



Методические особенности МДКТ-ангиографии и МДКТ-ангиопульмонографии

Юдин А.Л.¹, Учеваткин А.А.^{1,2}, Афанасьева Н.И.¹, Юматова Е.А.^{1,2}, Федорова Г.О.¹

¹ ГБОУ ВПО «Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова» Минздрава России, Москва, Россия

² Центральная клиническая больница Российской академии наук, Москва, Россия

Methodological Aspects of MDCT Angiography and MDCT Angiopulmonography

Yudin A.L.¹, Uchevatkin A.A.^{1,2}, Afanaseva N.I.¹, Yumatova E.A.^{1,2}, Fedorova G.O.¹

¹ N.I. Pirogov Russian National Research Medical University, Moscow, Russia

² Central Clinical Hospital Russian Academy of Science, Moscow, Russia

Успех и диагностическая ценность мультidetекторной КТ-ангиографии (МДКТ-ангиографии) напрямую зависят от правильного выполнения методики сканирования. Существуют особенности оптимизации протоколов МДКТ с внутривенным болюсным контрастированием, которые преследуют цель получения наилучшего артериального или паренхиматозного контрастирования при введении наименьшего (насколько это возможно для решения поставленной задачи) объема контрастного вещества, так как большинство побочных реакций на контрастный препарат зависит от общей дозы введенного йода.

Ключевые слова: МДКТ-ангиография, МДКТ-ангиопульмонография, артериальная фаза контрастирования, оптимизация протоколов сканирования.

The success and the diagnostic value of multidetector CT angiography (MDCT angiography) are directly dependent on the correct execution of scanning techniques. There are some ways to optimize protocols MDCT with intravenous contrast bolus, which aim to achieve the best arterial or parenchymal enhancement, with the use of minimum (to the extent possible to solve the diagnostic problem) volume of contrast agent, because it is known that the majority of adverse reactions to contrast agent depend on the total iodine dose.

Key words: MDCT angiography, arterial enhancement, scanning techniques optimization.

Введение

Оптимизация любого протокола мультidetекторной компьютерной томографии (МДКТ) с внутривенным болюсным контрастированием должна преследовать цель получения наилучшего артери-

ального или паренхиматозного контрастирования в зависимости от поставленной диагностической задачи. Артериальная и паренхиматозная фазы контрастного усиления влияют на точность и диагностическую ценность МДКТ-исследования. Степень артериального контрастирования в основном зависит от дозы введенного йода за единицу времени, тогда как паренхиматозное контрастирование в большей степени зависит от общего количества введенного йода. Однако обе фазы контрастирования значительно зависят от пациент-специфичных факторов, таких как масса тела, состояние сердечно-сосудистой системы, пол, возраст. Также необходимо помнить, что целью любого МДКТ-исследования является получение изображений наилучшего качества при введении наименьшего (насколько это возможно для решения поставленной задачи) объема контрастного вещества (КВ), так как большинство побочных реакций на контрастный препарат зависит от общей дозы введенного йода [1–4].

Артериальная фаза контрастирования

Два важнейших показателя ограничивают время артериального контрастирования: уровень поступления контрастного препарата (iodine delivery rate – IDR) и продолжительность его введения. Успех артериального контрастирования также зависит от пациент-специфичных факторов, таких как состояние сердечно-сосудистой системы (сер-



дечный выброс) и индекс массы тела (объем распределения КВ). IDR выражается в г[И]/мл, является оператор-контролируемой величиной и регулируется изменением скорости введения КВ (flow rate – FR) и концентрацией йода в конкретном КВ. Требуемую величину IDR можно получить для любого контрастного препарата по формуле:

$$IDR = ([I] / 1000) \cdot FR,$$

где [I] – концентрация йода в КВ (выражается в мг[И] / мл). Адекватную для диагностики артериальную фазу можно получить при величине IDR не менее 1,2 г [И]/с. Оптимальной для получения качественной артериальной фазы является величина IDR около 1,6 г [И]/с, которая позволяет наилучшим образом визуализировать гиперваскулярные поражения [5]. В качестве примера для достижения величины IDR 1,6 г [И]/с КВ с концентрацией йода 320 мг [И]/мл должно вводиться со скоростью 5,0 мл/с, а контрастный препарат с концентрацией йода 400 мг [И] / мл – со скоростью 4,0 мл/с.

Наиболее важными пациент-специфическими факторами, влияющими на степень артериального контрастирования, являются масса тела и сердечный выброс. Последний из перечисленных факторов в наибольшей степени влияет на время контрастного усиления. Уменьшение сердечного выброса приводит к задержке поступления КВ, увеличению пика артериального контрастирования и увеличению времени паренхиматозного контрастирования. Более медленная циркуляция КВ приводит к замедлению его выведения и увеличению его концентрации в крови. При уменьшении сердечного выброса на 60% (от нормы) величина пика артериального контрастирования увеличивается на ~30%, тогда как величина пика контрастирования печени увеличивается на ~2%. Факторами, оказывающими значительный эффект на сердеч-

Рекомендованная скорость введения контрастного препарата в зависимости от концентрации йода и массы тела пациента

Концентрация йода, мг[И]/мл	Масса тела, кг				
	<55	56–65	66–85	86–95	>95
	IDR, г[И] / с				
	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
	скорость введения контрастного препарата, мл/с				
300	4,0	4,7	5,3	6,0	6,7
320	3,7	4,4	5,0	5,6	6,2
350	3,4	4,0	4,6	5,1	5,7
370	3,2	3,8	4,3	4,8	5,4
400	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0

ный выброс, являются пол и возраст. Показано, что поступление болюса КВ происходит несколько раньше у женщин, чем у мужчин. Также показана зависимость величины сердечного выброса от возраста пациента (чем старше пациент, тем меньше сердечный выброс). Учитывая такую зависимость, мы можем уменьшить у пожилого пациента дозу вводимого йода и скорость введения КВ на 10% и получить аналогичную степень контрастирования, какую получили бы, вводя молодому пациенту большую дозу КВ [5, 6].

Величина IDR также может быть модифицирована с учетом размеров тела пациента. Показано, что величина IDR должна быть определена в соответствии с отклонением от нормальной массы тела пациента (можно ориентироваться на массу тела пациента и на объем крови), что позволяет получить оптимальную степень контрастирования при минимально возможном объеме КВ и нивелировать различия в качестве исследования между пациентами с разной массой тела [5, 6].

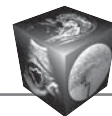
Рекомендованная скорость введения КВ с различной концентрацией йода в зависимости от массы тела пациента приведена в таблице [5].

Для корреспонденции: Юматова Елена Анатольевна – 115597 Москва, Гурьевский проезд, 11-1-162. Тел.: +7-903-779-43-83 (моб.). E-mail: yumatova_ea@mail.ru, prof_yudin@mail.ru

Юдин Андрей Леонидович – доктор мед. наук, профессор, заведующий кафедрой лучевой диагностики и терапии МБФ ГБОУ ВПО РНИМУ им. Н.Н. Пирогова МЗ РФ; **Учеваткин Андрей Алексеевич** – врач-рентгенолог рентгенодиагностического отделения ФГБУЗ ЦКБ РАН, аспирант кафедры лучевой диагностики и терапии МБФ ГБОУ ВПО РНИМУ им. Н.Н. Пирогова МЗ РФ; **Афанасьева Наталья Иосифовна** – канд. мед. наук, доцент кафедры лучевой диагностики и терапии МБФ ГБОУ ВПО РНИМУ им. Н.Н. Пирогова МЗ РФ; **Юматова Елена Анатольевна** – канд. мед. наук, заведующая рентгенодиагностическим отделением ФГБУЗ ЦКБ РАН, ассистент кафедры лучевой диагностики и терапии МБФ ГБОУ ВПО РНИМУ им. Н.Н. Пирогова МЗ РФ; **Федорова Галина Олеговна** – канд. мед. наук, ассистент кафедры лучевой диагностики и терапии МБФ ГБОУ ВПО РНИМУ им. Н.Н. Пирогова МЗ РФ.

Contact: Yumatova Elena Anatoliyevna – 115597 Moscow, Guriyevskiy passage, 11-1-162. Phone: +7-903-779-43-83. E-mail: yumatova_ea@mail.ru, prof_yudin@mail.ru

Yudin Andrey Leonidovich – doct. of med. sci., professor, head of radiology department, N.I. Pirogov Russian national research medical university; **Uchevatkin Andrey Alekseevich** – radiologist of radiology department, Central clinical hospital Russian academy of sciences, post-graduate student of radiology department, N.I. Pirogov Russian national research medical university; **Afanas'eva Natalya Iosifovna** – cand. of med. sci., associate professor, radiology department, N.I. Pirogov Russian national research medical university; **Yumatova Elena Anatoliyevna** – cand. of med. sci., head of radiology department, Central clinical hospital Russian academy of sciences, assistant of radiology department, N.I. Pirogov Russian national research medical university; **Fedorova Galina Olegovna** – cand. of med. sci., assistant, radiology department, N.I. Pirogov Russian national research medical university.



МДКТ-ангиография

Продолжительность введения КВ должна быть больше, чем время сканирования, а начало сбора данных должно быть задержано до достижения максимальной плотности крови в аорте. Как общее правило для абдоминальной ангиографии можно использовать задержку сканирования 6–8 с после достижения плотности в аорте в 100 ед.Н. Продолжительность введения КВ рассчитывается следующим образом: для 5 с сканирования время инъекции должно быть 13 с (5 ± 8 с). Время задержки сканирования может быть модифицировано в соответствии с поставленной диагностической задачей, особенностями модели томографа и в соответствии с исследуемым органом [5, 6].

Задержка между внутривенным введением КВ и его появление в артериальном русле (артериальная фаза контрастирования) определяется как время транзита КВ (t СМТ). Данный параметр в значительной степени варьируется у разных пациентов, что связано с функциональными возможностями сердечно-сосудистой системы. На современных томографах можно определить время транзита КВ, используя автоматическую методику отслеживания появления болюса КВ в сосудистом русле (bolus tracking). Данный временной промежуток соответствует времени, которое требуется для прихода КВ в артериальное русло и увеличения плотности артериальной крови до +100 ед.Н.

Как только выбрана скорость введения контрастного препарата, можно рассчитать его необходимый объем для ангиографических исследований по формуле:

$$V = FR \cdot t,$$

где V – объем КВ, FR – скорость введения КВ, t – продолжительность введения КВ [5].

К примеру, если скорость введения 4,0 мл/с ($IDR = 1,6$ для контрастного препарата с концентрацией 400 мг[I]/мл) и продолжительность введения 13 с, объем необходимого контрастного препарата будет равен 52 мл ($13 \times 4 = 52$).

Продолжительность введения КВ влияет на сосудистое контрастирование только при относительно длительном времени сканирования (>10 с): более длительное время введения приводит к более выраженному артериальному контрастированию, что происходит за счет кумулятивных эффектов при рециркуляции болюса (данный эффект увеличивает степень артериального контрастирования на 10–20%) [5].

Быстрая КТ-ангиография (<10 с)

В случае короткого времени сканирования, что бывает возможным при использовании МДКТ-

сканеров новых поколений и быстрого введения контрастного препарата, рекомендовано добавление 8 с задержки к времени транзита КВ. Данное практическое правило применимо и основано на техническом времени, которое необходимо для репозиционирования стола с пациентом (при этом следует помнить, что область отслеживания болюса должна находиться как можно ближе к началу зоны сканирования). Необходимо помнить, что визуализация изображений, получаемых при помощи методики автоматического отслеживания болюса, происходит не в реальном времени, а с учетом времени реконструкции, которое варьирует в зависимости от используемого оборудования (в среднем 3 с). Также рекомендуется удлинить время инъекции КВ на ~8 с, при этом соблюдая скорость введения, которая должна быть адаптирована к концентрации используемого контрастного препарата. К примеру, если нужно выполнить сканирование абдоминального отдела аорты и время сканирования составляет 9 с (с учетом используемого оборудования), необходимо поставить зону интереса для отслеживания болюса на аорту на уровне диафрагмы и затем установить задержку сканирования 8 с от момента достижения плотности аорты +100 ед.Н. Если при этом используется КВ с концентрацией 370 мг[I] / мл, необходимый объем контрастного препарата составит 73,1 мл ($V = (9+8) \cdot 4,3$) при скорости введения 4,3 мл/с ($IDR=1,6$). При использовании более концентрированного КВ (400 мг[I] / мл) необходимый объем будет 64,6 мл при скорости введения 3,8 мл/с ($V = (9+8) \cdot 3,8$).

Медленная КТ-ангиография (>10 с)

При более длительном времени сканирования необходимо также учитывать другие факторы, влияющие на качество исследования. Так как можно точно определить приход болюса КВ в аорту с помощью автоматической методики, необходимо также помнить, что время транзита КВ между абдоминальной аортой и подколенными артериями в значительной степени варьируется (от 4 до 24 с). Данное время зависит от скорости прохождения болюса, которая, по данным литературы, может варьировать от 29 до 177 мм/с [5]. Соответственно скорость движения стола должна быть установлена на нижней границе возможной скорости прохождения болюса, чтобы избежать феномена “обгона” болюса зоной сканирования (когда скорость движения стола больше, чем скорость прохождения болюса, и в зоне сканирования КВ отсутствует или концентрация его меньше необходимой для качественной диагностики). Когда



необходимо исследовать анатомическую зону большой протяженности (к примеру, брюшной отдел аорты и артерии нижних конечностей), оптимальная скорость движения стола будет около 30 мм/с при времени сканирования около 40 с для зоны сканирования 120 см [5].

Современные 64-детекторные системы позволяют устанавливать скорость движения стола до 80 мм/с в базовой конфигурации. Скорость движения стола можно снизить, уменьшая питч. Если данная опция недоступна, можно уменьшить скорость вращения рентгеновской трубки. Также можно просто установить время сканирования около 40 с в параметрах сканирования.

При таких настройках сканирования использование стандартной скорости введения КВ из таблицы (5,7 мл/с для КВ с концентрацией 350 мг[И]/мл) требует значительного количества вводимого йода (в нашем случае $40 \cdot 5,7 = 228$ мл КВ). Но на практике в большинстве случаев корректное контрастирование всего артериального русла можно получить, используя не более 120 мл КВ с концентрацией 350 мг[И]/мл, при помощи методики двухфазовой инъекции КВ. Данная стратегия предполагает введение начального объема КВ (около 40 мл) со скоростью 5 мл/с, а затем введение оставшегося основного объема КВ (около 80 мл) с более низкой скоростью: для пациентов с нормальной массой тела (60–90 кг) – около 3 мл/с. Для тяжелых пациентов доза КВ должна быть увеличена, а скорость его введения должна быть адаптирована к фиксированному времени инъекции около 40 с [5, 6].

Методика проведения МДКТ-ангиопульмонографии

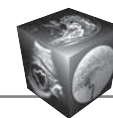
Непосредственно перед исследованием выполняется гипервентиляция легких (пациент должен сделать несколько глубоких вдохов-выдохов) для более адекватной задержки дыхания во время сканирования. КТ-ангиопульмонография выполняется на одной задержке дыхания. Зона сканирования должна полностью захватывать легкие. Время задержки дыхания колеблется от 5 до 30 с в зависимости от типа сканера и значительно короче на томографах с большим количеством детекторов. Другое преимущество МДКТ – увеличение протяженности зоны сканирования и пространственного разрешения.

Для получения адекватных изображений легочных артерий критическим параметром является время болюсного введения КВ. При отсутствии на сканере системы автоматического отслеживания поступления КВ в сосудистое русло можно установить задержку сканирования в 20–25 с от начала

введения или ввести 15–20 мл КВ и при динамическом сканировании посчитать время от начала введения КВ до достижения его максимальной концентрации в зоне интереса (таким образом определяется время задержки). При отсутствии на сканере системы автоматического отслеживания поступления КВ в сосудистое русло предварительное введение небольшого количества КВ для определения времени задержки обязательно при исследовании пациентов с подозрением на сердечную недостаточность, так как интервал задержки в данном случае увеличивается. При наличии на сканере системы автоматического отслеживания поступления КВ в сосудистое русло на ствол легочной артерии ставится курсор и при достижении определенной (выставленной пользователем) плотности в зоне интереса запускается сканирование. Необходимый объем КВ и скорость введения уже обсуждались выше. При этом одной из особенностей проведения МДКТ-ангиопульмонографии является то, что пороговое значение плотности крови в легочном стволе (устанавливаемое при использовании автоматической системы отслеживания болюса) обычно меньше, чем таковое при сканировании аорты, что связано с более быстрым прохождением болюса контрастного препарата. Для получения диагностических изображений хорошего качества мы рекомендуем устанавливать данное пороговое значение не более +75...+80 ед.Н.

При проведении КТ-ангиопульмонографии на одно- и малодетекторных сканерах необходимо найти компромисс между коллимацией и протяженностью зоны покрытия, так как обычно зона сканирования на данной аппаратуре не превышает 10–12 см (от верхнего края дуги аорты до наиболее высокой точки диафрагмы). К примеру, при сканировании с толщиной среза 3 мм, питчем 1,3–1,6 и скоростью вращения рентгеновской трубки 1 с зона покрытия составит около 12 см. Использование более тонких срезов или увеличение зоны покрытия ограничивается скоростью охлаждения трубки. Сканирование оставшихся ветвей легочной артерии (выше и ниже зоны сканирования) возможно в более поздние сроки или с более широкой коллимацией (с получением субоптимальной плотности сосудов).

При проведении МДКТ-ангиопульмонографии на многодетекторных томографах зона сканирования полностью захватывает легкие при толщине срезов 0,5–0,6 мм. Данная технология позволяет получать изображения высокого разрешения даже мелких ветвей легочных артерий с захватом всей грудной клетки за более короткое время и соответственно с меньшей по времени задержкой дыхания.



Некоторые авторы рекомендуют проводить сосудистые исследования при напряжении на рентгеновской трубке 80 кВ, что приводит к увеличению плотности контрастированных сосудов за счет дополнительного влияния фотоэлектрического эффекта [7, 8].

В последние годы благодаря техническому прогрессу была реализована идея двухэнергетической КТ, которая заключается в построении диагностических изображений из двух серий “сырых” данных, полученных с различным напряжением на рентгеновской трубке (80 и 140 кВ). В результате получают серию реконструированных изображений (так называемая йодная карта), с помощью которой можно оценить распределение молекул йода в области сканирования, что в свою очередь отражает перфузию тканей. Таким образом, с помощью данной методики можно оценить не только состояние сосудистого русла, но и перфузию тканей. Показана ценность данной методики в диагностике и оценке результатов лечения хронической тромбоэмболической легочной гипертензии [9].

Использование изотонического раствора (NaCl)

Во время исследования с болюсным контрастированием некоторая часть введенного КВ остается в правых отделах сердца, периферических венах и в трубке инжектора. Промывание венозной системы изотоническим раствором (ИР) сразу после введения КВ “проталкивает” его в системную циркуляцию. Таким образом, введение ИР помогает оптимизировать объем КВ, позволяет уменьшить дозу вводимого йода без значительно влияния на степень контрастирования. Описано, что уменьшение дозы КВ на 12–50 мл (по данным различных исследователей) положительно сказывается на риске возникновения контрастированной нефропатии.

Наиболее удобная техника для промывания системы ИР – это использование двухколбового инжектора (одна колба для КВ, другая для ИР).

Также необходимо отметить, что использование ИР снижает частоту цитотоксических реакций.

Ошибки и ограничения при использовании КТ

Для любой диагностической методики существуют ограничения в применении и ошибки в интерпретации полученных данных [10–12]. Все ограничения МДКТ-ангиографии можно разделить на технические трудности и ошибки интерпретации.

Технические трудности

Наиболее значимой технической ошибкой при проведении МДКТ-ангиографии является недостаточное контрастирование легочного артериального русла. Данная ситуация чаще всего возникает при исследовании пациентов с сердечной недостаточностью и решается с помощью использования функции автоматического отслеживания нужной концентрации КВ в правых отделах сердца и легочном стволе. Неправильное соотношение дозы КВ и скорости его введения может привести к появлению псевдодефектов наполнения в ветвях легочной артерии и симулировать тромбоэмболию. Также к появлению псевдодефектов наполнения могут приводить артефакты от движения, при наличии которых стенки сосудов могут выглядеть “удвоенными” [13]. Необходимо иметь в виду, что использование “жесткого” высокоразрешающего алгоритма реконструкции приводит к появлению участков повышенной плотности по периферии сосудов, и относительно низкая плотность крови в просвете сосуда расценивается как наличие тромбов. Для нивелирования этих артефактов следует использовать “мягкий” алгоритм реконструкции.

При сканировании с тонкой коллимацией тучных пациентов изображения могут получиться “зернистыми”, так как значительно возрастает шум, что затрудняет визуализацию артерий малого калибра. Улучшить качество визуализации в таких случаях можно, если при реконструкции данных, полученных с тонкой коллимацией 0,5 мм, выставить толщину генерируемого слоя 2–3 мм (то же можно сделать на большинстве современных рабочих станций).

Когда большая концентрация КВ находится в верхней поллой вене, могут возникать линейные артефакты, затрудняющие визуализацию главной и верхнедолевой ветвей правой легочной артерии, вплоть до симуляции тромбоэмболии. Улучшить качество визуализации в таких случаях можно при введении 20–25 мл ИР сразу после КВ, что несколько уменьшит концентрацию последнего в верхней поллой вене. Также можно сканировать в каудально-краниальном направлении – концентрация контрастного препарата в верхней поллой вене к моменту сканирования данной анатомической области будет меньше.

При проведении МДКТ-ангиографии ухудшать визуализацию может артефакт кровотока в легочной артерии, который неожиданно возникает в легочном стволе или ее главных ветвях и является следствием попадания в артериальный легочный кровоток смешанной крови (насыщенная КВ кровь из верхней поллой вены перемешивается с кровью из нижней поллой вены). Данный феномен связан с

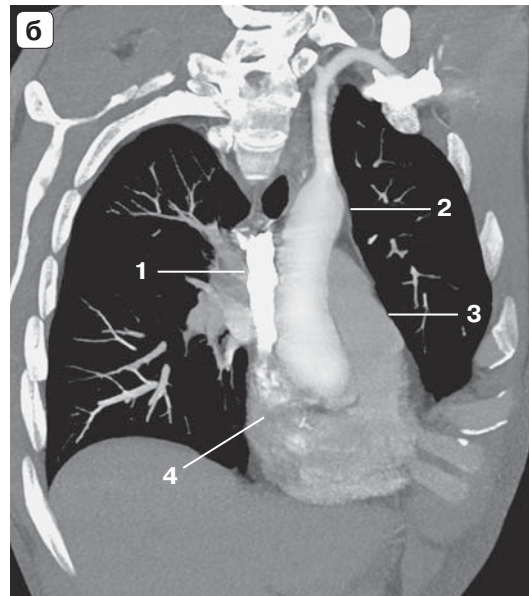
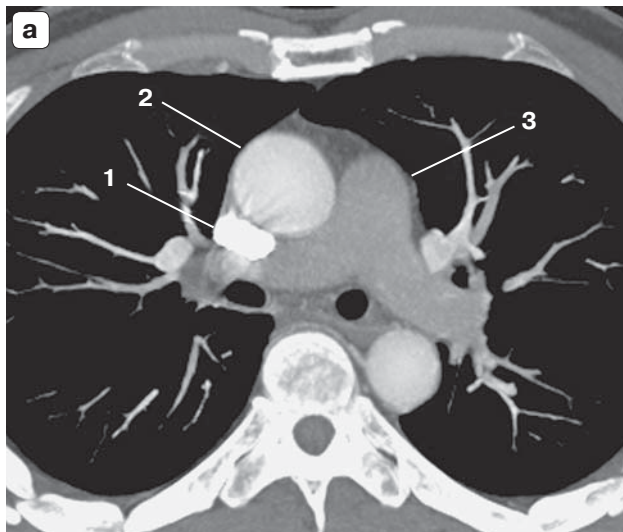
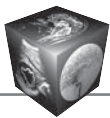


Рис. 1. МДКТ-ангиопульмонограммы при выполнении маневра Вальсальвы. а – в режиме MIP, недостаточное контрастирование легочных артерий. 1 – интенсивное контрастирование верхней полой вены, 2 – хорошее контрастирование аорты, 3 – “парадоксально слабое” контрастирование легочных артерий; б – косая реконструкция средостения по результатам МДКТ. Эффект слабого контрастирования легочных артерий при поступлении большого количества неконтрастированной крови в правые отделы сердца (1 – интенсивное контрастирование верхней полой вены, 2 – хорошее контрастирование аорты, 3 – слабое контрастирование легочной артерии, 4 – эффект перемешивания большого количества неконтрастированной крови из нижней полой вены и малого количества контрастированной крови из верхней полой вены, объясняющий слабое контрастирование легочной артерии).

задержкой дыхания перед сканированием. Одной из реакций сердечно-сосудистой системы на задержку дыхания является брадикардия, следствие которой – временное замедление поступления в малый круг крови, насыщенной КВ [14, 15].

Проведение МДКТ-ангиографии реанимационным пациентам может представлять определенные сложности, обусловленные дыхательными артефактами, нарушением сердечной деятельности и поступления контрастного препарата в малый круг кровообращения, артефактами от различных катетеров и трубок. Несмотря на это, в одной из научных работ было исследовано 50 тяжелых реанимационных пациентов, которым проводилась МДКТ-ангиопульмонография. Результаты проведенной МДКТ были признаны интерпретабельными у 76% [16].

Тяжелым пациентам, находящимся в сознании, можно предложить задержать дыхание на 10–15 с, а затем делать медленный спокойный выдох, при этом для минимизации дыхательных артефактов можно проводить сканирование в каудокраниальном направлении, так как структуры верхних отделов грудной клетки менее подвижны, чем нижних [17].

Линейные артефакты от баллонного катетера Swan–Ganz, расположенного в легочной артерии, могут симулировать наличие тромбов в просвете

сосуда, поэтому перед проведением исследования такой катетер рекомендуется переместить в сердце или верхнюю полую вену.

Нивелирование эффекта Вальсальвы

Известно, что поток крови по центральным венозным сосудам зависит от давления в грудной и брюшной полостях, которое изменяется во время дыхательных маневров [15]. В случае проведения МДКТ-ангиопульмонографии данный факт может помешать получению качественных изображений. У пациентов, которые перед задержкой дыхания выполняют маневр Вальсальвы, внутрибрюшное давление увеличивается больше, чем внутригрудное, что приводит к временному уменьшению венозного притока к сердцу от головы и верхних конечностей (откуда обычно поступает контрастированная кровь) и временному увеличению венозного притока к сердцу из нижней полой вены (неконтрастированная кровь). Эффектом этого перераспределения венозного кровотока является неадекватное контрастирование легочных артерий вследствие временного уменьшения притока контрастированной крови в правые отделы сердца (рис. 1).

Чтобы избежать данной ситуации очень важно, чтобы рентгенолаборант объяснил пациенту, что

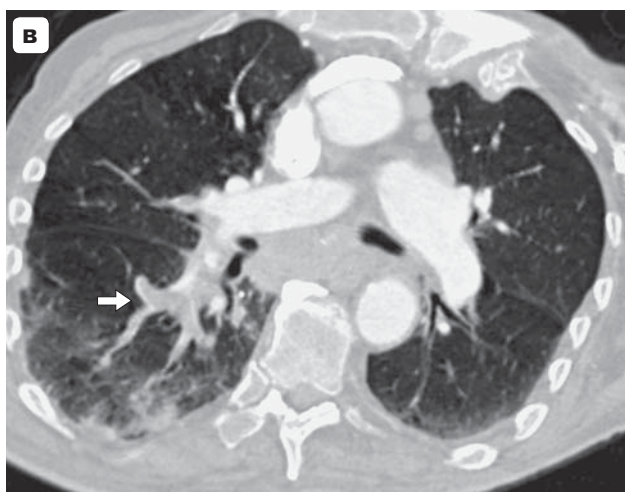
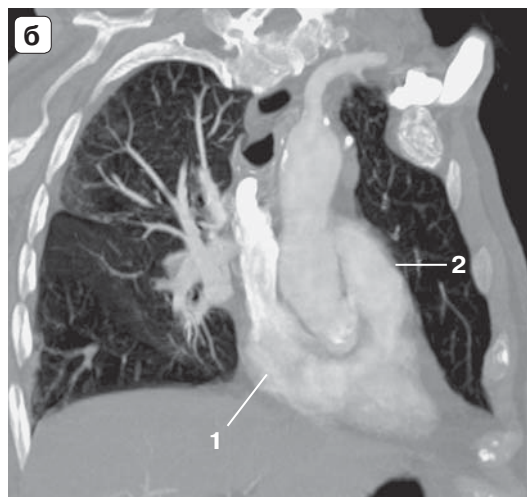
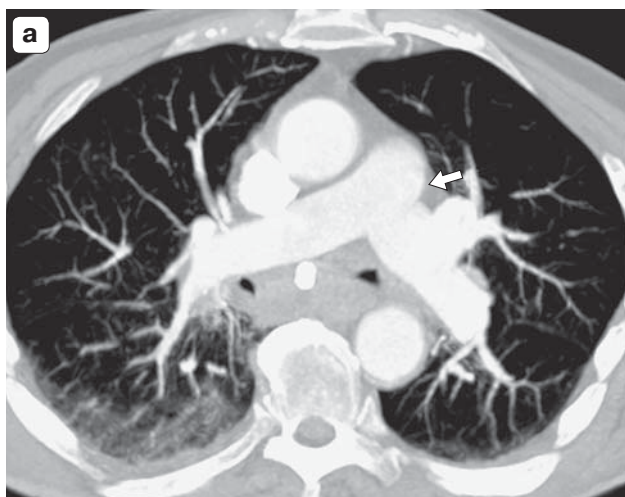
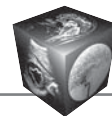


Рис. 2. МДКТ-ангиопульмонограммы, выполненные без напряжения и с открытым ртом. а – в режиме МIP, адекватное контрастирование легочных артерий (стрелка); б – косая реконструкция средостения по результатам МДКТ. Эффект интенсивного контрастирования легочных артерий при поступлении большого количества контрастированной крови в правые отделы сердца (1 – интенсивное поступление контрастированной крови из верхней полой вены в правые отделы сердца, 2 – интенсивное контрастирование легочной артерии); в – в режиме МIP, тромбоэмболия ветвей правой легочной артерии (стрелка).

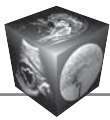
тот не должен напрягаться во время задержки дыхания, а также посоветовал пациенту держать рот открытым во время задержки дыхания (рис. 2). При этом могут возникнуть небольшие двигательные артефакты, что менее критично при оценке ангиопульмонограмм в сравнении с неадекватным контрастированием.

Также необходимо отметить, что сканирование при введении тестовой дозы КВ (при использовании данной методики) должно проводиться на поверхностном дыхании, а не на его задержке, так как это лучше отражается на ранней динамике потока крови при последующей МДКТ-ангиопульмонографии.

Трудности интерпретации

К ошибкам интерпретации при проведении МДКТ-ангиопульмонографии может приводить неправильная оценка нормальных анатомических структур, а также патологически измененных анатомических структур, не относящихся к ветвям легочной артерии (к примеру, измененные брон-

хи), которые могут симулировать тромбоэмболию легочной артерии [12]. Данных ошибок в большинстве случаев врач может избежать, внимательно анализируя изображения на рабочей станции (а не на консоли), просматривая всю зону сканирования, чтобы убедиться, что видит патологические изменения в ветвях легочных артерий. Необходимо внимательно проследить ход каждого патологически измененного сосуда, чтобы не принять легочные вены, дренирующиеся в левое предсердие, за ветви легочных артерий. Плотные прилежащие к ветвям легочных артерий лимфатические узлы также можно принять за эмболы при невнимательном изучении изображений и при использовании слишком толстых срезов. К примеру, в ранних исследованиях M. Remy-Jardin и соавт., посвященных МДКТ-ангиопульмонографии (1992 г.), 9 лимфатических узлов были интерпретированы как тромбы в просвете легочных артерий у 3 пациентов из 41 [18]. Однако использование на данном этапе развития КТ тонких срезов и мультипланарных реконструкций позволяет избежать описанных выше



ошибок. Также необходимо отметить наличие случаев ошибочной интерпретации заполненных слизи бронхов как внутрисосудистых эмболов.

Для определения достоверности результатов, полученных с помощью какой-либо методики, полезным инструментом является каппа-статистика, с помощью которой можно определить степень согласия между двумя и более специалистами, оценивающими один и тот же результат. Числовой характеристикой, определяющей меру согласия, является коэффициент каппа. При значении коэффициента каппа менее 0,00 считается, что согласие отсутствует, при значении коэффициента каппа 1 считается, что согласие полное. Также существуют промежуточные значения данного коэффициента: 0,00–0,20 – сомнительный уровень согласия, 0,21–0,40 – низкий уровень согласия, 0,41–0,60 – средний уровень согласия, 0,61–0,80 – хороший уровень согласия, 0,81–1,00 – полное согласие [19].

Применительно к МДКТ-ангиопульмонографии в диагностике тромбоэмболии легочной артерии коэффициент каппа в различных исследовательских работах варьирует от 0,59 до 0,94 [13, 20–32]. При этом не удивительно, что степень согласия при оценке долевых ветвей легочных артерий больше, чем при оценке сегментарных ветвей легочной артерии (коэффициент каппа 0,70 и 0,47 соответственно). Также была показана зависимость коэффициента каппа от толщины анализируемых срезов – в одном из исследований при использовании 2 мм коллимации значение каппа было 0,98, а при использовании 3 мм коллимации – 0,94 ($p < 0,05$) [27]. Также было проведено сравнение степени согласия при использовании различных методик для диагностики тромбоэмболии легочной артерии – вентиляционно-перфузионного сканирования, МДКТ-ангиопульмонографии и прямой ангиографии легочной артерии. По результатам данных научных исследований коэффициент каппа для МДКТ был значительно больше, чем для сцинтиграфии, и слегка больше, чем для прямой ангиографии. Из этого следует, что МДКТ-ангиопульмонография может полностью заменить прямую ангиографию, а сцинтиграфия не должна быть методом выбора в диагностике тромбоэмболии легочной артерии [26, 20–22, 27, 31, 33–38].

Лучевая нагрузка при проведении МДКТ-ангиопульмонографии

A. Resten и соавт., используя антропометрический фантом, показали, что лучевая нагрузка при проведении однодетекторной КТ-ангиопульмонографии в 5 раз меньше, чем при проведении кате-

теризационной цифровой субтракционной легочной ангиографии [39]. Ранее было показано, что использование 4-детекторных сканеров увеличивает лучевую нагрузку в сравнении с однодетекторной технологией, но приводит к улучшению визуализации, в особенности артерий сегментарного и субсегментарного уровня [40]. В настоящее время на мультidetекторных сканерах данная проблема решена и лучевая нагрузка существенно не увеличивается.

Также были определены лучевые нагрузки при проведении однодетекторной КТ-ангиопульмонографии и вентиляционно-перфузионного сканирования, что особенно важно при исследовании беременных пациенток. Для беременных пациенток средняя поглощенная доза, полученная плодом при проведении однодетекторной КТ-ангиопульмонографии, была значительно ниже, чем при проведении вентиляционно-перфузионного сканирования. Величины средней поглощенной дозы для плода варьировали в зависимости от сроков гестации и при проведении сцинтиграфии составили 100–370 мГр, а при проведении однодетекторной КТ-ангиопульмонографии – 3,3–20,2 мГр (в I триместр), 7,9–76,7 мГр (во II триместр), 51,3–130,8 мГр (в III триместр) [41]. Вышеописанные величины средней поглощенной дозы ниже допустимых для плода.

Преимущества МДКТ

Значительное преимущество МДКТ перед вентиляционно-перфузионным сканированием и прямой легочной ангиографией – в возможности визуализации других патологических состояний, которые по клинической картине похожи на тромбоэмболию легочной артерии: пневмония, абсцесс легкого, пневмоторакс, пневмомедиастинум, плевральный или перикардиальный выпот, диссекция аорты (рис. 3), медиастинит, медиастинальный абсцесс, повреждение пищевода, интерстициальные заболевания легких. Необходимо отметить, что при проведении МДКТ-ангиографии с подозрением на тромбоэмболию легочной артерии сопутствующие патологические изменения выявляются в 11–70% случаев [42–46]. Также было показано, что использование мультidetекторных сканеров с ЭКГ-синхронизацией при подозрении на тромбоэмболию легочной артерии делает возможным параллельную визуализацию тромбоза коронарных артерий и дефектов контрастирования миокарда при подозрении на острый инфаркт миокарда [47], что весьма важно, так как клинические симптомы тромбоэмболии легочной артерии и острого инфаркта миокарда могут перекрываться.

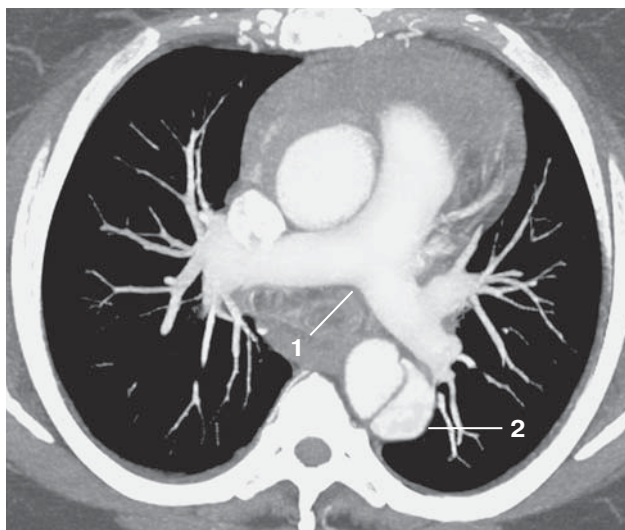
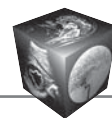


Рис. 3. МДКТ-ангиопульмонограмма в режиме MIP у пациента с подозрением на тромбоэмболию (1 – интенсивное контрастирование легочных артерий, отсутствие признаков тромбоэмболии, 2 – интенсивное контрастирование аорты, признаки расслоения аорты).

Таким образом, успех и диагностическая ценность МДКТ-ангиографии (в том числе МДКТ-ангиопульмонографии) напрямую зависят от правильного выполнения методики сканирования.

Выражаем благодарность ЗАО “Байер” за помощь в подготовке материала.

Список литературы / References

1. Труфанов Г.Е., Хубулава Г.Г., Перец В.И. Лучевая диагностика и хирургическая профилактика тромбоэмболии легочной артерии. СПб.: ЭЛБИ-СПб, 2006. 176 с. Trufanov G.E., Khubulava G.G., Perets V.I. X-ray diagnostics and surgical prevention of pulmonary embolism. SPb.: ELBI-SPb, 2006. 176 p. (In Russian)
2. Поляев Ю.А., Юдин А.Л., Шимановский Н.Л. Применение контрастных средств в лучевой диагностике. М.: Калганов, 2010. 432 с. Polyayev Yu.A., Yudin A.L., Shimanovskiy N.L. The use of contrast agents in radiology. M.: Kalganov, 2010. 432 p. (In Russian)
3. Кондратьев Е.В., Кармазановский Г.Г. МСКТ-ангиография: Оптимизированные протоколы исследования коронарных артерий, сердца, аорты, сосудов шеи и головного мозга. М.: ВИДАР, 2011. 88 с. Kondratev E.V., Karmazanovsky G.G. MDCT angiography: optimized protocol studies of the coronary arteries, heart, aorta, vessels of the neck and brain. M.: VIDAR, 2011. 88 p. (In Russian)
4. Кармазановский Г.Г., Шимановский Н.Л. Контрастные средства для лучевой диагностики. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2013. 560 с. Karmazanovsky G.G., Shimanovsky N.L. Contrast agents for radiology. M.: GEOTAR-MEDIA, 2013. 560 p. (In Russian)
5. Laghi A., Bozzao A, Ferrari R. MDCT Protocols. Whole body and Emergencies. Springer, 2012. 253 p.

6. Bruening R., Kuettner A., Flohr T. Protocols for Multislice CT. Springer, 2003. 379 p.
7. Szucs-Farkas Z., Kurmann L., Strautz T. et al. Patient exposure and image quality of low-dose pulmonary computed tomography angiography. Comparison of 100- and 80-kVp protocols. Invest. Radiol. 2008; 43: 871–876.
8. Matsuoka S., Hunsaker A.R., Gill R.R. et al. Vascular Enhancement and Image Quality of MDCT Pulmonary Angiography in 400 Cases: Comparison of Standard and Low Kilovoltage Settings. Am. J. Roentgenol. 2009; 192: 1651–1656.
9. Мершина Е.А., Синицын В.Е., Фролова Ю.В. и др. Диагностика и оценка результатов лечения хронической тромбоэмболической легочной гипертензии (ХТЭЛГ) с помощью двухэнергетической МСКТ. REJR. 2013; 3 (3): 52–56. Mershina E.A., Sinitsyn V.E., Frolova Yu.V. et al. Dual-energy MDCT in diagnosis and follow-up of chronic thromboembolic pulmonary hypertension (CTEPH). REJR. 2013; 3(3): 52–56. (In Russian)
10. Remy-Jardin M., Remy J., Artaud D. et al. Spiral CT of pulmonary embolism: technical considerations and interpretive pitfalls. J. Thorac. Imaging. 1997; 12: 103–117.
11. Beigelman C., Chartrand-Lefebvre C., Howarth N., Grenier P. Pitfalls in diagnosis of pulmonary embolism with helical CT angiography. Am. J. Roentgenol. 1998; 171: 579–585.
12. Gotway M.B., Patel R.A., Webb W.R. Helical CT for the evaluation of suspected acute pulmonary embolism: diagnostic pitfalls. J. Comput. Assist. Tomogr. 2000; 24: 267–273.
13. Perrier A., Howarth N., Didier D. et al. Performance of helical computed tomography in unselected outpatients with suspected pulmonary embolism. Ann. Intern. Med. 2001; 135: 88–97.
14. Yoo A.J., Wittram C. CTPA pulmonary artery flow artifact: pitfall in the diagnosis of pulmonary embolism. (abstr). Radiology. 2003; 352 (P): 233.
15. Gosselin M.V., Rassner U.A., Thieszen S.L. et al. Contrast dynamics during CT pulmonary angiogram: analysis of an inspiration associated artifact. J. Thorac. Imaging. 2004; 19: 1–7.
16. Kelly A.M., Patel S., Kazerooni E.A. CT pulmonary angiography for acute pulmonary embolism in ICU patients: clinical experience (abstr). Radiology. 2002; 225 (P): 385.
17. Королева И.М. Спиральная и мультиспиральная компьютерная томография в диагностике тромбоэмболии легочной артерии. Медицинская визуализация. 2003; 2: 50–54. Koroleva I.M. Spiral and Multispiral CT Diagnosis of Thromboembolism of Pulmonary Artery. Meditsinskaya Vizualizatsiya. 2003; 2: 50–54. (In Russian)
18. Remy-Jardin M., Remy J., Watinne L., Giraud F. Central pulmonary thromboembolism: diagnosis with spiral volumetric CT with the single-breathhold technique—comparison with pulmonary angiography. Radiology. 1992; 185: 381–387.
19. Altman D.G. Practical statistics for medical research. London: Chapman & Hall, 199. 624 p.
20. van Rossum A.B., Pattynama P.M., Ton E.R. et al. Pulmonary embolism: validation of spiral CT angiography in 149 patients. Radiology. 1996; 201: 467–470.



21. Mayo J.R., Remy-Jardin M., Muller N.L. et al. Pulmonary embolism: prospective comparison of spiral CT with ventilation-perfusion scintigraphy. *Radiology*. 1997; 205: 447–452.
22. Grenier P.A., Beigelman C. Spiral computed tomographic scanning and magnetic resonance angiography for the diagnosis of pulmonary embolism. *Thorax*. 1998; 53 (Suppl. 2): S25–S31.
23. Herold C.J., Lamm C., Remy-Jardin M. et al. Prospective evaluation of pulmonary embolism: initial results of the European Multicenter Trial (ESTIPEP). *Eur. Radiol*. 1999; 9 (Suppl. 1): 226.
24. Chartrand-Lefebvre C., Howarth N., Lucidarme O. et al. Contrast-enhanced helical CT for pulmonary embolism detection: inter- and intraobserver agreement among radiologists with variable experience. *Am. J. Roentgenol*. 1999; 172: 107–112.
25. Hurst D.R., Kazerooni E.A., Stafford-Johnson D. et al. Diagnosis of pulmonary embolism: comparison of CT angiography and MR angiography in canines. *J. Vasc. Interv. Radiol*. 1999; 10: 309–318.
26. Blachere H., Latrabe V., Montaudon M. et al. Pulmonary embolism revealed on helical CT angiography: comparison with ventilation-perfusion radionuclide lung scanning. *Am. J. Roentgenol*. 2000; 174: 1041–1047.
27. Remy-Jardin M., Remy J., Baghaie F. et al. Clinical value of thin collimation in the diagnostic workup of pulmonary embolism. *Am. J. Roentgenol*. 2000; 175: 407–411.
28. Qanadli S.D., Hajjam M.E., Mesurolle B. et al. Pulmonary embolism detection: prospective evaluation of dual-section helical CT versus selective pulmonary arteriography in 157 patients. *Radiology*. 2000; 217: 447–455.
29. Domingo M.L., Marti-Bonmati L., Dosda R., Pallardo Y. Interobserver agreement in the diagnosis of pulmonary embolism with helical CT. *Eur. Radiol*. 2000; 34: 136–140.
30. Garg K., Kemp J.L., Russ P.D., Baron A.E. Thromboembolic disease: variability of interobserver agreement in the interpretation of CT venography with CT pulmonary angiography. *Am. J. Roentgenol*. 2001; 176: 1043–1047.
31. Coche E., Verschuren F., Keyeux A. et al. Diagnosis of acute pulmonary embolism in outpatients: comparison of thin-collimation multi-detector row spiral CT and planar ventilation-perfusion scintigraphy. *Radiology*. 2003; 229: 757–765.
32. Ruiz Y., Caballero P., Caniego J.L. et al. Prospective comparison of helical CT with angiography in pulmonary embolism: global and selective vascular territory analysis-interobserver agreement. *Eur. Radiol*. 2003; 13: 823–829.
33. Quinn M.F., Lundell C.J., Klotz T.A. et al. Reliability of selective pulmonary arteriography in the diagnosis of pulmonary embolism. *Am. J. Roentgenol*. 1987; 149: 469–471.
34. Garg K., Welsh C.H., Feyerabend A.J. et al. Pulmonary embolism: diagnosis with spiral CT and ventilation-perfusion scanning—correlation with pulmonary angiographic results or clinical outcome. *Radiology*. 1998; 208: 201–208.
35. Diffin D.C., Leyendecker J.R., Johnson S.P. et al. Effect of anatomic distribution of pulmonary emboli on interobserver agreement in the interpretation of pulmonary angiography. *Am. J. Roentgenol*. 1998; 171: 1085–1089.
36. Stein P.D., Henry J.W., Gottschalk A. Reassessment of pulmonary angiography for the diagnosis of pulmonary embolism: relation of interpreter agreement to the order of the involved pulmonary arterial branch. *Radiology*. 1999; 210: 689–691.
37. Herold C.J., Hahne J., Grenier P. et al. Interobserver agreement in prospective evaluation of pulmonary embolism: results from the ESTIPEP trial. *Eur. Radiol*. 1999; 9 (Suppl. 1): S277.
38. Herold C.J., Hahne J., Ghaye B. et al. Prospective evaluation of pulmonary embolism: diagnostic performance of spiral CT angiography in the ESTIPEP trial. *Radiology*. 1999; 210 (Suppl. 1): 126–127.
39. Resten A., Mausoleo F., Valero M., Musset D. Comparison of doses for pulmonary embolism detection with helical CT and pulmonary angiography. *Eur. Radiol*. 2003; 13: 1515–1521.
40. Moro L., Bolsi A., Baldi M. et al. Single-slice and multi-slice computerized tomography: dosimetric comparison with diagnostic reference dose levels (in Italian). *Radiol. Med. (Torino)*. 2001; 102: 262–265.
41. Winer-Muram H.T., Boone J.M., Brown H.L. et al. Pulmonary embolism in pregnant patients: fetal radiation dose with helical CT. *Radiology*. 2002; 224: 487–492.
42. Ferretti G.R., Bosson J.L., Buffaz P.D. et al. Acute pulmonary embolism: role of helical CT in 164 patients with intermediate probability at ventilation perfusion scintigraphy and normal results at duplex US of the legs. *Radiology*. 1997; 205: 453–458.
43. Kim K.I., Muller N.L., Mayo J.R. Clinically suspected pulmonary embolism: utility of spiral CT. *Radiology*. 1999; 210: 693–697.
44. Garg K., Sieler H., Welsh C.H. et al. Clinical validity of helical CT being interpreted as negative for pulmonary embolism: implications for patient treatment. *Am. J. Roentgenol*. 1999; 172: 1627–1631.
45. Shah A.A., Davis S.D., Gamsu G., Intriore L. Parenchymal and pleural findings in patients with and patients without acute pulmonary embolism detected at spiral CT. *Radiology*. 1999; 211: 147–153.
46. Patel S., Kazerooni E.A., Cascade P.N. Pulmonary embolism: optimization of small pulmonary artery visualization at multi-detector row CT. *Radiology*. 2003; 227: 455–460.
47. Paul J.F., Dambrin G., Caussin C. et al. Sixteen-slice computed tomography after acute myocardial infarction: from perfusion defect to the culprit lesion. *Circulation*. 2003; 108: 373–374.