

Компьютерная томография высокого разрешения в оценке заболеваний легких

А.Л. Юдин, Н.И. Афанасьева, Ю.А. Абович, М.Ф. Проскурина,
З.А. Пьянова, М.В. Хрупенкова-Пивень

Кафедра лучевой диагностики РГМУ

В течение двух последних десятилетий компьютерная томография высокого разрешения (КТВР) установилась как совершенная техника для оценки диффузных изменений легочной паренхимы. В наиболее простом варианте КТВР – это методика, которая позволяет комбинировать срезы с коллимацией 0,5–2 мм и алгоритм реконструкции высокого разрешения, что дает возможность получать изображения, отражающие мельчайшие детали легочной ткани.

Основы КТВР были заложены работами японских ученых Н. Itoh, S. Tokunaga, Н. Asamoto, М. Furuta, Y. Funamoto, М. Kitaichi, К. Torizuka, начатыми в 1975 году. Они изучали радиолого-патологические корреляции при выполнении КТВР на мертвом раздутом легком и опубликовали в 1978 году статью, посвященную исследованию мелких узелковых образований в легких [1]. Методика КТВР при диффузных заболеваниях легких была впервые описана в 1982 году радиологами G. Todo et al. из японского университета в Киото на основании исследования 21 пациента с диффузным панбронхиолитом, лимфангитным распространением рака, саркоидозом и туберкулезом [2]. Их статья представляла точное описание связи изменений, выявляемых при КТВР и видимых на гистологических препаратах. Опубликованные материалы, привлекли внимание радиологов, но настоящий подъем интереса к КТВР начался в 1985 году вслед за публикацией статьи E.A. Zerhouni et al. [3] в первом номере *Journal of Thoracic Imaging*. В этой статье исследователи обобщили свой трехлетний опыт использования КТВР. До сегодняшнего дня их данные по интерпретации мельчайших анатомических изменений одновременно с их распределением относительно структур легочной доли и элементов легочного интерстиция остаются основным подходом к дифференци-

альной диагностике диффузных легочных заболеваний.

В 1990 году группа исследователей под руководством радиолога N.L. Müller и патолога R.R. Miller опубликовали в *American Review of Respiratory Disease* материалы, посвященные использованию КТВР при хронических диффузных инфильтративных заболеваниях легких [4, 5]. Интерес к использованию КТВР стремительно увеличивался; два номера *Journal of Thoracic Imaging* в 1993 году были полностью посвящены этой теме [6]. Работы, опубликованные в этих двух журналах, по сей день остаются лучшими по этой проблеме. Среди них следует указать на словарь “Стандартизированных терминов для описания КТВР легких” [7], позже вошедший как иллюстрированный словарь терминов КТВР в руководство по КТВР легких, изданное W.R. Webb, N.L. Müller, D.P. Naidich в 2001 году [8].

В России впервые метод КТВР был представлен в диссертационной работе И.Е. Тюрина в 1996 году [9], затем в публикации В.В. Китаева в журнале “Медицинская визуализация” в 1997 году [10]. Начиная с 1998 года, в российских медицинских журналах появляется большое количество публикаций по использованию КТВР в диагностике различных заболеваний легких, что отражает растущий интерес к данному методу [11–20]. Однако, несмотря на его очевидные преимущества в диагностике заболеваний легких, у него до настоящего времени много противников. Кафедра лучевой диагностики РГМУ является активным сторонником метода КТВР. А.Л. Юдин посвятил использованию КТВР в диагностике заболеваний легких “Мастер-класс”, проведенный в Московском Объединении Медицинских Радиологов в 2003–2004 гг. Многие диссертационные работы, выполняемые на кафедре, также посвящены использованию КТВР в ди-

агностике различных заболеваний легких [21, 22]. В целом же в 2005 году мы отмечали 30 лет с момента первого использования метода.

Технические параметры метода КТВР

Незначительная техническая модификация традиционной компьютерной томографии (КТ), а именно использование тонких срезов, с величиной коллимации 1–2 мм, и жесткого (костного) алгоритма реконструкции дают поразительное повышение пространственного разрешения при исследовании органов с сильным различием в плотности тканей (кости, легкие). Благодаря повышению пространственного разрешения при использовании КТВР для визуализации легких стали доступны оценке мелкие анатомические структуры легочной ткани и такие едва уловимые изменения, как утолщение междольковых перегородок, стенки кист, мелкие узелки, бронхо- и бронхиолоэктазы [23]. Все это значительно повысило возможности КТ в диагностике легочных заболеваний.

С учетом размеров оцениваемых структур исследование должно проводиться с величиной коллимации, соизмеримой с этими размерами. Как показали работы основателей метода, толщина слоя 3 мм и более не дает достаточного пространственного разрешения для анализа строения структур вторичной доли ввиду возникающего эффекта объемного усреднения плотностей. Незначительное изменение плотности и структуры легочной ткани наиболее точно оценивается при величине коллимации 1,0 и 1,5 мм. В то же время уменьшение коллимации менее 1,0 мм не дает улучшения визуализации легочных структур за счет значительного уменьшения соотношения сигнал/шум [8, 24–26]. Таким образом, КТВР проводится с величиной коллимации 1,0; 1,5 и 2,0 мм (рис. 1).

Второй компонент методики – алгоритм высокого пространственного разрешения – подчеркивает границы слабо различимых структур, уменьшает сглаженность изображения, характерную для стандартного или мягкотканного алгоритмов реконструкции. Поскольку первоначально подобный алгоритм реконструкции был предложен для построения изображений костной ткани, его нередко обозначают как “костный” (bone) или детальный (detail) [8]. В современных аппаратах алгоритм реконструкции, предназначенный для исследования грудной клетки (chest) является

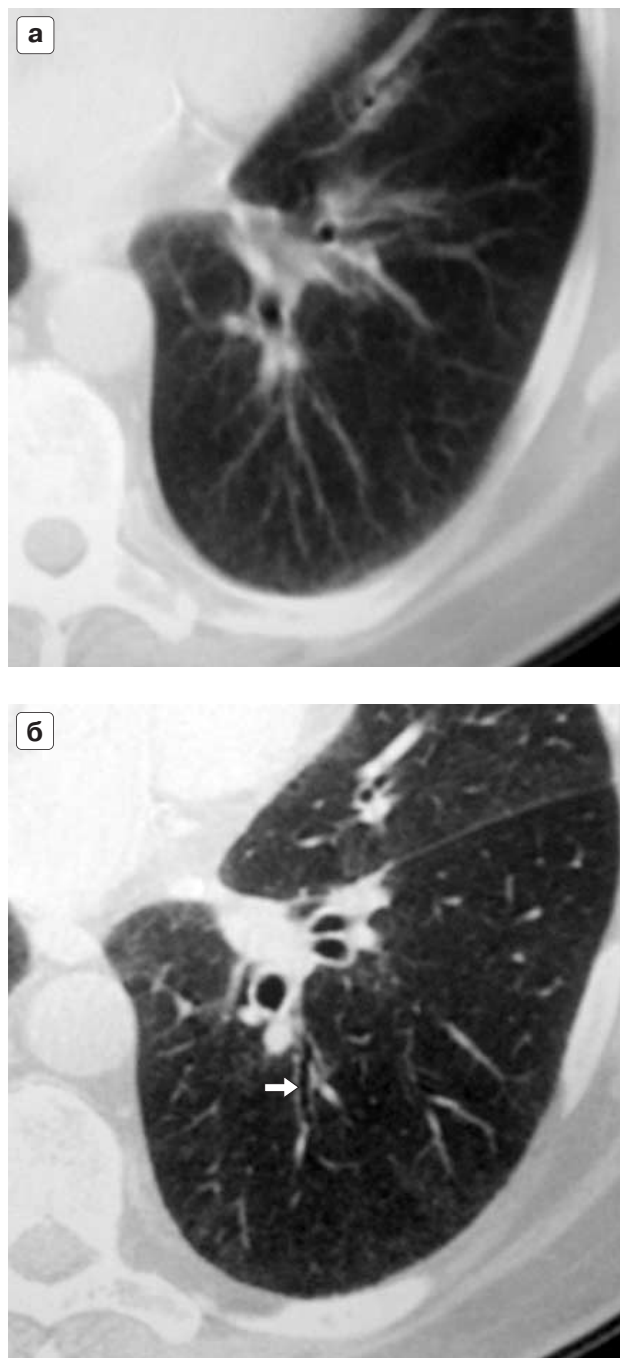


Рис. 1. Фрагменты компьютерной томограммы нижней доли левого легкого у пациента с хроническим бронхитом и цилиндрическими бронхоэктазами. а – стандартная компьютерная томография с толщиной среза 8 мм. Стенки сегментарных бронхов видны неотчетливо, субсегментарные бронхи практически не прослеживаются. б – компьютерная томография высокого разрешения. Отчетливо видны расширенные просветы и утолщенные стенки сегментарных бронхов, цилиндрический бронхоэктаз субсегментарного бронха левого легкого (стрелка).

высокоразрешающим и учитывает особенности, необходимые для построения изображения легочной ткани при проведении КТВР.

Реконструкция изображения предполагает также уменьшение поля зрения до 13–15 см, что значительно повышает пространственное разрешение. Однако, изображение, отражающееся на экране только одно легкое, часто не удовлетворяет исследователя, так как увеличивается количество изображений и соответственно время, которое затрачивается на их просмотр, поэтому радиологи предпочитают поле зрения 23–25 см, позволяющее отразить на экране оба легочных поля, что особенно удобно при двухсторонних процессах [8].

Все эти хитрости, направленные на повышение пространственного разрешения, приводят к повышению зашумленности изображения и искажению денситометрических показателей [23, 26]. Известно, что зашумленность изображения может быть компенсирована увеличением силы тока на трубке. Так, в классическом варианте методика КТВР предполагала высокие значения силы тока на трубке 170–240 мА при напряжении 140 кВ, или более 250 мА при напряжении 120 кВ. Совершенствование компьютерных томографов, повышение скорости вращения трубки и систем цифровой обработки данных дало возможность использовать более низкие значения силы тока и напряжения на трубке. Современная тенденция развития компьютерной томографии направлена на снижение радиационной нагрузки пациентов и использование возможных вариантов низкодозовых техник сканирования.

Поэтому сегодня много публикаций посвящено низкодозовой КТВР. Так, C.V. Zwirowich et al. [27] показали, что КТВР при величине тока 40 мА дает такую же диагностическую информацию о патологических изменениях в легочной ткани, как и при использовании 400 мА, без значительной потери пространственного разрешения или ухудшения качества изображения за счет линейных артефактов. M.M. Ambrosino et al. [28] продемонстрировали на большом материале высокие значения чувствительности и специфичности КТВР, выполненной с 40 и 80 мА, при оценке большинства легочных заболеваний у детей.

H. Rusinek et al. [29] использовали низкодозовую КТВР для первичного скрининга легочных узлов; в их исследовании чувствительность метода была не ниже, чем при стандартной КТВР. Еще несколько исследователей показали, что низкодозовая КТВР грудной клетки

при скрининговых исследованиях не уступает в чувствительности стандартной КТВР в выявлении узловых образований в легких при снижении силы тока на 10–30% [30, 31].

Однако в некоторых статьях было отмечено, что при низкодозовой КТ возрастает процент потенциальных ошибок и вероятность пропустить изменения [27, 32–34]. Другие исследователи приводят данные, что для идентификации изменения плотности по типу “матового стекла” и субплевральных линий необходимо использование силы тока как минимум 160 мА, и что матовое стекло и эмфизема при низкодозовой технике едва видимы [27, 35–37]. Кроме этого, по данным ряда авторов, снижение силы тока на трубке значительно влияет на изображение структур средостения из-за их низкой естественной контрастности [38, 39].

Таким образом, выбор технических параметров исследования – это компромисс между качеством изображения и дозой облучения, который определяется индивидуально каждым врачом на основании опыта, особенностей прибора, анамнеза и конституции пациента.

Методика проведения исследования

Величина интервала между срезами до сих пор остается спорным вопросом при проведении КТВР [5]. По данным разных авторов, при КТВР может выполняться от 1–2 до 6–8 сканов на установленных анатомических уровнях (таких как дуга аорты, бифуркация и сразу над диафрагмой) либо возможно выполнение по одному скану с интервалом 10 мм через все легкое [40]. Целый ряд исследований был посвящен выбору частоты срезов. В статье A.N. Leung et al. [41] сравнивается точность КТВР и традиционного КТ исследования у 75 пациентов с хронической диффузной инфильтративной болезнью легких. Два исследователя интерпретировали три отдельные серии КТ изображений каждого пациента в смешанном порядке. Данные серии включали КТВР сканы на уровне дуги аорты, бифуркации и на один см выше правой половины купола диафрагмы, три 10 мм скана, выполненные на тех же уровнях, и полное традиционное КТ исследование толстыми срезами через все легкие. Точный уверенный диагноз был достигнут в 49% КТВР исследований, 31% исследований на трех уровнях с 10 мм коллимацией и в 43% традиционных КТ исследований. Таким образом, КТВР даже на ограниченном количестве сканов имеет определенные преимущества.

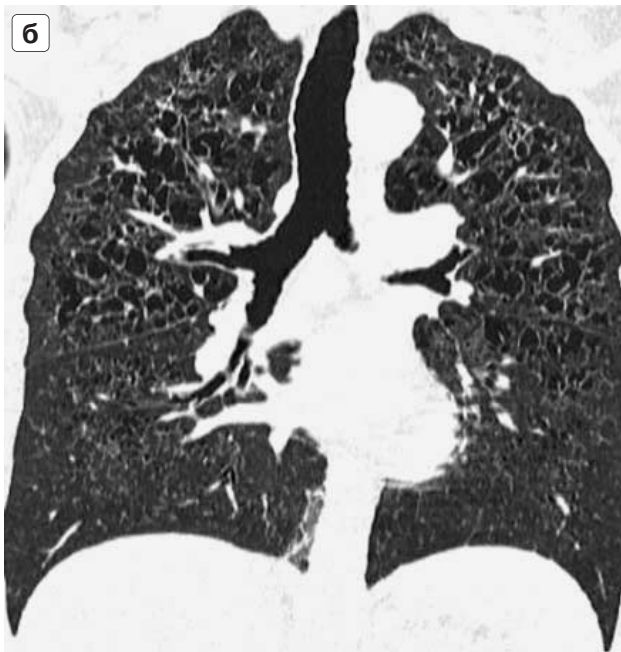
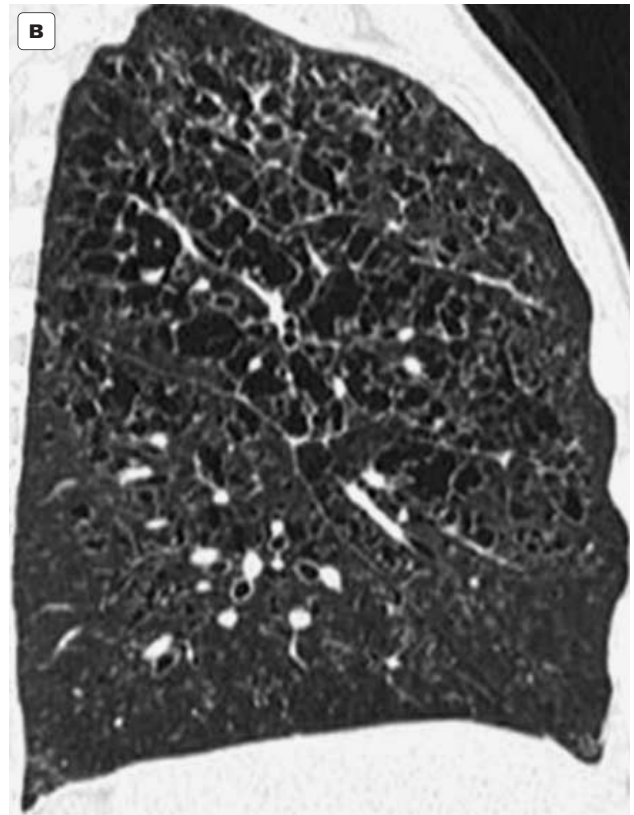
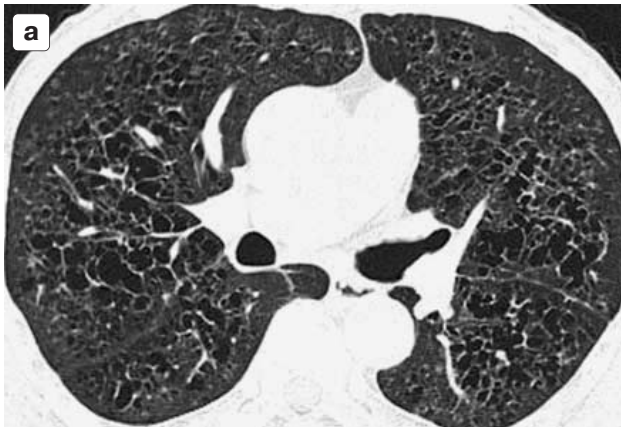


Рис. 2. Мультиспиральная компьютерная томография высокого разрешения у пациента с гистиоцитозом Х. а – аксиальная проекция; б – фронтальная реформация; в – сагиттальная реформация. Качество изображения сопоставимо во всех проекциях.

Е.А. Kazerooni et al. [40] оценивали выраженность и распространение изменений плотности легочной ткани по типу матового стекла и сетчатое уплотнение интерстиция у 25 пациентов с идиопатическим фиброзом. Изменения рассматривались в двух сериях: КТВР, выполненная на трех уровнях, и КТВР, проведенная с 10 мм интервалом через все легкие. Оценка изображений в обеих сериях полностью коррелировала с результатами гистологического исследования образцов, полученных при открытой биопсии легких. С.І. Henschke [42] представил в своей работе методологические аспекты выбора необходимого числа срезов для КТВР, используя простые и доступные данные, которые могут позволить уменьшить число срезов на основании анамнеза, результатов рентгенографии грудной клетки, исследования легочной функции, радиоизотопных исследований и клинических данных.

Подход к вопросу меняется при использовании мультidetекторных томографов, которые за время одной задержки дыхания дают возможность провести исследование всей грудной клетки с толщиной коллимации 1–2 мм и получить изображение всех отделов легочной ткани с качеством КТВР не только в аксиальной, но и в любой другой проекции [43, 44] (рис. 2).

При выполнении одиночных срезов через значительные интервалы возможны неправильная интерпретация точечных изображений мелких сосудов как мелкоочаговых изменений или затруднения при различении мелких сосудов и милиарных узелков. Избежать данной ошибки можно при выполнении серии последовательных тонких срезов с последующим использованием при анализе изображений программы сложения тонких фрагментов (Sliding Thin Slabs, STS) и преобразованием



Рис. 3. Компьютерная томограмма высокого разрешения на уровне сегментарных бронхов нижних долей обеих легких; а – исследование, выполненное на вдохе; б – исследование, выполненное на выдохе. Уменьшение прозрачности легочной ткани на 120 ед. НУ

плотностей по программе “проекция максимальной интенсивности” (Maximum Intensity Projection, MIP) (все вместе – STS MIP). Данная программа при сложении тонких срезов воссоздает нормальную архитектуру сосудов и помогает оценить расположение патологических образований по отношению к ним [45].

Данные виртуальные преобразования изображения делают диагностическую информацию более демонстративной и доступной восприятию. Например, сложение тонких фрагментов с использованием программы “проекция минимальной интенсивности” дает возможность оценить распределение эмфиземы в целом объеме легкого. Данные трехмерные модели используются для количественной оценки эмфиземы [45].

Важным методическим аспектом проведения КТВР является необходимость одновременной оценки экспираторной и инспираторной картины [46–48]. Традиционно исследование выполняется на высоте вдоха. Экспираторное исследование проводится обычно на полном максимальном выдохе, с расстоянием в 2 см между сканами. Плотность нормальной легочной ткани на выдохе равномерно повышается, легкие становятся меньше, задняя стенка трахеи представляется вогнутой по сравнению с прямой или выпуклой ее конфигурацией на вдохе (рис. 3).

В основном КТВР проводится в положении пациента на спине. Однако в некоторых случаях требуется полипозиционное исследование, включающее в себя и дополнительные сканы в положении пациента на животе. Не-

обходимость этого обусловлена снижением прозрачности ниже лежащих отделов легочной паренхимы за счет гипостатического эффекта, который может симулировать начальные проявления фиброза. Мы не раз отмечали, как при повороте пациента на живот гипостатический эффект исчезает, в то время как фиброзные изменения не зависят от перемены положения тела (рис. 4).

Немаловажное значение в методике КТВР имеет правильное документирование результатов исследования. Для сохранения изображения мелких деталей КТВР изображения на пленке должны быть крупнее, чем стандартные КТ изображения. На пленке стандартного формата желательное расположение шести или не более девяти кадров [8].

При КТВР могут формироваться некоторые специфические артефакты, о которых необходимо знать, чтобы избежать ошибок, связанных с интерпретацией изображения. Так, различные движения в процессе сканирования формируют ложные изображения: псевдобронхоэктазы, псевдоматовое стекло и удвоенные междолевые щели [51–53]. Псевдобронхоэктазы появляются из-за движения сосудов в виде двух параллельных изображений одного сосуда, что симулирует тень стенок расширенного бронха. Данный артефакт наиболее част в областях, прилежащих к левому желудочку или к дуге аорты. Дифференциальный диагноз ложных и истинных бронхоэктазов может быть затруднен, так как бронхоэктазы – это чаще фокальные изменения. Однако псевдобронхоэктазы визуализируются обычно только на одной картинке, в то время как истин-

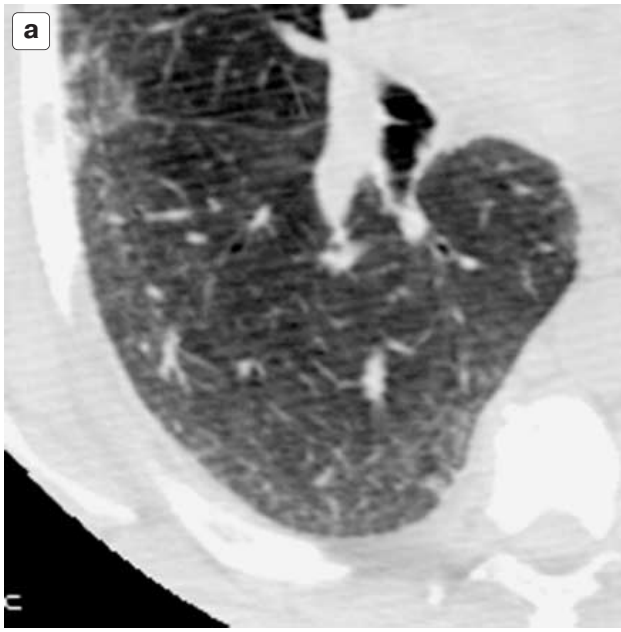


Рис. 4. Фрагмент компьютерной томограммы высокого разрешения верхней доли правого легкого. Проявления гипостатического эффекта; а – исследование в положении пациента на спине. Снижение прозрачности легочной ткани и усиление легочного рисунка в субплевральной зоне; б – исследование в положении пациента на животе. Патологические изменения не выявляются.

ные бронхоэктазы – на серии последовательных изображений. Кроме того, мы обратили внимание на то, что при отображении таких двух параллельных линий рядом с левым желудочком или с дугой аорты такое же удвоенное изображение имеет на данном кадре граница левого сердца или дуги аорты, а расстояние между этими удвоенными границами такое же, как и ширина псевдобронхоэктаза. Дыхательные движения во время сканирования вызывают нечеткость всего изображения и делают его нечитаемым.

КТВР – анатомия легочной паренхимы.

Анатомической единицей легкого, изучаемой на изображениях при КТВР, является вторичная долька. Обычно она имеет поперечный размер от 2 до 20 мм и полигональную форму. Наименьшие структуры, которые можно визуализировать с помощью КТВР, составляют от 0,3 до 0,5 мм. Видимость мельчайших анатомических структур на КТВР обусловлена в большинстве случаев не только размерами, но и ориентацией относительно исследуемого скана. Поэтому иногда можно различить и структуры размером до 0,1 мм. Нормальные междольковые перегородки, имея толщину 0,1 мм, являются нижним пределом разрешения для КТВР и видны не всегда [24]. Внутривольковая интерстициальная ткань, образующая стенки альвеол, в норме не определяется. Диаметр легочной артерии, снабжающей дольку кровью, 1,0 мм, диаметр внутривольковой, ацинарной артерии 0,5 мм; обе эти структуры легко выявляются при КТВР. Бронхи и бронхиолы, как правило, определяются только на расстоянии 2 см от плевральной поверхности. Отображение бронхов связано с толщиной их стенки (1,0 мм); бронхиола, входящая в дольку, имеет толщину стенки около 0,1 мм и в норме не видна на изображениях [24, 25].

Плотность легочной паренхимы при исследовании, выполненном на высоте вдоха, у здоровых пациентов колеблется от –700 до –900 НУ с градиентом плотности, направленным спереди назад и от верхушек к основаниям. При экспираторной КТВР показатель плотности легочной паренхимы повышается на 100–200 НУ (см. рис. 3).

КТВР – симптоматика изменений легочной паренхимы.

Легочный ответ на повреждающее воздействие во многих случаях неспецифичен и характеризуется сходными морфологическими

реакциями. Поэтому основные КТВР проявления являются общими для большого количества совершенно разных патологических процессов.

В литературе имеется большая путаница в описании КТВР симптоматики поражения легких. Поэтому мы считаем необходимым осветить свою точку зрения на основные термины и понятия.

Одним из изменений легочной паренхимы, визуализируемых при помощи КТВР, является диффузное повышение прозрачности легочной ткани. Зоны относительно повышенной прозрачности, имеющие различную протяженность и соответствующие долькам, сегментам или долям легкого, получили название мозаичного легкого. Уменьшение кровотока по легочным сосудам, обусловленное как морфологическими, так и функциональными изменениями у пациентов с поражением мелких дыхательных путей и сосудистыми болезнями легких, обуславливает мозаичное изменение плотности легочной ткани — *симптом “мозаичной перфузии”*. *Симптом “воздушной ловушки”* возникает при выраженном сужении терминальной бронхиолы и выявляется при исследовании на выдохе, что свидетельствует о задержке воздуха в участках легкого, их избыточном растяжении без нарушения структуры. Экспираторные изображения могут быть особенно полезны при попытке разграничить причины мозаичного изменения плотности легочной ткани и связать ее с заболеванием мелких дыхательных путей, сосудистым заболеванием или инфильтративным заболеванием легких. Чаще всего воздушные ловушки могут иметь место при облитерирующем бронхолите, но возможны при астме, гиперчувствительном пневмоните и кистозных заболеваниях легкого [48, 52–54] (рис. 5).

Внутридольковая эмфизема средней степени выраженности при КТВР характеризуется наличием множественных небольших округлых зон патологически низкой плотности, размерами до нескольких миллиметров в диаметре. Эти участки могут выявляться на протяжении обоих легочных полей, однако их излюбленной локализацией являются верхние доли легких. Названные зоны повышенной прозрачности чаще всего группируются около центра вторичных долек и окружены веточками внутридольковой артерии. В большинстве случаев эмфизематозные участки не имеют видимой стенки. Наличие сколько-нибудь различных стенок наиболее вероятно связано с сопутст-

вующим фиброзом. Иногда может наблюдаться “слияние” очагов деструкции; такая эмфизема носит название сливной внутридольковой. По своей компьютерно-томографической картине сливная внутридольковая эмфизема напоминает панацинарную, но практически всегда кроме участков сливной эмфиземы имеются зоны и типичной внутридольковой эмфиземы [16] (рис. 6).

В противоположность снижению плотности легочной ткани, повышение плотности происходит при утолщении альвеолярного интерстиция, как за счет инфильтрации, так и за счет фиброзных изменений, или при скоплении жидкости, клеток или другого материала в альвеолярных пространствах [55]. Увеличение плотности легочной ткани может быть выявлено при КТВР на самых ранних стадиях в виде двух разных симптомов: “матового стекла” и “консолидации”. *Симптом “матового стекла”* возникает при минимальном утолщении альвеолярного интерстиция и/или частичном заполнении альвеолярных пространств. При этом на фоне снижения прозрачности легочной паренхимы можно проследить элементы легочного рисунка (рис. 7). Если же альвеолы практически полностью заполнены содержимым или происходит резкое утолщение межальвеолярных перегородок при минимальном содержании воздуха в альвеолах, то изображение легочного рисунка теряется. Такое состояние более выраженного повышения плотности легочной паренхимы обуславливает *симптом консолидации* (рис. 8). Матовое стекло и консолидация при многих поражениях легких представляют собой различную степень патологического процесса. При одних заболеваниях легких преобладает симптом матового стекла, в то время как для других более характерен симптом консолидации. Симптом “матового стекла” является превалирующей находкой при десквамативной и неспецифической интерстициальной пневмонии, экзогенном аллергическом альвеолите, интерстициальном отеке легкого, легочных геморрагиях и др. [56–59]. Для организирующей пневмонии на фоне облитерирующего бронхолита, для эозинофильной и бактериальной пневмонии более характерен симптом консолидации [60–63]. Острая интерстициальная пневмония и бронхиоло-альвеолярный рак проявляются сочетанием на КТВР симптомов “матового стекла” и “консолидации”.

Еще одну группу симптомов, определяемых при помощи КТВР, представляют так называемые

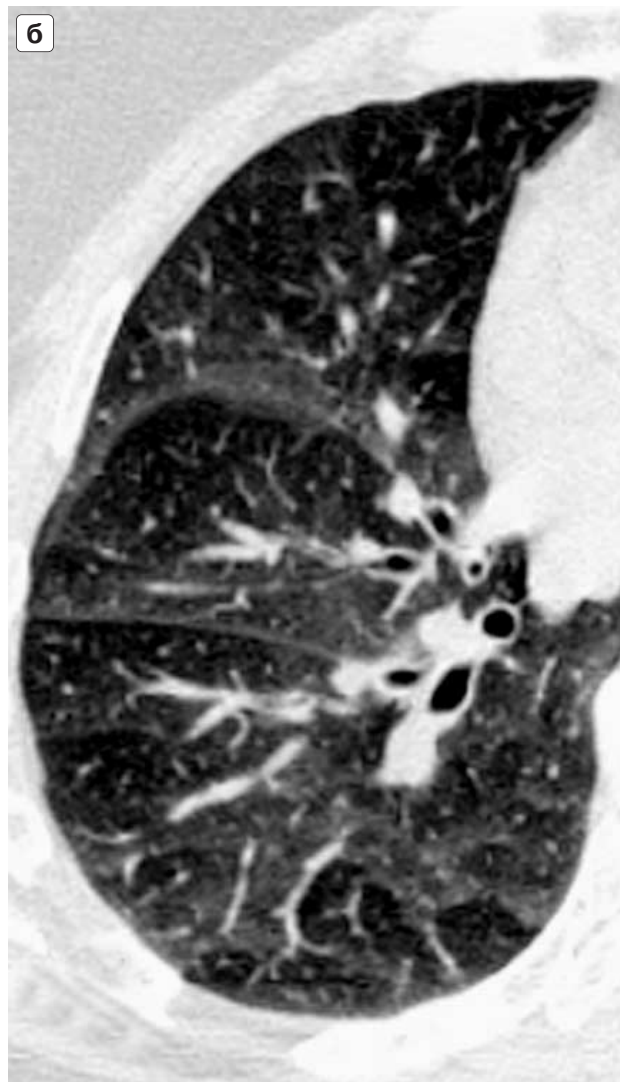
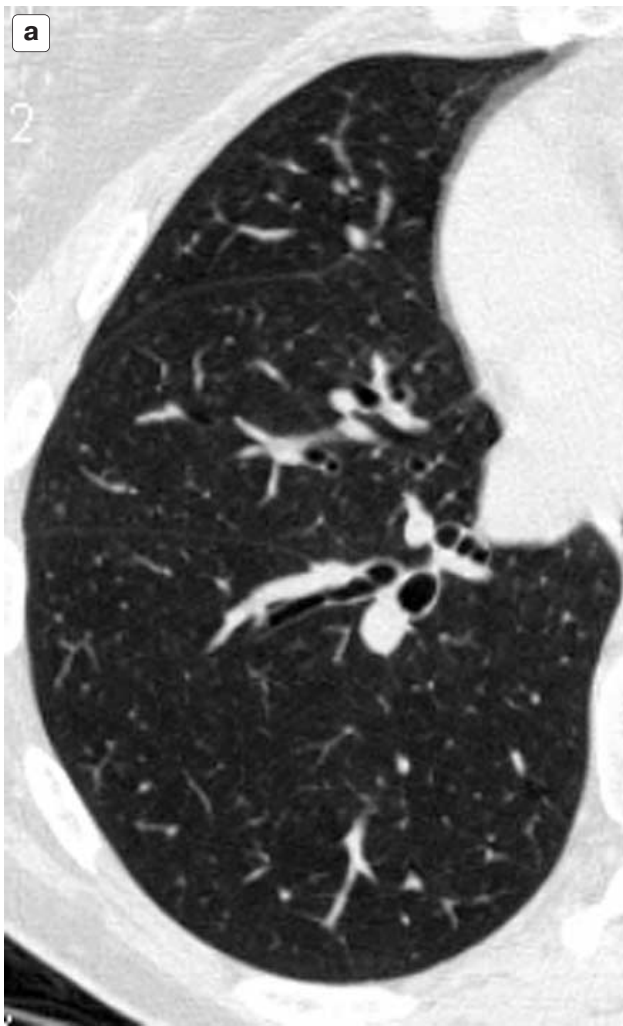


Рис. 5. Фрагмент компьютерной томограммы высокого разрешения нижних отделов правого легкого у пациента с хронической обструктивной болезнью легких; а – исследование, выполненное на вдохе. Нормальная компьютерно-томографическая картина легочной ткани; б – исследование, выполненное на выдохе. Множественные зоны избыточной прозрачности – воздушная (экспираторная) ловушка – косвенные проявления облитерирующего бронхиолита.

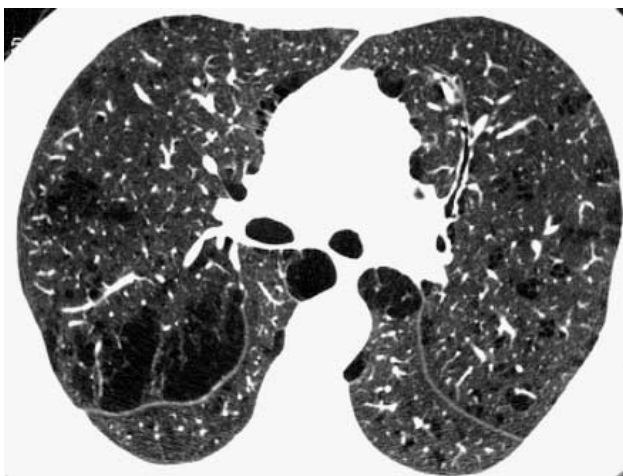


Рис. 6. Компьютерная томограмма высокого разрешения на уровне главных бронхов. Внутриведольковая, внутриведольковая сливная и парасептальная эмфизема.



Рис. 7. Компьютерные томограммы высокого разрешения на уровне аортального окна у пациента с полиацинарной пневмонией; а – стандартная компьютерная томография с толщиной среза 8 мм. Зоны пониженной прозрачности видны неотчетливо; б – компьютерная томография высокого разрешения. Отчетливая визуализация зон матового стекла в пределах вторичных долек.

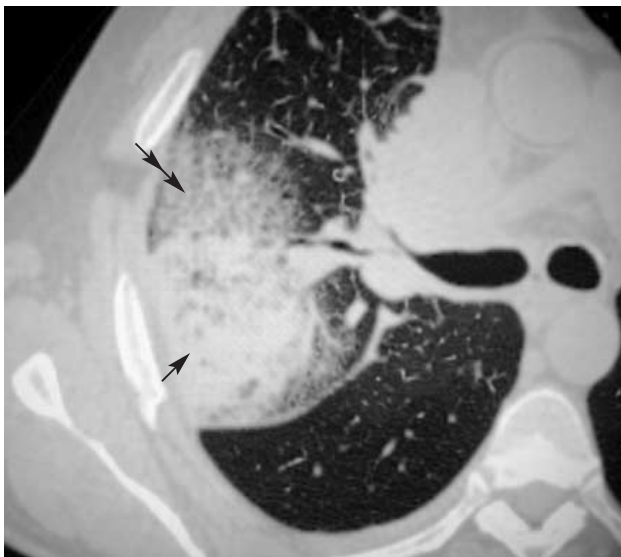


Рис. 8. Фрагмент компьютерной томограммы высокого разрешения правого легкого на уровне правого главного бронха у пациента с бронхиоло-альвеолярным раком. Обширная зона понижения прозрачности легочной ткани по типу консолидации (стрелка) и матового стекла (двойная стрелка).

мые линейные, ретикулярные или сетчатые изменения на томограммах. Отек, фиброз или же интерстициальная инфильтрация соединительно-тканых волокон легкого клеточным материалом приводит к утолщению интерстициальной ткани. При КТВР имеется возможность не только установить наличие ретикулярных изменений, но и определить, поражение какого именно варианта интерстиция имеет место.

Утолщение перибронховаскулярного интерстиция может быть относительно равномерным (лимфангитный карциноматоз, интерстициальный отек легкого), узелково-утолщенным (саркоидоз) или же неравномерно утолщенным (фиброзные изменения при неспецифической интерстициальной пневмонии, пневмокониозах) [64]. Неровность контура бронховаскулярного интерстиция, едва заметные короткие линии, перпендикулярные границе раздела между воздушной легочной паренхимой и бронхами и сосудами, носит название *интерфейс-симптом* (irregular interfaces – “неправильные взаимосвязи”). Симптом интерфейса присутствует у пациентов с фиброзным утолщением перибронховаскулярной соединительной ткани в виде неровных краев, “зазубрин” по ходу сосудов, бронхов и плевры (рис. 9). С помощью КТВР хорошо выявляются неравномерные утолщения *междолькового интерстиция*, которые наилучшим образом визуализируются на периферии легкого в виде перпендикулярной плевре линейной исчерченности. В центральных отделах легких утолщение междольковых септ нескольких соседних вторичных долек проявляется при КТВР в виде множественных полигональных аркад и “интерстициальных тяжей” – патологических линейных структур легких, не соответствующих ходу сосудов и бронхов. Наиболее часто утолщение междолькового интерстиция встречается при альвеолярном протеинозе, саркоидозе, интерстициальном отеке легкого, лимфангитном карциноматозе [65–69] (рис. 10). Утолщения *внутридолькового интерстиция* приводят к появлению характер-

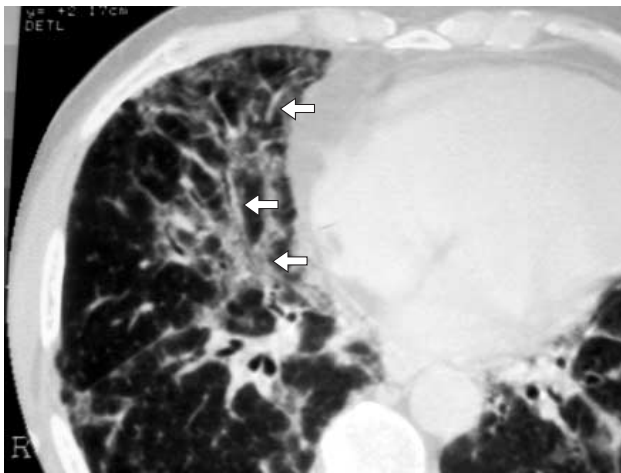


Рис. 9. Фрагмент компьютерной томограммы высокого разрешения правого легкого на уровне средней доли правого легкого у пациента с неспецифической интерстициальной пневмонией. Выраженное утолщение перибронховаскулярного интерстиция (стрелки).

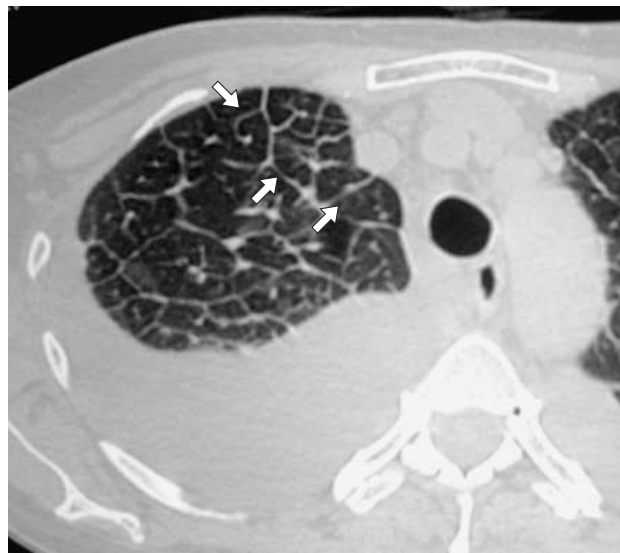


Рис. 10. Фрагмент компьютерной томограммы высокого разрешения на уровне дуги аорты у пациента с кардиогенным отеком легкого. Выраженное утолщение междолькового интерстиция (стрелки), зоны “матового стекла”, жидкость в плевральной полости.

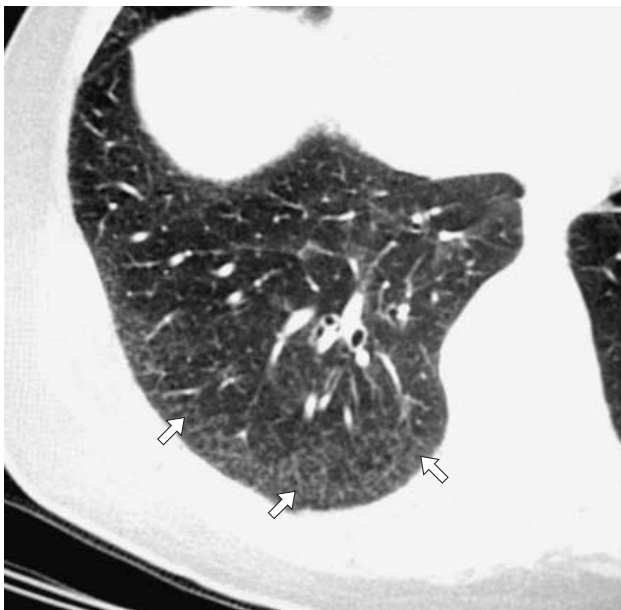


Рис. 11. Фрагмент компьютерной томограммы высокого разрешения нижней доли правого легкого у пациента с начальными проявлениями обычной интерстициальной пневмонии (идиопатического фиброзирующего альвеолита). Мелкосетчатое усиление внутридолькового интерстициального рисунка в субплевральной зоне (стрелки).

ных мелких линейных изменений внутри вторичной доли. Данный симптом чаще всего наблюдается при интерстициальных пневмониях, в частности при идиопатическом легочном фиброзе (фиброзирующем альвеолите) [70] (рис. 11).

Симптом “сотового легкого” представляет собой последнюю стадию фиброза легочной ткани с полным нарушением архитектоники легкого. “Сотовое легкое” зачастую является

заключительной необратимой стадией различных заболеваний с исходом в фиброз, например обычной интерстициальной пневмонии, экзогенного аллергического альвеолита, саркоидоза, пневмокониозов. В отличие от эмфизематозных участков и булл, при симптоме “сотового легкого” на КТВР определяются заполненные воздухом пространства, как правило, расположенные субплеврально, в несколько слоев, тесно примыкающие друг к другу

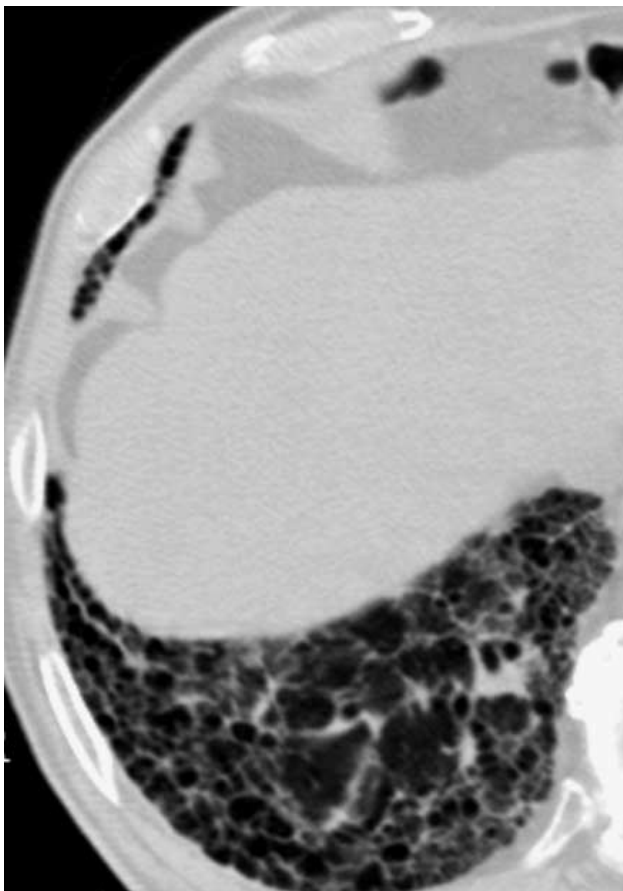


Рис. 12. Фрагмент компьютерной томограммы высокого разрешения нижней доли правого легкого у пациента с обычной интерстициальной пневмонией (идиопатическим фиброзирующим альвеолитом). Фиброзные изменения по типу “сотового легкого”.

и имеющие характерную толстую стенку — от 1 до 3 мм [70, 71] (рис. 12).

КТВР чрезвычайно информативна в диагностике бронхо- и бронхиолоэктазов. Признаками *бронхоэктазов* является дилатация просвета, утолщение стенки бронха, патологический ход бронха, а также визуализация мелких бронхов на расстоянии менее 2 см от периферии легких. На КТВР бронхоэктазы фиксируются в случае, если внутренний диаметр просвета бронха в 1,5 раза превосходит диаметр сопутствующей ветви легочной артерии. Этот симптом получил название *симптом перстня (signet-ring sign)* [72] (рис. 13). Тракционные бронхоэктазы, выявляемые при КТВР,

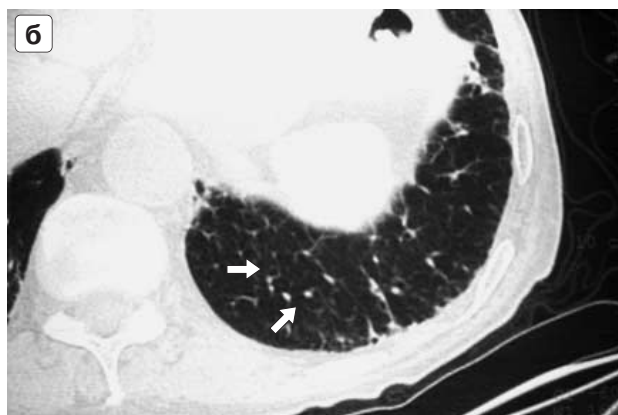
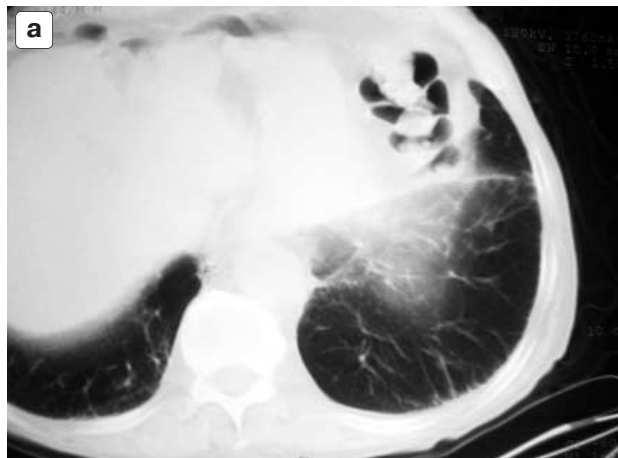


Рис. 13. Компьютерная томограмма высокого разрешения на уровне нижней доли левого легкого у пациента с хронической обструктивной болезнью легких; а — стандартная компьютерная томография с толщиной среза 8 мм. Нормальная компьютерно-томографическая картина легочной ткани. Бронхоэктазы не визуализируются; б — компьютерная томография высокого разрешения. Отчетливо выявляются множественные бронхоэктазы — симптом “перстня” (стрелки).

свидетельствуют о наличии у пациента фиброзных изменений. На КТВР можно визуализировать неравномерно расширенные просветы бронхов и бронхиол с зубчатым контуром, а также в норме не выявляющуюся центрлобулярную бронхиолу, что связано с ее расширением, деформацией и утолщением перибронхиолярного интерстиция. На КТВР бронхиолоэктазы, заполненные содержимым, дают картину мелких внутридольковых очажков, соединенных тонкими линиями, что описывают как *симптом “дерева с почками” (tree-in-bud sign)* [8, 73] (рис. 14).

К мелким узелкам, выявляемым при КТВР, относят округлые очаги диаметром, по дан-

ным различных авторов, от 2 до 7 мм. Данные мелкие нодулярные изменения могут быть преимущественно внутридольковой локализации, иметь перилимфатическое распространение или хаотически располагаться в легочной паренхиме. Примером *внутридольковых очагов* является названный выше симптом “дерева с почками”, который встречается при панбронхиолите, эндобронхиальном распространении туберкулеза, бронхопневмонии, экзогенном аллергическом альвеолите [58, 73, 74]. Лимфатические сосуды легкого проходят в составе перибронховаскулярного и периферических отделов междолькового интерстиция. В соответствии с этим мелкие узелки при *перилимфатической локализации* патологического процесса располагаются по ходу плевры, бронхов и междольковых перегородок. Перилимфатическое распространение узелков наблюдается при саркоидозе, пневмокониозах и лимфогенном карциноматозе [66–68, 75–80] (рис. 15). Хаотично расположенные узелковые изменения не имеют какой-либо излюбленной локализации и распределены в легочной паренхиме без связи с анатомическими структурами. При КТВР можно наблюдать случайное распределение мелких очажков при гематогенных метастазах, милиарном туберкулезе, грибковом поражении [73, 81].

Таковы основные КТВР-симптомы различных поражений легочной паренхимы. При этом знание особенностей локализации и сочетания различных симптомов, а также обязательное сопоставление КТВР-находок с клинической картиной и данными анамнеза приводят к правильной интерпретации томограмм.

Многие авторы в своих работах оценивали преимущества КТВР перед рентгенологическим и традиционным КТ исследованием толстыми срезами при различной патологии: идиопатический легочный фиброз [70, 82, 83], экзогенный аллергический альвеолит [58, 59, 83], эозинофильная болезнь легких [62], пневмокониозы [75–77], саркоидоз [67–69], гистиоцитоз Х [84, 85], коллагенозы легких [86–89], лимфангиолейомиоматоз [90, 91], лимфангитный карциноматоз [66, 78–80], бактериальные и вирусные пневмонии у больных со сниженным иммунитетом [63], диссеминированный туберкулез легких [73], бронхоэктазы [72, 92], эмфизема и кистозные поражения легких [92, 93], мелкие солитарные узловатые образования [94].

КТВР помогает решить несколько важных клинико-диагностических задач: определить

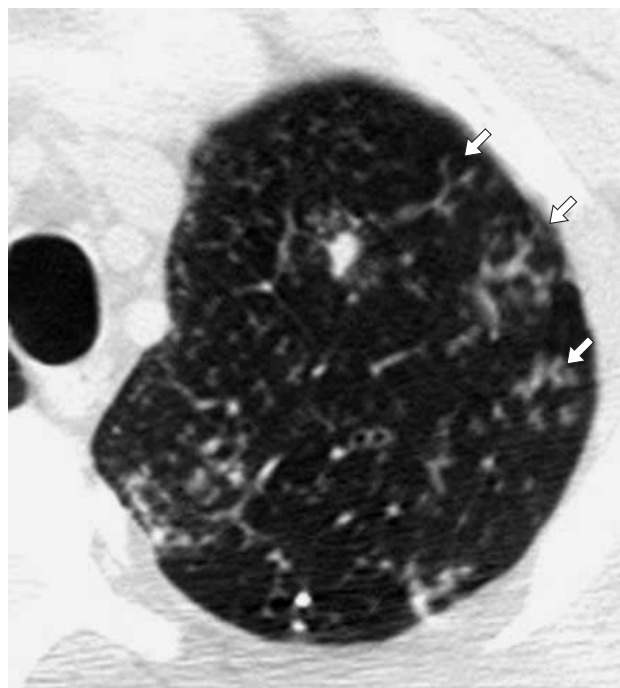


Рис. 14. Фрагмент компьютерной томограммы высокого разрешения верхней доли левого легкого у пациента с бронхогенным диссеминированным туберкулезом. Множественные мелкие внутридольковые очаги — симптом “дерева с почками” (стрелки).



Рис. 15. Компьютерная томограмма высокого разрешения на уровне главных бронхов у пациента с саркоидозом легких. Множественные мелкие очаги по ходу междолькового и перибронхиального интерстиция (перилимфатическое распределение очагов).

наличие заболевания легких у пациентов с нормальной или неясной рентгенологической картиной, с измененной функцией легких или симптомами, предполагающими наличие диффузного поражения легких, поставить специфичный диагноз или сузить дифференциально-диагностический ряд у пациентов с неспецифичными клиническими симптомами и патологическими изменениями, найденными при рентгенографии органов грудной клетки; определить активность заболевания и спрогнозировать дальнейшее его течение; выбрать вид и оптимальное место биопсии; оценить эффективность терапии [95–98].

Для практикующего рентгенолога КТВР является только частью рентгенологических исследований, частью ежедневной работы. Однако используемая терминология и выявляемые изменения часто воспринимаются и сегодня как иностранный язык многими рентгенологами и пульмонологами. Несмотря на это, КТВР на настоящий момент уже стала золотым стандартом в диагностике широкого спектра патологических изменений легочной ткани и все еще удивляет нас своими возможностями в визуализации мелких структур легкого.

Список литературы

1. *Itoh H., Tokunaga S., Asamoto H. et al.* Radiologic-pathologic correlations of small lung nodules with special reference to peribronchiolar nodules // *AJR*. 1978. V. 130. P. 223–231.
2. *Todo G., Itoh H., Nakano Y. et al.* High-resolution CT for the evaluation of pulmonary peripheral disorders // *Jpn. J. Clin. Imaging*. 1982. V. 27. P. 1319–1326.
3. *Zerhouni E.A., Naidich D.P., Stitik F.P. et al.* Computed tomography of the pulmonary parenchyma. 2. Interstitial disease // *J. Thorac. Imaging*. 1985. N 1. P. 54–64.
4. *Muller N.L., Miller R.R.* Computed tomography of chronic diffuse infiltrative lung disease: part 1 // *Am. Rev. Respir. Dis.* 1990. V. 142. P. 1206–1215.
5. *Muller N.L., Miller R.R.* Computed tomography of chronic diffuse infiltrative lung disease: part 2 // *Am. Rev. Respir. Dis.* 1990. V. 142. P. 1440–1448.
6. *Muller N.L.* HRCT of the lungs: state of the art, parts 1 and 2 (editorial) // *J. Thorac. Imaging*. 1993. N 8. P. 165.
7. *Webb W.R., Muller N.L., Naidich D.P.* Standardized terms for high-resolution computed tomography of the lung: a proposed glossary // *J. Thorac. Imaging*. 1993. N 8. P. 167–175.
8. *Webb W.R., Muller N.L., Naidich D.P.* High-resolution CT of the lung, 3rd ed. Baltimore: Lippincott, Williams & Wilkins, 2001. P. 336.
9. *Тюрин И.Е.* Компьютерная томография в диагностике воспалительных заболеваний легких: Дисс. ... док. мед. наук. СПб, 1996.
10. *Кутаев В.В.* КТ высокого разрешения в диагностике заболеваний легких // *Медицинская визуализация*. 1997. № 4. С. 21–26.
11. *Тюрин И.Е., Нейштадт А.С., Черемисин В.М.* Компьютерная томография при туберкулезе органов дыхания. СПб.: Корона принт. 1998. С. 5–17.
12. *Тюрин И.Е.* КТ высокого разрешения в диагностике заболеваний органов дыхания // *Медицинская визуализация*. 1999. № 3. С. 36–44.
13. *Тюрин И.Е.* Компьютерная томография органов грудной полости. СПб.: ЭЛБИ-СПб. 2003. С. 73–82.
14. *Репик В.И., Хрупенкова-Пивень М.В.* Компьютерная томография высокого разрешения в диагностике диссеминированных и диффузных поражений легких // *Кремлевская медицина. “Клинический вестник”*. 1999. № 4. С. 18–22.
15. *Юдин А.Л., Афанасьева Н.И., Абович Ю.А., Романова Е.А.* Лучевая диагностика диффузных инфильтративных заболеваний легких // *Радиология – практика*. 2000. № 10. С. 10–17.
16. *Юдин А.Л., Абович Ю.А.* Эмфизема легких // *Медицинская визуализация*. 2001. № 2. С. 33–40.
17. *Юдин А.Л., Афанасьева Н.И., Абович Ю.А., Георгиади С.Г.* Компьютерная томография высокого разрешения в диагностике интерстициальных пневмоний. *Медицинская визуализация*. 2002. № 4. С. 21–28.
18. *Котляров П.М., Юдин А.Л., Георгиади С.Г.* Лучевая диагностика синдрома Хаммена–Рича и идиопатических интерстициальных пневмоний // *Медицинская визуализация*. 2002. № 3. С. 16–20.
19. *Котляров П.М., Юдин А.Л., Георгиади С.Г.* Дифференциальная рентгенодиагностика диффузных заболеваний легких // *Часть 1. Медицинская визуализация*. 2003. № 4. С. 20–28. *Часть 2. Медицинская визуализация*. 2004. № 1. С. 34–40.
20. *Юдин А.Л., Афанасьева Н.И., Хрупенкова-Пивень М.В.* Современная лучевая диагностика хронической обструктивной болезни легких // *Врач*. 2004. № 5. С. 13–19.
21. *Абович Ю.А.* Компьютерная томография высокого разрешения в дифференциальной диагностике интерстициальных пневмоний: Дисс. ... канд. мед. наук. Москва, 2003.
22. *Георгиади С.Г.* Компьютерная томография высокого разрешения в диагностике диффузных заболеваний легких: Дисс. ... док. мед. наук. Москва, 2004.
23. *Mayo J.R., Webb W.R., Gould R. et al.* High-resolution CT of the lungs: an optimal approach // *Radiology*. 1987. V. 163. P. 507–510.
24. *Murata K., Itoh H., Todo G. et al.* Centrilobular lesions of the lung: demonstration by high-resolution CT and pathologic correlation // *Radiology*. 1986. V. 161. P. 641–645.
25. *Webb W.R., Stein M.G., Finkbeiner W.E. et al.* Normal and diseased isolated lungs: high-resolution CT // *Radiology*. 1988. V. 166. P. 81–87.
26. *Murata K., Khan A., Rojas K.A., Herman P.G.* Optimization of computed tomography technique to demonstrate the fine structure of the lung // *Invest. Radiol.* 1988. N 23. P. 170–175.
27. *Zwirewich C.V., Mayo J.R., Muller N.L.* Low-dose high-resolution CT of lung parenchyma // *Radiology*. 1991. V. 180. P. 413–417.
28. *Ambrosino M.M., Genieser N.B., Roche K.J. et al.* Feasibility of high-resolution, low-dose chest CT in evaluation the pediatric chest // *Pediatr. Radiol.* 1994. N 24. P. 6–10.
29. *Rusinek H., Naidich D.P., McGuinness G. et al.* Pulmonary nodule detection: low-dose versus conventional CT // *Radiology*. 1998. V. 209. P. 243–249.

30. *Nitta N., Takahashi M., Murata K., Morita R.* Ultra low-dose helical CT of the chest: evaluation in clinical cases // *Radiat. Med.* 1999. N 17. P. 1–7.
31. *Diederich S., Wormanns D., Lenzen H. et al.* Screening for asymptomatic early bronchogenic carcinoma with low CT of the chest // *Cancer.* 2000. V. 89. Suppl. 11. P. 2483–2484.
32. *Diederich S., Lenzen H., Windmann R. et al.* Pulmonary nodules: experimental and clinical studies at low-dose CT // *Radiology.* 1999. V. 213. P. 289–298.
33. *Rotondo A., Guidi G., Catalano O., Smaltino F.* High resolution computerized tomography in the study of the lung parenchyma: possibility of a low-dose protocol // *Radiol. Med. (Torino).* 1994. V. 87. P. 603–607.
34. *Fleischmann D., Rubin G.D., Paik D.S. et al.* Stair-step artifacts with single versus multiple detector-row helical CT // *Radiology.* 2000. V. 216. P. 185–196.
35. *Kazerooni E.A.* High-Resolution CT of the Lungs // *AJR.* 2001. V. 177. P. 501–519.
36. *Majurin M.L., Varpula M., Kurki T., Pakkala L.* High-resolution CT of the lung in asbestos-exposed subjects: comparison of low-dose and high-dose HRCT // *Acta Radiol.* 1994. N 35. P. 473–477.
37. *Majurin M.L., Valavaara R., Varpula M. et al.* Low-dose and conventional-dose high resolution CT of pulmonary changes in breast cancer patients treated by tangential field radiotherapy // *Eur. J. Radiol.* 1995. N 20. P. 114–119.
38. *Sprawls P.* CT image detail and noise. // *RadioGraphics.* 1992. N 12. P. 1041–1046.
39. *Huda W., Atherton J.V., Ware D.E., Cumming W.A.* An approach for the estimation of effective radiation dose at CT in pediatric patients // *Radiology.* 1997. V. 203. P. 417–422.
40. *Kazerooni E.A., Martinez F.J., Flint A. et al.* Thinsection CT obtained at 10-mm increments versus limited three-level thin-section CT for idiopathic pulmonary fibrosis: correlation with pathologic scoring // *AJR.* 1997. V. 169. P. 977–983.
41. *Leung A.N., Staples C.A., Muller N.L.* Chronic diffuse infiltrative lung disease: comparison of diagnostic accuracy of high-resolution and conventional CT // *AJR.* 1991. V. 157. P. 693–696.
42. *Henschke C.I.* Image selection for computed tomography of the chest: a sampling approach // *Invest. Radiol.* 1992. N 27. P. 908–911.
43. *Johkoh T., Honda O., Yamamoto S. et al.* Evaluation of image quality and spatial resolution of low-dose high-pitch multidetector-row helical high-resolution CT in 11 autopsy lungs and a wire phantom // *Radiat. Med.* 2001. V. 19. N 6. P. 279–284.
44. *Lawler L.P., Fishman E.K.* Multi-detector row CT of thoracic disease with emphasis on 3D volume rendering and CT angiography // *RadioGraphics.* 2001. V. 21. N 5. P. 1257–1273.
45. *Ferretti G.R., Bricault I., Coulomb M.* Virtual tools for imaging of the thorax // *Eur. Respir. J.* 2001. V. 18. N 2. P. 381–392.
46. *Arakawa H., Webb W.R.* Air trapping on expiratory high-resolution CT scans in the absence of inspiratory scan abnormalities: correlation with pulmonary function tests and differential diagnosis // *AJR.* 1998. V. 170. P. 1349–1353.
47. *Lucidarme O., Coche E., Cluzel P. et al.* Expiratory CT scans for chronic airway disease: correlation with pulmonary function test results // *AJR.* 1998. V. 170. P. 301–307.
48. *Arakawa H., Niimi H., Kurihara Y. et al.* Expiratory high-resolution CT: diagnostic value in diffuse lung diseases // *AJR.* 2000. V. 175. P. 1537–1543.
49. *Primack S.L., Remy-Jardin M., Remy J., Muller N.L.* High-resolution CT of the lung: pitfalls in the diagnosis of infiltrative lung disease // *AJR.* 1996. V. 167. P. 413–418.
50. *Tarver R.D., Conces D.J. Jr., Godwin J.D.* Motion artifacts on CT simulate bronchiectasis // *AJR.* 1988. V. 151. P. 1117–1119.
51. *Mayo J.R., Muller N.L., Henkelman R.M.* The double-fissure sign: a motion artifact on thin-section CT scans // *Radiology.* 1987. V. 165. P. 580–581.
52. *Stern E.J., Webb W.R., Golden J.A., Gamsu G.* Cystic lung disease associated with eosinophilic granuloma and tuberous sclerosis: air trapping at dynamic ultrafast high-resolution CT // *Radiology.* 1992. V. 182. P. 325–329.
53. *Newman K.B., Lynch D.A., Newman L.S. et al.* Quantitative computed tomography detects air trapping due to asthma // *Chest.* 1994. V. 106. P. 105–109.
54. *Worthy S.A., Brown M.J., Muller N.L.* Cystic air spaces in the lung: change in size on expiratory high-resolution CT in 23 patients // *Clin. Radiol.* 1998. V. 53. P. 515–519.
55. *Shah R.M., Miller W.* Widespread Ground-Glass Opacity of the Lung in Consecutive Patients Undergoing CT: Does Lobular Distribution Assist Diagnosis? // *AJR.* 2003. V. 180. P. 965–968.
56. *Heyneman L.E., Ward S., Lynch D.A., Remi-Jardin M. et al.* Respiratory bronchiolitis, respiratory bronchiolitis-associated interstitial lung disease, and desquamative interstitial pneumonia: different entities or part of the spectrum of the same disease process? // *AJR.* 1999. V. 173. P. 1617–1622.
57. *Hartman T.E., Swensen S.J., Hansell D.M.* Nonspecific interstitial pneumonia: Variable appearance at high-resolution chest CT // *Radiology.* 2000. V. 217. P. 701–705.
58. *Lynch D.A., Rose C.S., Way D., King T.E. Jr.* Hypersensitivity pneumonitis: sensitivity of high-resolution CT in a population-based study // *AJR.* 1992. V. 159. P. 469–472.
59. *Grenier P., Valeyre D., Cluzel P. et al.* Chronic diffuse interstitial lung disease: diagnostic value of chest radiography and high-resolution CT // *Radiology.* 1991. V. 179. P. 123–132.
60. *Chang J., Han J., Kim D.W., Lee I. et al.* Bronchiolitis obliterans organizing pneumonia: clinicopathologic review of a series of 45 Korean patients including rapidly progressive form // *J. Korean Med. Sci.* 2002. V. 17. N 2. P. 179–186.
61. *Muller N.L., Staples C.A., Miller R.R.* Bronchiolitis obliterans organizing pneumonia: CT features in 14 patients // *AJR.* 1990. V. 154. P. 983–987.
62. *Johkoh T., Muller N.L., Akira M. et al.* Eosinophilic lung diseases: diagnostic accuracy of thin-section CT in 111 patients // *Radiology.* 2000. V. 216. N 3. P. 773–780.
63. *Tomiyama N., Muller N.L., Johkoh T. et al.* Acute parenchymal lung disease in immunocompetent patients: diagnostic accuracy of high-resolution CT // *AJR.* 2000. V. 174. P. 1745–1750.
64. *Muller N.L., Colby T.V.* Idiopathic interstitial pneumonias: high-resolution CT and histologic findings // *RadioGraphics.* 1997. V. 17. P. 1016–1022.
65. *Lee K.N., Levin D.L., Webb W.R. et al.* Pulmonary alveolar proteinosis: high-resolution CT, chest radiographic, and functional correlations // *Chest.* 1997. V. 111. P. 989–995.
66. *Honda O., Johkoh T., Ichikado K. et al.* Comparison of

- high resolution CT findings of sarcoidosis, lymphoma, and lymphangitic carcinoma: is there any difference of involved interstitium? // *J. Comput. Assist Tomogr.* 1999. N 23. P. 374–379.
67. *Murdoch J., Muller N.L.* Pulmonary sarcoidosis: changes on follow-up CT examination // *AJR.* 1992. V. 159. P. 473–477.
 68. *Muller N.L., Kullnig P., Miller R.R.* The CT findings of pulmonary sarcoidosis: analysis of 25 patients // *AJR.* 1989. V. 152. P. 1179–1182.
 69. *Muller N.L., Mawson J.B., Mathieson J.R. et al.* Sarcoidosis: correlation of extent of disease at CT with clinical, functional, and radiographic findings // *Radiology.* 1989. V. 171. P. 613–618.
 70. *Orens J.B., Kazerooni E.A., Martinez F.J. et al.* The sensitivity of high-resolution CT in detecting idiopathic pulmonary fibrosis proved by open lung biopsy: a prospective study // *Chest.* 1995. V. 108. P. 109–115.
 71. *Akira M., Sakatani M., Ueda E.* Idiopathic pulmonary fibrosis: progression of honeycombing at thin-section CT // *Radiology.* 1993. V. 189. P. 687–691.
 72. *Kang E.Y., Miller R.R., Muller N.L.* Bronchiectasis: comparison of preoperative thin-section CT and pathologic findings in resected specimens // *Radiology.* 1995. V. 195. P. 649–654.
 73. *Im J.C., Itoh H., Shim Y.-S. et al.* Pulmonary tuberculosis: CT findings – early active disease and sequential change with antituberculous therapy // *Radiology.* 1993. V. 186. N 3. P. 653–660.
 74. *Akira M., Kitatani F., Lee Y.S. et al.* Diffuse panbronchiolitis: evaluation with high-resolution CT // *Radiology.* 1988. V. 168. P. 433–438.
 75. *Akira M., Yamamoto S., Yokoyama K. et al.* Asbestosis: high-resolution CT-pathologic correlation // *Radiology.* 1990. V. 176. P. 389–394.
 76. *Aberle D.R.* High-resolution computed tomography of asbestos-related diseases // *Semin. Roentgenol.* 1991. V. 26. P. 118–131.
 77. *Remy-Jardin M., Remy J., Farre I., Marquette C.H.* Computed tomographic evaluation of silicosis and coal workers' pneumoconiosis // *Radiol. Clin. North Am.* 1992. V. 30. P. 1155–1176.
 78. *Sadoff F., Grossman J., Weiner N.* Lymphangitic pulmonary metastases secondary to breast cancer in patients with normal chest x-rays and abnormal perfusion scans // *Oncology.* 1975. V. 31. P. 164–171.
 79. *Munk P.L., Muller N.L., Miller R.R., Ostrow D.N.* Pulmonary lymphangitic carcinomatosis: CT and pathologic findings // *Radiology.* 1988. V. 166. P. 705–709.
 80. *Ikezoe J., Godwin J.D., Hunt K.J., Marglin S.I.* Pulmonary lymphangitic carcinomatosis: chronicity of radiographic findings in long-term survivors // *AJR.* 1995. V. 165. P. 49–52.
 81. *Colby T.V.* Anatomic distribution and histopathologic patterns in interstitial lung disease. In: Schwarz M.I., King T.E. Jr., eds. *Interstitial lung disease.* St. Louis: Mosby year book. 1993. P. 59–77.
 82. *Collins C.D., Wells A.U., Hansell D.M. et al.* Observer variation in pattern type and extent of disease in fibrosing alveolitis on thin section computed tomography and chest radiography // *Clin. Radiol.* 1994. V. 49. P. 236–240.
 83. *Nishimura K., Izumi T., Kitaichi M., Nagai S., Itoh H.* The diagnostic accuracy of high-resolution computed tomography in diffuse infiltrative lung diseases // *Chest.* 1993. V. 104. P. 1149–1155.
 84. *Taylor D.B., Joske D., Anderson J., Barry-Walsh C.* Cavitating pulmonary nodules in histiocytosis-X high resolution CT demonstration // *Australas Radiol.* 1990. N 34. P. 253–255.
 85. *Moore A.D., Godwin J.D., Muller N.L. et al.* Pulmonary histiocytosis X: comparison of radiographic and CT findings // *Radiology.* 1989. V. 172. P. 249–254.
 86. *Schurawitzki H., Stiglbauer R., Graninger W. et al.* Interstitial lung disease in progressive systemic sclerosis: high-resolution CT versus radiography // *Radiology.* 1990. V. 176. P. 755–759.
 87. *Warrick J.H., Bhalla M., Schabel S.I., Silver R.M.* High resolution computed tomography in early scleroderma lung disease // *J. Rheumatol.* 1991. N 18. P. 1520–1528.
 88. *Ikezoe J., Johkoh T., Kohno N. et al.* High-resolution CT findings of lung disease in patients with polymyositis and dermatomyositis // *J. Thorac. Imaging.* 1996. N 11. P. 250–259.
 89. *Devenyi K., Czirjak L.* High resolution computed tomography for the evaluation of lung involvement in 101 patients with scleroderma // *Clin. Rheumatol.* 1995. N 14. P. 633–640.
 90. *Templeton P.A., McLoud T.C., Muller N.L. et al.* Pulmonary lymphangiomyomatosis: CT and pathologic findings // *J. Comput. Assist Tomogr.* 1989. N 13. P. 54–57.
 91. *Muller N.L., Chiles C., Kullnig P.* Pulmonary lymphangiomyomatosis: correlation of CT with radiographic and functional findings // *Radiology.* 1990. V. 175. P. 335–339.
 92. *Copley S.J., Wells A.U., Muller N.L. et al.* Thin-section CT in obstructive pulmonary disease: discriminatory value // *Radiology.* 2002. V. 223. N 3. P. 812–819.
 93. *Thurlbeck W.M., Miller N.L.* Emphysema: definition, imaging, and quantification (Benjamin Felson Lecture) // *AJR.* 1994. V. 163. P. 1017–1025.
 94. *Takashima S., Sone S., Li F., Maruyama Y. et al.* Small solitary pulmonary nodules (< or = 1 cm) detected at population-based CT screening for lung cancer: Reliable high-resolution CT features of benign lesions // *AJR.* 2003. V. 180. N 4. P. 955–964.
 95. *Muller N.L., Staples C.A., Miller R.R. et al.* Disease activity in idiopathic pulmonary fibrosis: CT and pathologic correlation. // *Radiology.* 1987. V. 165. P. 731–734.
 96. *Remy-Jardin M., Giraud F., Remy J. et al.* Importance of ground-glass attenuation in chronic diffuse infiltrative lung disease: pathologic-CT correlation. // *Radiology.* 1993. V. 189. P. 693–698.
 97. *Wells A.U., Hansell D.M., Rubens M.B. et al.* The predictive value of appearances on thin-section computed tomography in fibrosing alveolitis // *Am. Rev. Respir. Dis.* 1993. V. 148. P. 1076–1082.
 98. *Terriff B.A., Kwan S.Y., Chan-Yeung M.M., Muller N.L.* Fibrosing alveolitis: chest radiography and CT as predictors of clinical and functional impairment at follow-up in 26 patients // *Radiology.* 1992. V. 184. P. 445–449.