнения подозреваемых отклонений от нормы необходима компьютерная томография, которая, практически являясь единственным методом лучевого исследования, позволяет дифференцировать ткани и органы средостения. Исследование начинают без контрастного агента. В случае, если возникают сложные диагностические ситуации или есть необходимость изучить крупные сосуды средостения, прибегают к болюсному введению йодсодержащих контрастных средств.

В отдельных случаях при исследовании средостения требуется магнитнорезонансная томография.

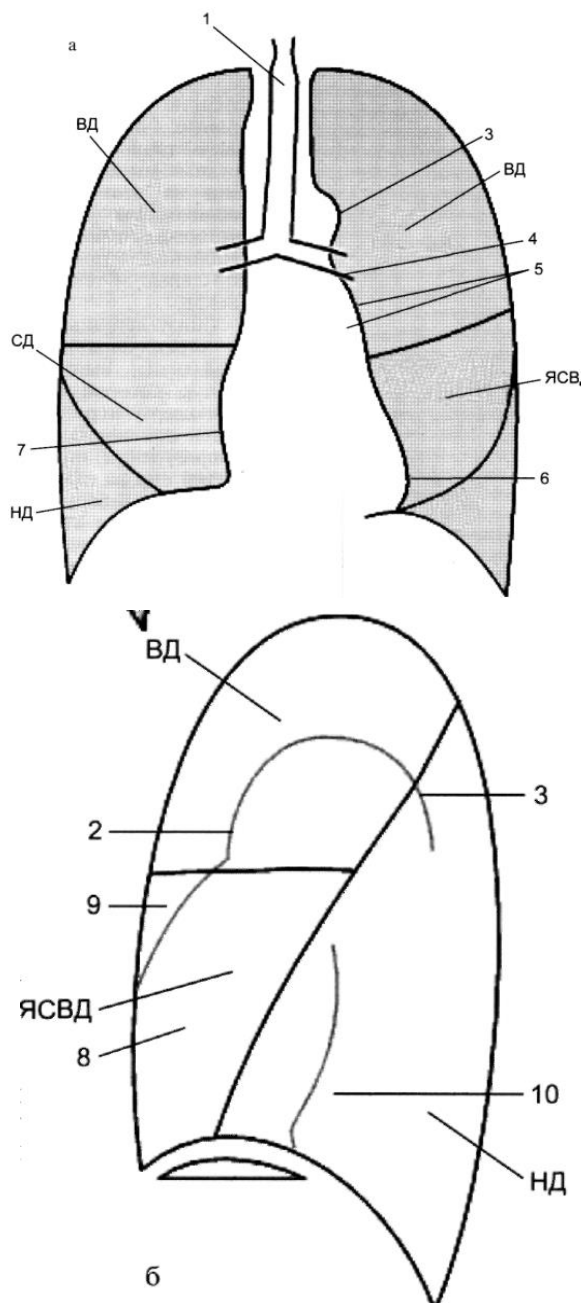
При подозрении на загридинный или внутригрудной зоб выполняют сцинтиграфию средостения, применяя радиоактивные препараты.

Легкие расположены с двух сторон в грудной полости в плевральных мешках (плевре). Рентгенологическое исследование начинают с прямого и бокового снимков легких. Снаружи (по внутренней поверхности грудной стенки и диафрагмы) легкое выстилает листок плеврального мешка - париетальная плевра. Внутренний листок, окутывающий легкое и проникающий в междолевые щели,- висцеральная плевра. Эти важные для диагностики анатомические образования (плевры) в норме на рентгенограммах не видны. Не видна также плевра и в междолевых щелях.

Междолевые щели делят правое легкое на 3 доли (главная и добавочная междолевые щели), а левое - на 2. Главная, или косая, междолевая щель в обоих легких берет начало от уровня Т<sub>III</sub>-Т<sub>IV</sub> и направляется кпереди до уровня IV ребра. Добавочная, или горизонтальная, междолевая щель расположена справа на уровне IV ребра. В каждом легком различают 10 сегментов; в левом легком - 9 сегментов за счет наличия сердечной выемки. Проекция долей и сегментов легких на рентгенограммах может быть четко идентифицирована (рис. 12.40).

Лучевое исследование легких выполняют при разных клинических синдромах, в первую очередь тех, при которых обосновано предположение о возможном поражении органов дыхания. Во многих случаях исследование легких можно отнести к скринингу (выявление доклинических стадий различных заболеваний). В нашей стране примером такого скрининга является массовое исследование легких для выявления туберкулеза и рака легких; эти исследования проводят на эндемических территориях и в группах риска.

На обзорной фронтальной рентгенограмме органов грудной полости в первую очередь изучают два легочных поля, разделенных интенсивной срединной тенью, представляющей собой суммарное изображение сердца, сосудистого пучка, позвоночника и грудины. На фоне легочных полей видны пересекающиеся тени ребер, а в верхней части легочных полей - почти горизонтально расположенные тени ключиц, условно ограничивающих область верхушек легких.



**Рис. 12.40.** Схематическое расположение долей легких в прямой (а) и левой боковой (б) проекциях.

ВД - верхняя доля, ЯСВД - язычковые сегменты верхней доли, СД - средняя доля, НД - нижняя доля. 1 - трахея и главные бронхи; 2 - восходящий отдел аорты; 3 - дуга аорты; 4 - ствол легочной артерии; 5 - ушко левого предсердия; 6 - левый желудочек; 7 - правое предсердие; 8 - правый желудочек; 9 - ретростернальное пространство; 10 - ретрокардиальное пространство.

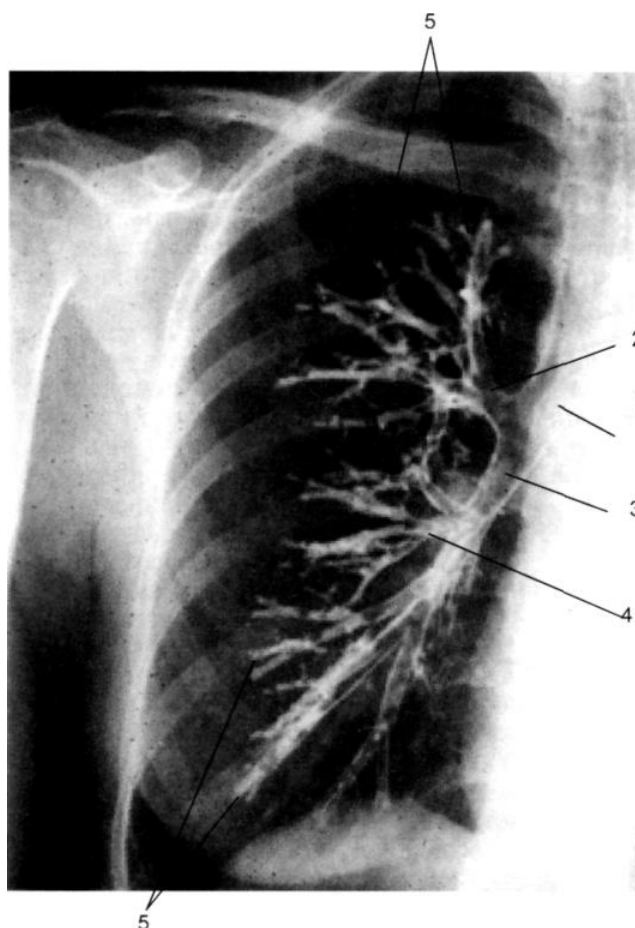
При правильном положении обследуемого в момент рентгеновского снимка (плечи выведены вперед) тени лопаток не проецируются на легочные поля, а располагаются в области мягких тканей плечевого пояса.

В нижних отделах легочных полей с обеих сторон, больше справа, нередко определяются не очень интенсивные дополнительные тени больших грудных мышц. У женщин на этом уровне расположены молочные железы с более интенсивной полукруглой тенью и тенью от сосков.

Снизу легочные поля ограничены тенью диафрагмы, выпуклый контур которой обращен кверху и располагается при нормальной конфигурации грудной клетки справа на уровне V-VI ребер, слева-на уровне VI-VII ребер.

В латеральных отделах между тенью диафрагмы и краем грудной стенки образуются острые углы сердечниодиафрагмальных синусов.

В боковом положении (сагиттальная проекция) изображения обоих легких суммируются в виде единого легочного поля, ограниченного сзади грудным отделом позвоночника, а спереди - грудиной.



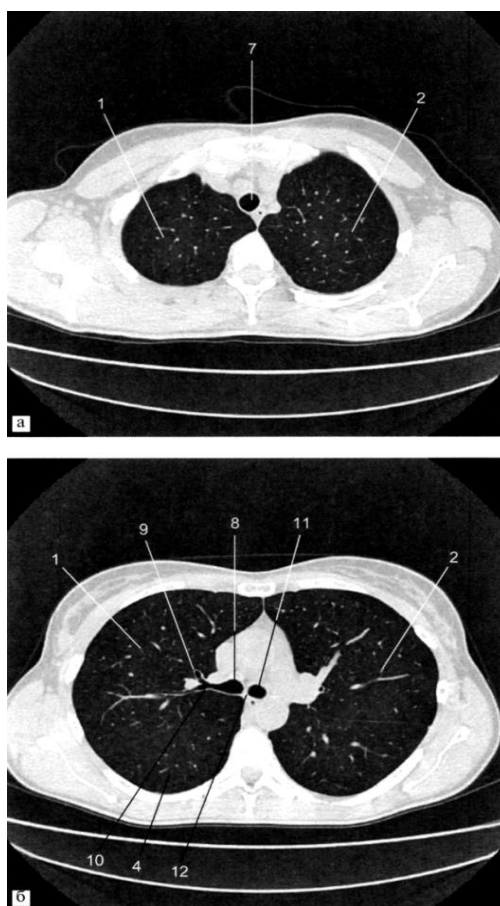
**Рис. 12.41.** Рентгеновская бронхограмма правого легкого. Прямая проекция.

1 - правый главный бронх; 2 - верхнедолевой бронх; 3 - нижнедолевой бронх; 4 - среднедолевой бронх; 5 - сегментарные бронхи.

На фоне прозрачных легочных полей дифференцируются сетчатые структуры в виде множественных местами переплетающихся линейных теней, так называемый легочный рисунок, который в основном отражает артериальные и венозные сосуды малого круга кровообращения. В меньшей степени легочной рисунок формируется за счет структур интерстициального каркаса стромы легкого. К периферии легочный рисунок ослабляется из-за уменьшения числа и калибра сосудов.

Корни легких (место вхождения в легкое главного бронха, легочной артерии, выхода легочных вен и лимфатических узлов) симметрично расположены в медиальных отделах обоих легких. Тень корня левого легкого обычно несколько выше, правого. Дифференцировать структуры корня легкого на рентгенограммах не представляется возможным.

При правильной технике рентгеновской съемки можно увидеть часть трахей и иногда бифуркацию трахей в виде светлых воздушных трубок. Остальные бронхи, даже крупного калибра, рентгенологически не определяются.



**12.42.** КТ легких. а - поперечный срез через верхние доли; б - поперечный срез через главные бронхи. 1 - верхняя доля правого легкого; 2 - верхняя доля левого легкого; 3 - средняя доля; 4 - нижняя доля правого легкого; 5 - язычковые сегменты левого легкого; 6 - нижняя доля левого легкого; 7 - трахея; 8 - правый главный бронх; 9 -верхнедолевой бронх; 10 -нижнедолевой бронх; 11 - левый главный бронх; 12 - бифуркация трахеи.

Правый главный бронх является более широким и коротким, чем левый. Он отходит от трахеи под более острым углом. Левый главный бронх имеет меньший диаметр, чем правый, но он значительно длиннее. Классическая линейная томография позволяет дифференцировать бифуркацию трахеи и главные бронхи. Для исследования всего бронхиального дерева до настоящего времени применяют бронхографию, для производства которой в бронхи одного из легких вводят немного контрастного вещества. Контрастное вещество, распределяясь по стенкам бронхов, делает их косвенно видимыми (рис. 12.41).

Однако обе эти методики применяют все реже из-за внедрения в пульмонологическую практику КТ. Метод КТ, особенно выполненный на мультиспиральных аппаратах, позволяет не только визуализировать все отделы легких и средостения (рис. 12.42), но и провести виртуальную бронхоскопию (КТбронхоскопия) (рис. 12.43).

Исследование легких это - тот случай, когда приходится прибегать не только к выполнению снимков - рентгенографии, но и использовать рентгеноскопию. Рентгеноскопию применяют для изучения не только подвижности легких и диафрагмы, но и патологического процесса в различных проекциях.

Нормальный акт дыхания отображается на рентгенограмме в виде характерных движений ребер и диафрагмы, обеспечивающих функцию внешнего дыхания. Прозрачность легочных полей увеличивается при глубоком вдохе и уменьшается при выдохе. Передние отрезки ребер при вдохе перемещаются вверх, а диафрагма (в основном ее задние отделы) опускается вниз.

Оба легких одновременно и равномерно участвуют в акте дыхания. При спокойном дыхании амплитуда экскурсии диафрагмы составляет 2-3 см, при форсированном дыхании - 4-6 см. Срединная тень во время дыхания остается неподвижной.

В современных клиниках после выполнения прямого обзорного снимка легких исследование продолжают методом КТ, важность которой при исследовании легких трудно переоценить, особенно это относится к современным мультиспиральным компьютерным томографам. Отсутствие скрытых зон, возможность изучения средостения, мягких тканей грудной стенки и костных структур делают КТ ведущим методом диагностики.

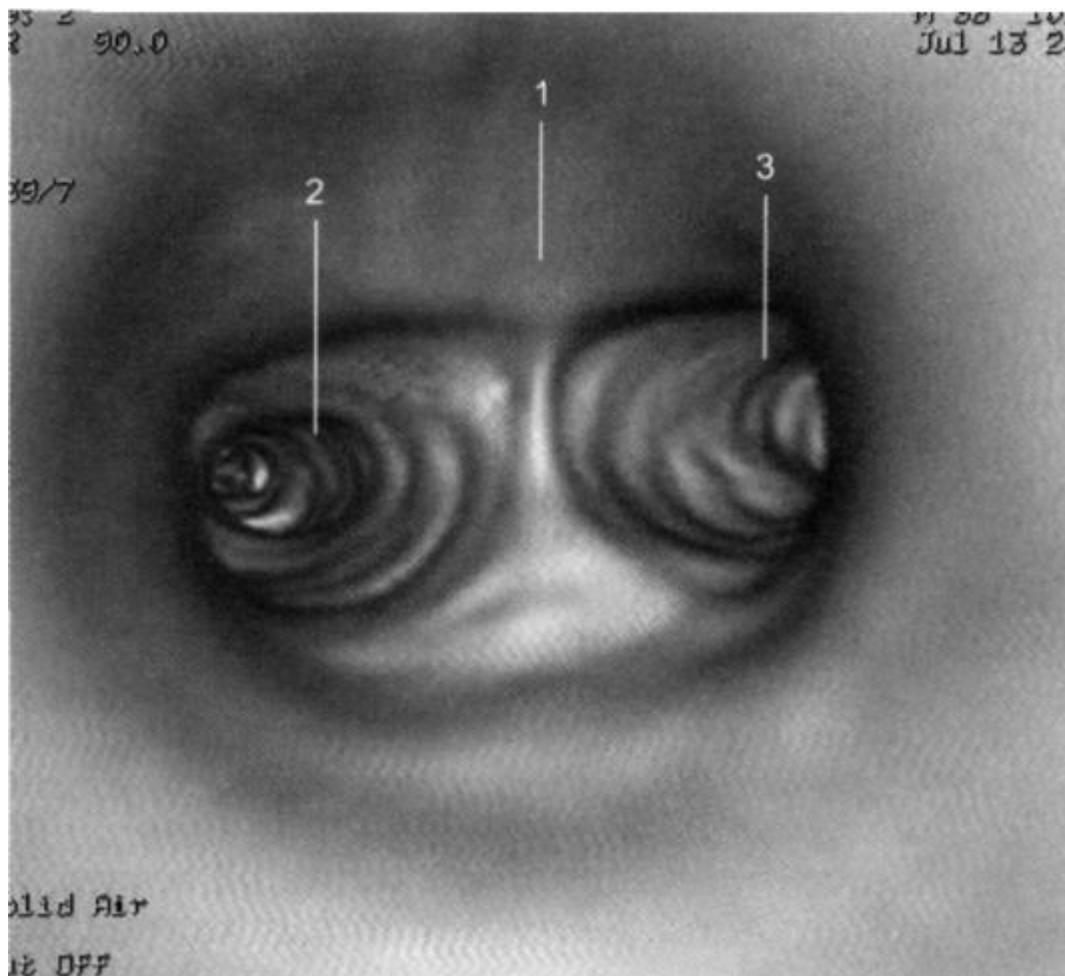
КТ дает огромное количество цифровой информации, полученной от всех тканей грудной полости, поэтому для изучения легких применяют так называемый «легочной режим», когда на экране (затем на мультимедийной пленке) отображаются только легкие. Все остальные ткани как бы «засвечены» и выглядят гомогенными темными участками. В этом режиме изучают главные, долевы и сегментарные бронхи и легочные сосуды различного диаметра. Средняя плотность неизмененных легких при неглубоком вдохе составляет -750--850 ед. НУ.



*Рис. 12.42.* Продолжение.

в - фронтальная реконструкция через трахею; г - сагиттальная реконструкция через левое легкое.





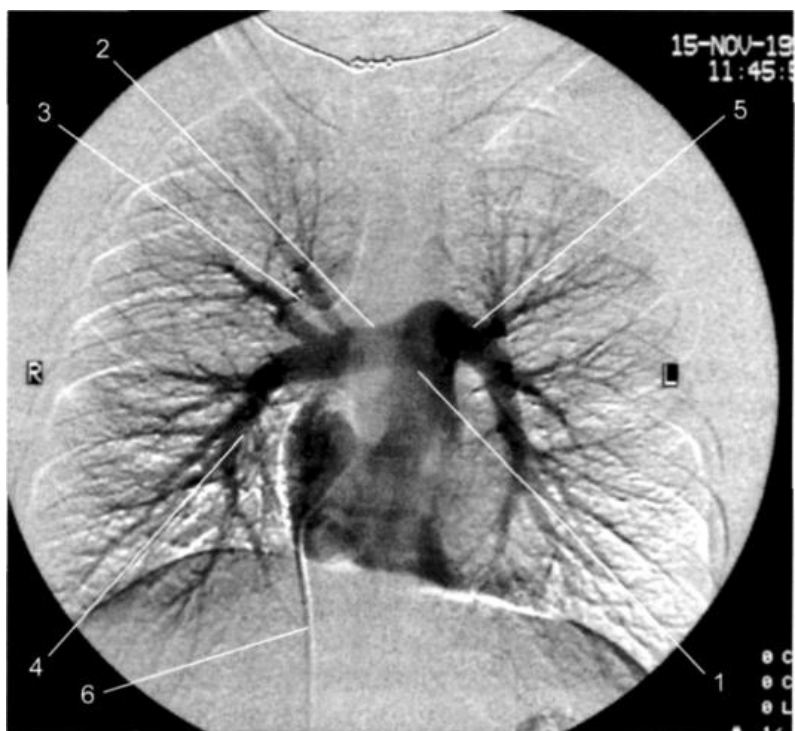
*Рис. 12.43.* Мультиспиральная КТ. Трехмерная реконструкция для виртуальной бронхоскопии. «Взгляд» из трахеи.

1 - трахея; 2 - правый главный бронх; 3-левый главный бронх.

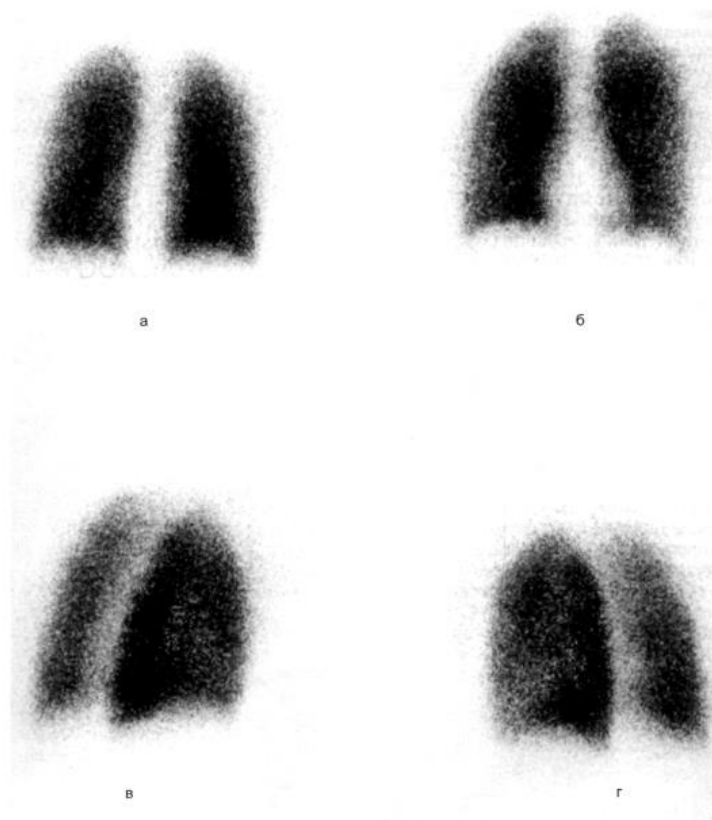
Очень важным достижением последних лет является возможность проведения фронтальных, сагиттальных и любых косых реконструкций изображения из набора тонких поперечных срезов без потери диагностической

информации. Такие реконструкции внешне похожи на классические прямые или боковые снимки, но содержат значительно больший объем информации.

Как правило, легкие исследуют без дополнительного внутривенного введения контрастных веществ,



*Рис. 12.44.* Рентгеновская ангиопульмонограмма. Прямая проекция. Контрастное вещество через катетер введено в ствол легочной артерии. 1-ствол легочной артерии; 2 - правая легочная артерия; 3 - верхнедолевая артерия; 4 - нижнедолевая артерия; 5 - левая легочная артерия; 6 - катетер.



*Рис. 12.45.* Перфузионная сцинтиграмма легких в норме. Равномерное и одинаковое накопление РФП во всех отделах легких. а - задняя проекция; б - передняя проекция; в - правая косая проекция; г - левая косая проекция.

которые применяют по специальным показаниям, однако, учитывая то, что контрастное вещество в большинстве случаев необходимо при исследовании сосудов средостения и сердца, качество изображения легких также повышается. Изменив уровень и ширину окна, можно детально изучать мягкотканые структуры грудной стенки и средостения. При дальнейшем изменении ширины и уровня окна приступают к анализу костных структур, образующих скелет грудной клетки.

Применение тонких срезов при МСКТ, а также болюсное введение контрастного вещества в локтевую вену предоставляют универсальную диагностическую информацию о легких, бронхах и сосудах. В связи с этим показания к применению бронхографии значительно снижены.

При ангиографическом изучении сосудов малого круга (ангиопульмонография) эту методику стали применять относительно редко и по строгим показаниям (рис. 12.44).

Функциональное состояние капиллярного легочного кровотока оценивают с помощью радионуклидной методики - перфузионной сцинтиграфии. Для этой цели внутривенно вводят макроагрегаты альбумина человеческой сыворотки, меченные  $^{99m}\text{Tc}$ . Распределение такого радиофармпрепарата по легочным полям при отсутствии патологического процесса равномерно во всех отделах легкого (рис. 12.45).

Таким образом, для рядового исследования легких применяют рентгеноскопию в прямой и боковой проекциях. КТ с болюсным введением контрастного вещества дает значительно большую комплексную информацию о легких, средостении, сердце, мягких тканях и костных структурах и занимает ведущее место в диагностическом алгоритме.

При необходимости изучения функционального состояния легких прибегают к радионуклидным методикам.

Инвазивные методы - бронхоскопию, ангиопульмонографию - применяют все реже.

#### **12.4. Сердечно-сосудистая система**

Лучевые методики - рентгенография, эхокардиография, КТ, МРТ и ангиокардиография - позволяют изучить не только положение, форму, величину и функцию сердца, но и строение коронарных артерий, а также крупных магистральных сосудов.

Сердце на рентгенограмме - основная составная часть срединной тени, которая является суммарным изображением собственно сердца и крупных кровеносных сосудов - аорты, верхней полой вены, легочной артерии. Условной границей между ними служит наиболее суженное место сердечнососудистого силуэта (срединная тень) - так называемая талия сердца. Ниже этой границы собственно сердце представлено в виде косо расположенного неправильного эллипса, большая часть которого выступает в сторону левого легочного поля.

В зависимости от конституционного строения тела различают три варианта расположения сердечной тени: у нормостеника расположение тени косое, у астеника - вертикальное, а у гиперстеника - горизонтальное.

Срединная тень на рентгенограммах однородна, поэтому анатомические элементы определяют по краевым выступам (так называемые дуги). Во фронтальной проекции по правому контуру срединной тени различают 2 дуги - верхнюю, образованную верхней полую вену, и нижнюю - правым предсердием. Слева различают четыре дуги (сверху вниз): дугу, образованную аортой, легочной артерией, ушком левого предсердия и левым желудочком.

На рентгенограмме в боковой проекции можно четко дифференцировать все части аорты: восходящую часть, дугу и нисходящую часть - и контуры сердца. Боковую рентгенографию выполняют после контрастирования глотком бариевой взвеси (рис. 12.46).

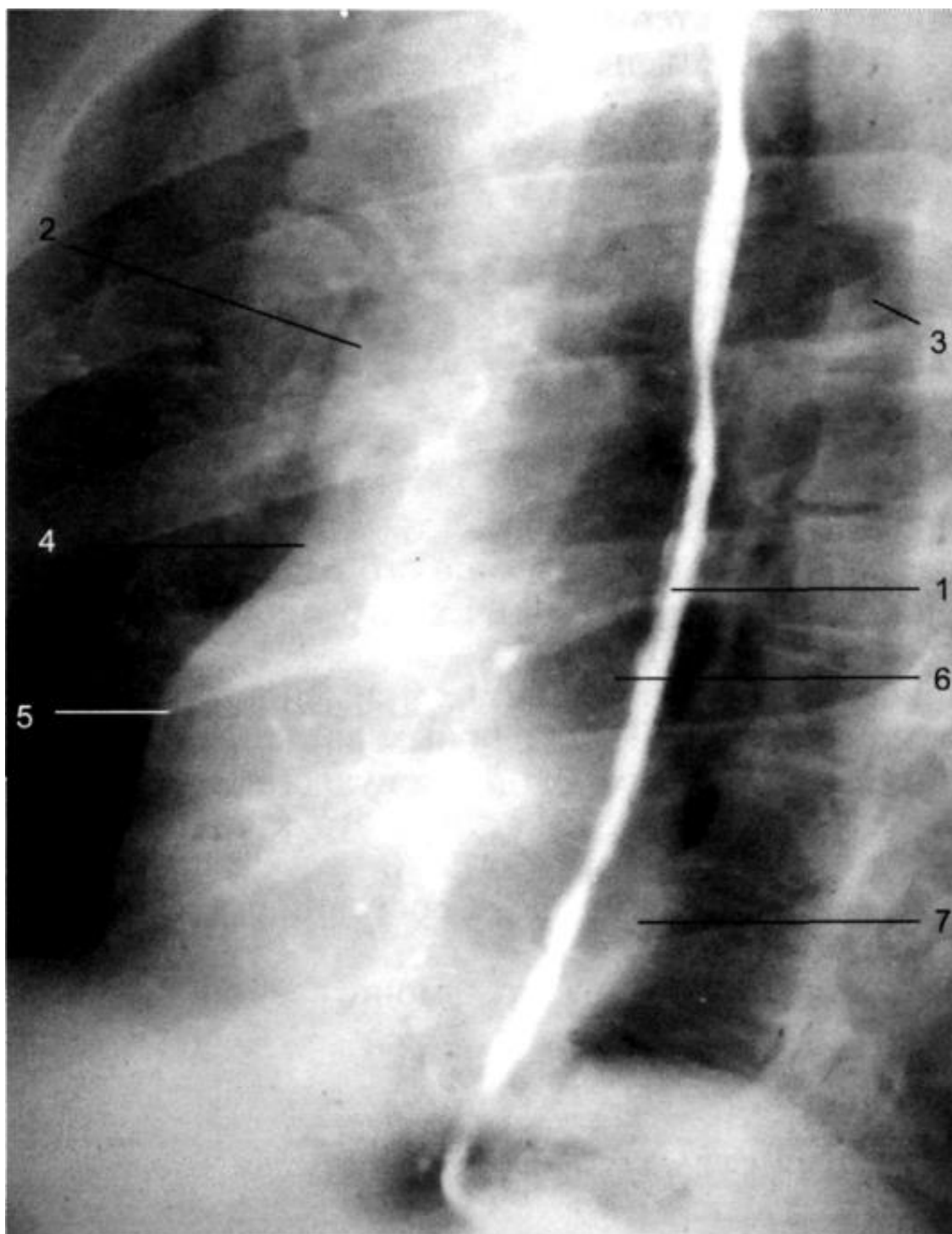
При отсутствии патологических изменений тень сердца на рентгенограммах однородна. Дополнительные теневые включения свидетельствуют об отложениях извести в перикарде, клапанах и клапанных отверстиях сердца, стенках коронарных сосудов и аорте.

Развитие новых технологий способствовало исключительному вкладу в исследование сердца и сосудов. Ультразвуковое исследование, электронно-лучевая, мультиспиральная компьютерная и магнитно-резонансная томография позволяют врачу быстро и точно устанавливать диагноз.

Широкое применение томографических методик для исследования сердца началось с использования так называемого электронно-лучевого томографа (ЭЛТ). В литературе встречаются синонимы: кино-КТ и КТ 5-го поколения. Фактически данный аппарат представлял собой первый мультиспиральный компьютерный томограф. Вместо рентгеновской трубки используется электронная пушка с линейным ускорителем. Рентгеновское излучение образуется при торможении пучка электронов на 4 специальных мишенях и регистрируется на 2 рядах детекторов. Таким образом, при исследовании можно получить 8 параллельных слоев одновременно. Главным, до сих пор не превзойденным преимуществом является временная разрешающая способность. Время получения одной томограммы составляет 0,03-0,05-0,1 с. В связи с такой скоростью в аппарате используют так называемую проспективную кардиосинхронизацию, когда включение излучения происходит по команде ЭКГ конкретного пациента. Такие аппараты применяли только в крупнейших кардиологических центрах мира. На них были отработаны все методики исследования анатомии и функции сердца, а также изучены перфузии миокарда.

С появлением с начала 2000 г. мультиспиральных компьютерных томографов большинство методик, отработанных на ЭЛТ, удалось внедрить в широкую клиническую практику.

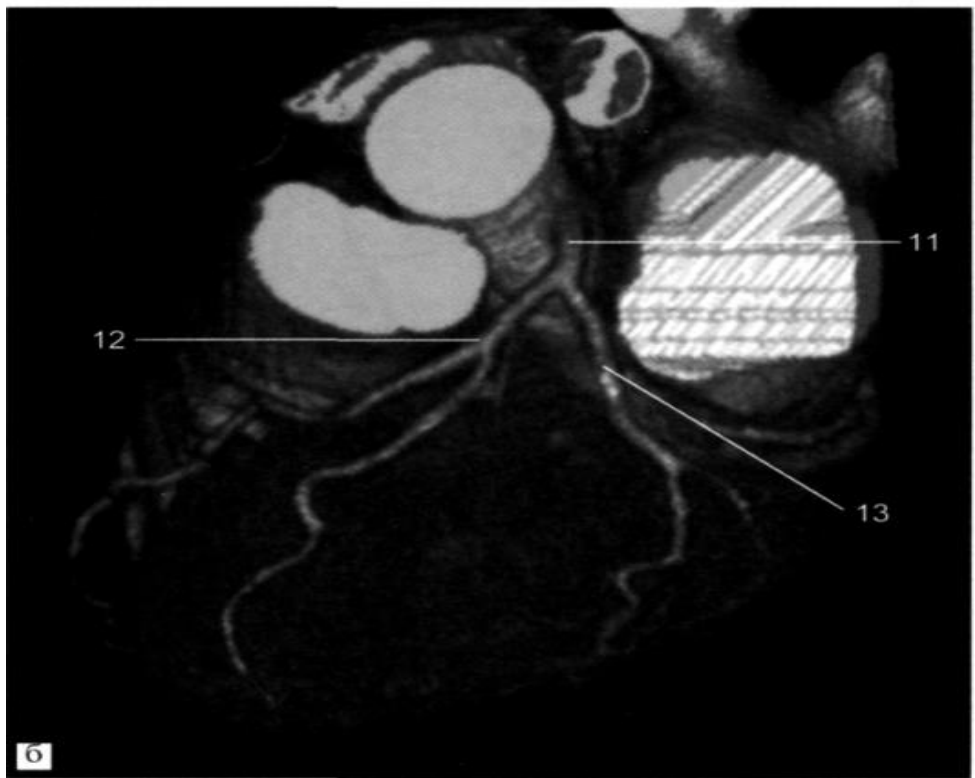
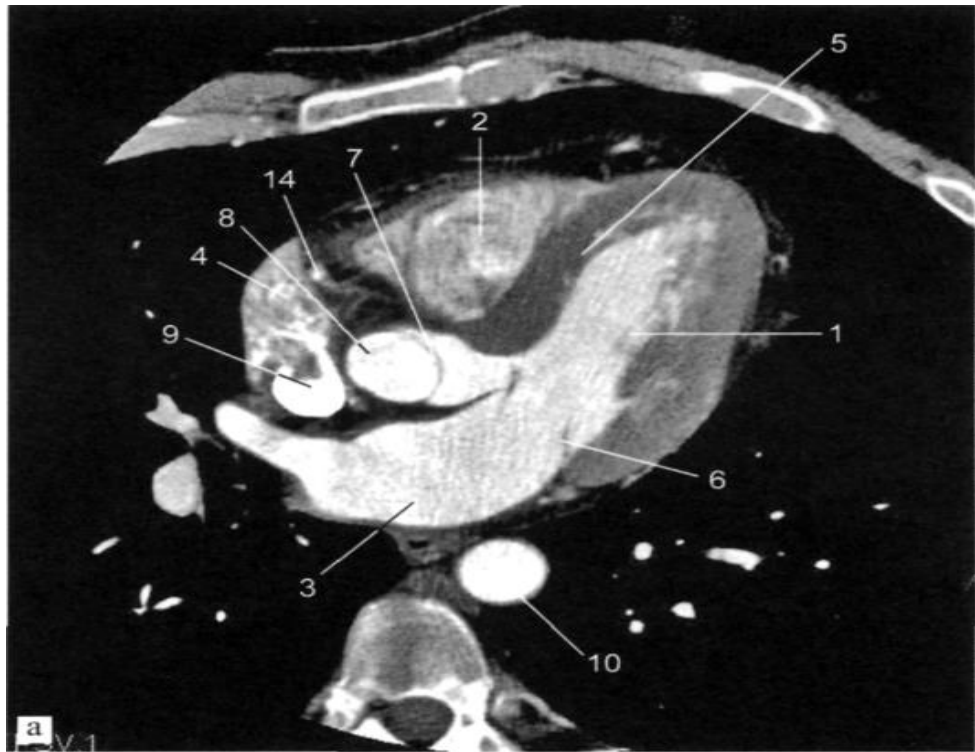
Применение КТ в кардиологии значительно способствовало и точной диагностике в этой области медицины. В некоторых случаях можно диагностировать сужение коронарных сосудов на доклинической фазе, что приближает возможность применения КТ для скрининга ишемической болезни сердца - основной причины смертности в развитых странах.



**Рис. 12.46.** Рентгенограмма сердца во втором (левом) косом положении.

1 - контрастированный пищевод; 2 - восходящая аорта; 3 - нисходящая аорта; 4 - правое предсердие; 5 - правый желудочек; 6 - левое предсердие; 7 - левый желудочек.

За исключением регистрации кальцинатов в коронарных артериях, сердце исследуют с болюсным введением контрастного вещества (80-120 мл) в локтевую вену. Во всех случаях необходима кардиосинхронизация, которую при МСКТ называют ретроспективной, так как выборку необходимых срезов выполняют после окончания исследования.



**Рис. 12.47.** Компьютерная томограмма сердца.

а - реконструкция по длинной оси сердца через выносящий тракт левого желудочка; б - трехмерная реконструкция сердца и коронарных артерий. 1 - левый желудочек; 2 - правый желудочек; 3 - левое предсердие; 4 - правое предсердие; 5 - межжелудочковая перегородка; 6 - митральный клапан; 7 - аортальный клапан; 8 - восходящая аорта; 9 - верхняя полая вена; 10 - нисходящая аорта; 11 - ствол левой коронарной артерии; 12-- передняя межжелудочковая артерия; 13 - огибающая артерия; 14 - фрагмент правой коронарной артерии.

Все исследования при КТ проводят в аксиальной плоскости, затем прибегают к различным реконструкциям изображения. Современный протокол исследования предусматривает выполнение серии срезов 2-миллиметровой толщины. Исследование начинают с введения контрастного препарата, томография стартует автоматически по достижении в верхней полой вене плотности в 130 ед. НУ. Скорость введения контраста 3-3,5 мл / с; все исследование занимает несколько минут.

На компьютерных томограммах (рис. 12.47) видны все отделы сердца: предсердия, желудочки, миокард, детали клапанов, хорды и папиллярные мышцы, коронарные артерии и вены, аорта и легочный ствол.

Дополнительные сведения о состоянии анатомических структур сердца и крупных кровеносных сосудов средостения могут быть получены с помощью эхокардиографии и МРТ. В норме миокард левого желудочка достигает толщины 9-10 мм. Меняя задание на реконструкцию, можно изучить левый желудочек в систолу и диастолу и измерить фракцию выброса левого желудочка, а также оценить его сократительную способность.

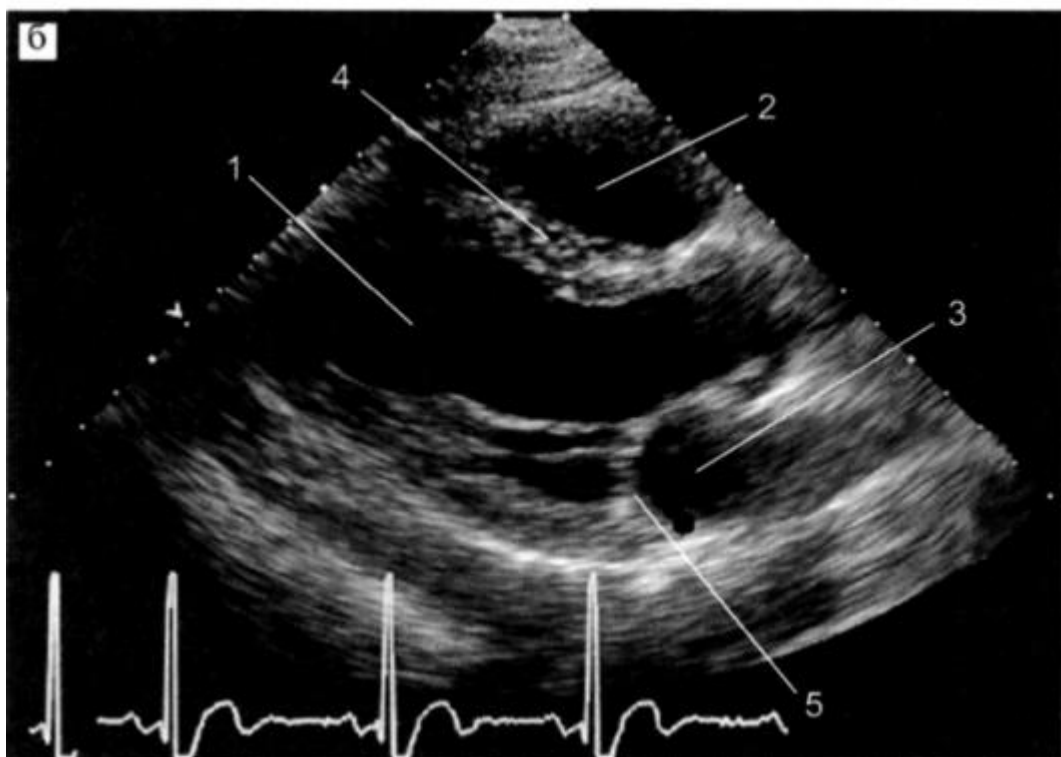
Камеры сердца содержат «контрастированную» кровь. В связи с турбулентным движением крови плотность содержимого может быть неравномерной. Замеры изменения плотности над зоной интереса левого миокарда позволяют изучать перфузию миокарда.

Неизменные коронарные артерии без введения контраста не видны. Введение контраста повышает плотность крови в коронарных артериях, что позволяет измерить разницу градиента плотности и, как следствие, построить изображение артерий. Наиболее демонстративно коронарные артерии можно представить при трехмерной реконструкции сердца. Последние модели МСКТ, имеющие 64 спирали, помогают увидеть не только плотные, кальцинированные бляшки в артериях, но и, что особенно важно, «мягкие» бляшки, не содержащие кальция.

Ультразвуковое исследование сердца (эхокардиография) в различных плоскостях - широко распространенный и эффективный метод изучения сердца, с помощью которого можно получить изображение всех структур сердца (за исключением коронарных артерий). Естественными ограничениями метода являются «плохое ультразвуковое окно» у тучных пациентов и узкий сектор обзора. Эхокардиограммы сердца можно выполнять в разных сечениях (двух- и четырехкамерное). Эхокардиография дает возможность изучать сердце в реальном масштабе времени, что не удается достичь томографическими методиками (12.48).

Доплерография при исследовании сердца помогает измерить скорость и характер движения крови в полостях сердца и сосудах. При плохом ультразвуковом окне пациенту необходима чреспищеводная эхокардиография. Методика не сложна для выполнения и дает хорошие результаты. Для ее применения нужен специальный датчик, который можно проводить по пищеводу до уровня сердца.

В крупных кардиологических клиниках в сложных случаях применяют методику внутрисосудистого исследования коронарных сосудов. Эту непростую, инвазивную методику рекомендуют проводить одновременно с коронарографией и она позволяет визуализировать мельчайшие детали стенки сосуда.



*Рис. 12.48.* Эхокардиограмма.

а - двухкамерное сечение; б - парастеральное сечение по длинной оси левого желудочка. 1 - левый желудочек; 2 - правый желудочек; 3 - левое предсердие; 4 - межжелудочковая перегородка; 5 - митральный клапан.



УЗИ сердца можно выполнять как в М-режиме, так и с помощью двухмерной («Д») эхокардиографии. В первом случае получают одномерные изображения структур сердца, так как различные части сердца движутся синхронно на протяжении сердечного цикла, эхо-сигналы от этих структур будут также двигаться координированно по отношению друг к другу, воспринимаясь датчиком и отображаясь на осциллографе в виде непрерывного одномерного изображения.



*Рис. 12.49.* МРТ сердца.

а - поперечный срез на уровне ствола легочной артерии; б - поперечный срез на уровне желудочков. 1 - левый желудочек; 2 - правый желудочек; 3 - левое предсердие; 4 - правое предсердие; 5 - межжелудочковая перегородка; 6 - митральный клапан; 7 - аортальный клапан; 8 - восходящая аорта; 9- дуга аорты; 10 - нисходящая аорта; 11- легочная артерия; 12 - верхняя полая вена.

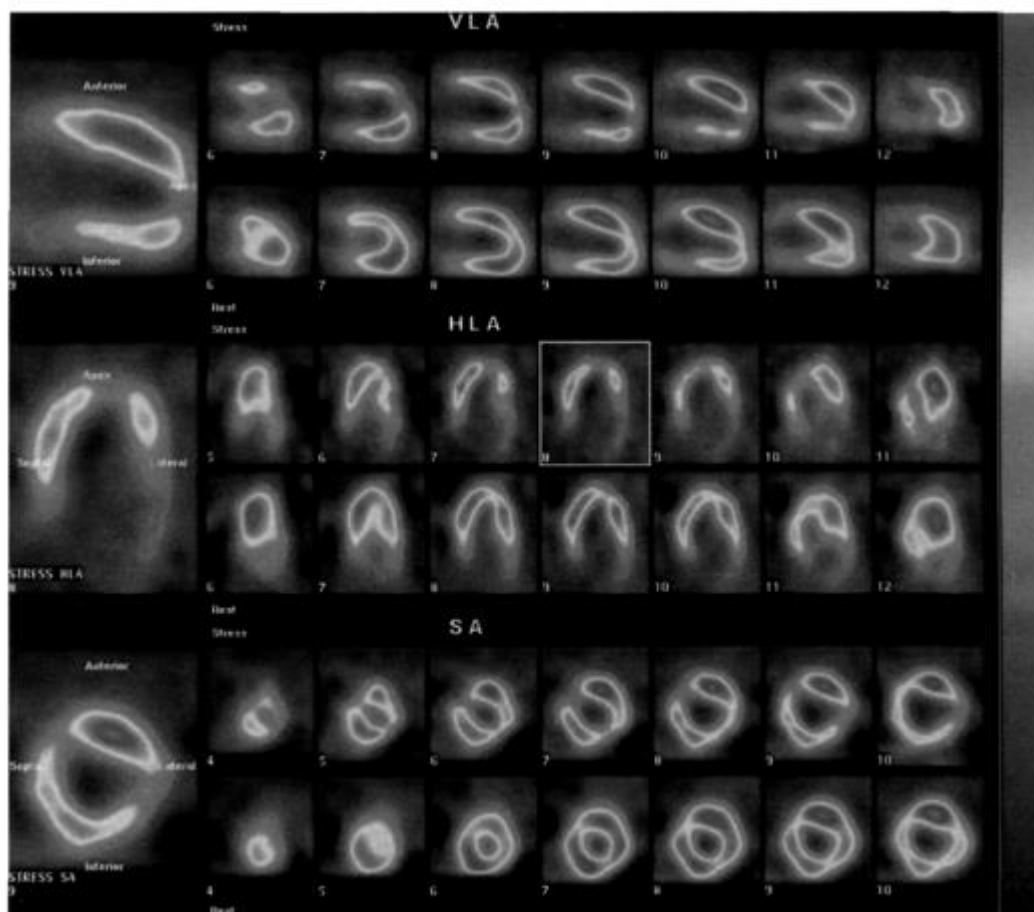
При двухмерной эхокардиографии ультразвуковые волны распространяются в пересекающей сердце плоскости, и воспринимаемые датчиком сигналы отображаются на мониторе в реальном масштабе времени. Это позволяет получать томографическое отображение исследуемой плоскости. С помощью этого метода можно обследовать большую часть сердца.

Эхокардиография помогает обнаружить дефекты межпредсердной и межжелудочковой перегородок и поражения клапанов сердца (митральные, аортальные, легочные), гипертрофию миокарда, постинфарктные рубцы и тромбы, опухоли сердца и многие другие заболевания.

МРТ сердца предоставляет очень важные данные, которые порой невозможно получить другими методами. Однако для правильного выполнения и трактовки результатов необходимо хорошо ориентироваться не только в анатомии, но и в физиологии сердца. Кроме того, исследование сердца можно выполнять только на высокопольных магнитах (1-1,5 Т), используя синхронизацию с ЭКГ.



**Рис. 12.49.** Продолжение. в - сагиттальный срез через левый желудочек; г - фронтальный срез через желудочки и восходящую аорту.



*Рис. 12.50.* Перфузионная сцинтиграмма сердца. Серии срезов через левый желудочек по длинной и короткой оси.

В связи с этим МР-томография сердца, уже более 10 лет применяемая в специализированных кардиологических центрах, в последнее время только начинает внедряться в широкую практику.

МРТ используют для дифференциальной диагностики кардиологических заболеваний в сложных случаях и уточнения данных эхокардиографии. Учитывая, что изображение получается от всего объема органа в трехмерном пространстве, есть возможность изучать строение и функцию сердца в любых проекциях (рис. 12.49).

Хорошо визуализируются расположение и строение камер сердца, а также легко определяется толщина миокарда.

С помощью методики «кино-МРТ» можно получать изображения сердца в различные фазы сердечного цикла. Это позволяет оценить сократимость и функцию клапанов, а также скорость и характер кровотока в камерах сердца и магистральных сосудах. Существуют специальные методики оценки перфузии и жизнеспособности миокарда, для чего внутривенно вводят специальные контрастные вещества на основе Gd.

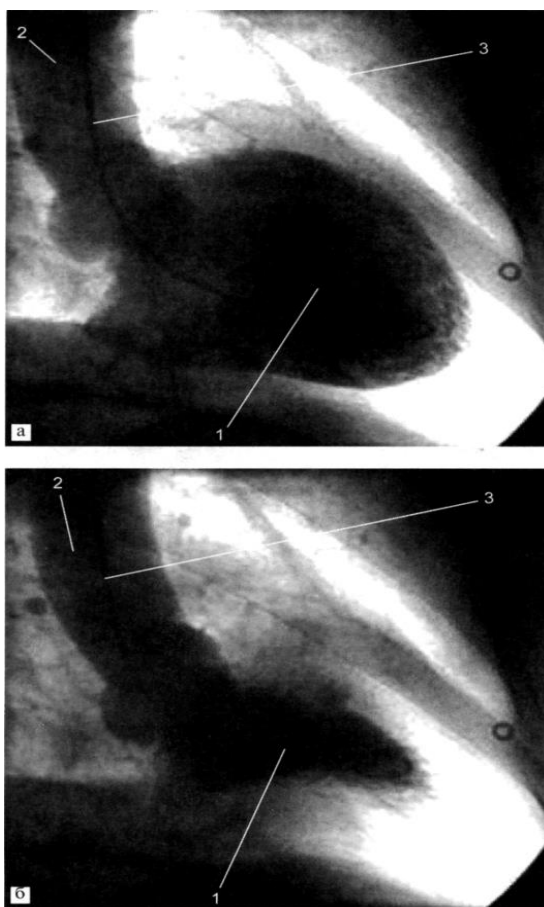
Радионуклидные исследования - важный элемент в оценке перфузии миокарда (рис. 12.50) и функционального состояния камер сердца. Такие методики, как радионуклидная вентрикулография, радионуклидная ангиография, перфузионная сцинтиграфия миокарда с

использованием радиофармпрепаратов, меченных  $^{99m}\text{Tc}$ , позволяют решать важные вопросы оценки перфузии миокарда при болезнях сердца и коронарных сосудов. Изучение перфузии особенно важно перед операциями аорто-коронарного и маммарокоронарного шунтирования, а также для дифференциации зон сниженного или отсутствующего кровотока.

В отличие от исследования крупных сосудов грудной и брюшной полостей исследование коронарных сосудов не может быть полностью заменено неинвазивными КТ- и МР-ангиографией. Методика селективной ангиографии коронарных сосудов (коронароангиография - КАГ) остается «золотым стандартом» диагностики патологии коронарных сосудов.

Для проведения исследования катетер подводят в луковичу аорты и затем селективно вводят контрастное вещество в коронарные артерии. В норме контуры основных стволов и отходящих от них ветвей артерий ровные. Просвет артерий равномерен с постепенным сужением к периферии (см. рис. 4.7).

Исследование, помимо коронарографии, обычно включает контрастирование левого желудочка для оценки его морфологии и сократимости миокарда (так называемая вентрикулография - рис. 12.51).

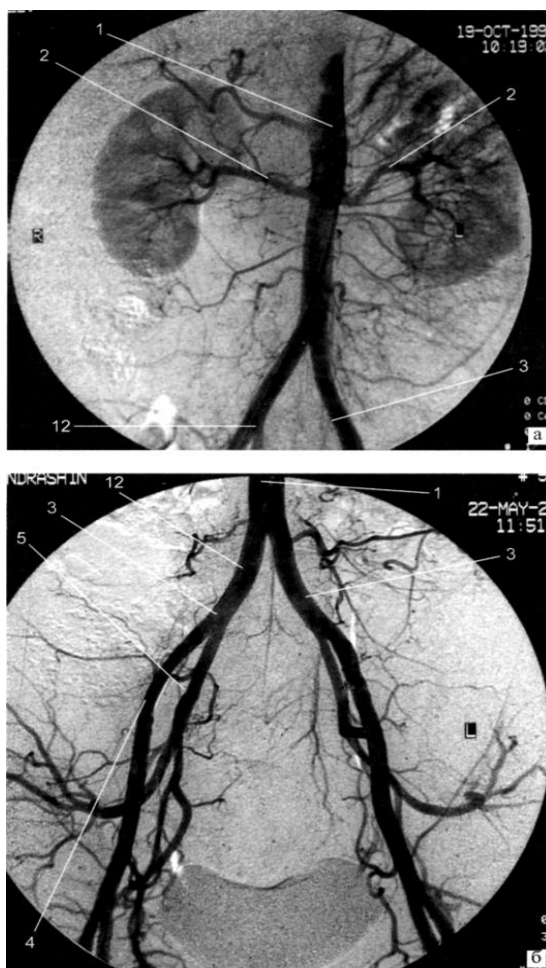


*Рис. 12.51.* Рентгеновская вентрикулограмма.

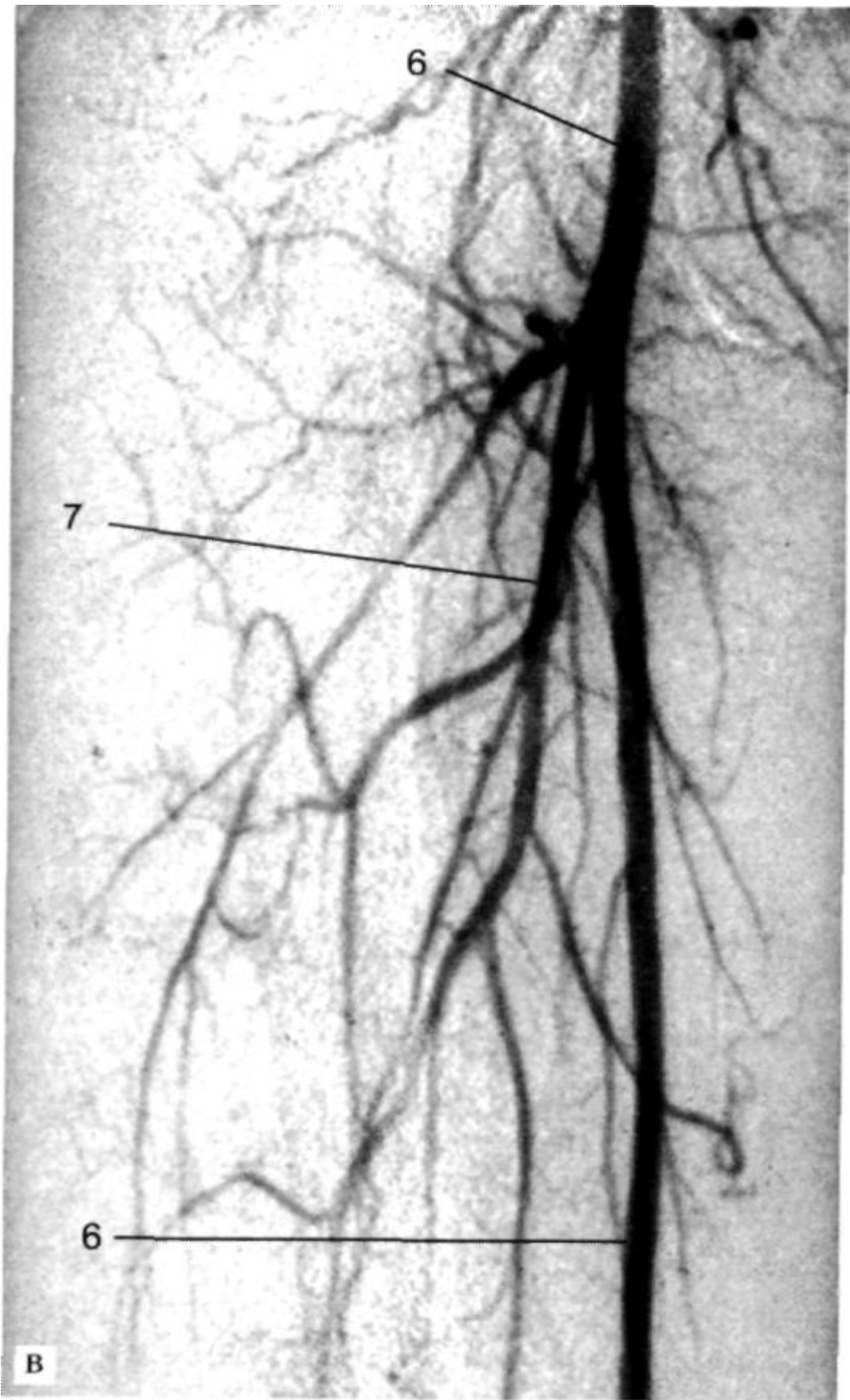
а - диастола; б - систола. 1 - контрастное вещество в полости левого желудочка; 2 - восходящая аорта; 3 - катетер.

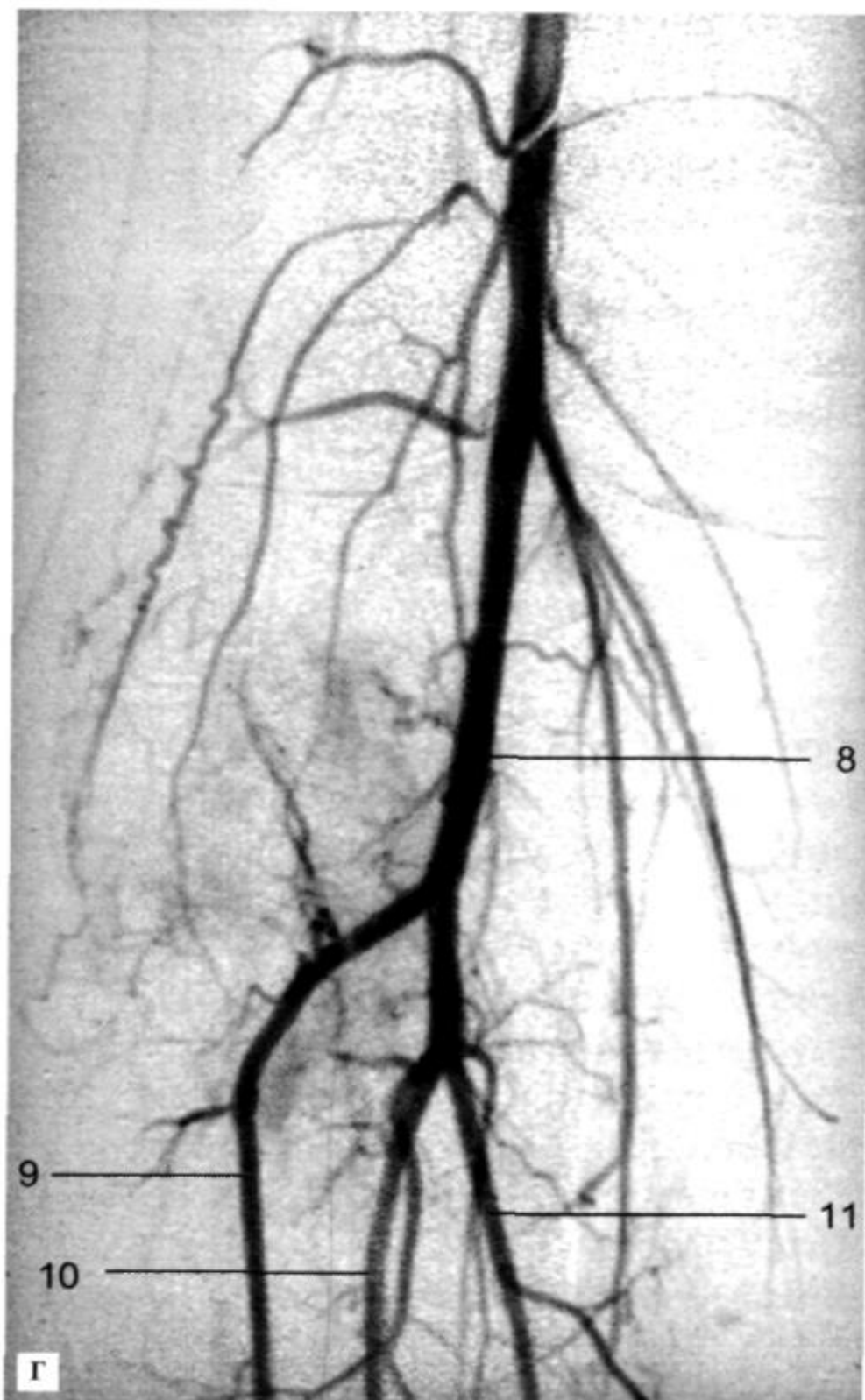
Крупные сосуды традиционно исследуют с помощью рентгеновской ангиографии. Для этой цели необходимо введение рентгеновского контрастного вещества внутрь сосуда, что достигается пункцией бедренной (или плечевой) артерии и введением в просвет сосуда специального тонкого длинного катетера. Катетер медленно продвигается к интересующему врача сосудистому бассейну. Для ориентации, где находится катетер, периодически вводят небольшое количество контраста и проводят контрольный снимок. После достижения необходимого сосуда селективно быстро вводят в него 40- 60 мл контрастного вещества. В момент введения контраста проводят серийную съемку. На ангиограммах находят отображения того сосудистого бассейна, который подвергается исследованию (рис. 12.52). В норме артериальные сосуды имеют четкие, ровные контуры. Просвет сосудов постепенно сужается к периферии.

Сегодня ангиографию все реже используют для диагностических целей, что можно объяснить широким распространением ультразвуковых исследований и возможностями КТ- и МР-ангиографии.



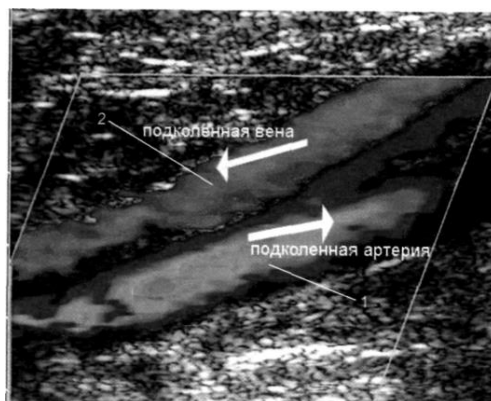
**Рис. 12.52.** Рентгеновская ангиограмма брюшной аорты и артерий нижних конечностей. а - брюшная аортограмма; б - ангиограмма подвздошных артерий. 1 - брюшная аорта; 2 - почечные артерии; 3- общие подвздошные артерии; 4 - наружная подвздошная артерия; 5 - внутренняя подвздошная артерия; 6 - бедренная артерия; 7 - глубокая артерия бедра; 8 - подколенная артерия; 9 - передняя большеберцовая артерия; 10 - задняя большеберцовая артерия; 11 - малоберцовая артерия; 12 - катетер.



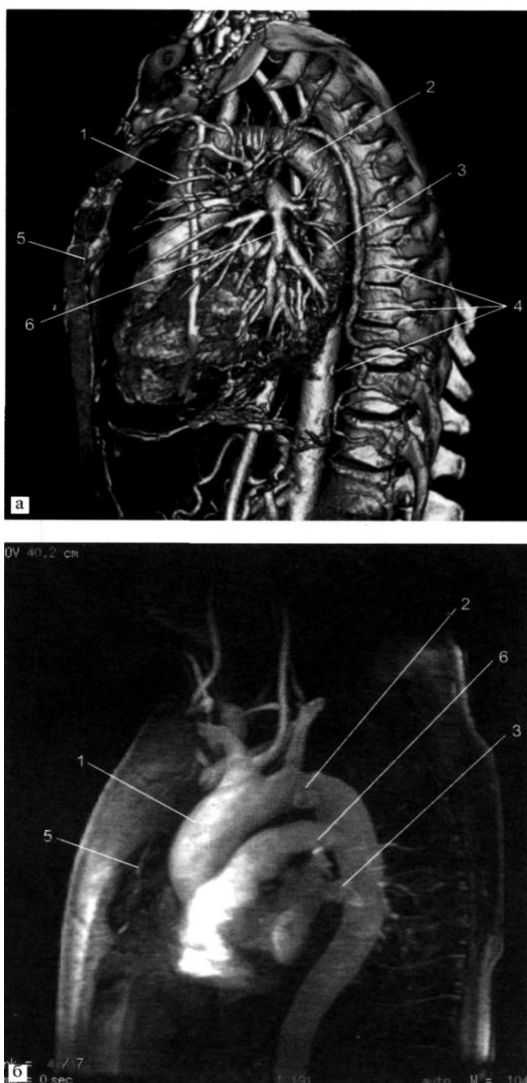


*Рис. 12.52.* Продолжение.

в - ангиограмма бедренной артерии; г - ангиограмма подколенной артерии и сосудов голени.



**Рис. 12.53.** Цветовая дуплексная сонограмма подколенной вены и артерии. Направление кровотока (стрелки).



**Рис. 12.54.** Томограммы сердца и сосудов грудной клетки.

а - мультиспиральная КТ. Трехмерная реконструкция; б - МР-ангиограмма грудной аорты. Косой сагиттальный срез. 1 - восходящая аорта; 2 - дуга аорты; 3 - нисходящая аорта; 4 - задние межреберные артерии; 5 - внутренняя грудная артерия; 6 - левая легочная артерия.





*Рис. 12.55.* Томограммы сосудов брюшной полости.

а - мультиспиральная КТ. Трехмерная реконструкция (КТ-ангиография) сосудов брюшной полости и таза. 1 - брюшная аорта; 2 - селезеночная артерия; 3 - почечные артерии; 4 - общая подвздошная артерия; 5 - наружная подвздошная артерия; 6 - внутренняя подвздошная артерия; 7 - бедренная артерия.

Эти неинвазивные методы диагностики позволяют получать высококачественные изображения сосудов. Ультразвуковое исследование оптимально подходит для изучения артерий и вен шеи, конечностей,



*Рис. 12.55.* Продолжение.

б - МР-ангиограмма сосудов брюшной полости и таза. Фронтальный срез.

брюшной аорты и ее ветвей (рис. 12.53). Допплерография помогает оценивать не только линейный и объемный кровоток через сосуды, но и кровоток как ламинарный или турбулентный.

Крупные сосуды ангиографическим методом с диагностической целью в настоящее время исследуют сравнительно редко. В тоже время УЗИ, КТ- и МР-ангиографию широко применяют для оценки состояния крупных сосудов тела (как артерий, так и вен). Эти методы позволяют визуализировать сосуды при внутривенном введении контрастного вещества, что исключает необходимость выполнения наружной пункции сосуда и его катетеризации (рис. 12.54, 12.55).

Вместе с тем ангиографию широко применяют для малоинвазивных лечебных мероприятий на сосудах. С разработкой более тонких и качественных инструментов для внутрисосудистых мероприятий роль ангиографии будет возрастать.

## **12.5. Пищеварительная и лимфатическая системы**

Органы брюшной полости исследуют всеми методами лучевой диагностики. Диагностический алгоритм при исследовании составляют в зависимости от клинической задачи. К пищеварительной системе относят слюнные железы, глотку, пищевод, желудок, кишечник, печень и желчные пути, поджелудочную железу. Понятно, что различные органы, их строение и функции требуют различных методов диагностики.

### **12.5.1. Слюнные железы**

Слюнные железы располагаются в области лицевого черепа. На рентгенограммах в лобно-носовой и боковых проекциях околоушная слюнная железа проецируется кнаружи от нижней челюсти или накладывается на изображение ветви нижней челюсти (в боковой проекции). На ортопантомограммах создаются благоприятные условия для изучения протока железы, который четко дифференцируется при контрастировании (метод сиалографии). Другие слюнные железы (подчелюстная и подъязычная) на обычных рентгенограммах не определяются. В настоящее время слюнные железы исследуют с помощью ультразвуковых приборов, реже - методом МР-томографии.

### **12.5.2. Брюшная полость**

В брюшной полости, состоящей из брюшины, брыжейки тонкой кишки, сальника и брыжейки ободочной кишки (мезоколон), располагаются органы пищеварительной системы. Составные части брюшной полости при обычном рентгенологическом исследовании органов живота не визуализируются. Обзорная рентгенограмма (рис. 12.56) брюшной полости позволяет выявлять такие патологические изменения, как камни и обызвествления, скопления газа в петлях кишки и свободный газ в брюшной полости.

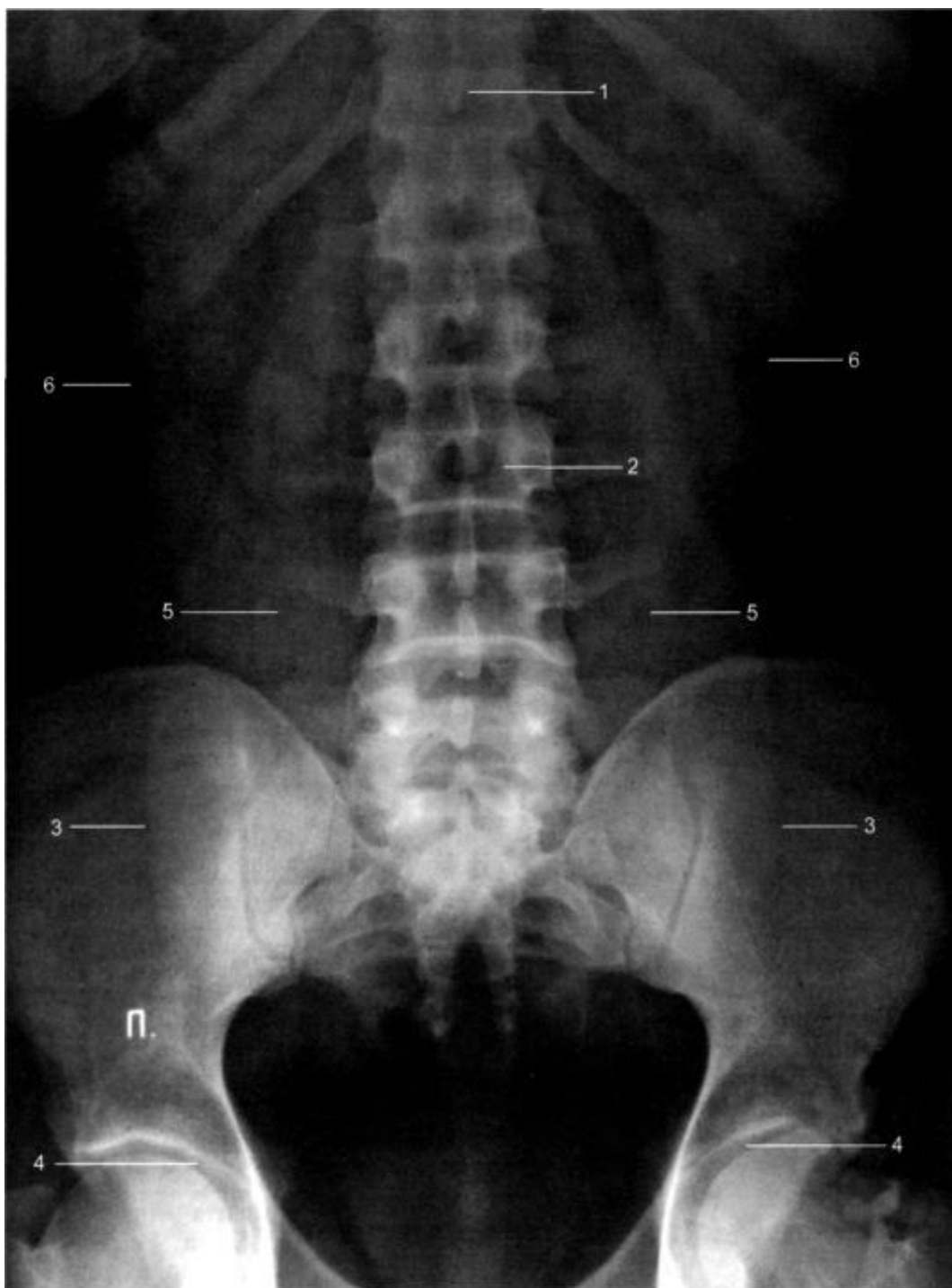
Все отделы пищеварительной системы, за исключением глотки и пищевода, расположены в брюшной полости. Обзорная рентгенография брюшной полости, которая обычно является начальным этапом любого рентгенологического исследования органов пищеварительной системы, не позволяет получить изображение внутренних органов. На обзорном снимке можно увидеть рентгеноконтрастные конкременты в желчевыведительной системе или в почках, гетерогенные обызвествления и окостенения, а также инородные тела.

В определенных клинических ситуациях при непроходимости и вздутии кишечника удается визуализировать некоторые его отделы. Это объясняется тем, что газ в кишечнике представляет собой отрицательный контраст.

Паренхиматозные органы, расположенные в брюшной полости, необходимо визуализировать другими методами лучевой диагностики, такими как ультразвуковое исследование, компьютерная томография, магнитно-резонансная томография.

Изображение желудочно-кишечного тракта достигается рентгенологическим исследованием с помощью искусственного контрастирования, которое выполняют жидкой водной взвесью сульфата бария. После приема бариевой взвеси последняя заполняет внутренние полости пищеварительного канала.

Рентгенологическое исследование любого отдела пищеварительного канала осуществляют в определенной последовательности. Вначале необходимо оценить состояние области живота до приема контрастного вещества. Для этой цели на короткое время включают рентгеновскую трубку и осматривают область живота.



*Рис. 12.56.* Обзорная рентгенограмма брюшной полости. Прямая проекция.

1 - Th<sub>XIII</sub>; 2 - поясничный отдел позвоночника; 3 - кости таза; 4 - тазобедренный сустав; 5 - большая поясничная мышца; 6 - пространство брюшной полости.

Затем предлагают пациенту принять небольшое количество бариевой взвеси. Рентгенологически следят за прохождением бария через пищевод и желудок. При малом

количестве контрастного вещества изучают морфологическую структуру рельефа слизистой оболочки (пищевод, желудок, двенадцатиперстная кишка). Следующим этапом изучают стенки и моторно-эвакуационную функцию при так называемом тугом заполнении. Для этого пациент должен принять достаточное количество бария.

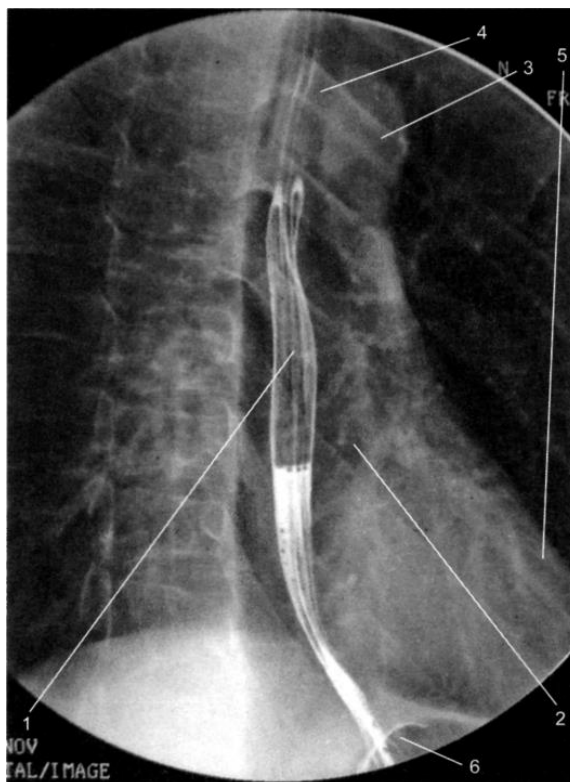
### 12.5.3. Пищевод

При нормальном акте глотания порция контрастной массы из полости рта без задержки поступает в пищевод.

Неизмененный *пищевод*, заполненный контрастным веществом, представляет собой лентовидную тень шириной от 1,5-2 до 3 см. Контур органа ровные и четкие. Нормальный рельеф слизистой оболочки представляет собой 2-4 продольно идущие параллельные друг другу складки. В косых положениях пищевод хорошо виден на фоне заднего средостения и расположен между позвоночником и сердечно-сосудистой тенью. В связи с этим снимки пищевода чаще всего делают именно в косом положении (рис. 12.57).

Перистальтические сокращения стенок пищевода в виде поверхностных волнообразных сокращений видны лишь при полном заполнении пищевода контрастной массой. Для изучения перистальтики пищевода пациента необходимо обследовать в горизонтальном положении.

После первого глотка контраст за нескольких секунд из пищевода поступает в желудок.



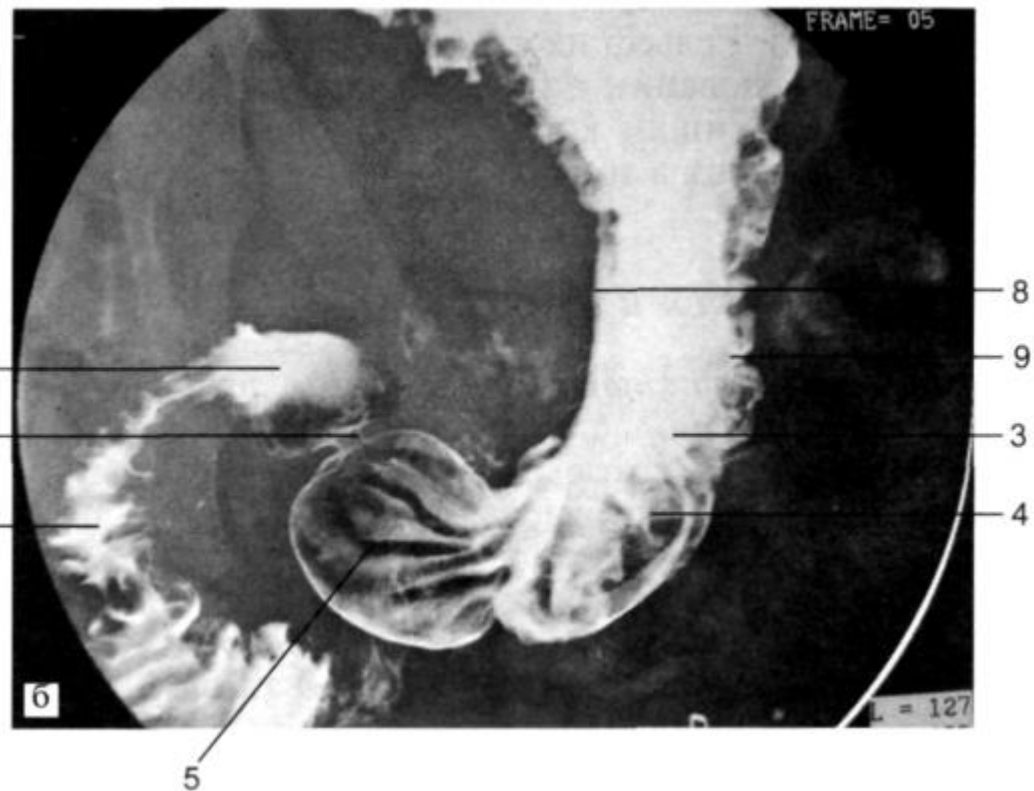
**Рис. 12.57.** Рентгенограмма грудного отдела пищевода в правом косом положении.

1 - складки слизистой оболочки; 2 - сердце; 3 - аорта; 4 - трахея; 5-левый желудочек сердца; 6 - кардиальный отдел желудка.

#### 12.5.4. Желудок и двенадцатиперстная кишка

Нормальный *желудок* у нормостеника имеет изогнутую форму (рис. 12.58). В начале исследования в его верхнем отделе расположен светлый участок, соответствующий газовому пузырю. При дальнейшем исследовании с укладкой пациента в горизонтальное положение и с большим количеством бариевой взвеси газовый пузырь может не просматриваться.





**Рис. 12.58.** Рентгенограмма желудка и двенадцатиперстной кишки. Прямая проекция. Положение пациента стоя (а) и лежа (б).

1 - свод, дно желудка; 2 - кардиальный отдел и пищеводно-желудочное соединение; 3 - тело желудка; 4 - синус; 5 - выходная часть желудка; 6 - привратник; 7 - антральный отдел; 8 - малая кривизна желудка; 9 - большая кривизна желудка; 10 - рельеф слизистой оболочки в области свода и тела желудка; 11 - луковица двенадцатиперстной кишки; 12 - петля двенадцатиперстной кишки.

Нижний полюс заполненного контрастом желудка проецируется не ниже уровня гребешковой линии. Желудок хорошо подвижен, поэтому его положение и форма зависят от разных факторов. Например, при вздутии толстой кишки последняя оттесняет его. На рентгенограмме это выглядит как перетяжка желудка на уровне тела («каскадный желудок»). Изменение положения тела во время исследования и напряженная брюшная стенка также влияют на форму и положение желудка.

В разных отделах нормального желудка рельеф слизистой оболочки разный. В области свода рельеф представляют извитые аркадоподобные складки, переходящие с одной стенки на другую; и пересекаясь, они образуют сетчатый рисунок.

В теле желудка рельеф представлен 5-7 продольными параллельными складками. Ближе к малой кривизне, в области угла желудка часть складок изгибается в сторону выходного отдела и продолжается до привратника. Другие складки направляются в сторону синуса, где теряются в складках большой кривизны, образуя пеструю картину. По большой кривизне желудка складки образуют характерную зубчатость.

В выходном отделе складки слизистой оболочки имеют продольное направление и обладают значительной подвижностью. Ширина их варьирует от 0,3 до 0,5 см.

Изменчивость складок под влиянием физиологических фаз пищеварения и нейрофизиологического состояния организма во многом определяет степень тонуса мускулатуры желудочной стенки. В свою очередь это влияет на перистальтику желудка и эвакуацию пищевого комка.

В результате перистальтики происходит опорожнение желудка через его дистальную часть - привратник - в двенадцатиперстную кишку.

*Двенадцатиперстная кишка* является продолжением желудка. Бариевая взвесь поступает в ее верхний отдел, который называют ее луковицей (рис. 12.58). Луковица в норме имеет треугольную форму, а складки слизистой в луковице - продольную форму и сходятся у вершины.

Остальные отделы двенадцатиперстной кишки (нисходящий, горизонтальный и восходящий) располагаются ретроперитонеально и ограничены в подвижности. Рельеф их слизистой оболочки имеет «перистый» рисунок.

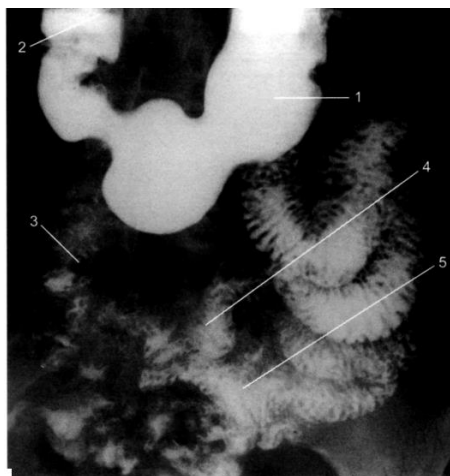
При исследовании в норме луковица сокращается и выжимает в нисходящий отдел кишки контрастную взвесь, которая из двенадцатиперстной кишки переходит в тонкую.

#### **12.5.5. Тонкая и толстая кишка**

Петли *тонкой кишки* расположены преимущественно в центральных отделах брюшной полости в виде узких (шириной 1,5-2 см) петель, на контурах и рельефе которых складки расположены в виде зубчатости (рис. 12.59), особенно они выражены в проксимальных отделах, что обуславливает «перистый» рисунок рельефа.

Процессы всасывания в тонкой кишке могут быть изучены с помощью радионуклидных методик.

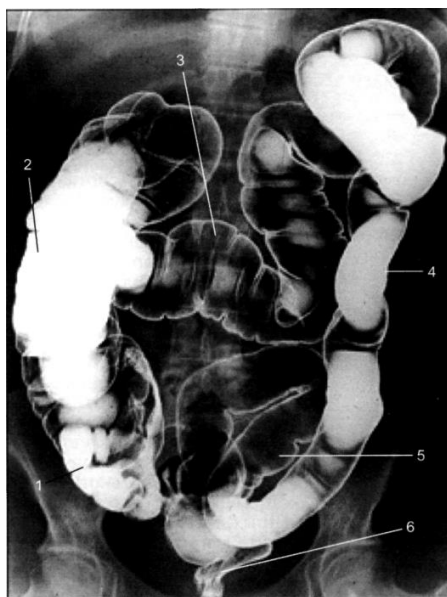
Основным лучевым методом исследования *толстой и прямой кишок* является их исследование с помощью бариевой клизмы (ирригоскопия), которое проводят после тщательной подготовки (очищение) желудка специальным препаратом (например, фортране).



**Рис. 12.59.** Ирригограмма контрастированной тонкой кишки. Прямая проекция. Положение пациента стоя.

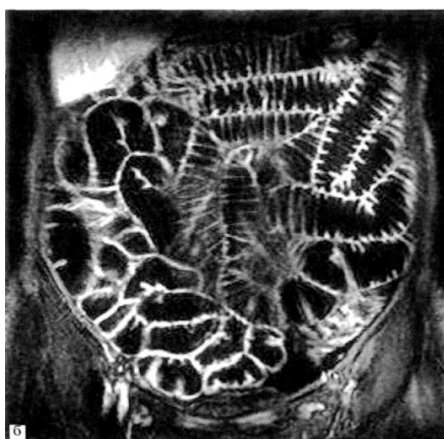
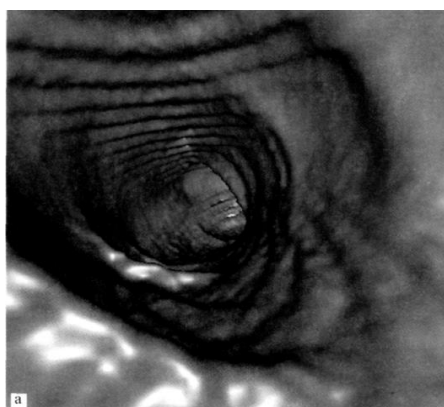
1 - желудок; 2 - луковица двенадцатиперстной кишки; 3 - двенадцатиперстнотощекишечный переход; 4 - тощая кишка; 5 - подвздошная кишка.





**Рис. 12.60.** Ирригограмма. Прямая проекция. Двойное контрастирование (после частичного заполнения кишки взвесью бария и раздувания газом).

1 - слепая кишка; 2 - восходящая ободочная кишка; 3 - поперечная ободочная кишка; 4 - нисходящая ободочная кишка; 5 - сигмовидная кишка; 6 - прямая кишка.



**Рис. 12.61.** Томограммы кишки.

а - мультиспиральная КТ. Трехмерная реконструкция просвета толстой кишки, раздутой воздухом. Виртуальная КТ-колонограмма; б - МРэнтерограмма. Фронтальный срез. Петли толстой и тонкой кишки, заполненные водой.

Кишку заполняют контрастной массой через анальное отверстие при помощи специального аппарата. Обычно вводят суммарно 500- 700 мл вещества. При заполненной толстой кишке оценивают стенки кишки, смещаемость, форму и размеры. После опорожнения кишки остатки бариевой массы позволяют изучить складки рельефа слизистой оболочки толстой кишки. Следующим шагом раздувают кишку большим количеством воздуха (методика двойного контрастирования - рис. 12.60), что позволяет растянуть стенки кишки и выявить минимальные изменения.

В последние годы начинают применять методики виртуальной КТ или МРТ, энтероили колонографии, которые стали возможны после появления методов трехмерной обработки данных, получаемых при томографических исследованиях. Подготовка пациента для исследования не отличается от таковой при ирригоскопии. Затем пациенту в толстую кишку вводят воздух.

После подготовки пациента выполняют МСКТ с тонкими (1-2 мм) срезами или МР-томографию. После получения первичных данных их обрабатывают для построения трехмерных моделей, в том числе с целью выполнения виртуальной колоноскопии (рис. 12.61).

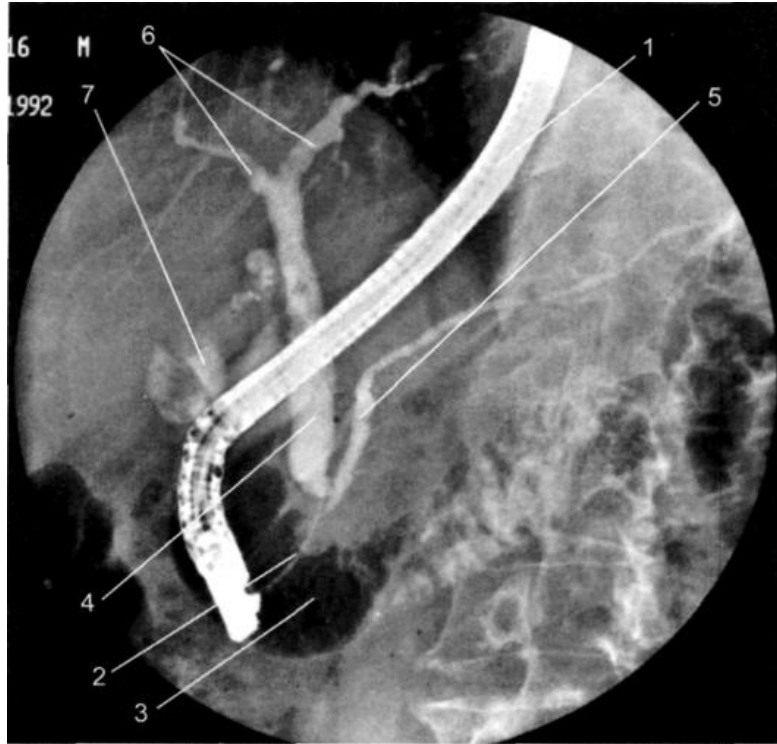
#### ***12.5.6. Печень и желчевыделительная система***

*Печень и желчевыделительная система* - важные элементы пищеварительной системы. Лучевые методы играют существенную роль в исследовании печени, поджелудочной железы и желчных путей.

Для исследования желчных путей рентгенологическое исследование выполняют в нескольких вариантах: холецисто-, холе- и холангиография. В первом случае контрастируют желчный пузырь, перорально вводя йодсодержащий гепатотропный контрастный препарат. В результате через 10- 12 ч после введения на рентгенограммах области желчного пузыря можно наблюдать желчный пузырь в виде удлиненной тени грушевидной формы с ровными, четкими контурами. Размеры и форма пузыря переменны.

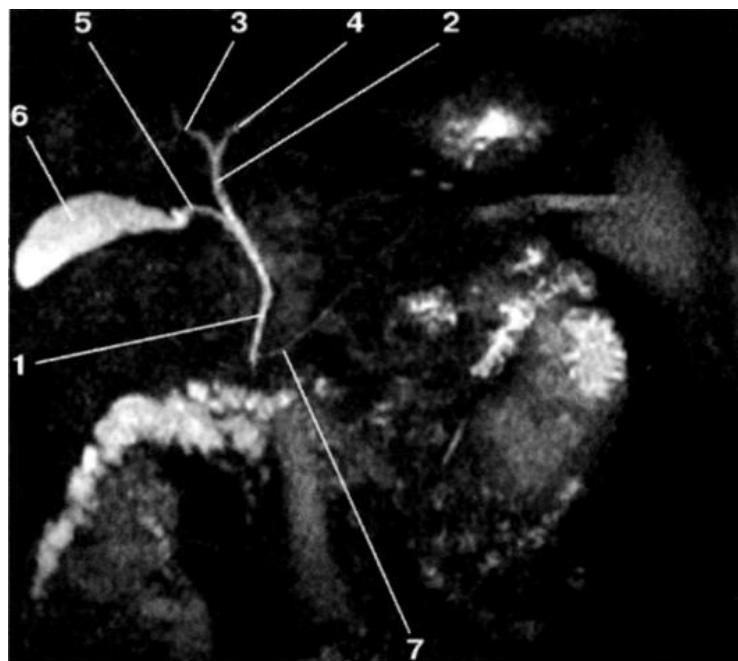
Изображения желчного пузыря и желчных протоков (холеграфия) могут быть получены при внутривенном введении контрастного препарата, который после введения захватывается гепатоцитами и выделяется через желчные протоки. На рентгеновских снимках видна тень желчного пузыря и внепеченочных желчных протоков.

Широкое распространение получила методика введения контрастного препарата с помощью эндоскопа в отверстие сосочка двенадцатиперстной кишки [эндоскопическая ретроградная панкреатохолангиография (ЭРПХГ) - рис. 12.62]. Для выполнения этой процедуры через сосочек двенадцатиперстной кишки под давлением вводят йодсодержащее контрастное вещество. При этом заполняются внепеченочные желчные протоки, проток поджелудочной железы (вирсунгов проток) и желчный пузырь. Нормальный желчный пузырь имеет овальную форму и размеры: 6-8 см в длину и 3-4 см в ширину. Тень пузыря равномерная, гомогенная. Контур ровный и гладкий. Диаметр общего желчного протока 3-5 мм, диаметр протока поджелудочной железы (вирсунгов проток) - 1-2 мм.



*Рис. 12.62.* Ретроградная панкреатохолангиограмма. Косая проекция.

1 - эндоскоп; 2 - катетер; 3 - двенадцатиперстная кишка; 4 - общий желчный проток; 5 - основной проток поджелудочной железы; 6 - печеночные протоки; 7 - частично контрастированный желчный пузырь.

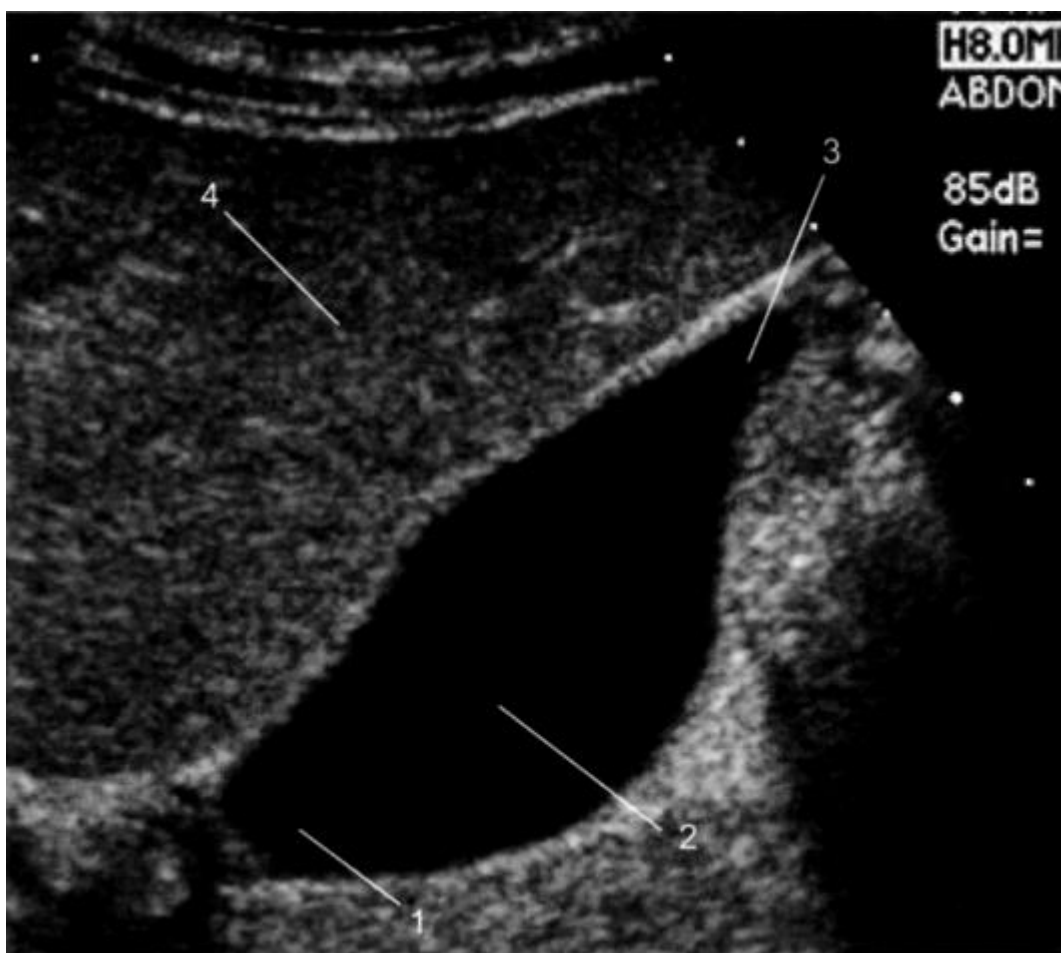


*Рис. 12.63.* МР-панкреатохолангиограмма.

1 - общий желчный проток; 2 - печеночный проток; 3 и 4 - долевые протоки; 5 - пузырный проток; 6 - желчный пузырь; 7 - проток поджелудочной железы (вирсунгов проток).

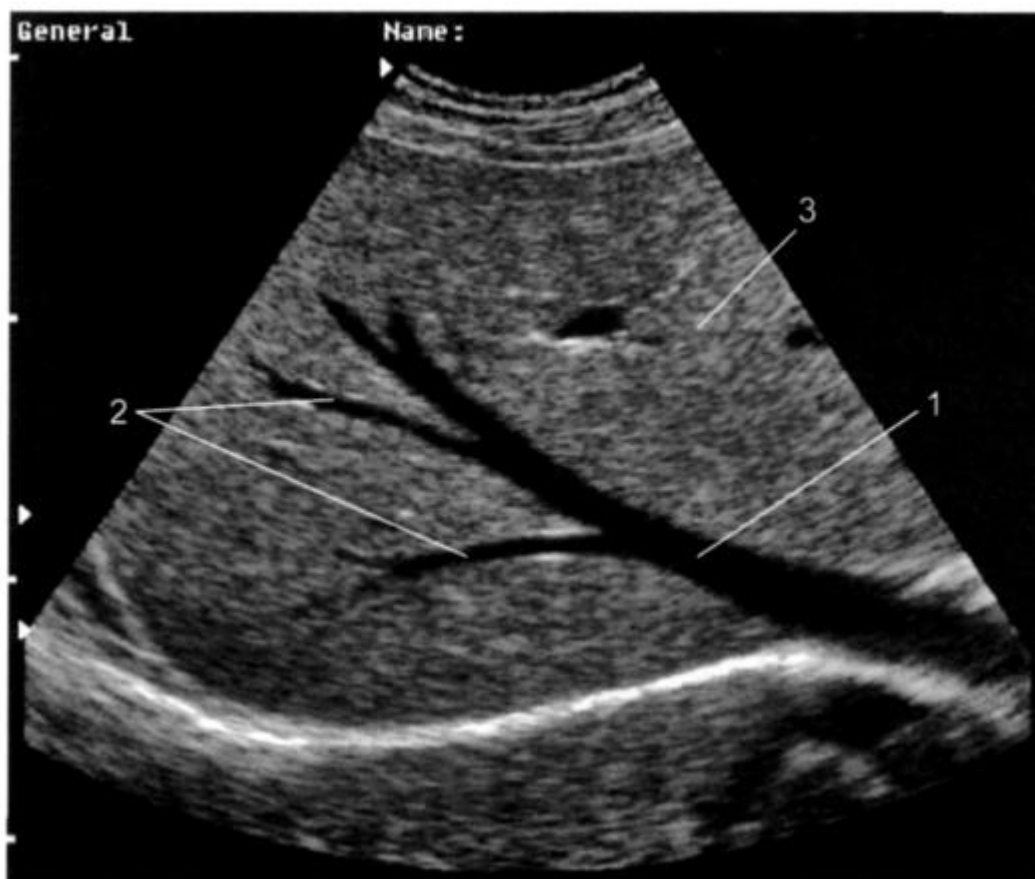
МР-томография позволяет проводить исследование с подавлением сигнала от мягких тканей и усилением сигнала от жидкостей, поэтому МРТ применяют и для изучения внепеченочных желчных протоков и желчного пузыря. Для этой методики, которую называют МР-холангиографией, не требуется введения контрастных веществ в протоки, что делает ее неинвазивной и предпочтительной для пациента. Исследование выполняют 10- 15 мин. Затем после математической обработки полученных данных получают трехмерную модель желчевыводящих путей и желчного пузыря (рис. 12.63) . С помощью перечисленных методик можно получить представление о форме, положении, ширине просвета и степени проходимости желчных протоков.

Самой распространенной методикой исследования желчного пузыря и внепеченочных желчных протоков является УЗИ (рис.12.64) . Желчный пузырь при УЗИ имеет вид полостного образования овальной формы с ровными краями. Нормальный желчный пузырь свободен от эхо-сигналов (анэхогенный). Толщина стенки пузыря равна 1-2 мм в несокращенном состоянии и 3- 3,5 мм - в сокращенном.



*Рис. 12.64.* Сонограмма желчного пузыря. Продольное сечение.

1 - дно желчного пузыря ; 2 - тело желчного пузыря; 3 - воронка желчного пузыря; 4 - ткань печени.



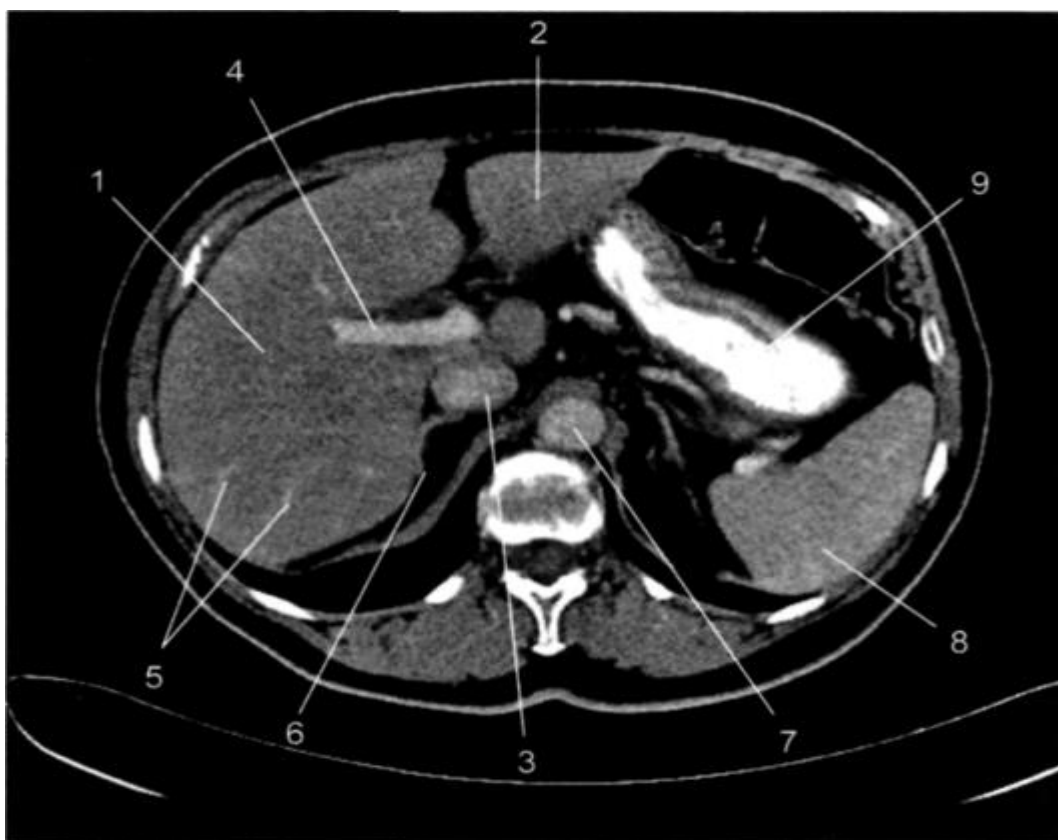
**Рис. 12.65.** Сонограмма печени и печеночных вен.

1 - правая печеночная вена; 2 - сегментарные разветвления правой печеночной вены; 3 - ткань печени.

При исследовании *печени* ведущими лучевыми методами, применяемыми для этой цели, являются УЗИ, КТ и МРТ.

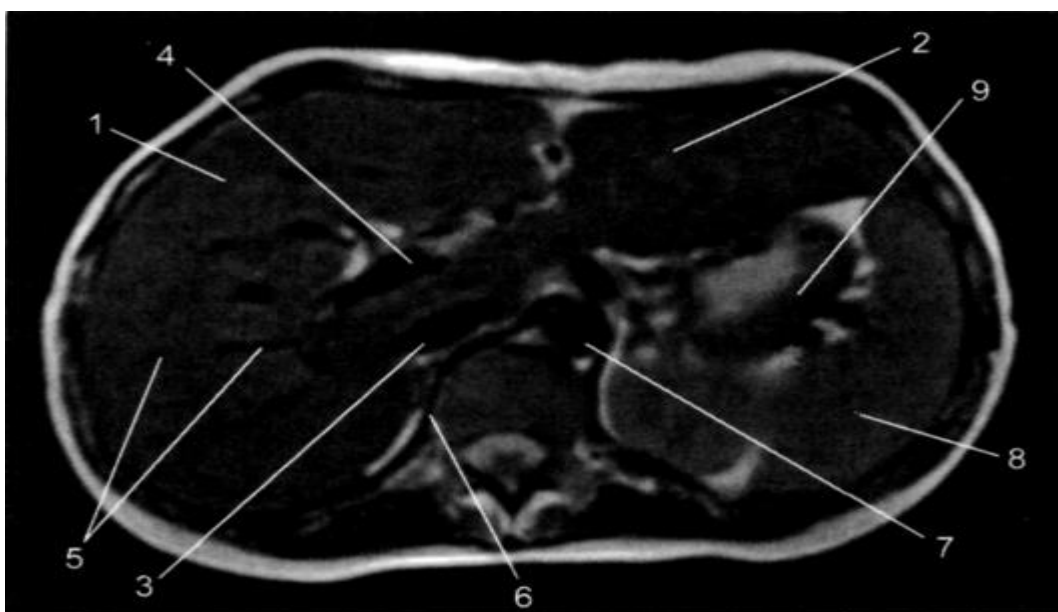
Исследование печени, как правило, начинают с УЗИ. При исследовании контуры печени ровные, четкие. Капсула печени определяется как тонкая гиперэхогенная структура, видимая на всем протяжении, исключая диафрагму. Паренхима неизменной печени имеет равномерную мелкозернистую структуру за счет соединительнотканной основы (stroma) органа. Границы сегментов печени с помощью данного метода не определяется. На фоне однородной структуры различимы крупные внутрипеченочные протоки, печеночные вены (рис. 12.65), элементы ворот печени и нижняя полая вена. Учитывая хорошую звукопроводимость неизменной печени, можно изучить ее глубину вплоть до диафрагмы.

Следующей по частоте использования при исследовании печени является КТ, которую выполняют срезами толщиной 3-5 мм и с помощью которой всегда визуализируются все уровни печени и окружающих органов и тканей.



*Рис. 12.66.* Компьютерная томограмма брюшной полости на уровне ворот печени после внутривенного введения контрастного вещества. Паренхиматозная фаза.

1 - правая доля печени; 2 - левая доля печени; 3 - нижняя полая вена; 4 - воротная вена; 5 - вены печени; 6 - правый надпочечник; 7 - аорта; 8 - селезенка; 9 - контрастированный желудок.



*Рис. 12.67.* МРТ брюшной полости на уровне ворот печени.

1 - правая доля печени; 2 - левая доля печени; 3 - нижняя полая вена; 4 - воротная вена; 5 - вены печени; 6 - правый надпочечник; 7 - аорта; 8 - селезенка; 9 - желудок.

Для повышения информативности метода при КТ необходимо внутривенное введение контрастных препаратов, при этом предпочтительнее болюсное введение препарата со скоростью 3 мл в 1 с.

До введения контраста проводят нативное исследование. Затем на 20-25-й секунде выполняют томографию на пике введения контраста (ангиографическая фаза). Через 3-5 мин исследование осуществляют в паренхиматозную фазу (рис. 12.66). Такой протокол для исследования позволяет выявлять минимальные изменения в печени (как диффузные, так и очаговые поражения).

Неизменная паренхима без контрастного усиления имеет плотность 60-65 ед. НУ, ее строение гомогенно и равномерно. На фоне паренхимы печени венозные сосуды выглядят как участки пониженной плотности. Желчный пузырь хорошо визуализируется без контрастирования. Контуры его четкие, ровные. Содержимое гомогенно. Стенка пузыря видна лишь в сокращенном состоянии.

Внутрипеченочные желчные протоки видны на отсроченном (через 1 - 2 ч) исследовании после внутривенного введения контраста.

Большим преимуществом метода КТ является то, что все окружающие печень ткани и органы закономерно видны на томограммах. В воротах печени дифференцируются воротная вена и общий желчный проток. По задней поверхности визуализируются внутрипеченочная часть нижней полой вены и впадающие в нее печеночные вены. Кнутри от правой доли хорошо виден правый надпочечник.

В хорошо оборудованных клиниках исследование печени в сложных случаях выполняют с помощью МРТ, позволяющей проводить исследование во всех плоскостях, что помогает изучить топографию многих анатомических структур печени. Кроме того, выполняя исследования в программе T1- и T2-взвешенного изображения, с подавлением сигнала от жира и в режиме МР-ангиографии можно идентифицировать большинство патологических процессов печени. Этому же способствует введение контрастных средств на основе гадолиния для дифференциации объемных образований. Недостатком метода является относительно длительное время исследования: полное комплексное применение метода требует до 15-20 мин времени.

Изображение печени на поперечных срезах кажется идентичным таковому при КТ, но получение изображения основано на использовании других физико-технических параметров тканей, что следует помнить при анализе томограмм.

Для нормальной паренхимы печени сигнал от всех отделов паренхимы равномерный и гомогенный. На этом фоне хорошо дифференцируются сосуды печени (рис. 12.67). Желчные протоки, желчный пузырь видны без контрастирования.

При сокращении сроков исследования и стандартизации программ обследования перспективы использования метода при обследовании печени весьма радужные. Этому же должна способствовать разработка гепатотропных контрастных препаратов.

Прицельное, уточняющее исследование сосудистой системы печени проводят катетеризацией и введением контрастного вещества в чревной ствол (целиакография). Так, удастся сразу получить изображения левой желудочной, селезеночной и общей

печеночной артерий и отходящих от них ветвей, собственной печеночной артерии и ее ветвей в печени. В заключительной фазе исследования получают изображение селезеночной, желудочной и воротной вен (возвратная фаза спленопортографии), диаметр которой равен 13-15 см. Возможна также и катетеризация нижней полой вены с последующей серийной ангиографией. Диагностическая ценность этих методик постепенно снижается из-за развития неинвазивных способов визуализации сосудистого русла.

Радионуклидные методы исследования печени, ранее широко применявшиеся в клинике, сейчас применяют ограниченно, так как их разрешающая способность значительно уступает другим современным методам.

#### **12.5.7. Поджелудочная железа**

Поджелудочная железа на обзорных рентгенограммах брюшной полости не видна. При контрастном рентгенологическом исследовании желудка и кишечника могут быть обнаружены косвенные, но поздние признаки поражения поджелудочной железы - такие, как расширение петли двенадцатиперстной кишки при деформации ее стенок, раздвигание петель кишечника, увеличение расстояния между желудком и толстой кишкой.

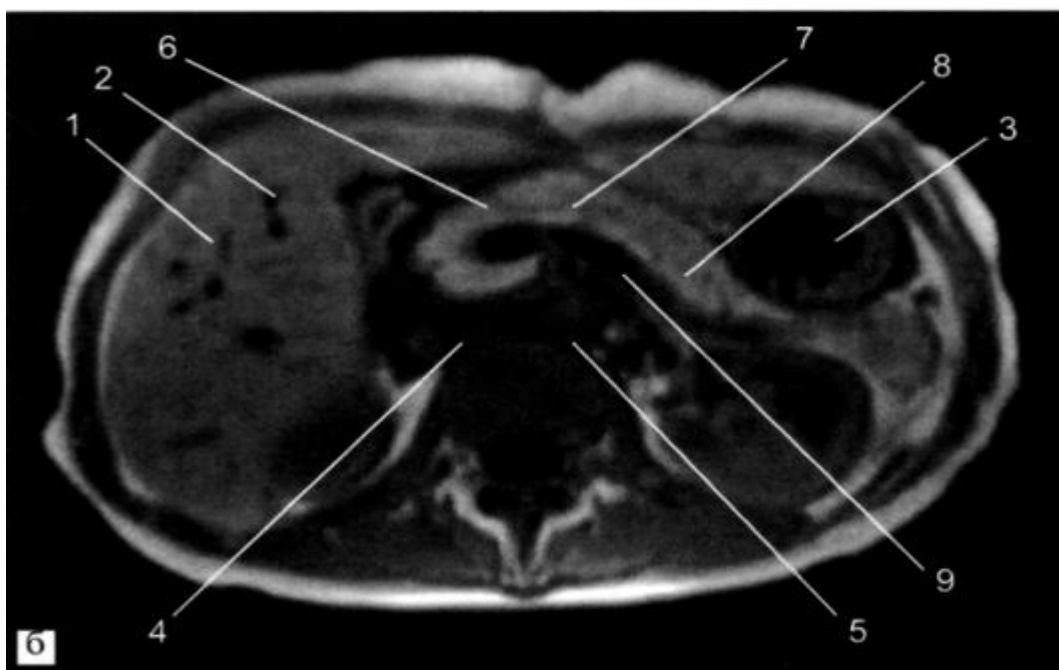
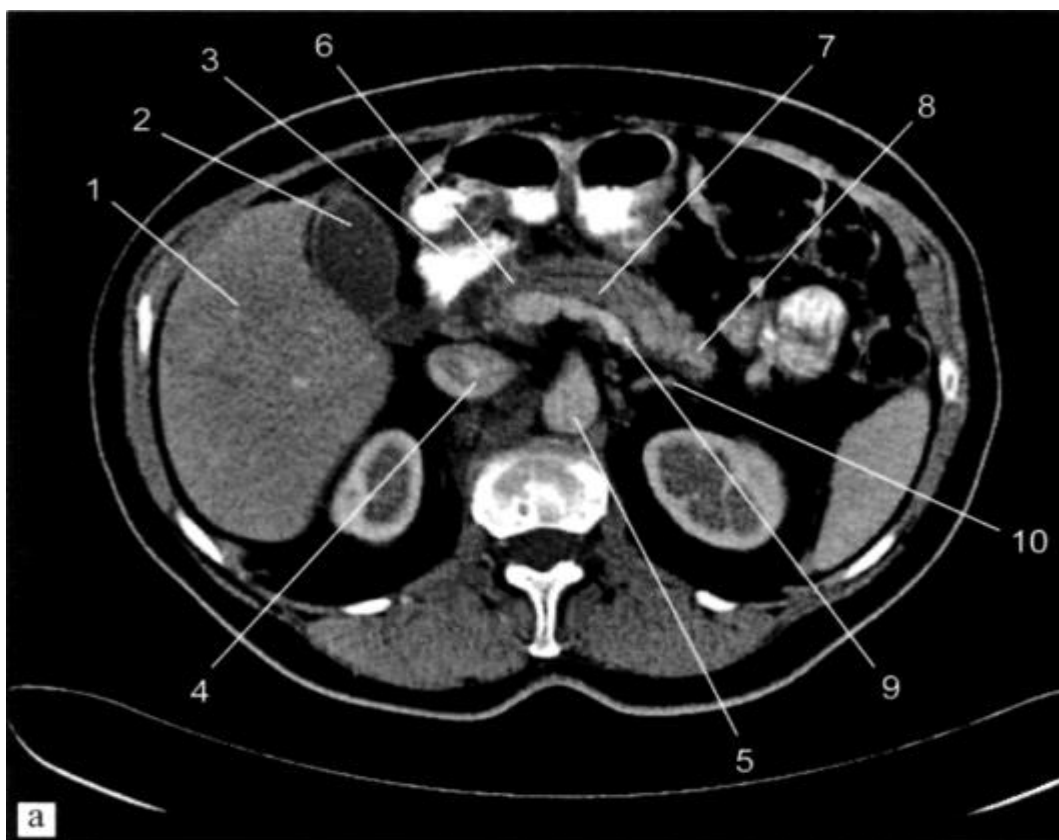
Расположение, размер и плотность поджелудочной железы недостаточно полно визуализируются и другими лучевыми методами.

Поджелудочная железа расположена в подвздошной области позади желудка. Различают



**Рис. 12.68.** Сонограмма поджелудочной железы. 1 - головка; 2 - тело; 3 - хвост железы.





**Рис. 12.69.** Томограммы поджелудочной железы.

а - КТ. Артериальная фаза контрастирования: 1 - правая доля печени, 2 - желчный пузырь с контрастированными стенками, 3 - антральный отдел желудка, 4 - нижняя полая вена, 5 - аорта, 6 - головка поджелудочной железы, 7 - тело поджелудочной железы, 8 - хвост поджелудочной железы (на всем протяжении железы виден вирсунгов проток), 9 - селезеночная артерия, 10-левый надпочечник; б - МР-томограмма: 1 - правая доля печени, 2 - вены правой доли печени, 3 - антральный отдел желудка, 4 - нижняя полая вена, 5 - аорта, 6 - головка поджелудочной железы, 7 - тело поджелудочной железы, 8 - хвост поджелудочной железы, 9 - селезеночная артерия.

головку поджелудочной железы, которая находится в петле двенадцатиперстной кишки, тело и хвост железы. Железа располагается косо-горизонтально, головка железы - ниже тела и хвоста. Снаружи и сзади головка железы соприкасается с печенью и нижней полой веной, сзади - с чревным стволом, брюшной аортой. Тело железы находится вблизи поперечной ободочной кишки, соприкасается с сосудами селезенки, иногда с сосудистым пучком левой почки. Вплотную к «хвосту железы» прилегают селезенка, левый надпочечник и сосуды селезенки. Такое анатомо-топографическое расположение органа затрудняет его надежную визуализацию.

Первичным методом лучевого исследования поджелудочной железы является УЗИ. По данным различных авторов, поджелудочную железу удается целиком визуализировать у 75- 85% пациентов. У остальных железа полностью или частично не видна из-за особенностей строения тела пациента, наличия газов в желудке и кишке. Чаще всего (до 90%) удается визуализировать головку железы.

Эхогенность поджелудочной железы незначительно превышает эхогенность печени. В центре паренхимы железы зачастую удается визуализировать проток поджелудочной железы (вирсунгов проток). В большинстве наблюдений (рис. 12.68) железа уменьшается по направлению от головки (3-3,5 см) к хвосту (2,5-3 см). В большинстве случаев КТ позволяет визуализировать поджелудочную железу. Для исследования органа не нужна специальная подготовка. Методом КТ можно получить информацию, которая невозможна при УЗИ. В связи с этим в сложных или сомнительных случаях, а также тогда, когда железу не удается визуализировать сонографией, показана КТ. Особенно ценную информацию о строении, размерах, анатомо-топографических взаимодействиях и наличии патологического процесса в железе удается получить при применении протокола КТ-ангиографии этой области (рис. 12.69, а). Жировая клетчатка, окружающая железу, при КТ является естественным контрастом, что помогает в уверенной визуализации. Важную роль играет метод КТ при подозрении на острые заболевания поджелудочной железы. Удается визуализировать зоны отека и некроза участков железы и их топографию, что имеет огромное значение для правильного лечения. При этом ультразвуковые методы малоэффективны из-за пареза кишечника и большого количества газов, отрицательно влияющих на качество изображения.

МРТ в диагностике патологических процессов в поджелудочной железе только определяет свое место в диагностическом алгоритме. МРТ благодаря многоплоскостному исследованию позволяет всегда визуализировать железу (рис. 12.69, б). Преимуществом метода является высокая чувствительность к градиенту плотности. Сигнал от железы несколько слабее, чем от печени. Удается визуализировать проток железы, однако сильный сигнал от окружающих структур (жидкость в желудке и кишке, сосуды, жировая клетчатка) и артефакты от перистальтики кишки и пульсации сосудов снижают диагностическую ценность метода.

Развитие специальных контрастов, укорочение времени исследования, применение высокопольных аппаратов в дальнейшем улучшат качество МР-диагностики заболеваний железы.

### **12.5.8. Селезенка**

Селезенка - орган, относящийся к лимфатической системе, располагается в брюшной полости слева в поддиафрагмальном пространстве, имеет 2 поверхности - выпуклую диафрагмальную (наружная) и вогнутую висцеральную (внутренняя). На внутренней поверхности располагаются ворота селезенки с сосудами.

Селезенка - рентгенонегативный орган, поэтому на обзорных рентгенограммах тень от селезенки появляется только при ее значительном увеличении (спленомегалия).

Расположение селезенки благоприятно для ее изучения ультразвуковым методом. Паренхима селезенки имеет равномерную мелкозернистую структуру; ее эхогенность ниже, чем у печени. Визуализируется капсула органа в виде гиперэхогенной линии. С помощью сонографии легко измерить все размеры селезенки.

На срезах КТ, проведенных на уровне селезенки, можно изучать строение, размеры и плотность органа. Капсула селезенки при КТ не видна. После введения контраста четко визуализируются сосуды селезенки и наблюдается типичной формы накопление контраста в органе.

При МРТ всегда удается изучить не только сосуды селезенки, не применяя контрастные вещества, но и ее структуру, а также измерить все размеры органа.

Ангиографическое исследование сосудов селезенки - спленопортографию - в настоящее время выполняют достаточно редко по специальным показаниям.

### **12.6. Мочевыделительная система**

Органы мочевыделительной системы практически полностью находятся в забрюшинном пространстве. Вокруг органов расположено большое количество жировой клетчатки и рыхлой соединительной ткани. Такое анатомопографическое расположение делает мочевыделительную систему благоприятным объектом для лучевых методов исследования.

В настоящее время для исследования мочевыделительной системы используют все лучевые диагностические методы, хотя последовательность их применения существенно изменилась.

Классическая рентгенология представлена в этом разделе экскреторной (выделительной) урографией, которая в течение десятилетий была ведущим и практически единственным методом исследования почек, мочеточников и мочевого пузыря.

Экскреторная урография - простой, надежный, информативный и широко распространенный метод лучевой диагностики. Суть его состоит в том, что после внутривенного введения 20-40 мл йодсодержащего контрастного препарата проводят серию снимков брюшной полости и таза. Снимки выполняют через 5-7, 10-15 и 25-30 мин. До введения контраста делают обзорную рентгенограмму брюшной полости, где изучают состояние брюшной полости и забрюшинного пространства, выявляют наличие рентгеноконтрастных конкрементов. На снимке, выполненном через 5-7 мин, определяют нефротическую фазу контрастирования. Через 10-15 мин контрастируются почечные

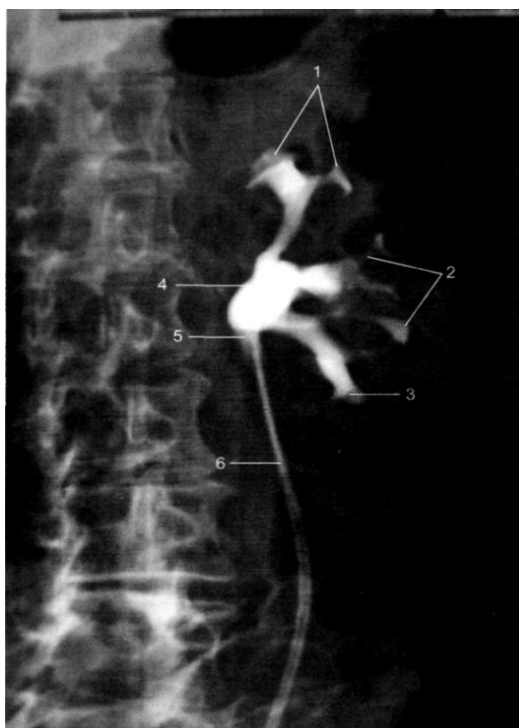
лоханки и начальные отделы мочеточников. Полностью мочеточники и мочевой пузырь заполняются контрастным веществом к 20-30-й минуте.

*Почки* на экскреторных урограммах определяются как бобовидные тени на уровне Th<sub>12</sub> и L<sub>1</sub>, позвонков с обеих сторон с четкими ровными контурами. Величина и форма чашек и лоханок вариабельны. Контуров их четкие и ровные. Лоханки могут располагаться как внутри (внутрипочечный вариант строения), так и вне почки (внепочечный вариант строения). Изображение левой почки располагается обычно выше правой на 1 - 1,5 см.

Мочеточники дифференцируются в виде узких линейных теней, в которых могут быть различимы физиологические сужения. В некоторых случаях тени мочеточников могут быть фрагментированы из-за перистальтических движений стенок.

Изображение брюшной части мочеточника располагается почти параллельно позвоночнику. Тазовая часть мочеточников проецируется на тень подвздошно-крестцового сочленения. Далее тень мочеточников, описав небольшую дугу, переходит в короткую интрамуральную часть и сливается с тенью мочевого пузыря. Тень мочевого пузыря представляет собой четко отграниченный от окружающих тканей овал, нижний контур которого располагается на уровне верхнего края лонных костей.

В некоторых случаях, помимо экскреторной урографии, для исследования мочеточников и чашечно-лоханочной системы используют ретроградную урографию. В этом случае в мочеточник (через уретру и мочевой пузырь) вводят катетер, через который нагнетают контрастное вещество, которое, распространяясь ретроградно току мочи (вверх), достигает лоханок и чашек, а затем контрастирует их (рис. 12.70).



**Рис. 12.70.** Ретроградная урограмма левой почки. Прямая проекция.

1 - верхние чашки; 2 - средние чашки; 3 - нижние чашки; 4-лоханка; 5 - лоханочно-мочеточниковый сегмент; 6 -катетер.

Несмотря на длительную историю применения рентгеновских контрастных методик исследования почек, мочеточников и мочевого пузыря, в клинической практике самым распространенным методом исследования этой области является ультразвуковое исследование.

Это можно объяснить тем, что методу сонографии хорошо доступны практически все отделы мочевыделительной системы. Он прост в применении и неинвазивен. Основным недостатком метода, как и в других случаях, является его зависимость от квалификации врача, проводящего исследование.

УЗИ почек проводят со стороны поясничной области, где находится

лучший доступ к органу, или со стороны боковой поверхности живота. В большинстве случаев удастся хорошо визуализировать орган. Метод (рис. 12.71, а) позволяет изучить капсулу почки, которая представлена в виде гиперэхогенной полоски, и корковый слой (его эхогенность ниже эхогенности печени).

Мозговой слой, представленный отдельными пирамидами, почти анэхогенный. Визуализировать чашки можно, если они заполнены мочой. Лоханку удастся увидеть, если она расположена вне почечного синуса.

Почечный кровоток и состояние сосудов почки изучают с помощью доплеровского цветового картирования (рис. 12.71, б). Правую почечную артерию удастся визуализировать почти всегда, левую - в 80% наблюдений.

Неизменные мочеточники изучить методом ультразвукового исследования невозможно.

Исследование мочевого пузыря проводят при его полном заполнении, а основное исследование - через переднюю брюшную стенку. При необходимости используют специальные датчики для трансректального и трансвагинального исследования.

На эхограммах, выполненных через брюшную стенку, мочевой пузырь визуализируется в виде овала, расположенного горизонтально. В норме в пузыре отсутствуют эхогенные структуры (рис. 12.72).

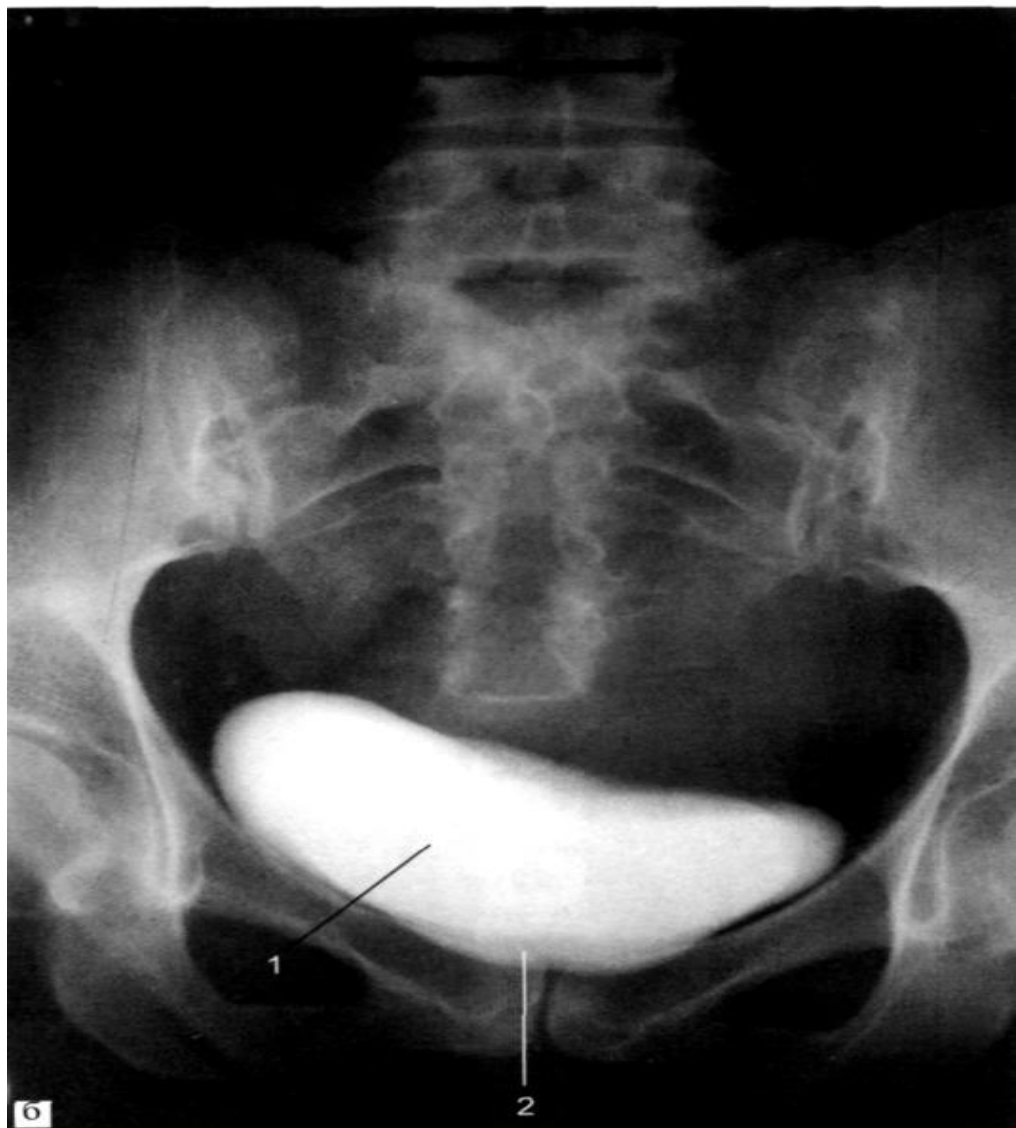
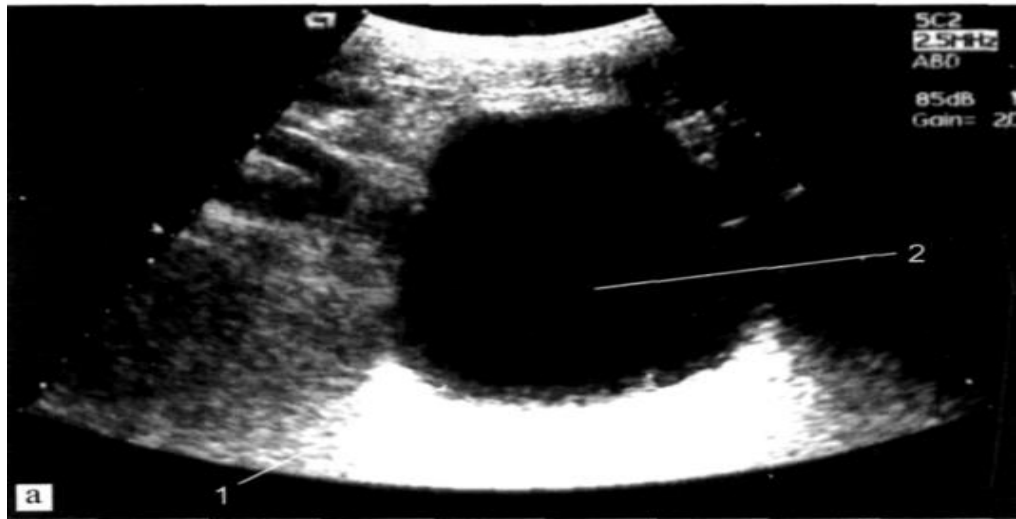
В современной клинике для исследования органов мочевыделительной системы все шире применяют КТ.

На I этапе КТ выполняют без применения контрастных веществ и без специальной подготовки. Томографию осуществляют срезами толщиной 2-3 мм. На спиральных аппаратах используют диафрагму 7 или 5 мм. На нативных томограммах хорошо видны все отделы почек (рис. 12.73, а). Можно определить их контуры, размеры, топографию и наличие конкрементов, обызвествленных сосочков и кист. Хорошо видны чашки и лоханки. Дифференцируются сосуды почечной ножки. Дифференцировать по плотности артерию и вену почки не представляется возможным.



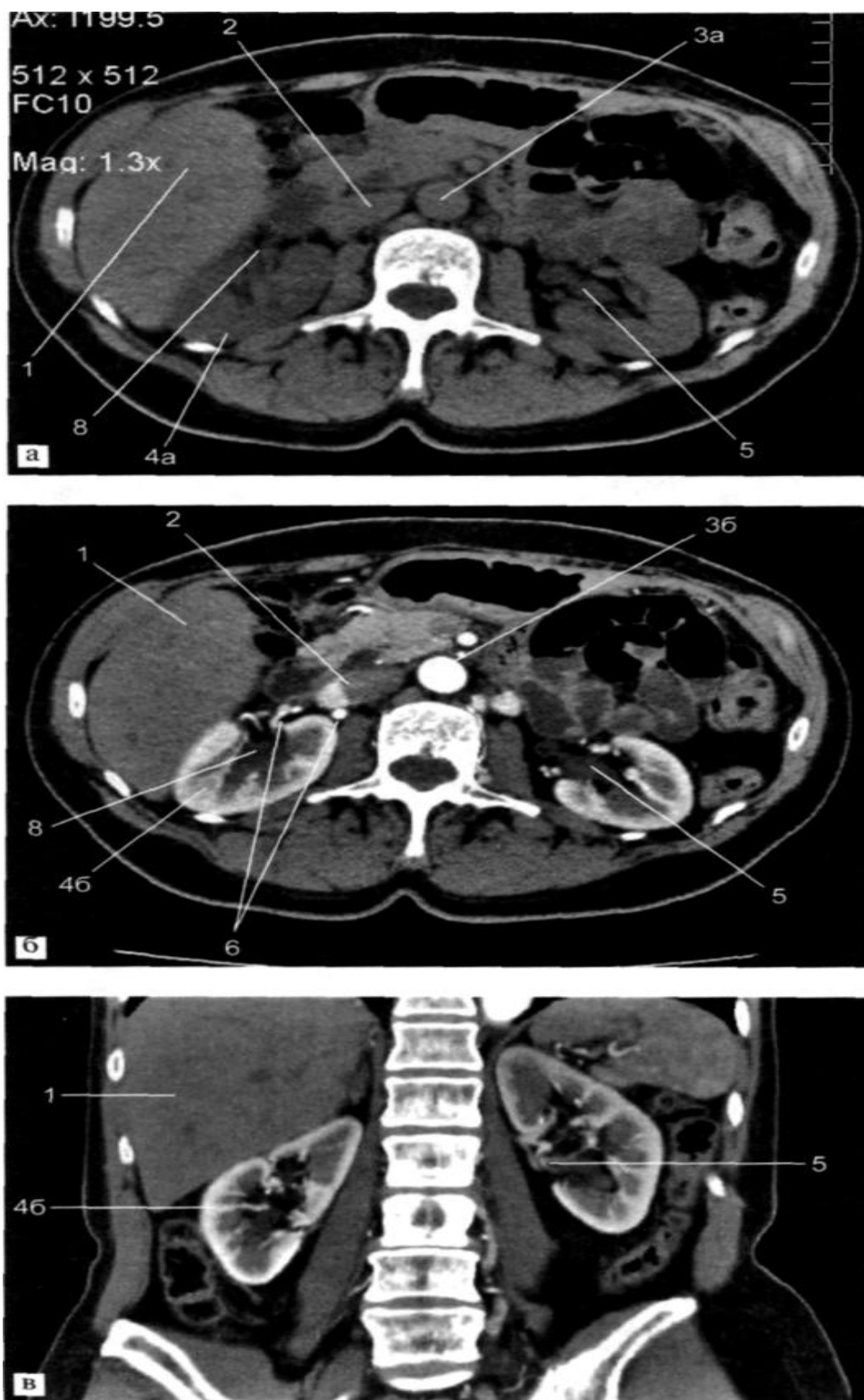
*Рис. 12.71.* Сонограммы почек.

а -двухмерное изображение; б - цветная доплерограмма сосудов почки. 1 - корковое вещество; 2 - мозговое вещество; 3 - чашечно-лоханочная система.



*Рис. 12.72.* Лучевые изображения мочевого пузыря.

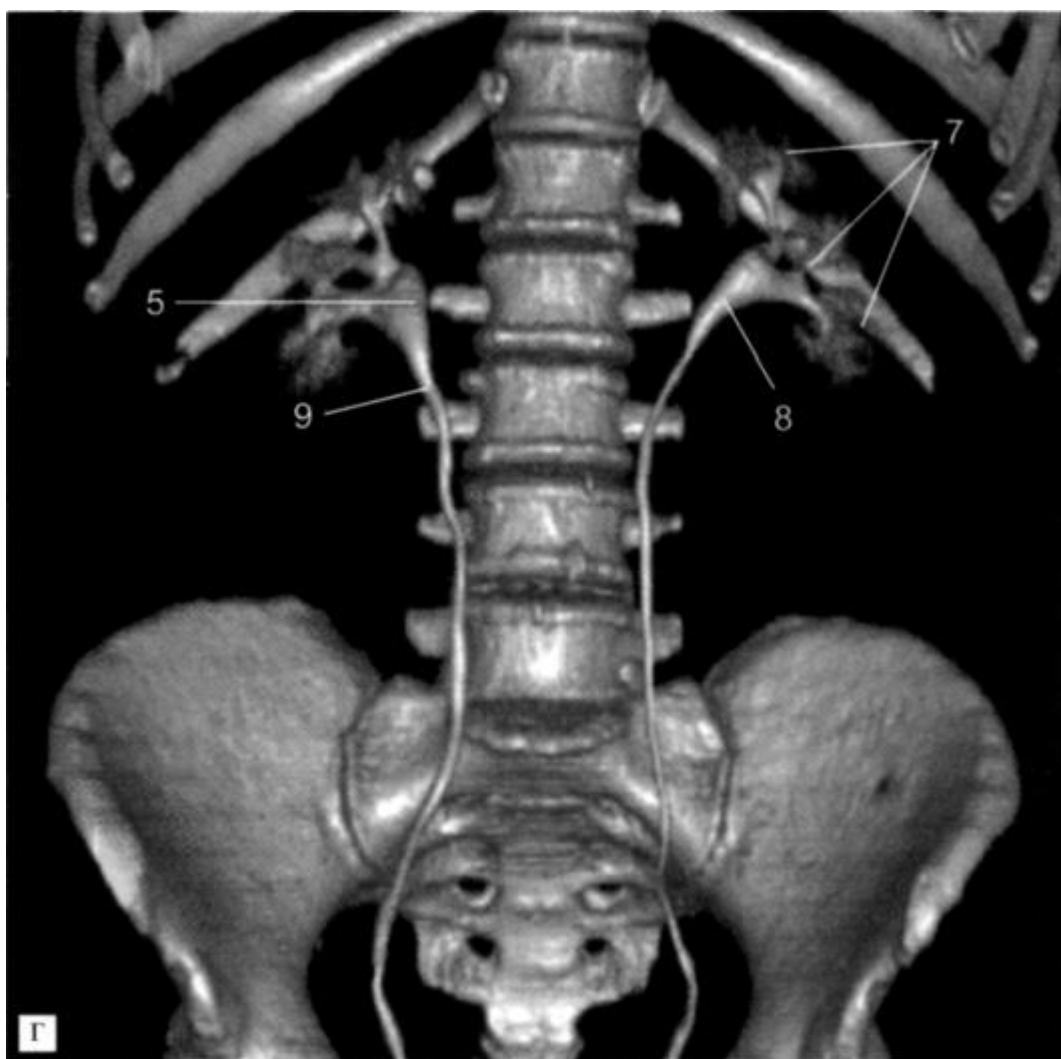
а - сонограмма: 1 - стенка мочевого пузыря, 2 - содержимое мочевого пузыря; б - рентгеноцистограмма. Прямая проекция: 1 - контрастное вещество в мочевом пузыре, 2 - нижняя граница пузыря на уровне лона.



**Рис. 12.73.** Компьютерные томограммы брюшной полости на уровне ворот почек.

а - нативная фаза; б - артериальная фаза болюсного контрастирования; в - фронтальная реконструкция через ворота левой почки. Артериальная фаза контрастирования. 1 - правая доля печени; 2 - нижняя полая вена; 3а - аорта до введения контрастного вещества; 3б - аорта на пике контрастирования; 4а - правая почка; 4б - кортикальный слой правой почки в артериальную фазу; 5 - лоханка левой почки; 6 - сосудистая ножка правой почки; 7 - верхние, средние и нижние чашки левой почки; 8 - лоханка левой почки; 9 - лоханочно-мочеточниковый сегмент правой почки; 10 - мочеточники.





*Рис. 12.73.* Продолжение.

г - трехмерная реконструкция экскреторной фазы после болюсного внутривенного контрастирования.

Нормальные мочеточники на поперечных срезах без контраста прослеживаются на каждом последовательном срезе как круглые образования, диаметром 2-3 мм, мягкотканной плотности. Наполненный мочевой пузырь представлен на каждом срезе расширяющимся овалом с гомогенным содержимым. Значительно больше информации можно получить, если выполнить комплексное исследование до, на высоте введения и в отсроченную фазу внутривенного введения контрастного вещества.

Протокол исследования предполагает введение 80-100 мл йодсодержащего контрастного вещества со скоростью 3-3,5 мл в 1 с. После повышения плотности крови в брюшной аорте до показателей 130-140 ед. НУ происходит автоматический запуск томографии для получения ангиографической фазы исследования (рис. 12.73, б).

При этой фазе отлично контрастируются крупные сосуды, почечные артерии и корковое вещество почки. Через 3-4 мин исследование повторяют для изучения паренхиматозной фазы распределения контрастного вещества, которое определяется в чашечно-лоханочной системе и в начальных отделах мочеточников.

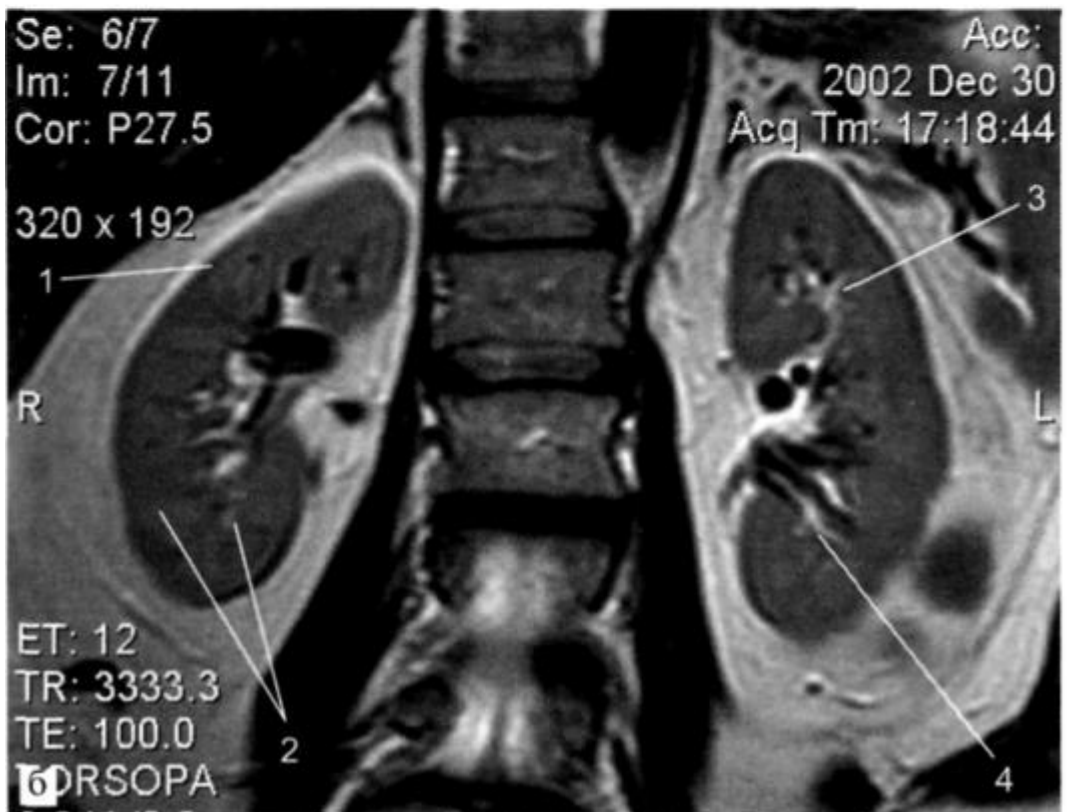
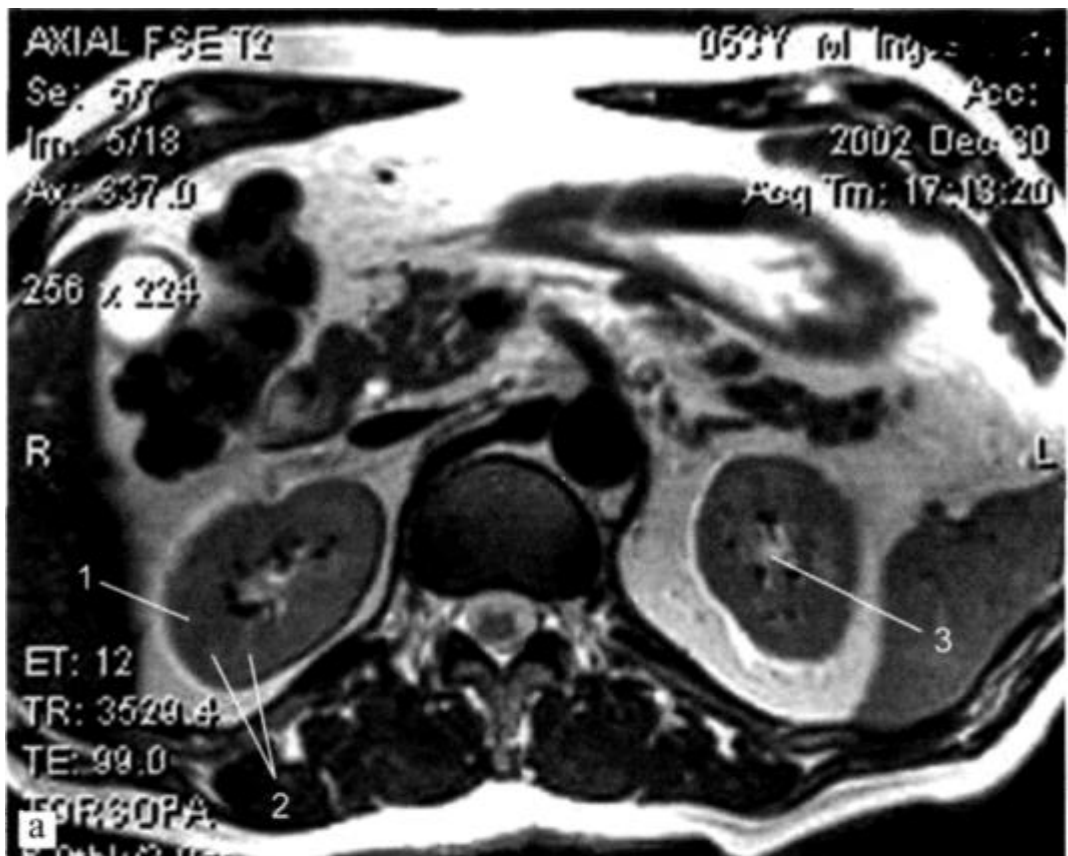
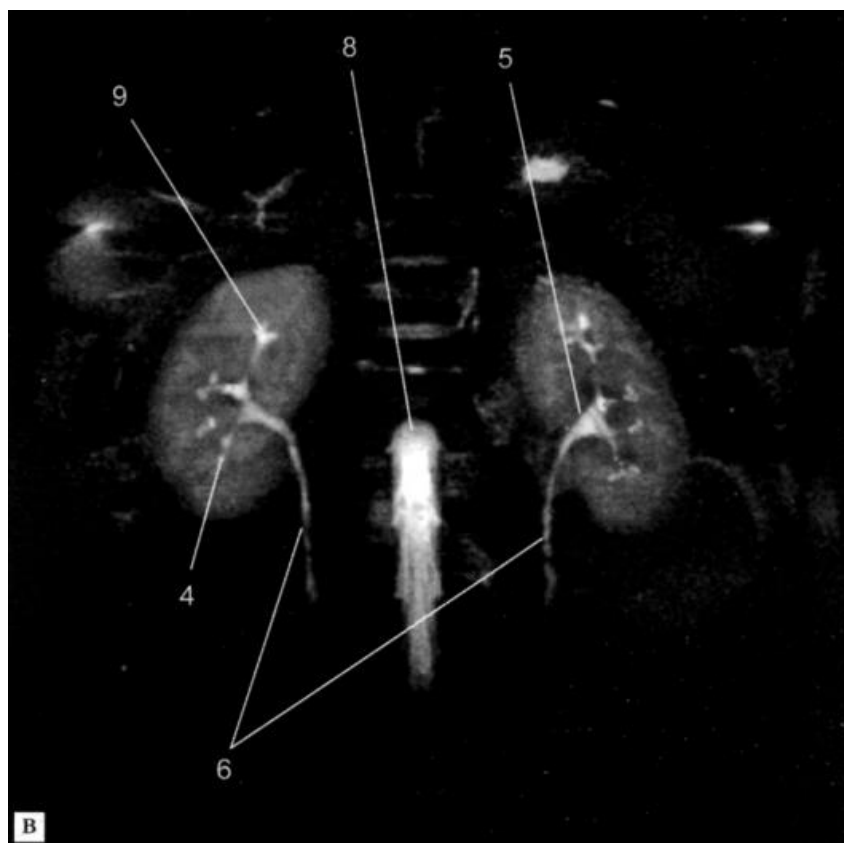


Рис. 12.74. МРТ почек.

а - поперечный срез на уровне верхних чашек; б - сагиттальный срез через ворота почек. 1 - корковое вещество; 2 - мозговое вещество; 3 - верхние чашки; 4 - нижние чашки; 5 - лоханка; 6 - мочеточники; 7 - мочевой пузырь; 8 - сигнал от цереброспинальной жидкости.



*Рис. 12.74. Продолжение.*

в - МР-урограмма. Фронтальный срез через лоханки почек; г - МР-томограмма мочевого пузыря. Срез во фронтальной плоскости. Обозначения те же, что на рис. 12.74, а, б.

Для построения экскреторной урограммы и изучения мочевого пузыря нужно выполнить еще одну фазу томографии на 8-15-й минуте.

В этом случае удастся визуализировать мочеточники на всем протяжении. Трехмерные реконструкции, выполненные из томограмм, полученных в разные фазы, позволяют визуализировать паренхиму почек, лоханки и чашки, крупные сосуды, сосуды почек, мочеточники и мочевой пузырь (рис. 12.73, в, г). При этом получают дополнительную информацию обо всех тканях и органах, расположенных на уровне томографии.

Такую последовательность проведения исследования, включая нативную фазу, КТ-ангиографию и отсроченные фазы, называют *мультифазовым исследованием*, и оно наиболее информативное из всех методов лучевого диагностического исследования мочевыделительной системы.

Следует помнить, что каждое повторное томографическое исследование одного и того же места увеличивает лучевую нагрузку на пациента, поэтому метод должен применяться по обоснованным показаниям.

Исследование предстательной железы методом КТ относительно малоинформативно и имеет второстепенный характер.

Для изучения органов мочевыделительной системы очень редко выполняют МРТ. Это объясняется многими факторами, в том числе длительностью исследования, малой пропускной способностью МР-томографов и другими ограничениями, связанными с использованием сильного магнитного поля. Несмотря на хорошие результаты исследования почек, другие методы более предпочтительны.

В отдельных случаях, когда приходится прибегать к МРТ почек, удастся получить хорошую диагностическую информацию.

Более высокая чувствительность к градиенту мягкотканной плотности позволяет хорошо визуализировать мозговое и корковое вещество, чашки и лоханку, сосуды почек (рис. 12.74). Применение специальных методик с подавлением сигнала от мягких тканей позволяет изучать мочеточники и мочевой пузырь. Все эти исследования проводят, не применяя контраста, и без лучевой нагрузки. Таким образом, МРТ почек занимает совершенно определенную нишу в диагностическом алгоритме.

Особую роль в исследовании почек играют радионуклидные методики. После введения специального радиофармпрепарата проводят динамическую однофотонную эмиссионную компьютерную томографию (ОФЭКТ). На полученных поперечных срезах почек можно изучать не только *функцию* отдельных участков, но и суммарную функцию каждой почки. Это позволяет судить о состоянии клубочковой фильтрации и канальцевой секреции в почках (рис. 12.75).

В отдельных сложных диагностических случаях, но в основном для проведения лечебных процедур, выполняют прямую ангиографию сосудов почек. Специальным катетером через бедренную артерию в почечную артерию на интересующей врача стороне вводят контрастное вещество, в момент введения осуществляют серийную съемку.

При необходимости специальными инструментами проводят некоторые лечебные мероприятия, например расширяют (баллонирование) суженный артериальный сосуд почки с установкой после этого специального стента для сохранения нормального просвета сосуда.

Как видно из данного раздела, для исследования органов мочевыделительной системы применяют большое количество лучевых диагностических приемов. Выбор метода или последовательность использования методов в зависимости от конкретной клинической задачи осуществляет лечащий врач совместно с рентгенологом.

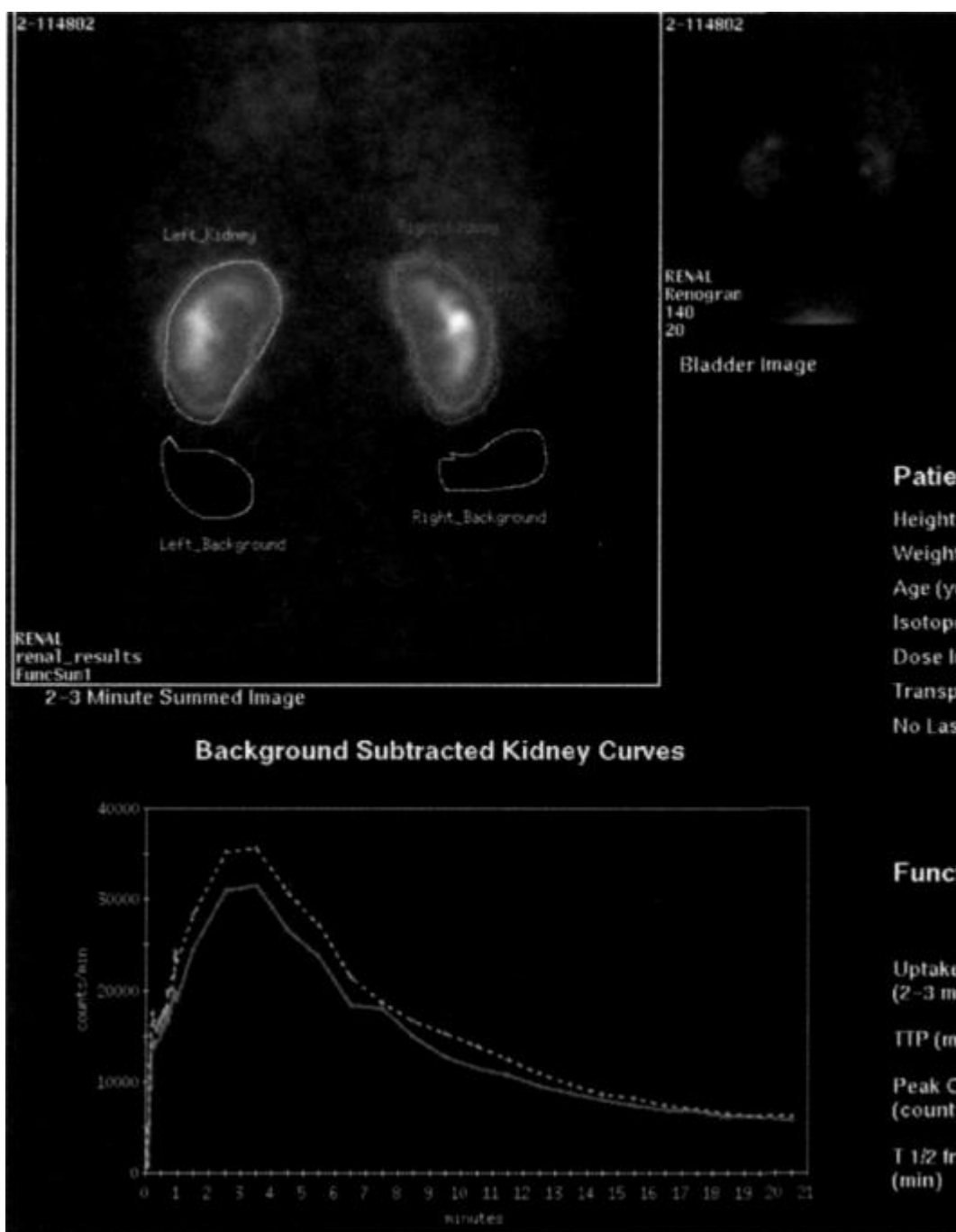


Рис. 12.75. Сцинтиграмма и график, отражающий функцию почек.

Вверху приведены двухмерные скинтиграммы почек, отражающие их расположение, размеры и формы; внизу - график, на котором изображены нормальные кривые накопления и выведения радиофармпрепарата почками.

## **12.7. Эндокринная система**

Использование современных методов лучевой диагностики позволяет определить локализацию, форму и размеры органов эндокринной системы, их топографоанатомические взаимоотношения с прилегающими органами и тканями. В некоторых случаях удается предположить морфологическую природу обнаруженных в них изменений и оценить их функцию.

### *12.7.1. Гипофиз*

Гипофиз - важнейший из элементов эндокринной системы. Для определения заболеваний гипофиза долгое время применяли рентгенологический метод, который заключался в рентгенографии черепа в прямой и боковой проекциях, а также в прицельном снимке гипофиза.

На обзорных рентгенограммах черепа оценить состояние гипофиза можно только косвенным образом по состоянию костей основания черепа, турецкого седла и по обызвествлению диафрагмы седла. Размеры и форма турецкого седла переменны, однако значительное изменение этих показателей или обнаруженные признаки деструкции позволяют заподозрить или отвергнуть наличие патологических изменений. Впрочем, все эти признаки соответствовали относительно поздней стадии заболевания.

Для этой же цели использовали КТ, однако артефакты от костной ткани, присутствующие на этом уровне, затрудняют визуализацию патологии гипофиза. Денситометрия гипофиза при КТ ненадежна. Артефакты могут изменять показатели плотности этой зоны на 30-70 ед. НУ, что делает малоэффективным даже применение контрастного вещества. Конечно, если объемное образование гипофиза (аденома), превышает размер в 5-7 мм, то его удастся четко дифференцировать при КТ с внутривенным «усилением». Кроме того, реконструкция срезов во фронтальной плоскости помогает определить соотношение аденомы гипофиза и зрительного перекреста.

Наибольшее диагностическое значение в изучении состояния гипофиза имеет МРТ. МР-исследование необходимо выполнять в трех проекциях, что помогает изучить гипофиз и все окружающие его структуры.

Сагиттальная проекция позволяет визуализировать переднюю и заднюю доли гипофиза, воронку гипофиза, пазухи основной кости, супраселлярную цистерну и зрительный перекрест, спинку седла и цистерны мозга.

Фронтальная проекция дает возможность оценить симметрию гипофиза, положение его воронки, супраселлярной цистерны, зрительного перекреста и пазух основной кости.

Аксиальная проекция обеспечивает визуализацию обеих долей гипофиза, кавернозных синусов, спинки турецкого седла и цистерны мозга.

При этом T1-взвешенные изображения позволяют оценить структуру адено- и нейрогипофиза, состояние воронки гипофиза. T2-взвешенные изображения лучше выявляют разницу между мягкоткаными структурами и субарахноидальным пространством, а также помогают определять латеральные границы турецкого седла и кавернозные синусы.

Наиболее доступным количественным показателем, характеризующим состояние гипофиза в норме, являются его размеры в различных проекциях: сагиттальная - около 5-8 мм, аксиальная - около 10-12 мм. Во фронтальной проекции вертикальный размер гипофиза наиболее вариабелен и составляет у здоровых людей в зависимости от пола и возраста от 3 до 8 мм. Так, вертикальные размеры и объем гипофиза у девочек достоверно превышают эти показатели у мальчиков уже в первое десятилетие жизни. В дальнейшем вплоть до 30 лет размеры гипофиза у женщин несколько уменьшаются.

Другим важным показателем состояния гипофиза являются его форма, а также структура и расположение воронки. Форма гипофиза во фронтальной плоскости близка к прямоугольной, а в сагиттальной - к эллипсовидной. Структура гипофиза однородна, воронка располагается по средней линии. Верхний контур гипофиза может быть выпуклым или горизонтальным. Нижний контур повторяет форму дна турецкого седла.

### ***12.7.2. Щитовидная железа***

Щитовидная железа расположена в передней области шеи и состоит, как правило, из двух долей и перешейка. Обе доли находятся на уровне щитовидного и перстневидного хрящей. Правая доля незначительно больше левой. Нижний полюс достигает V-VI хряща трахеи. Перешеек располагается на уровне II -III хряща. Иногда встречаются добавочные дольки железы. Позади щитовидной железы в околотрахеальной клетчатке находятся верхние и нижние паращитовидные железы. Их размер не более 6 мм.

Рентгенологическое исследование области шеи для визуализации щитовидной железы малоинформативно. Наиболее часто для изучения щитовидной железы применяют УЗИ. Это можно объяснить хорошей ультразвуковой доступностью и небольшим размером органа. Исследование выполняют с помощью датчика с частотой ультразвука 5-7 МГц. Высокочастотные датчики (10-15 МГц) необходимы для уточнения тонких изменений структуры. Специальной подготовки для проведения исследования не требуется. Сонография позволяет с большой точностью оценить структуру и размеры железы (рис. 12.76), рассчитать ее объем и массу, изучить характер кровоснабжения.

Современные ультразвуковые приборы позволяют получать трехмерное изображение органа и одновременно изучать кровоток. При необходимости под ультразвуковым контролем выполняют диагностическую пункцию. Все это привело к тому, что УЗИ стало ведущим в диагностике патологических процессов щитовидной железы.

Исследование проводят в продольном и поперечном направлении. Состояние правой и левой долей и перешейка оценивают отдельно.

В норме щитовидная железа на продольной сонограмме выглядит как образование с однородной структурой и достаточно четкими контурами. Видны обе доли железы,

каждая овальной формы с четкими контурами и зернистой, изоэхогенной структурой. Перешеек железы визуализируется в виде линейного образования толщиной до 1 см. Между долями иногда удается различить хрящи гортани и изображение крупных сосудистых стволов.

На поперечных срезах латеральными границами щитовидной железы являются общая сонная артерия и внутренняя яремная вена, которые видны в виде эхонегативных образований округлой формы.



*Рис. 12.76.* Сонограмма щитовидной железы.

1 - правая доля железы; 2 - левая доля железы; 3 - перешеек железы.

Для изучения функции щитовидной железы применяют радионуклидное исследование (рис. 12.77). Для получения правильного результата исследования необходимо на месяц исключить прием йодных препаратов, чтобы не заблокировать железы.

Радиофармпрепарат, содержащий  $^{99\text{Tc}}$ , вводят внутривенно, после этого проводят скинтиграфию железы.

На скинтиграмме щитовидная железа имеет неправильную форму, напоминающую «бабочку», четкие выпуклые контуры. Доли и перешеек обычно хорошо видны. Правая доля, как правило, несколько больше левой, хотя положение железы и ее размеры весьма переменны. Плотность скинтилляций в центральных отделах долей выше, чем по периферии, поскольку там располагается большая часть железистой ткани.

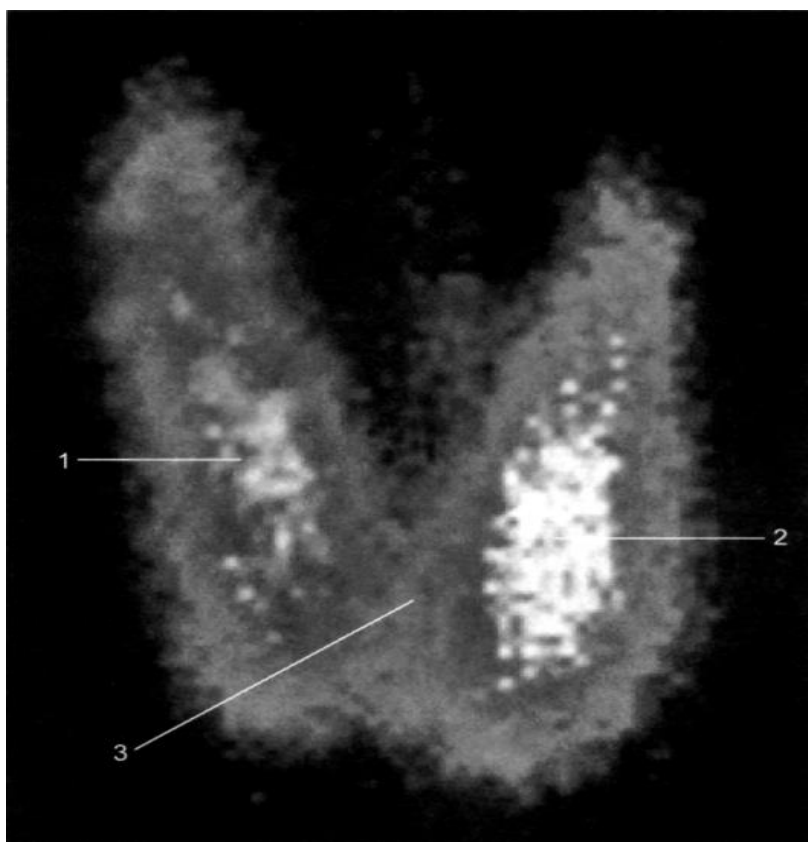


С помощью радионуклидного метода можно также изучать состояние йодного обмена функции железы, для этого проводят радиометрию щитовидной железы после введения радиоактивного йода.

Уровень в крови гормонов щитовидной железы и паратирин (гормон паращитовидных желез) устанавливают с помощью радиоиммунного анализа.

Состояние йодного обмена и функцию щитовидной железы изучают с помощью радионуклидных методов. При этом показатели степени и характера захвата йода и синтеза йодсодержащих тиреоидных гормонов устанавливают по сцинтиграммам или по данным радиометрии, а содержание (уровень) в крови гормонов щитовидной железы - по радиоиммунному анализу.

Изучить паращитовидные железы методами лучевой диагностики непросто. Рентгенологически и с помощью КТ трудно дифференцировать небольшие



**Рис. 12.77.** Сцинтиграмма щитовидной железы. Фронтальная проекция. Равномерное, симметричное накопление РФП во всех отделах железы. Более выраженное накопление препарата в центре долей объясняется большей толщиной ткани, содержащей радиоактивный препарат.

1 - правая доля железы; 2 - левая доля железы; 3 - перешеек железы.

образования, имеющие к тому же сходные показатели плотности с окружающими тканями. Предпринимаются попытки использовать для визуализации паращитовидных желез метод МР-томографии.

### **12.7.3. Вилочковая железа**

Вилочковая железа (тимус) располагается в верхнем отделе переднего средостения и состоит из двух долей, которые соединены между собой и в них различают шейный и

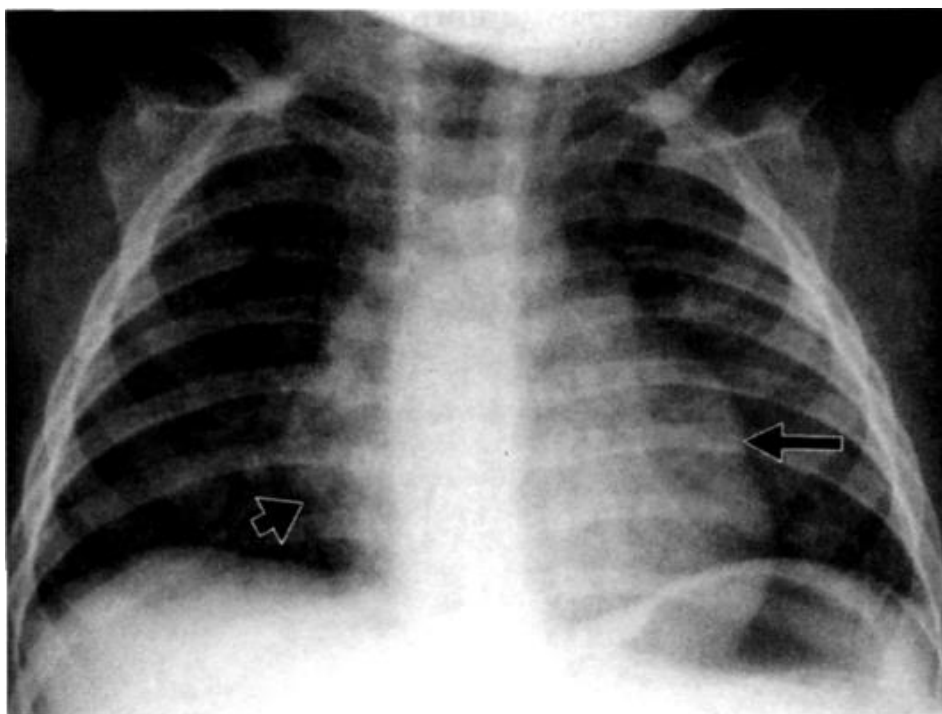
грудной отделы. Верхние отделы долей уже и меньше, чем нижние. Нижние отделы располагаются между перикардом и грудиной и окружены жировой клетчаткой. С возрастом анатомия вилочковой железы изменяется. Своих максимальных размеров и массы железа достигает к 12-15 годам. После 15 лет наступает возрастная инволюция железы, однако даже к глубокой старости в жировой клетчатке переднего средостения остается часть железы.

В детском возрасте вилочковая железа видна на рентгенограмме в прямой проекции (рис. 12.78). На боковой рентгенограмме железа не видна, но загрудинное пространство затенено. Разработано множество рентгенологических симптомов для описания вилочковой железы в раннем детском возрасте. К 3 годам железа уменьшается и визуализировать ее рентгенологическим методом становится сложнее.

Ведущую роль при исследовании вилочковой железы у детей до 5-6 лет играет УЗИ. После этого возраста визуализация затруднена из-за артефактов от грудины и передних частей ребер.

МРТ хорошо подходит для исследования структур средостения, поэтому исследование вилочковой железы с помощью этого метода весьма перспективно.

При использовании МРТ удастся детально изучить изменения структуры железы, в частности на T2-взвешенных изображениях легко идентифицируются объемные или содержащие жидкость патологические образования. Метод позволяет отчетливо дифференцировать железу от окружающих сосудов, имеющих слабый сигнал. Удастся определить размер каждой доли, целостность капсулы, анатомо-топографические взаимодействия.



*Рис. 12.78.* Рентгенограмма грудной клетки двухлетнего ребенка. Норма. Тень средостения относительно более широкая, чем у взрослого. Границы вилочковой железы (стрелки).

#### **12.7.4. Надпочечники**

Надпочечники, являясь парным органом внутренней секреции, расположены в забрюшинном пространстве над почками на уровне XI-XII позвонков. Надпочечники состоят из мозгового и коркового слоев. Форма надпочечников переменна. Правый надпочечник чаще всего бывает лентовидной формы, левый - треугольной формы. Размеры надпочечников достигают 25-40 мм по высоте, 20-25 мм по ширине и 8-10 мм по толщине.

Рентгенографически надпочечники не визуализируются. До появления современных методов лучевой диагностики для изучения надпочечников в забрюшинное пространство приходилось вводить газ. Это обеспечивало отрицательный контраст, необходимый для визуализации.

В настоящее время надпочечники изучают методом УЗИ, КТ и МРТ.

При отсутствии патологических признаков с помощью УЗИ можно визуализировать надпочечники в виде образований треугольной или продолговатой формы, расположенных спереди и медиально по отношению к верхнему полюсу почки. Правый надпочечник находится между верхним полюсом почки, краем печени и диафрагмой, левый - между верхним полюсом почки, селезенкой и диафрагмой. Эхогенность надпочечников, как правило, выше эхогенности окружающих органов и тканей.

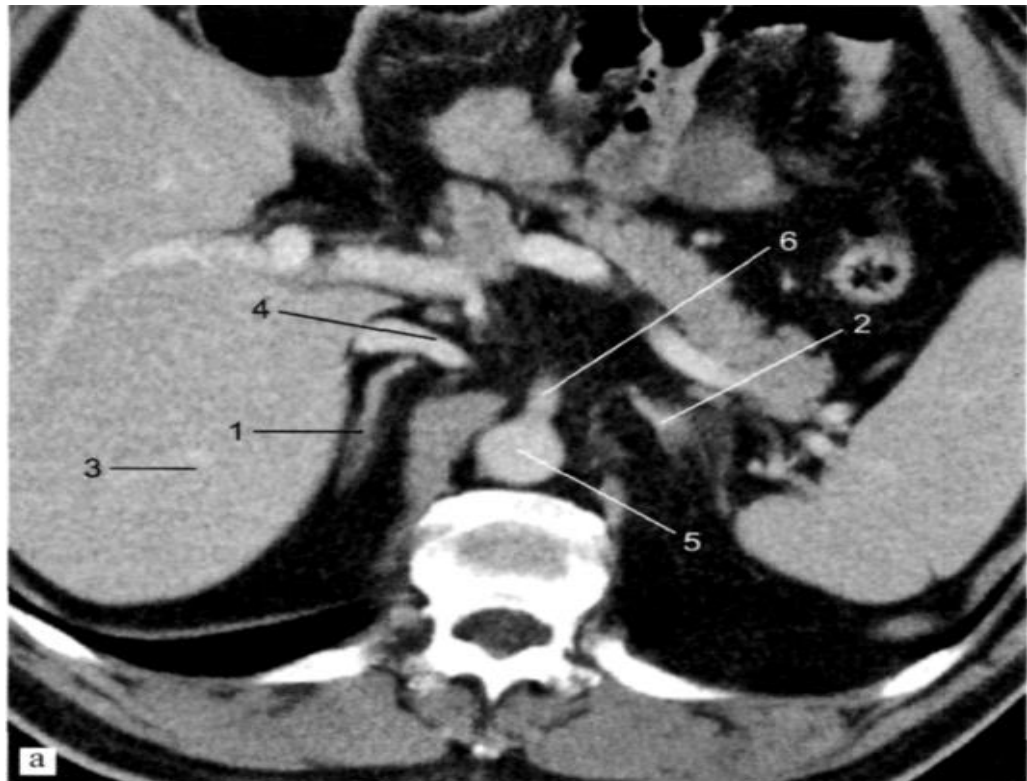
На компьютерных томограммах (рис. 12.79) неизмененные надпочечники определяются в виде мягкотканых образований, расположенных над верхними полюсами почек. Их форма при КТ достаточно переменна, но чаще всего треугольная или овальная. Контурные прямые или слегка выпуклые. Правый надпочечник всегда тоньше и длиннее, чем левый. Важным преимуществом КТ по сравнению с сонографией является возможность денситометрического анализа нормальных и измененных участков органа. Плотность нормального надпочечника составляет +20 - +30 НУ. После введения контраста визуализация надпочечников улучшается.

МР-томография дает важную дополнительную информацию о состоянии надпочечников (рис. 12.79, б). При этом исследовании можно дифференцировать корковое и мозговое вещество нормальных надпочечников. Высокая тканевая контрастность, отсутствие лучевой нагрузки позволяют отдать предпочтение МРТ при исследовании надпочечников, особенно у детей.

Сцинтиграфию надпочечников применяют сравнительно редко, поскольку она серьезно уступает в информативности КТ и МРТ.

Таким образом, для визуализации органов эндокринной системы рекомендуются различные методы лучевой диагностики. Наиболее информативны УЗИ, КТ и МРТ. Комплексное использование лучевых методов позволяет решать диагностические задачи любой сложности.

С помощью радионуклидных методик можно выявлять нарушение функции всех отделов эндокринной системы, в первую очередь наиболее важных из них - гипоталамуса и гипофиза.



*Рис. 12.79.* Томограммы брюшной полости на уровне надпочечников.  
 а - КТ, поперечный срез; б - МРТ, фронтальный срез. 1 - правый надпочечник; 2-  
 левый надпочечник; 3 - правая доля печени; 4 - нижняя полая вена; 5 - аорта; 6 - верхняя  
 брыжеечная артерия.

Несомненным достоинством сонографии в изучении надпочечников является возможность выполнения пункций под ультразвуковым наведением.

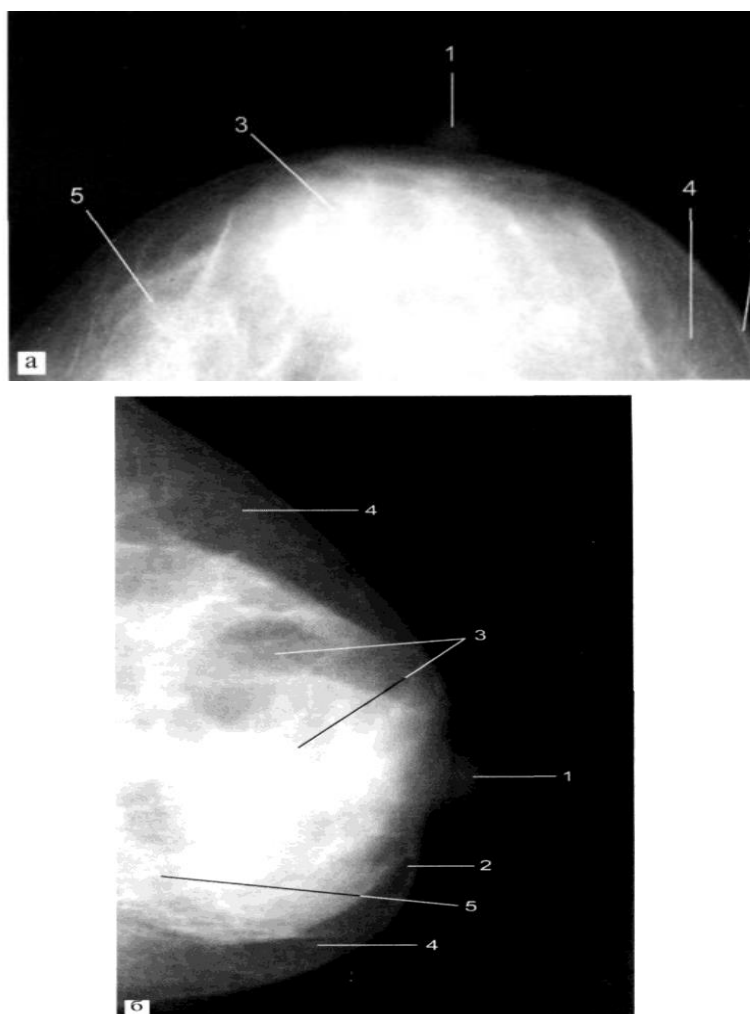
## 12.8. Репродуктивная система

В настоящее время для исследования органов репродуктивной системы (молочные железы, органы малого таза) используют весь арсенал методов лучевой диагностики.

### 12.8.1. Молочные железы

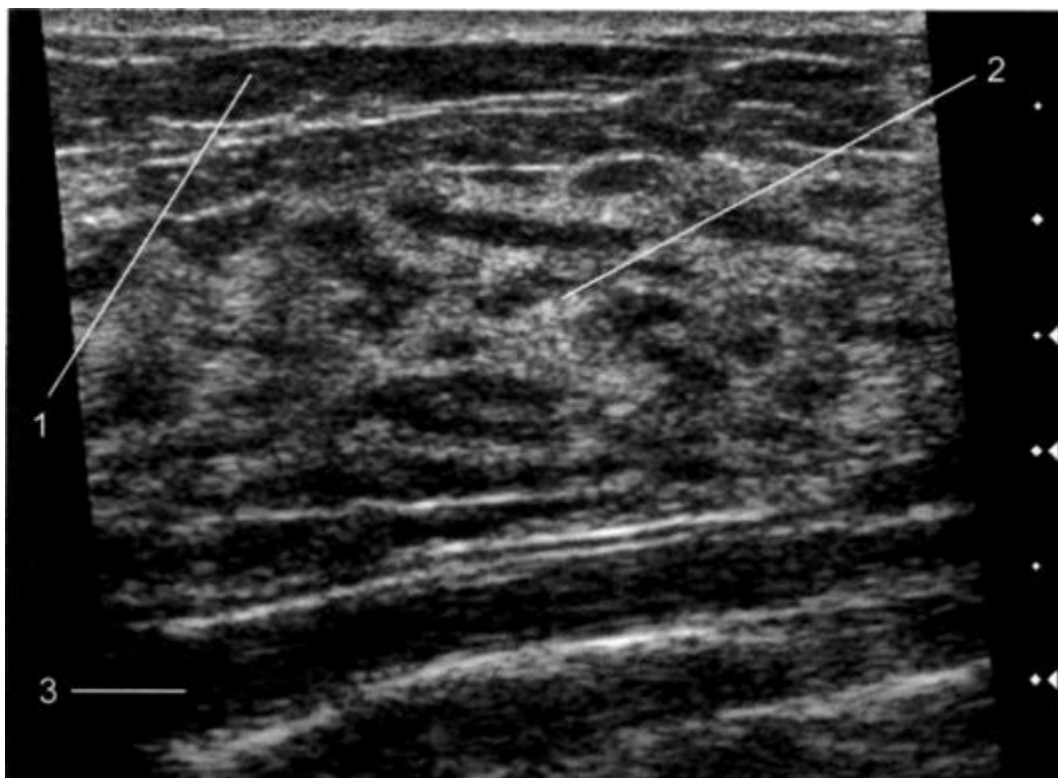
Молочные железы. Основными методами получения лучевых изображений молочных желез являются рентгеновская и ультразвуковая маммография.

Рентгеновская маммография является стандартизированным исследованием, ее выполняют в первую фазу менструального цикла на специальных рентгеновских установках (маммограф). На этих аппаратах производят компрессию молочной железы, которая обеспечивает получение ее детального изображения при минимальной лучевой нагрузке. При необходимости сразу после выполнения снимков на такой установке выполняют прицельную (стереотаксическая) биопсию подозрительных очагов.



*Рис. 12.80.* Рентгеновская маммограмма.

Снимок в прямой (а) и боковой (б) проекции. 1 - сосок; 2 - кожа; 3 - железистая ткань; 4 - жировая ткань; 5 - фиброзные тяжи.



*Рис. 12.81.* Сонограмма молочной железы.

1 - премаммарная жировая клетчатка; 2 - фиброзно-глангулярная ткань; 3 - грудная стенка.

На маммограммах (рис. 12.80) хорошо визуализируются все структуры молочной железы: кожа, соски, жировая клетчатка в премаммарном пространстве, кровеносные сосуды, млечные протоки, связки Купера, железисто-соединительнотканый комплекс («железистый треугольник»). Часто видна тень большой грудной мышцы. Кожа на всем протяжении прослеживается в виде четкой равномерной полосы без утолщений и втяжений. Нормальная картина молочных желез в репродуктивном возрасте женщины весьма вариабельна. В климактерическом и постклимактерическом периодах происходит замещение железистой ткани жировой тканью разной степени выраженности.

При анализе и описании изображений молочной железы используют систему квадрантов. Принимая за центр изображения в прямой проекции сосок, различают 2 верхних квадранта - наружный и внутренний - и 2 нижних - наружный и внутренний.

При необходимости для исследования млечных протоков применяют специальную рентгеноконтрастную методику - дуктографию. При дуктографии обычно вводят 10-20 мл контрастного препарата в отверстие млечного протока. На таких снимках видна древовидная система млечного протока и его разветвлений.

Помимо маммографии, для исследования молочных желез широко используют УЗИ (рис. 12.81), особенно у молодых женщин. УЗИ так же, как и маммографию, выполняют в первую половину цикла (обычно на 8-10-й день). Поле изображения при УЗИ меньше, чем при маммографии, однако этот метод не связан с лучевой нагрузкой, а некоторые мягкотканые структуры при его использовании видны лучше. УЗИ позволяет увидеть кожу, премаммарную жировую клетчатку, железистую ткань, млечные протоки,

структуры стенки грудной клетки, подмышечные лимфатические узлы. УЗИ с цветовым картированием является одним из лучших методов изучения артерий и вен железы, а также васкуляризации железистой ткани. При УЗИ обязательно изучают состояние подмышечных лимфатических узлов и путей лимфооттока.

Альтернативными методами изучения молочных желез являются КТ и МРТ, которые обычно используют по специальным показаниям, для уточнения данных маммографии и УЗИ.

МРТ (рис. 12.82, а), обеспечивая детальную визуализацию жировой и железистой ткани, позволяет хорошо видеть сосуды и млечные протоки. Для выявления патологических очагов в ткани железы при МРТ прибегают к внутривенному введению контрастных средств на основе гадолиния.



Рис. 12.82. Томограммы молочных желез.

а - МРТ; б - КТ. 1 - соски; 2 - зона локализации подмышечных лимфатических узлов; 3 - большая грудная мышца; 4 - фиброзно-глангулярная ткань.

Одним из главных достоинств КТ (рис. 12.82, б) является детальная визуализация ретромаммарного пространства, подмышечных областей, фасций и мышц грудной клетки, ребер.

### **12.8.2. Малый таз (женский)**

В настоящее время для исследования органов женского малого таза наиболее широко используют УЗИ, рентгеновские методики с введением контрастных препаратов в полость матки и маточных труб (гистеросальпингография), МРТ и реже КТ.

Наиболее старым, до сих пор применяемым методом является гистеросальпингография (рис. 12.83), при которой в полость матки вводят небольшое количество рентгеноконтрастного вещества. На серии последовательно выполненных рентгенограмм тень полости матки имеет вид неправильного треугольника, от верхних углов которого начинаются линейные тени маточных труб. При сохранении проходимости последних контрастное вещество с обеих сторон проникает в брюшную полость и располагается там в виде отдельных фрагментов.

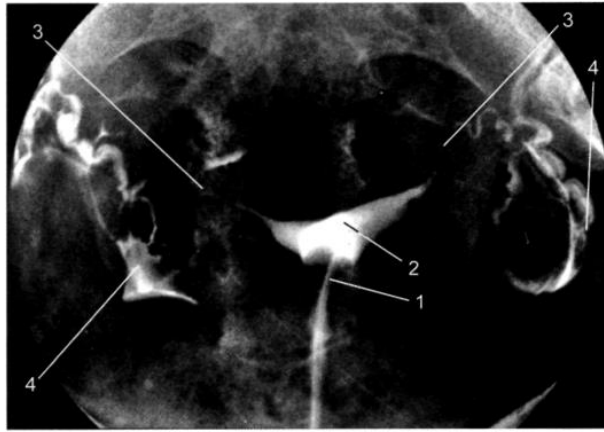
В настоящее время основным методом исследования органов малого таза является УЗИ, в акушерской практике оно практически единственное, поскольку рентгенологические методы исследования, включая КТ, сопряжены с лучевой нагрузкой.

УЗИ органов малого таза выполняют как трансабдоминально с помощью не только обычных датчиков, но и внутриволокнистых (эндовагинальные и эндоректальные). Трансабдоминальное исследование матки и придатков проводят при наполненном мочевом пузыре, что позволяет получить хорошее изображение матки и придатков (рис. 12.84, а). На сонограммах матка имеет грушевидную форму. Размеры и структура органа, размеры полости матки зависят от возраста и фазы цикла. Маточные трубы при трансабдоминальном УЗИ удается увидеть редко.

Яичники при УЗИ определяются в виде округлых образований (рис. 12.84, б), расположенных по бокам матки. Их локализация в полости малого таза переменчива. Размеры яичников зависят от фазы менструального цикла. У женщин репродуктивного возраста внутри яичников хорошо видны фолликулы на разных стадиях их развития.

При КТ малого таза внутренняя структура матки и яичников дифференцируется плохо. В связи с этим использование КТ для исследования органов малого таза является соподчиненным и ее применяют по специальным показаниям (чаще всего для выявления лимфаденопатии).





12.83. Гистеросальпингограмма. Прямая проекция.

1 - катетер в полости матки; 2 - полость матки; 3 - маточная труба; 4 - фрагменты контрастного вещества в брюшной полости.

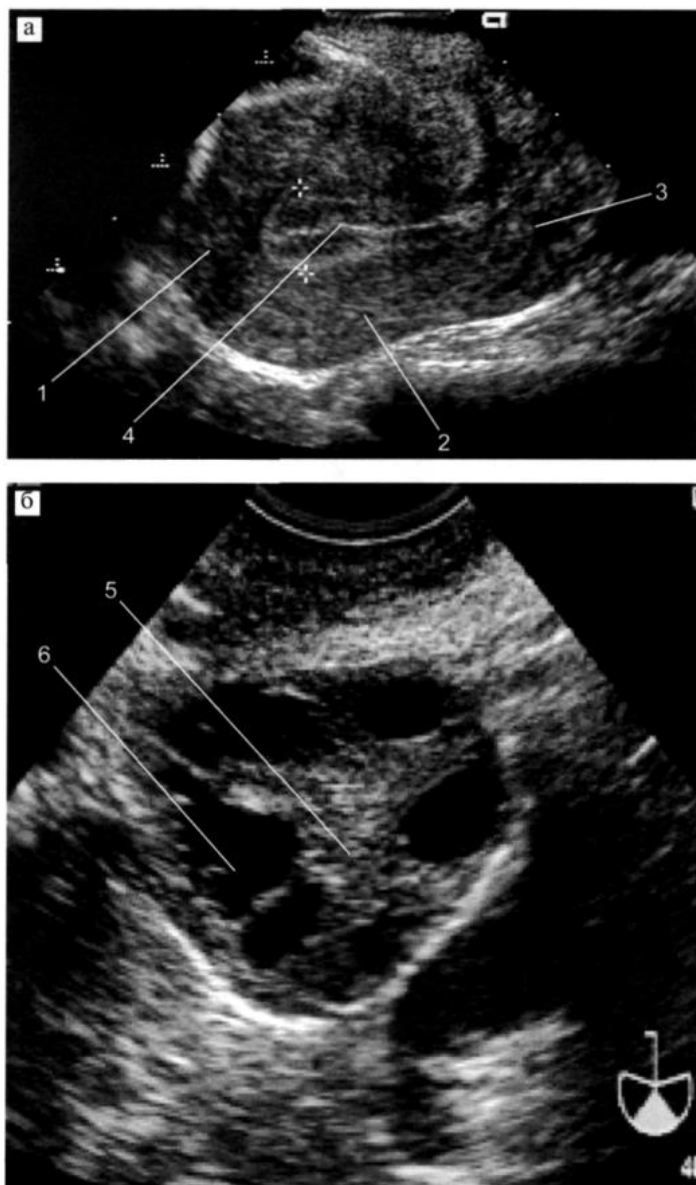
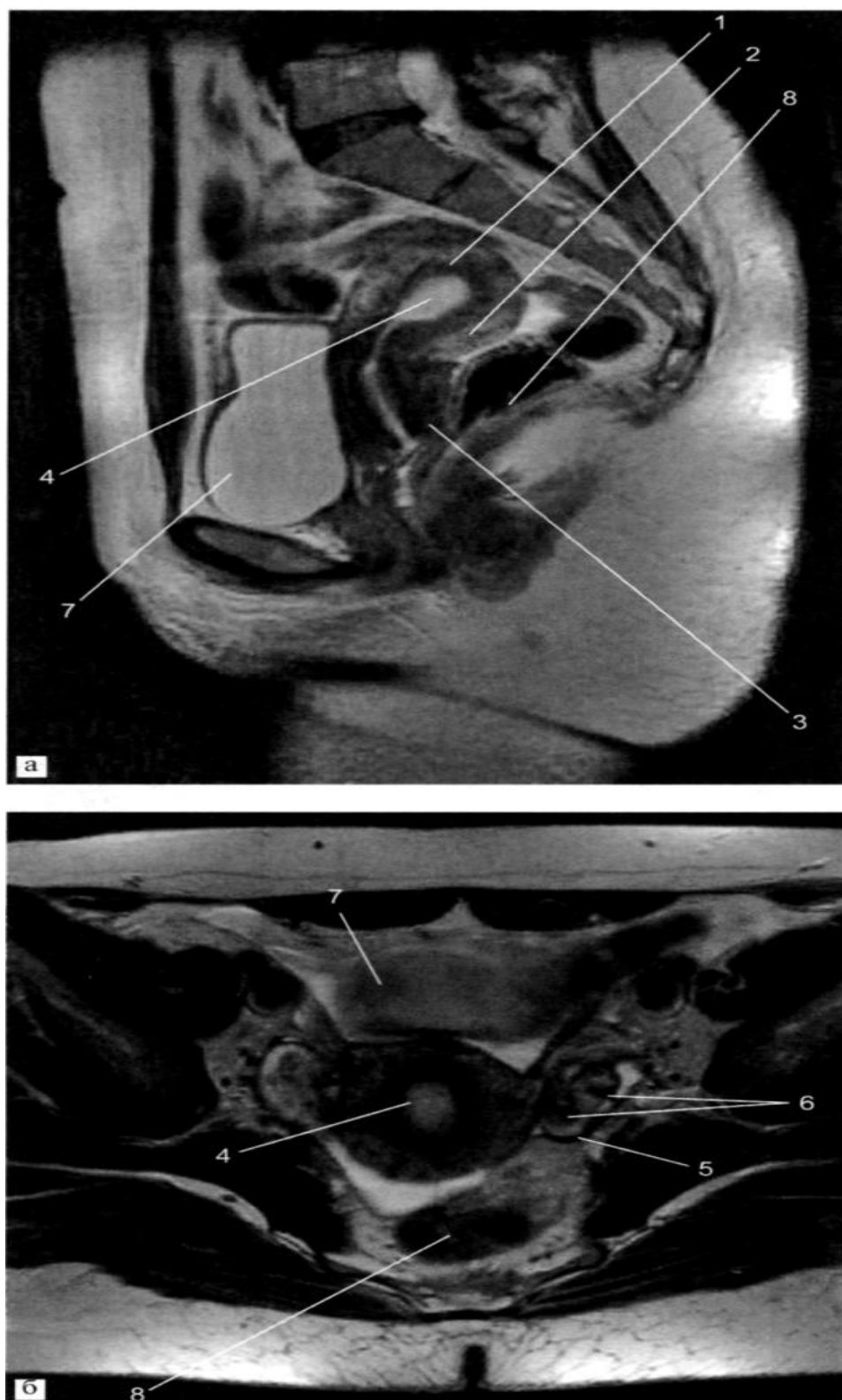


Рис. 12.84. Сонограммы женского малого таза. Чрескожное исследование.

а - матка; б - яичники. 1-дно матки; 2-тело матки; 3 - шейка матки; 4 - полость матки;  
5 - яичник; 6 - фолликулы внутри яичника.

В настоящее время МРТ матки и придатков, которая является очень информативной методикой, широко применяют в гинекологической практике (рис. 12.85).



*Рис. 12.85.* МР-томограммы органов женского малого таза.

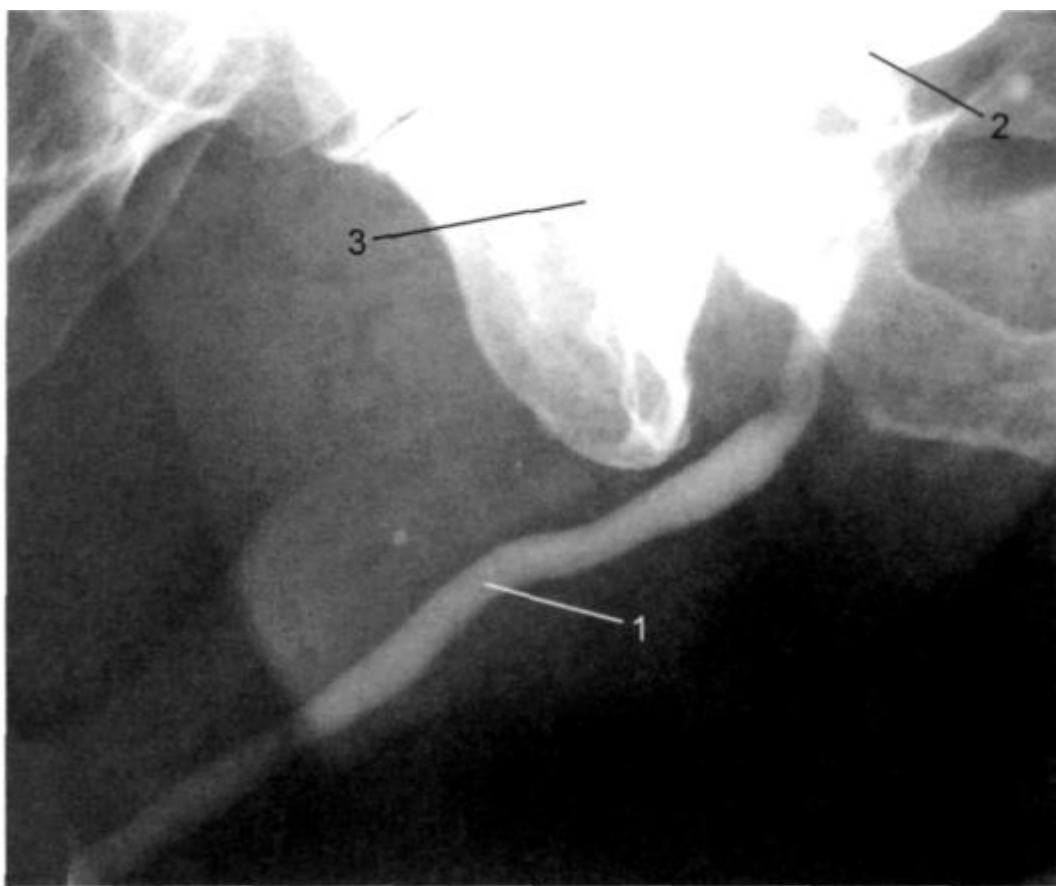
а - центральный сагиттальный срез; б - поперечный срез через тело матки. 1 - дно матки; 2- тело матки; 3 - шейка матки; 4 - полость матки; 5 - левый яичник; 6 - фолликулы внутри яичника; 7 - мочевого пузыря; 8 - прямая кишка.

Этот метод позволяет получать изображения матки и придатков в различных плоскостях (поперечная, фронтальная, сагиттальная). На МР-томограммах благодаря большому полю изображения, хорошему контрастированию и отсутствию артефактов можно детально оценить в различные фазы овуляционного цикла форму, структуру и размеры матки, а также яичников. В яичниках видны фолликулы и функциональные кисты яичников.

Методику МРТ в основном используют в специализированных учреждениях.

### **12.8.3. Малый таз (мужской)**

Для исследования органов мужского таза показаны те же методы лучевой диагностики, что и для женского.

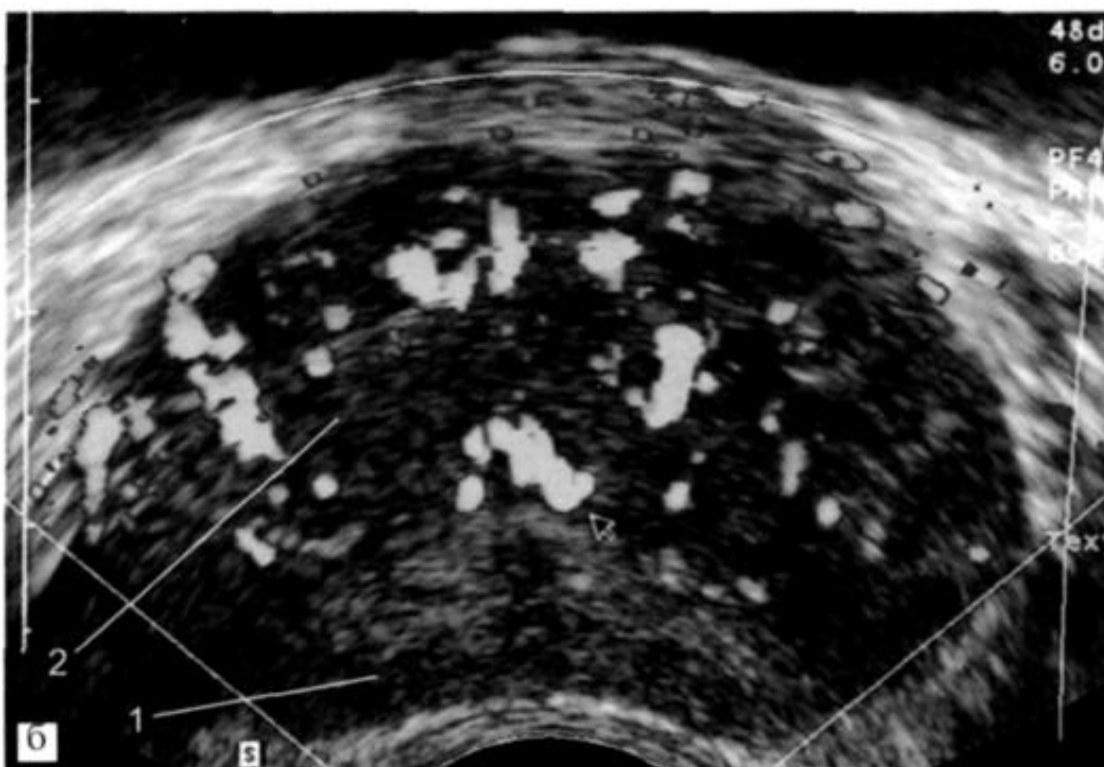
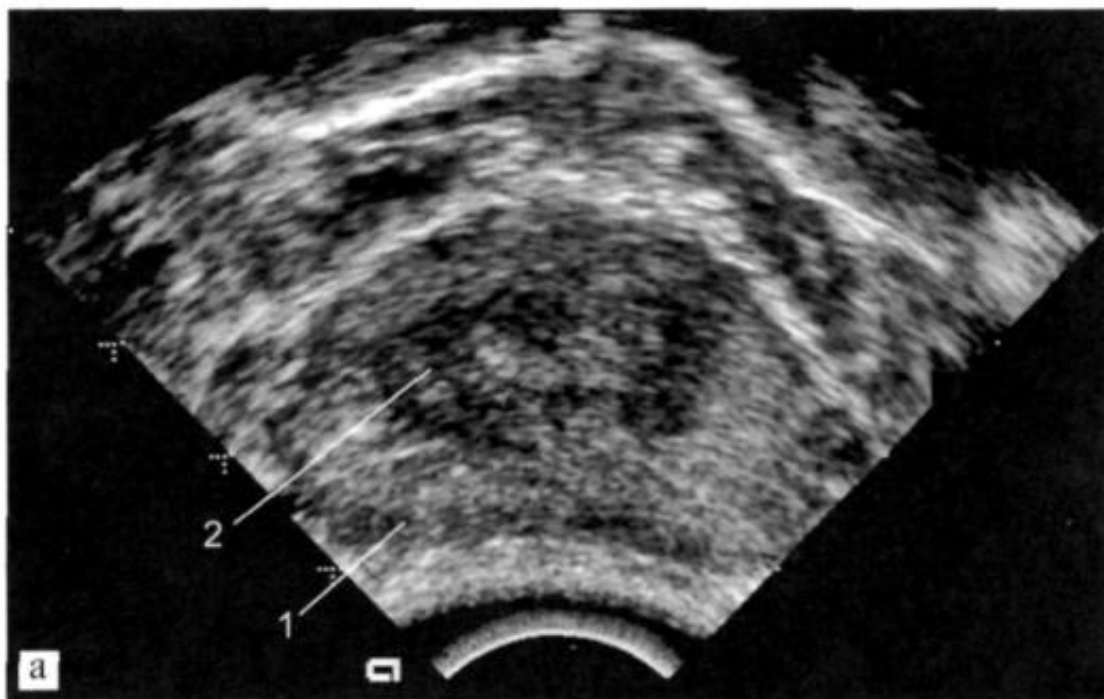


**Рис. 12.86.** Миксионная цистурограмма. Снимок в косой проекции.

1 - уретра; 2 - мочевого пузыря; 3 - седалищная кость.

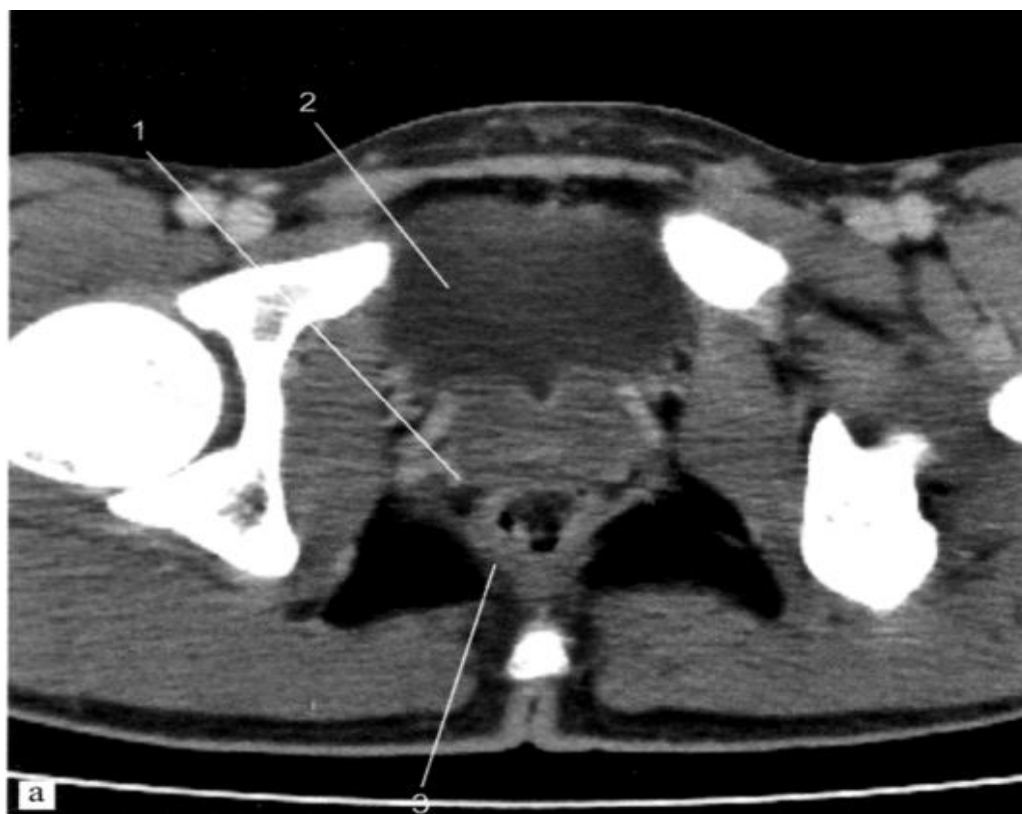
С помощью рентгенографии органы мужского малого таза не визуализируются (можно увидеть только конкременты или кальцификаты), поэтому при исследовании этой области необходимы методы контрастирования.

Так, при применении ретроградной уретрографии получают изображения мочеиспускательного канала (рис. 12.86). При ретроградной цистографии, когда контрастное вещество вводят через катетер в мочевой пузырь, или экскреторной, являющейся одним из этапов урографии, на рентгеновских снимках отчетливо видны форма и размеры мочевого пузыря, заполненного контрастным веществом.



*Рис. 12.87.* Сонограммы простаты.

а - изображение, полученное с помощью трансректального доступа; б - цветное картирование кровотока в железе. 1 - периферическая зона железы; 2 - центральная зона.



**Рис. 12.88.** Томограммы органов мужского малого таза.

а - КТ. Срез на уровне простаты. Нативная фаза исследования; б - КТ. Отсроченное исследование после внутривенного введения контрастного вещества. 1 - правая доля простаты; 2 - мочевого пузыря; 2а - мочевого пузыря с контрастированным содержимым; 3 - прямая кишка; 4 - центральная зона простаты; 5 - левые семенные пузырьки; б - уретра.

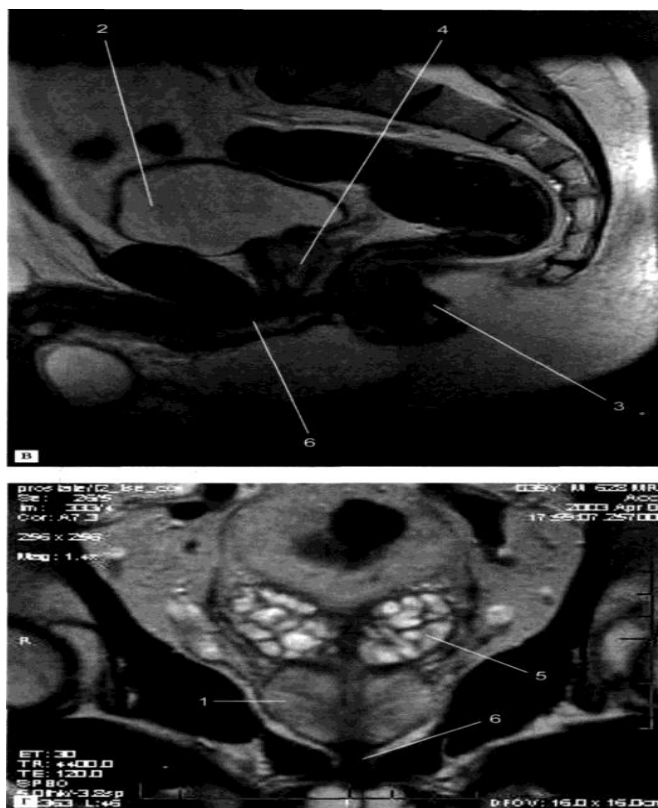
На его фоне иногда удается увидеть предстательную железу в виде «дефекта заполнения» при ее увеличении.

Основными лучевыми методами исследования органов мужского малого таза являются УЗИ (чаще всего), МРТ и КТ. Наполненный мочевой пузырь можно детально исследовать с помощью обычного трансабдоминального УЗИ.

Для исследования простаты наиболее распространенной методикой является трансректальное УЗИ, для чего используют специальные датчики. Простата, располагаясь позади мочевого пузыря, имеет четкие и ровные контуры (рис. 12.87); эхогенная структура железы слегка неоднородна из-за чередования различных по плотности участков. Во время трансректального исследования определяют участки, подозрительные на наличие патологических изменений, и выполняют прицельную пункционную биопсию под ультразвуковым контролем. Использование доплеровского исследования и цветового картирования дает возможность оценить кровоснабжение железы.

Для исследований мочевого пузыря, простаты, семенных пузырьков, дистальных отделов мочеточников, сосудов и лимфатических узлов малого таза, помимо УЗИ, используют МРТ и КТ.

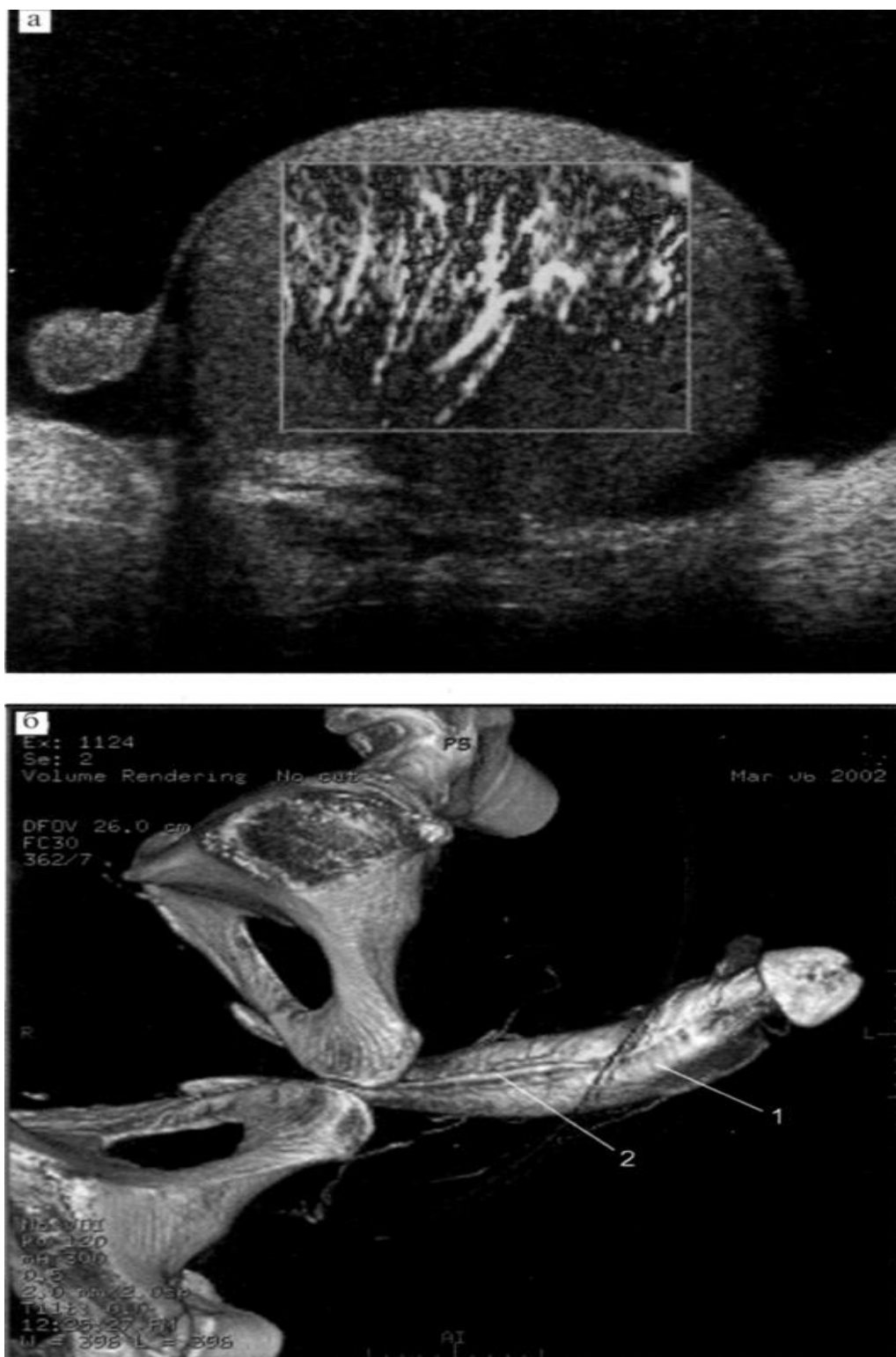
При КТ внутренняя структура органов мужского малого таза видна недостаточно хорошо (рис. 12.88, а,б). Ее часто применяют для исследований мочевого пузыря (обычно заполненного контрастным веществом) и лимфатических узлов малого таза и реже - простаты и семенных пузырьков.



*Рис. 12.88. Продолжение*

в - МРТ. Центральный сагиттальный срез; г-МРТ. Фронтальный срез через простату. Обозначения те же, что и на рис. 12.88, а, б.

На МРТ простата и семенные пузырьки видны гораздо лучше (рис. 12.88, в, г). Так, простаты визуализируется как овальное или грушевидное образование, в котором можно различить центральную и периферическую зону на основании того,



**Рис. 12.89.** Лучевое исследование наружных половых органов мужчины.

а - сонограмма яичка с цветовым картированием сигнала от кровотока (прямоугольная зона интереса); б - КТ полового члена. Трехмерная реконструкция в фазу контрастирования пещеристых тел и вен: 1 - пещеристые тела; 2 - вены тыла полового члена.

что они имеют разную интенсивность сигнала. Хорошо визуализируются семенные пузырьки, видимые как парные гроздевидные структуры, заполненные жидкостью. При исследованиях мочевого пузыря хорошо видна его полость, места впадения мочеточников. Кроме того, можно оценить толщину и структуру его стенок. То же самое относится к наружным половым органам. Исследование пещеристых и губчатых тел, яичек и их придатков, семенных канатиков обычно выполняют с помощью УЗИ (рис. 12.89, а) или МРТ. Методика внутривенного контрастирования этих тел позволяет получать трехмерные изображения исследуемого органа с помощью КТ (рис. 12.89, б) или МРТ.

Таким образом, знание физических основ методов лучевой диагностики и нормальной лучевой анатомии помогает правильно выбрать тактику диагностического обследования пациента и отличить на полученных изображениях патологические изменения от вариантов нормальной анатомии.

### **ГЛАВА 13. РАДИАЦИОННАЯ БЕЗОПАСНОСТЬ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ЛУЧЕВЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ**

Лучевая диагностика основана на использовании как ионизирующего, так и неионизирующего излучения.

Неионизирующее излучение (МРТ, УЗИ) обладает низкой энергией (диапазон ультразвуковых волн и радиоволн) и его биологическое действие столь ничтожно, что им можно пренебречь. В любом случае опасность лучевых поражений при применении неионизирующего излучения отсутствует.

Ионизирующими называют все излучения, которые при взаимодействии со средой, в том числе и с тканями живого организма, превращают нейтральные атомы в ионы - частицы, несущие положительные или отрицательные заряды. Выделяют два класса ионизирующих излучений:

- *квантовое*, или фотонное, излучение (рентгеновское, или у-излучение);
- *корпускулярное* излучение заряженных (α, электроны, протоны) или незаряженных (нейтроны) частиц.

Под влиянием ионизирующего излучения происходит ионизация молекул клеток живых организмов, что может приводить к потенциально вредным последствиям для структуры клеток, метаболизма и функционирования тканей, органов и организма в целом.

Лучевые методы диагностики, использующие источники ионизирующего излучения (рентгеновское излучение, радиоактивные препараты), связаны с определенным риском нежелательных эффектов, вызываемых излучением. При значительной дозе ионизирующей радиации в организме могут возникнуть лучевые повреждения.

Лучевые повреждения подразделяют на генетические и соматические: генетические проявляются у потомков облученных лиц по истечении значительного периода времени, а соматические - непосредственно у лиц, подвергшихся действию радиации. Эти повреждения могут наступить остро или появиться в отдаленном периоде.



При исправном медицинском оборудовании и методически правильном проведении исследований развитие повреждающего действия ионизирующего излучения практически невозможно. Наибольшей лучевой нагрузкой обладают рентгенологические исследования, связанные с методикой рентгеноскопии, т. е. с длительным включением рентгеновской трубки во время исследования. К таким исследованиям относят исследование пищевода и желудка с бариевой смесью, ирригоскопию, сопоставление отломков костей при переломах, локализацию и удаление инородных тел под экраном аппарата, ангиографию др.

При этом лучевая нагрузка на пациента зависит от многих факторов: это вид излучения и его энергия, длительность воздействия, частота облучений, различная чувствительность тканей к излучению, возраст пациентов, наличие сопутствующих заболеваний и ряд других параметров. В связи с этим все методики, обладающие повышенной вероятностью облучения пациента, назначают с особой тщательностью и только в том случае, если их нельзя заменить другими видами. Исследования детей и беременных проводят, как правило, только по жизненным показаниям.

Учитывая эти факторы, существует правовая регуляция, что врач-рентгенолог, к которому направлен больной с недостаточно обоснованными показаниями к подобным процедурам, может и должен отказать в исследовании и назначить другое, менее опасное.

Для контроля за лучевой нагрузкой на пациента в специальную карточку заносят данные о виде исследования и количестве облучения, полученного при этом. Для защиты медицинского персонала, постоянно работающего в сфере ионизирующей радиации, применяют средства индивидуальной и групповой защиты, обучают медперсонал сокращению длительности процедуры, а также проводят *индивидуальную дозиметрию*.

Дозиметрией называют методы регистрации и количественного определения величины поглощенной энергии. Ее основным понятием является «доза излучения».

Доза излучения - это величина энергии, поглощенной единицей массы облучаемого вещества.

Для характеристики источника рентгеновского и  $\gamma$ -излучения введено понятие «доза». Различают поглощенную, эквивалентную и эффективную дозы.

*Поглощенная доза (D)* служит для оценки энергии, переданной облучаемому объекту и приходящейся на единицу массы вещества этого объекта. Единицей поглощенной дозы является 1 Грей (Гр). При поглощении дозы 1 Гр облучаемому веществу массой в 1 кг передается энергия величиной 1 Дж, соответственно  $1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж/кг}$ .

*Эквивалентная доза (H)* обозначает поглощенную дозу в органе или ткани, умноженную на соответствующий взвешивающий коэффициент для данного вида излучения (для рентгеновского и  $\gamma$ -излучения он равен 1). Единицей эквивалентной дозы является зиверт (Зв), а ранее использовали единицу - биологический эквивалент рентгена - бэр ( $100 \text{ бэр} = 1 \text{ Зв}$ ).

*Эффективная доза (E)* - величина, которая отражает степень риска развития последствий облучения органов и тканей человека с учетом их радиочувствительности и представляет собой сумму произведений эквивалентной дозы H в органах и тканях на

соответствующие взвешивающие коэффициенты, свидетельствующие о радиочувствительности. Единицей эффективной дозы также является зиверт. Именно эффективная доза является величиной, наиболее часто используемой в практике лучевой диагностики. При диагностических процедурах пациенты получают значительно меньшие дозы, измеряемые в миллизивертах (мЗв) и микрозивертах (мкЗв).

Следует отметить, что потенциальный риск нежелательного воздействия небольших доз радиации очень трудно доказать и документировать, поскольку он очень мал и имеет вероятностный характер. Причиненный слабым излучением вред практически невозможно отделить от воздействия других факторов окружающей среды, питания, сопутствующих заболеваний, географического расположения территории. Говоря о вероятности развития злокачественных заболеваний, считается, что доза в 1 Зв (1000 мЗв) приводит к увеличению риска на 4%. Этот риск очень мал. Так, например, относительный риск смерти с вероятностью один к миллиону может быть связан со следующими факторами:

- выкуривание 1,5 сигареты (риск онкологического заболевания);
- поездка в автомобиле на расстояние 80 км (риск смерти в аварии);
- полет в самолете на расстояние 3500 км (риск смерти в катастрофе);

• лучевая нагрузка 1 мЗв (риск онкологического заболевания). Проблемы радиационной безопасности пациентов и медицинского персонала, проводящего такие исследования, хорошо изучены. Меры предосторожности по защите от радиационных поражений и осложнений должны неукоснительно соблюдаться. Вместе с тем опасности, связанные с использованием ионизирующих лучевых методов диагностики, нередко преувеличивают, что приводит к необоснованным отказам от исследования.

Поскольку поражения от малых доз имеют стохастический характер, для защиты от излучения прежде всего необходимо устранить или уменьшить до наименее возможного уровня его дозу, однако доза излучения должна быть достаточной для получения высококачественных изображений, иначе исследование теряет смысл. Всегда необходимо следовать одному из основных правил лучевой диагностики, которое гласит, что любые исследования должны проводиться только по строгим показаниям. Следует придерживаться концепции «польза исследования - риск нежелательных побочных эффектов».

*Радиационная безопасность* лучевой диагностики представляет собой комплекс санитарно-технических и специальных медицинских мероприятий, направленных на защиту здоровья населения и персонала от ионизирующего излучения.

В Российской Федерации существует хорошо организованная система контроля радиационной безопасности.

Уровни облучения персонала отделений лучевой диагностики не должны превышать 20 мЗв в год. Для лиц из населения, оказывающихся рядом с кабинетами лучевой диагностики или оказывающих помощь при исследованиях (сопровождение пациентов), доза облучения не должна превышать 5 мЗв в год.

Нормы облучения пациентов при диагностических и лечебных процедурах в упомянутых документах не определены, однако ведутся работы по установлению верхних границ индивидуальных доз. Так, согласно методическим рекомендациям для медицинских учреждений г. Москвы предусмотрены следующие контрольные уровни эффективной дозы облучения: 150 мЗв в год для пациентов категории АД (лица, имеющие онкологическое заболевание, подозрение на него, проведение диагностики по жизненным показаниям); 15 мЗв в год для пациентов категории БД (проведение рентгеновских исследований с диагностической целью при неонкологических заболеваниях) и 1,5 мЗв в год для категории ВД (проведение профилактических исследований). В медицинской карте или истории болезни пациента должен быть суммарный учет доз облучения, полученных пациентом при различных диагностических процедурах.

*Защита от действия ионизирующей радиации* является одним из важных направлений деятельности врача-рентгенолога и руководителя отделения или службы. Эта деятельность предусматривает защиту от ионизирующего излучения для пациентов и медицинского персонала. Основными принципами радиационной защиты *пациентов* являются:

- проведение исследований по строгим показаниям;
- исключение дублирующих друг друга повторных исследований, преемственность результатов исследований между медицинскими учреждениями;
- высокая квалификация персонала, проводящего исследования;
- использование исправного диагностического оборудования, оптимальных протоколов исследования, регулярный контроль качества работы оборудования и его безопасности;
- применение индивидуальных средств защиты для участков тела, находящихся вне зоны облучения (в особенности это относится к таким органам, как гонады, щитовидная железа, молочная железа, хрусталик);
- правильное позиционирование пациентов, ограничение зоны облучения и времени воздействия излучения.

Персонал, работающий в отделениях лучевой диагностики, редко подвергается прямому воздействию радиации (например, если руки врача находятся в зоне облучения при пальпации). На персонал воздействует вторичное излучение, которое образуется в связи с рассеянием прямого пучка, проходящего через тело пациента и элементы конструкции оборудования. Интенсивность такого вторичного излучения в 100-1000 раз меньше, чем первичного, но оно распространяется во всех направлениях, не ограничиваясь зоной исследования.

Защита *персонала* отделений лучевой диагностики, имеющих допуск к работе с источниками ионизирующей радиации, обеспечивается следующими факторами:

- использованием средств радиационной защиты (ширмы, экраны), в том числе индивидуальных (очки, перчатки, фартуки и пр.);
- специальной планировкой и защитой кабинетов рентгенодиагностики и пультовых;

- постоянным обучением персонала правилам и принципам соблюдения радиационной безопасности;
- допуском к самостоятельной работе только сертифицированных врачей-радиологов и рентгенолаборантов;
- проведением регулярного радиационного и дозиметрического контроля.

Современное медицинское диагностическое оборудование, особенно цифровое, позволяет значительно снизить лучевые нагрузки на пациента и персонал. Специальные устройства и программы позволяют минимизировать дозу облучения в зависимости от вида исследования и особенностей пациента (возраст, пол, масса тела).

## **ГЛАВА 14. ОРГАНИЗАЦИЯ РАБОТЫ ОТДЕЛЕНИЙ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ**

Структура отделения лучевой диагностики в первую очередь определяется типом лечебно-диагностического учреждения, в состав которого оно входит, и парком имеющегося оборудования.

В РФ существуют нормативные документы, в которых даны рекомендации по штатному расписанию, временным нормативам и организации работы кабинетов и отделений лучевой диагностики.

В штат отделений входят врачи-рентгенологи, средние медицинские работники - рентгенолаборанты, младший медицинский персонал, вспомогательный персонал (секретари, регистраторы); а в состав отделений - представители инженерно-технических служб, обеспечивающие работу оборудования, его обслуживание и дозиметрический контроль.

Современные цифровые технологии и принятие единого стандарта передачи данных радиологических методов (DICOM 3.0) позволяют интегрировать все получаемые в различных диагностических кабинетах изображения в единую сеть. Это дает возможность передать данные от одного рабочего места врача-радиолога к другому, во внутренние и внешние компьютерные сети, включая выход в Интернет. Подобная система передачи информации позволяет оптимизировать сложные методы обработки и анализа данных на специализированных компьютерных станциях, а также хранить данные в едином архиве. Подобные компьютерные комплексы называют системами архивирования и передачи изображений (английская аббревиатура PACS - Picture Archiving and Communications Systems).

Длительное хранение изображений осуществляется либо в виде «твердых копий» - рентгеновские или мультимедийные пленки, отпечатки на бумаге, - либо в цифровой форме на компьютерных носителях различных видов.

В Российской Федерации в настоящее время не определены единые требования к хранению диагностической информации, поэтому каждое лечебное учреждение определяет собственные правила для хранения изображений.

Отделения и кабинеты лучевой диагностики выполняют важнейшую медицинскую роль - осуществляют диагностику различных заболеваний по направлениям и запросам лечащих врачей, отделений, лечебных учреждений. Это очень важная задача, так как в современной медицине более чем в 90% случаев окончательный диагноз формируется именно на основании данных методов лучевой диагностики.

Заявку на лучевое исследование от лечащего врача можно рассматривать как обращение к специалистам по лучевой диагностике с просьбой помочь решить ту или иную диагностическую проблему. Врачи лучевой диагностики, владеющие информацией о возможностях всех диагностических методов, играют активную роль в формировании плана диагностического обследования пациента. Они должны оценивать целесообразность направления на исследование, могут предложить другой метод, если он является более информативным, определить методику исследования, а также контролировать безопасность пациентов и вести учет лучевой нагрузки.

Важнейшим документом, в котором изложены результаты любого диагностического исследования, является его описание, которое должно заканчиваться заключением. Описания с заключениями являются частью истории болезни или амбулаторной карты пациента и в обязательном порядке подлежат длительному хранению. Копии заключений (желательно вместе с изображениями) хранят в отделении лучевой диагностики.

Исследование должно быть описано четко, доступным языком, при этом должна исключаться возможность неправильного толкования его содержания. Оно должно быть понятным любому врачу, а не только специалисту в лучевой диагностике. Описание обязательно должно заканчиваться заключением, в котором приведены диагностические выводы, суммирующие результаты исследования. В описании и заключении должны содержаться ответ на вопрос, по поводу которого пациент был направлен на исследование, а также, если это необходимо, рекомендации по дальнейшему обследованию пациента. Бывают случаи, когда после обследования диагноз остается неясным. Это должно быть точно отражено в заключении. Врач, пишущий заключение, обозначает в нем круг диагностического поиска, перечислив патологии, которые могут дать подобную радиологическую картину, и рекомендует использовать другие методы диагностики для уточнения диагноза. Такой подход позволяет избежать ошибок.

Исследования делят на плановые и экстренные. В последнем случае (обычно такая ситуация возникает, когда имеется серьезная опасность для жизни и здоровья больного) исследование должно быть выполнено в кратчайшие сроки для постановки правильного диагноза и незамедлительного начала лечения. В качестве примера, можно привести клинические ситуации травматических переломов костей скелета, острой потери сознания (дифференциальный диагноз нарушения мозгового кровообращения, кровоизлияния в головной мозг, опухоли), острой боли в грудной клетке (подозрение на расслаивающую аневризму аорты), тяжелой травмы брюшной полости (подозрение на разрыв внутренних органов с кровотечением) и др. По этой причине во многих лечебно-профилактических учреждениях имеются многопрофильные диагностические отделения, а часть служб лучевой диагностики работает 24 часа в сутки. В специализированных учреждениях

(например, хирургические, кардиологические) даже такие сложные приборы, как ангиографические установки или компьютерные томографы, работают круглосуточно.

Правильная организация работы отделений лучевой диагностики, налаженная система хранения и передачи диагностической информации играют существенную роль в постановке правильного диагноза, выборе адекватного метода лечения и дальнейшем наблюдении за пациентом.

## РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА

*Алехин М. И., Седов В. П.* Допплерография.- М, 1987.

*Аляев Ю. Г., Сеницын В. Е., Григорьев Н. А.* Магнитно-резонансная томография в диагностике урологических заболеваний.- М.: Практическая медицина, 2005.-271 с.

*Ананьева Н. И., Трофимова Т. Н.* КТ- и МР-диагностика острых ишемических инсультов. - СПб.: Издательский дом Санкт-Петербургской медицинской академии последипломного образования, 2005.- 136 с.

*Антонович В. Б.* Рентгенодиагностика заболеваний пищевода, желудка, кишечника.- М.: Медицина, 1987.

*Беленков Ю. Н., Терновой С. К., Сеницын В. Е.* Магнитно-резонансная томография сердца и сосудов.- М.: ВИДАР, 1997.

*Беличенко О. И., Дадвани С. А., Абрамова Н. Н., Терновой С. К.* Магнитно-резонансная томография в диагностике цереброваскулярных заболеваний.-М.: ВИДАР, 1998.

*Васильев А. Ю., Витысо Н. К.* Компьютерная томография в диагностике дегенеративных изменений позвоночника,- М.: ВИДАР, 2000.

*Введение в современную томографию/Под ред. К. С. Тернового, М. В. Синькова.- Киев: Наукова думка, 1983.*

*Крестин Г. П., Чойке П. Л.* Острый живот: Визуализационные методы диагностики.- М.: ГЭОТАР-Мед., 2001.

*Габуня Р. И., Колесникова Е. К.* Компьютерная томография в клинической диагностике: Руководство для врачей.- М.: Медицина, 1996.

*Дадвани С. А., Терновой С. К., Сеницын В. Е., Артюхина Е. Г.* Неинвазивные методы диагностики в хирургии брюшной аорты и артерий нижних конечностей.- М.: ВИДАР, 2000.

*Домбровский В. И.* Магнитно-резонансная томография в диагностике опухолей и других заболеваний почек. МРТпатоморфологическое сопоставление: Атлас- М.: ВИДАР, 2003.

*Жарков П. Л.* Остеохондроз и другие дистрофические изменения позвоночника у взрослых и детей.- М.: Медицина, 1994.

*Ишмухамедов Л. И., Шарифуллин Ф. А.* Радионуклидная и компьютерно-томографическая диагностика при неотложных состояниях.- М., 1993.

*Ищенко Б. И., Бисенков Л. Н., Тюрин И. Е.* Лучевая диагностика для торакальных хирургов.-СПб., 2001.

*Календер В.* Компьютерная томография. Техносфера.- М., 2006.

*Камалов И. И.* Рентгенодиагностика закрытой позвоночно-спинальной травмы и ее последствий.- Казань: Изд-во Казанского ун-та, 1992.

*Кармазановский Г. Г., Федоров В. Д.* Компьютерная томография поджелудочной железы и органов брюшинного пространства.- М.: Русский врач, 2002.

*Кармазановский Г. Г., Федоров В. Д., Шипулева И. В.* Спиральная компьютерная томография в хирургической гепатологии.- М.: Русский врач, 2000.

*Комаров Ф. И., Вязицкий П. О., Селезнев Ю. К. и др.* Комплексная лучевая диагностика заболеваний органов брюшной полости и брюшинного пространства.- М.: Медицина, 1993.

*Компьютерная томография и магнитно-резонансная томография брюшной полости - на компакт-диске/Под ред. С. К. Тернового, В. Е. Синицына. - М., 2000.*

*Коновалов А. М., Корниенко В. Н., Озерова В. И., Пронин И. Н.* Нейрорентгенология детского возраста.- М.: Антидор, 2001.

*Коновалов А. М., Корниенко В. П., Пронин И. Н.* Магнитно-резонансная томография в нейрохирургии.- М.: ВИДАР, 1997.

*Корженкова Г. П.* Комплексная рентгеносонографическая диагностика заболеваний молочной железы.- М.: ООО «Фирма СТРОМ», 2004.- 128 с.

*Корниенко В. Н., Васин И. Я., Кузьменко В. А.* Компьютерная томография в диагностике черепно-мозговых травм. М.: Медицина, 1987.

*Королюк И. П.* Рентгеноанатомический атлас скелета. (Норма, варианты, ошибки, интерпретации).-М.: ВИДАР, 1997.

*Крестин Г. П., Чойке П. Л.* Острый живот: Визуализационные методы диагностики.- М.: ГЭОТАР-Мед., 2001.

*Лагунова И. Г.* Рентгеноанатомия скелета.-М.: Медицина, 1981.

*Линденбратен Л. Д. и др.* Маммография (учебный атлас).- М.: ВИДАР, 1997.

*Линденбратен Л. Д.* Очерки истории российской рентгенологии.- М.: ВИДАР, 1995.

*Линденбратен Л. Д., Королюк И. П.* Медицинская радиология (основы лучевой диагностики и лучевой терапии).- М.: Медицина, 2002. - 672 с.

*Лучевая анатомия человека/Под ред. Т. Н. Трофимовой. - СПб.: Издательский дом Санкт-Петербургской медицинской академии последипломного образования, 2005.-496 с.*

*Лучевая терапия злокачественных опухолей: Руководство для врачей/Под ред. Е. С. Киселевой.- М.: Медицина, 1996.*

*Майкова-Строганова В. С, Рохлин Д. Г.* Кости и суставы в рентгеновском изображении. Голова, конечности.- М.: Медгиз, 1955.

*Майкова-Строганова В. С, Финкельштейн М. А.* Кости и суставы в рентгеновском изображении. Туловище.-Л.: Медгиз, 1952.

*Медицинская рентгенология: Технические аспекты. Клинические материалы. Радиационная безопасность/Под ред. Р. В. Ставицкого.- М.: МНПИ, 2003.*

*Минько Б. А., Пручанский В. С, Кушнеров И. С, Костенников И. А.* Комплексная лучевая диагностика новообразований ободочной и прямой кишки и их осложнений. СПб.: Издательский дом Санкт-Петербургской медицинской академии последипломного образования, 2005.- 163 с.

*Митьков В. В.* Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике.- М.: ВИДАР, 1997.-Т. 1-5.

*Мишкинис Б. Я., Чикурдин Э. Г., Мишкинис А. Я.* Контроль качества рентгенодиагностического процесса.-М.: Медицина, 1991.

*Неотложная лучевая диагностика механических повреждений/Под ред. В. М. Черемисина, Б. И. Ищенко.- СПб.: Гиппократ, 2003.*

*Общее руководство по радиологии/Под ред. Н. Petterson (NICER): 1995. В 2-х т. Русск. изд.- М.: РА «Спас», 1996.*

*Паршин В. С, Цыб А. Ф., Масита С. Я.* Рак щитовидной железы. Ультразвуковая диагностика. Клинический атлас- Обнинск, 2002.

*Перельман М. И., Терновой С. К.* Спиральная компьютерная томография в диагностике туберкулеза легких.- М.: ВИДАР, 1998.

*Позмогов А. И., Терновой С. К., Бабий Я. С, Лепихин Н. М.* Томография грудной клетки.-Киев: Здоровья, 1992.

*Портной Л. М.* Современная лучевая диагностика в гастроэнтерологии и гастроэнтероонкологии.-М.: ВИДАР, 2001.

*Рабкин И. Х., Акпербеков А. А.* Рентгенодиагностика заболеваний и повреждений диафрагмы.-М.: Медицина, 1973.

*Рабухина Н. А., Чупрынина Н. М.* Рентгенодиагностика заболеваний челюстно-лицевой области.-М.: Медицина, 1991.

*Рейнберг С. А.* Рентгенодиагностика заболеваний костей и суставов: В 2-х т. - М.: Медицина, 1974.

*Рентгенодиагностика в педиатрии: Руководство для врачей/Под ред. В. Ф. Баклановой, М. А. Филипкина: В 2-х т.- М.: Медицина, 1988.*

*Ринк П.* Магнитный резонанс в медицине: Учебник.- М.: ГЭОТАР-Мед., 2003.- 248 с.

*Розенитраух Л. С, Виннер Н. Т.* Дифференциальная рентгенодиагностика заболеваний органов дыхания и средостения: В 2-х т.- М.: Медицина, 1991. *Синицын В. Е., Морозов С. П.* Медицина в Интернете.- М.: ВИДАР, 2003.



*Споров О. А.* Рентгено-пульмонология детского возраста.- М., 2001. *Сосудистое и внутриорганное стентирование/Под ред. Л. С. Кокова, С. А. Капранова, Б. И. Долгушина и др.- М.: Грааль, 2003.- 384 с. Тейлор Р. Б.* Трудный диагноз: В 2-х т.- М.: Медицина, 1988.

*Терновой С. К., Араблинский А. В., Сеницын В. Е.* Современная лучевая диагностика заболеваний придаточных пазух носа.- М.: МИОО, 2004. - 92 с.

*Терновой С. К., Сеницын В. Е.* Спиральная компьютерная и электронно-лучевая томография.-М.: ВИДАР, 1998.

*Терновой С. К., Сеницын В. Е., Гагарина Н. В.* Неинвазивная диагностика атеросклероза и кальциноза коронарных артерий. (Спиральная компьютерная томография. Мультиспиральная компьютерная томография. Электронно-лучевая томография).- М.: Атмосфера, 2003.

*Технические средства медицинской интроскопии/Под ред. Б. И. Леонова.- М.: Медицина, 1989.*

*Трофимова Т. Н., Ананьева Н. И., Назинкина Ю. В. и др.* Нейрорадиология.- СПб.: Издательский дом Санкт-Петербургской медицинской академии последипломного образования, 2005. - 288 с.

*Тюрин И. Е.* Компьютерная томография органов грудной полости.-СПб., 2003.

*Харченко В. П., Рожкова И. И.* Лучевая диагностика заболеваний молочной железы, лечение и реабилитация. - Вып. 1-4, 2000.

*Холин А. В.* Анатомия мозга человека в магнитно-резонансном изображении. - СПб.: Издательский дом Санкт-Петербургской медицинской академии последипломного образования, 2005. - 100 с.

*Шнигер Н. У.* Рентгенология прямой и ободочной кишок.- М., 1989.

*Щербатенко М. К., Береснева Э. А.* Неотложная рентгенодиагностика острых заболеваний и повреждений органов брюшной полости,- М.: Медицина, 1977.

*Щетинин В. В., Майстренко Н. А., Егиев В. Н.* Новообразования надпочечников.- М.: Медпрактика, 2002.

*Ультразвуковая диагностика. Допплерография. (практическое руководство на компакт-диске)/Под ред. В. В. Митькова, 1999.*

*Фейгенбаум Х.* Эхокардиография.- М.: ВИДАР, 1999.

*Юдин Л. А., Кондрашин С. А.* Лучевая диагностика заболеваний слюнных желез.- М.: ВИДАР, 1995.