

Возможности КТ-исследований в диагностике нарушений венозной гемодинамики

Е.В. Шайдаков¹, А.Б. Санников^{2,3}, В.М. Емельяненко³, М.А. Рачков²,
Л.Н. Крюкова², А.Е. Баранова²

¹ИМЧ РАН, Санкт-Петербург

²Клиника инновационной диагностики «Медика», Владимир

³ФГАОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России, Москва

РЕЗЮМЕ

Благодаря возможности решения большого количества технических задач метод компьютерно-томографической (КТ) визуализации сосудистой системы на сегодняшний день используется широко, однако в диагностике хронических заболеваний вен он до сих пор не получил клинического признания. В данном обзоре литературы проводится анализ результатов изучения использования КТ-венографии. Описаны методики проведения непрямой и прямой контрастной КТ-венографии. Показаны возможности использования контрастной КТ-венографии в диагностике тромбоза глубоких вен. Обсуждаются возможности комбинированного использования КТ-венографии и КТ-ангиопульмонографии в диагностике тромбоза легочной артерии. Контрастно усиленная КТ-венография может стать незаменимым инструментом в изучении особенностей топографо-анатомического строения венозного русла. На примере собственных исследований авторы демонстрируют возможности прямой КТ-венографии в визуализации венозной системы нижних конечностей. Необходимость более точной топической диагностики с 3D-визуализацией венозной системы нижних конечностей и таза посредством КТ-венографии обусловлена нарастающим интересом сосудистых и интервенционных хирургов к апробации и более активному внедрению во флебологическую практику эндоваскулярных методов коррекции венозного кровотока. Использование методов магнитно-резонансной и КТ-визуализации позволит уточнить данные клинической анатомии, а следовательно, иначе взглянуть на некоторые основные патогемодинамические звенья развития сердечно-сосудистых заболеваний у пациентов с заболеваниями венозной системы.

Ключевые слова: компьютерная томография, компьютерно-томографическая флебография, магнитно-резонансная томография, магнитно-резонансная флебография, хронические заболевания вен.

Для цитирования: Шайдаков Е.В., Санников А.Б., Емельяненко В.М. и др. Возможности КТ-исследований в диагностике нарушений венозной гемодинамики. РМЖ. 2021;8:14–24.

ABSTRACT

Possibilities of CT study in diagnostics of hemodynamic disorders

E.V. Shaidakov¹, A.B. Sannikov^{2,3}, V.M. Emelianenko³, M.A. Rachkov², L.N. Kryukova², A.E. Baranova²

¹N.P. Bekhtereva Institute of the Human Brain of the Russian Academy of Sciences, St. Petersburg

²Clinic of Innovative Diagnostics "Medica", Vladimir

³Pirogov Russian National Research Medical University, Moscow

Due to the possibility of solving a large number of technical problems, the method of computed tomography (CT) venography is widely used nowadays. However, it has not yet received clinical recognition in the diagnosis of chronic venous diseases. This article analyzes the results of studying the CT venography use, describing the methods of indirect and direct contrast CT venography. It also shows the possibilities of using contrast CT venography in the diagnosis of deep vein thrombosis and discusses the opportunities concerning the combined use of CT venography and CT angiopulmonography in the diagnosis of pulmonary embolism. Contrast-enhanced CT venography can become an indispensable tool in studying the patterns of the topographic and anatomical structure of the venous bed. Using the example of their research, the authors demonstrate the possibilities of direct CT venography of the lower extremities. The need for more accurate topical diagnostics with 3D imaging of the lower extremity and pelvic venous system with CT venography is due to the growing interest of vascular and interventional surgeons in testing and more active administration of endovascular correction of venous blood flow in phlebological practice. The use of magnetic resonance imaging (MRI) and CT imaging will help to clarify the data of clinical anatomy, as well as to look differently at some of the main path-dependent hemodynamic links in the development of cardiovascular diseases in patients with venous diseases.

Keywords: computed tomography, computed tomography venography, magnetic resonance imaging, magnetic resonance venography, chronic venous diseases.

For citation: Shaidakov E.V., Sannikov A.B., Emelianenko V.M. et al. Possibilities of CT study in diagnostics of hemodynamic disorders. RMJ. 2021;8:14–24.

ВВЕДЕНИЕ

Несмотря на то, что сам метод компьютерной томографии (КТ) появился гораздо раньше магнитно-резонансных исследований, его активное использование в клинической практике еще долго сдерживалось многими нерешенными

техническими задачами. Первые компьютерные томографы, появившиеся в 1973 г., имели рентгеновскую трубку, пучок лучей, которой был направлен только на один принимающий детектор. При этом один оборот трубки вокруг объекта позволял получить изображение только одного

слоя. В результате такое пошаговое сканирование проводилось с довольно низкой скоростью, что, наряду с прочими факторами, ограничивало его применение в клинической практике. Во втором поколении томографов за основу был взят веерный тип конструкции, при котором напротив трубки устанавливалось уже несколько детекторов, при этом время обработки изображений в разы сокращалось, давая возможность исследовать более протяженную область за один оборот трубки. С появлением аппаратов третьего, а затем и четвертого поколений, работающих по принципу спирального сканирования, обусловленного одномоментным движением стола и рентгеновской трубки относительно друг друга, стало возможным еще больше сократить время сканирования, снизив при этом лучевую нагрузку на пациента.

Первые попытки проведения непосредственно ангиографических исследований центрального и периферического сосудистого русла с использованием КТ были предприняты в конце 1990-х годов. Возможности КТ-ангиографии были продемонстрированы на примерах визуализации внутричерепного кровообращения, артерий брюшной полости и легочной артерии [1–4]. С учетом имеющихся технических ограничений, связанных с невозможностью при сканировании охватить большие по протяженности участки тела, визуализация проходила на каком-то одном выбранном уровне: грудной или брюшной полости, подвздошно-бедренного или подколенного сегментов нижней конечности [5–7]. Кроме того, отсутствие возможности обработки изображения в 3D-режиме не позволяло добиться во всех случаях качественной визуализации сосудистых магистралей или более мелких артериальных коллатералей.

Появление 8-детекторных сканеров позволило проводить сканирование по всем трем осям (X, Y и Z), что было необходимым условием для построения изображения в 3D-формате. При этом значительно сократилось и время проведения обследования [8–10]. Кроме того, данные технические решения позволили проводить одномоментное сканирование сегментов тела протяженностью до 1,5 м, что давало возможность получить визуализацию артериального кровотока всей нижней конечности и таза за один захват сканирования и построение изображения в 3D-режиме [11–13].

Проведение быстрого сканирования при использовании 8 детекторных сканеров в условиях использования тонких срезов позволило получить изображения артерий более высокого качества, со значительным уменьшением количества артефактов, без необходимости использования дополнительного количества контрастного вещества [14, 15].

Одними из первых о явных преимуществах многодетекторной компьютерной томографии (Multi-Detector CT, MDCT) в визуализации брюшного отдела аорты и артериальной системы нижних конечностей сообщили M.L. Martin et al. [16]. В данных исследованиях авторы продемонстрировали высокую информативность MDCT-ангиографии в сравнении с цифровой субтракционной ангиографией (Digital Subtraction Angiography, DSA). Так, чувствительность и специфичность метода в диагностике артериальных окклюзий составили 88,6% и 97,7% соответственно, а в диагностике выраженных стенозов – 92,2% и 96,8% соответственно. Кроме того, по мнению авторов, MDCT-ангиография позволила в сравнении с DSA значительно улучшить визуализацию дистального артериального русла на уровне голени, где DSA демонстрировала результаты гораздо хуже из-за больших различий в скорости наполнения

артерий [17]. Это делало метод MDCT-ангиографии особенно ценным в диагностике окклюзионных поражений артерий ниже коленного сустава при необходимости принятия решения о характере и объеме операционных вмешательств [16]. При этом расчетным путем было установлено, что доза облучения при MDCT-ангиографии была в 3,9 раза ниже, чем при DSA [15].

Первые 16-детекторные сканеры появились в 2004–2005 гг. В них, помимо еще большего количества детекторов, был использован спиральный принцип сканирования, который изначально имел название винтового [8]. Построение более качественного и цветного 3D-изображения стало возможным с внедрением функционально новых вариантов обработки изображения: многоплоскостного преобразования (Multi-Planer Reformation, MPR) и объемного представления (Volume-Rendering, VR) [18].

Благодаря внедрению MDCT процесс визуализации стал намного быстрее, а полученное изображение имело более высокое разрешение. Использование спирального принципа сканирования решалась одна из основных задач – уменьшение толщины пучка рентгеновского излучения (коллимации). В однодетекторных системах размер коллимации равнялся толщине томографического среза и составлял 5–8 или 10 мм. Четыре детекторные системы позволили уменьшить размер коллимации, в результате чего 4 детектора при коллимации 1 мм позволяли получить 4 изображения с толщиной среза в 1 мм, 2 изображения по 2 мм или 1 изображение с толщиной среза (размером коллимации) в 4 мм с продольной интерполяцией изображения при одном обороте детекторов на 360° или 180°. В данном случае продольная интерполяция изображения представляла собой способ увеличения количества пикселей в растровом изображении [19]. Понятно, что при спиральном способе обработки сигнала в условиях 16 детекторов количество пикселей на определенной площади увеличивалось. В данном случае все зависело от шага спирали. Второй величиной, влияющей на быстроту получения изображений, являлась скорость смещения стола, при увеличении которой, например, в 2 раза за одинаковое количество оборотов рентгеновской трубки протяженность зоны сканирования вырастала вдвое при равном времени сканирования [20]. Другим следствием увеличения скорости движения стола являлась возможность уменьшения величины коллимации при сохранении общего времени сканирования и протяженности зоны исследования [18].

Таким образом, конечный результат сканирования определялся не только толщиной пучка рентгеновского излучения (размером коллимации), но и формой спирали, ее «растяжением» вдоль продольной оси. Более точной и полной характеристикой спирального сканирования является понятие «шаг спирали» – питч (pitch), который представляет собой отношение смещения стола за один оборот рентгеновской трубки (table feed per rotation) к толщине пучка рентгеновского излучения (slice collimation). В спиральной КТ шаг спирали может изменяться от 0,1 до 2. Чем больше величина шага спирали, тем быстрее осуществляется сканирование при равной толщине томографического слоя и протяженности зоны сканирования [21]. Другими словами, в многодетекторных спиральных аппаратах толщина томографического слоя превышала величину коллимации рентгеновского излучения, из-за чего при получении более качественного изображения снижалась доза облучения [20]. При использовании многодетекторной спиральной КТ толщина слоя

уменьшилась до 1 мм, что позволило увеличить скорость сканирования и пространственное разрешение вдоль продольной оси сканирования в 8–10 раз по сравнению с обычными «толстыми» томографическими слоями [21]. После такого краткого, но столь необходимого погружения в суть физических явлений, лежащих в основе спиральной КТ, становится понятным, какие возможности в получении объемной визуализации сосудистой системы могли ожидать специалисты с появлением 32-, 64- и 128-срезовых томографов, которые были представлены в 2004–2005 гг. [21].

Очередным шагом к повышению качества получаемого изображения мелких артериальных ветвей стало использование синхронизации сканирования с работой сердца. В первую очередь это касалось возможности получения высококачественного изображения кардиоторакальной системы, где наличие влияния постоянно присутствующих артефактов движения на получение конечного изображения имело особо важное значение. Для проведения сканирования в наиболее подходящий момент работы сердца (диастолы) его ритм был синхронизирован с компьютерным томографом с помощью ЭКГ. С этой целью были разработаны специальные математические модели electrocardiography (ECG)-triggered sequential scanning и ECG-gated [22–24].

Сканирование с использованием ECG-trigger осуществлялось последовательно, с заранее заданной задержкой, которая отсчитывалась от предыдущего сердечного сокращения. После получения первого изображения стол, в соответствии с сердечным ритмом, в основную фазу исследования перемещался с заданной скоростью для осуществления всего цикла сканирования. Последующая реконструкция изображений осуществлялась путем ретроспективного выбора данных в определенную фазу сокращения сердца из имеющегося полного набора данных на основе записанной ЭКГ. Возможность реконструкции изображений в различных фазах сердечного сокращения (обычно используется диастола), устойчивость к неправильному ритму, возможность редакции данных ЭКГ и способность к реконструкции изображений с перекрытием по толщине делают на сегодняшний день спиральную КТ с ЭКГ-синхронизацией предпочтительным методом неинвазивной коронарографии [21, 25, 26]. В дальнейшем этот же принцип был использован и при проведении магнитно-резонансных (МР) исследований коронарных артерий [27, 28]. В 2007–2010 гг. были сконструированы 256-срезовые, а позже и экспериментальные образцы 320-срезовых КТ-томографов, которые стали новым этапом развития метода. Такое оборудование сегодня позволяет получать не только высокоинформативные изображения, но и буквально в реальном времени наблюдать за процессами, происходящими в сердце и сосудах [29].

Таким образом, благодаря возможности решения большого количества технических задач метод КТ-визуализации артериальной сосудистой системы на сегодняшний день имеет широкое применение (рис. 1) [21, 30, 31].

Возможности КТ-венографии в диагностике тромбоза глубоких вен и венозного тромбоза эмболизма

Бесспорно, ангиологи и сосудистые хирурги почти сразу обратили внимание на то, что метод КТ-ангиографии наряду с артериальной системой позволяет визуализировать и венозное русло нижних конечностей (рис. 2, 3).

С учетом того, что тромбоз глубоких вен нижних конечностей (ТГВ) и тромбоэмболия легочной артерии (ТЭЛА) являются, по существу, проявлениями одного заболевания, а именно венозной тромбоэмболии (ВТЭ), логичной представлялась попытка объединения диагностики этих двух состояний в один метод. Поэтому стремление сосудистых хирургов совместно с врачами-рентгенологами диагностировать ВТЭ и одновременно получить достоверную и подробную информацию о локализации ее источника имело все основания. Перспективность этих попыток была продиктована следующими преимуществами: однократностью исследования и отсутствием необходимости использования дополнительного введения контрастного препарата [32], скоростью выполнения сканирования, например, в сравнении с магнитно-резонансной томографией (МРТ) [33], получением дополнительной информации о состоянии периферической венозной системы при наличии у пациентов ТЭЛА [34, 35]. Следует отметить, что чувствительность и специфичность КТ-ангиографии при визуализации венозной системы нижних конечностей уже по результатам первых исследований оказались сопоставимыми с данными ультразвукового дуплексного сканирования (duplex Ultra-Sound, US) [34]. В некоторых исследованиях были показаны неоспоримые преимущества КТ-ангиографии перед US в распознавании тромбоза вен брюшной полости и таза [36].

Изначально при выполнении КТ-ангиографии с целью визуализации венозной системы специалисты пробовали вводить контрастное вещество через кубитальную вену.

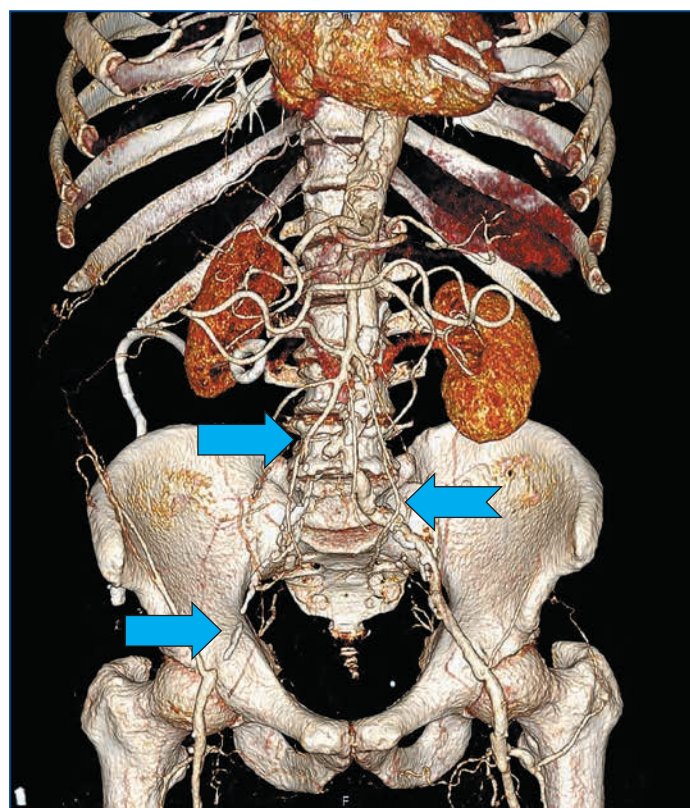


Рис. 1. Контрастно усиленная КТ-ангиография артерий нижних конечностей с 3D-реконструкцией

Протяженное двухстороннее атеросклеротическое поражение общих подвздошных артерий. Окклюзия наружной подвздошной артерии справа (синяя стрелка). Окклюзионный стеноз наружной подвздошной артерии и множественные аневризмы слева (синяя стрелка с хвостиком).

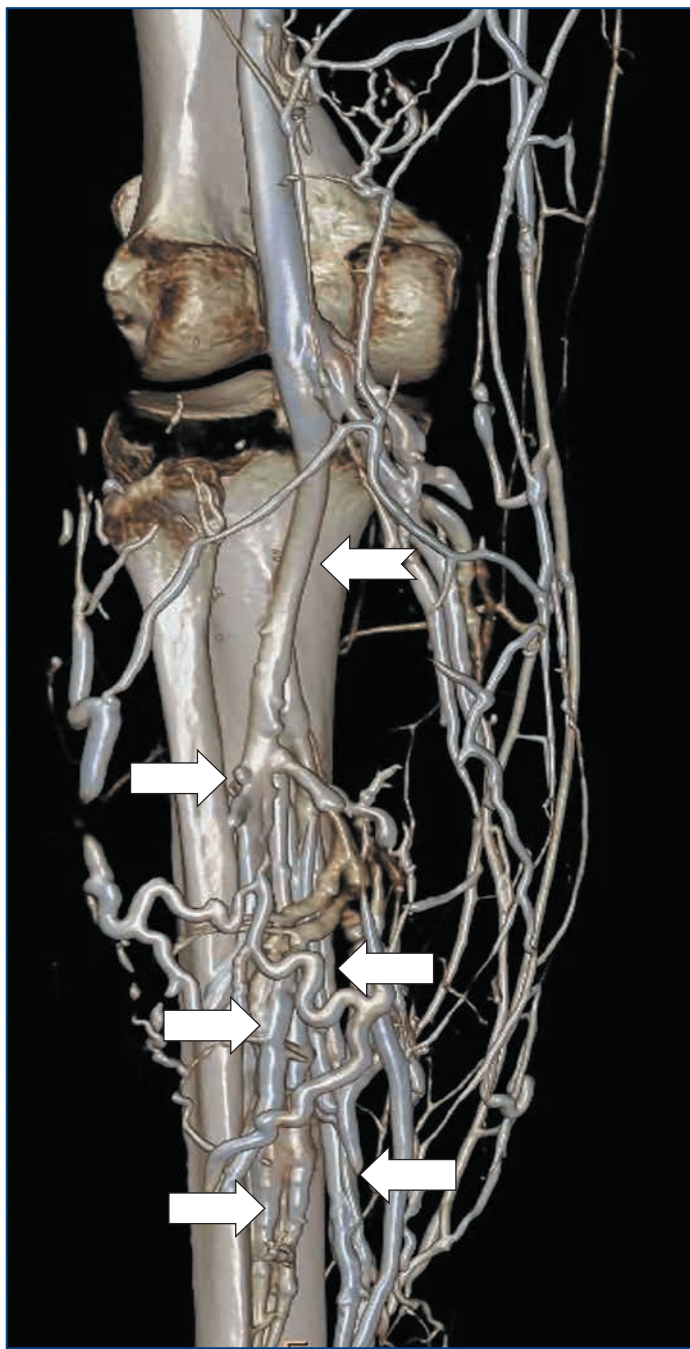


Рис. 2. Контрастно усиленная прямая КТ-венография голени и бедра с 3D-реконструкцией

Отчетливая визуализация тибияльных вен (белая стрелка) и подколенной вены (белая стрелка с хвостиком) с нормально выраженной поверхностной венозной сетью.

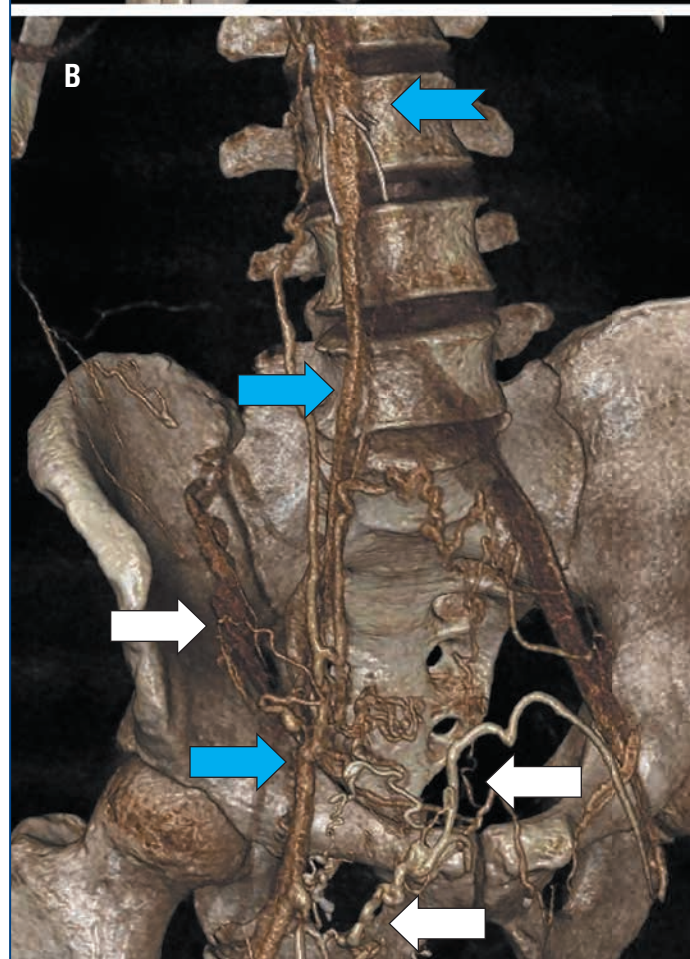
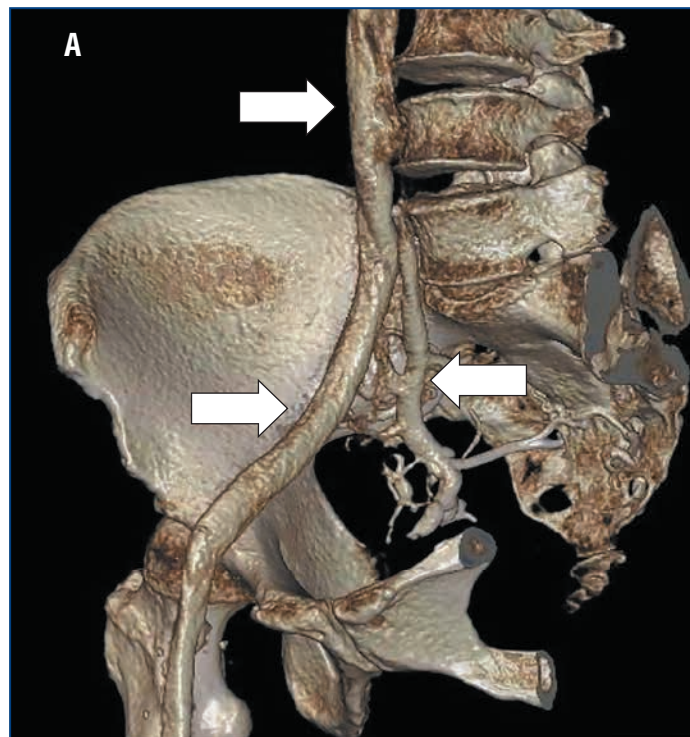


Рис. 3. Контрастно усиленная прямая КТ-венография таза

А — визуализация нижней полой вены и подвздошных вен (белая стрелка); В — наличие частичной посттромботической реканализации наружной подвздошной вены (синяя стрелка) с выраженной коллатеральной сетью (белая стрелка) и наличием кава-фильтра (синяя стрелка с хвостиком).

Так как основной целью было достижение визуализации вен, данный метод получил название непрямого компьютерно-томографической венографии (Indirect CT-Venography, ICTV). В основе проведения непрямого (верхней) ICTV лежала отсрочка сканирования нижних конечностей от 2,5 до 4 мин после болюсного введения в кубитальную вену 80–100 мл контрастного препарата со скоростью от 2,5 до 4,5 мл/с [37]. Несмотря на полученные некоторыми авторами в своих исследованиях флебограммы нижних конечностей и таза хорошего качества, практически все специалисты столкнулись с проблемами. Основной сложностью в исследовании венозной системы нижних конеч-

ностей при таком методе введения контраста была невозможность четкого временного дифференцирования венозной фазы кровотока в зависимости от подвергаемого исследованию сегмента тела человека [38]. Так, J.F. Uhl et al. [39] при активном внедрении метода на практике столкнулись с проблемой невозможности четкого дозирования количества контрастного препарата и определения времени начала сканирования, что не позволило отчетливо и воспроизводимо визуализировать венозную магистраль на протяжении всей нижней конечности и таза, а следовательно, подтвердить или исключить наличие ТГВ в более чем половине случаев. По этой причине каждый исследователь вынужден был разрабатывать свой собственный способ или совершенствовать существующие методики проведения КТ-венографии в зависимости от поставленных задач, чего в принципе не требовалось для артерий нижних конечностей, где методика проведения КТ-ангиографии довольно быстро была отработана и по сегодняшний день остается «золотым стандартом» при планировании реконструктивных операций на магистральном и периферическом артериальном русле.

S.P. Kalva et al. [32] и A.M. Kelly et al. [33] пришли к выводу не только о большой вероятности получения сомнительных результатов при проведении ICTV, но и о полной бесполезности ее в 15,2% случаев — по причине банального отсутствия контрастирования вен нижних конечностей из-за невозможности уловить венозную фазу, которая по многим причинам была индивидуальна, часто время ее наступления устанавливалось просто интуитивно. По этой же причине специалисты часто сталкивались с невозможностью построения 3D-модели, которая должна была стать основным преимуществом CTV в сравнении с DSV [40].

Последнее крупное многоцентровое ретроспективное исследование, включающее сравнительный анализ одновременного комбинированного использования контрастной КТ-ангиопульмонографии и непрямой КТ-венографии было проведено в 2012 г. с привлечением всех ведущих рентгенологов Великобритании [41]. В исследовании участвовало более 800 пациентов. В результате углубленного анализа специалисты полностью согласились с выводами, сделанными J.F. Uhl et al. [39] ранее, и были вынуждены сделать заключение о малой перспективности дальнейшего использования непрямого метода КТ-венографии с целью диагностики ТГВ при его комбинированном использовании у симптоматических пациентов с ТЭЛА или в изолированном виде с целью подтверждения ТГВ. Особенно частыми оставались сомнения в визуализации небольшого и локально расположенного тромба [41].

Также было отмечено, что методика проведения ICTV требовала дополнительного и гораздо большего объема кубитального введения контрастного препарата (до 150 мл), чем этого требовала изолированная КТ-ангиопульмонография. Необходимо было учитывать и дополнительную лучевую нагрузку на пациента. Таким образом, обоснованность применения комбинированного СТА и ICTV сканирования на сегодня является спорной, оно не включено в настоящий момент в обязательные протоколы обследования пациентов с подозрением на ТЭЛА в большинстве европейских стран [38].

В результате крайне негативного отношения к использованию ICTV с целью визуализации вен J.F. Uhl и C. Gillot в 2012 г. в очередной раз призвали мировое флебологическое сообщество отказаться от попыток проведения у па-

циентов данного метода контрастирования вен и вернуться к проверенной десятилетиями дистальной флебографии, но теперь испытать этот метод в условиях компьютерно-томографического исследования (КТ-венография), т. е., по сути, к методу прямой компьютерно-томографической венографии (Direct CT-Venography, DCTV).

Первые попытки проведения DCTV при дистальном введении контрастного препарата путем пункции одной из вен на тыле стопы были предприняты в 1994 г. Основными этапами метода, предложенного M.K. Stehling et al. [42], являлись: катетеризация вены стопы, наложение двух турникетов на среднюю треть бедра и нижнюю треть голени, приподнимание конечности над уровнем стола за счет двух держателей, введение контрастного вещества и последующее сканирование конечности в один этап в течение 60 с. Основным недостатком данной методики проведения DCTV-исследования было частое отсутствие четкого контрастирования всех вен на протяжении всего сканируемого сегмента. Причиной этого могла быть ошибка в правильности выбора времени задержки сканирования или недостаточный объем вводимого рентгеноконтрастного раствора, в результате чего не удавалось получить все изображение целиком, так как в одних (дистальных) сегментах конечности контраст задерживался, а в других (проксимальные отделы и таз) к моменту начала сканирования покидал сосудистое русло еще до этого момента.

Указанные недостатки могли быть связаны и с отсутствием в то время многодетекторных систем, сканирующих в спиральном режиме. К тому же используемые сегодня методики постобработки изображения вен в 3D-режиме на тот период времени еще не были разработаны. Это не позволило авторам более активно ввести в клиническую практику данный метод визуализации венозной системы нижних конечностей. Однако и с появлением многодетекторных систем, несмотря на кажущуюся простоту проведения исследования, визуализация венозной системы нижних конечностей оставляла желать лучшего [40].

Проблемы были связаны с выбором оптимального времени задержки старта сканирования от момента введения рентгеноконтрастного вещества, определением объемов дополнительного введения болюсом физиологического раствора, поиском оптимального количества сканирований и его направленности, определением характера и необходимости проведения функциональных проб.

С целью повышения качества визуализации вен нижних конечностей Р.Г. Аскерхановым и соавт. в 2013 г. [43] был разработан способ мультиспиральной компьютерной томографии-флебографии вен нижних конечностей, с помощью которого авторы попытались стандартизировать вышеуказанные критерии. В результате использования данных последовательностей удалось значительно лучше визуализировать магистральные вены обследуемой нижней конечности в целом, однако не получилось достичь идеальной картины изображения глубоких вен голени. Необходимость проведения функциональной пробы с задержкой дыхания (пробы Вальсальвы) превратилась в недостаток, так как большая половина пациентов выполняли ее недостаточно эффективно, что существенным образом влияло на скорость продвижения рентгеноконтрастного вещества и полноту контрастирования магистральных вен. Таким образом, выполнение одной только функциональной пробы с задержкой дыхания не позволило эффективно осуществить задержку

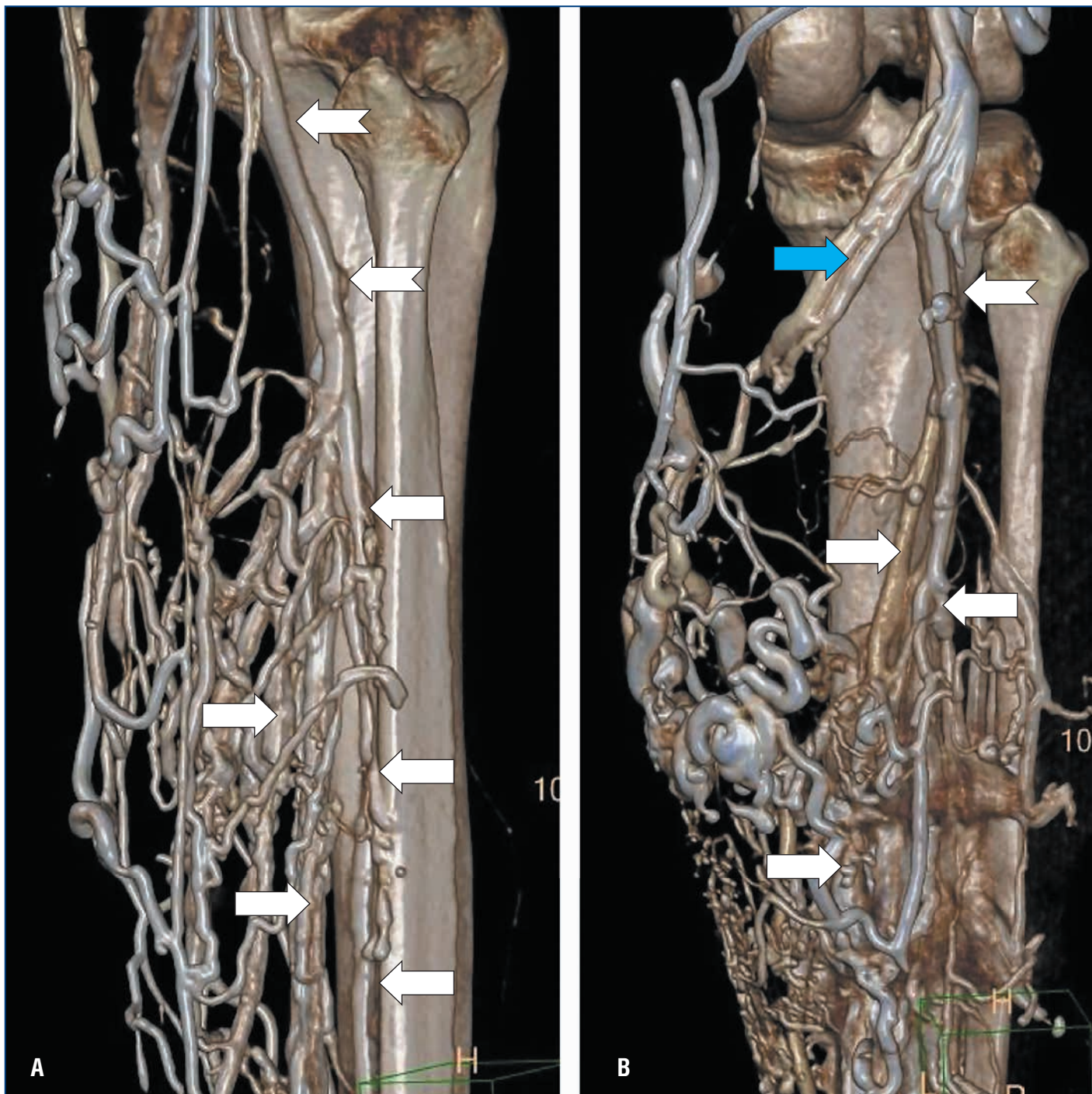


Рис. 4. Контрастно усиленная прямая КТ-венография голени с 3D-реконструкцией

А, В — формирование подколенной вены (белая стрелка с хвостиком) с отчетливой визуализацией тибциальных вен (белая стрелка), отчетливая визуализация в боковой проекции магистральных вен икроножного венозного коллектора (синяя стрелка) (В).

эвакуации контраста и добиться максимально полного контрастирования всех венозных коллекторов нижней конечности.

К дальнейшему поиску решений имеющихся задач по стандартизации проведения DCTV в 2016 г. присоединился наш исследовательский коллектив (патент на изобретение RU № 2638920 от 03.08.2016). В основе предложенного нами метода было поэтапное двухколбовое болюсное введение в одну из вен на тыле стопы рентгеноконтрастной смеси, состоящей из 50 мл неионного контрастного вещества и изотонического раствора хлорида натрия (из расчета 1 мл 0,9% физиологического раствора

на 1 см роста исследуемого), со скоростью 4 мл/с. После предварительного сканирования задавалась область сканирования (вся нижняя конечность и область таза) с направленностью от таза к стопе. В программу сканирования вводились изменения и временные параметры в соответствии с разработанной нами схемой проведения DCTV нижних конечностей и таза. Над лодыжками накладывалась пневматическая манжета, давление в которой поднималось до 60 мм рт. ст., после чего начиналось введение рентгеноконтрастной смеси, которое в зависимости от расчетного объема длилось около 40 с. После окончания введения всего объема контраста и изотонического раствора

хлорида натрия давление во второй манжете, наложенной на середине бедра, поднимали до 60 мм рт. ст., пациент делал глубокий вдох, задерживал дыхание и натуживал мышцы передней брюшной стенки. С этого момента начинали 1-е основное сканирование, общая продолжительность которого составляла 12–15 с. После его окончания пациент делал выдох и выполнял несколько тыльных сгибательных движений стопой, затем принимал исходное положение. В среднем по истечении 40 с начинали 2-е основное сканирование, которое также выполняли в направлении от таза к стопам. После его завершения исследование заканчивали и производили реконструкцию трехмерного изображения вен конечности и таза с помощью автоматических протоколов обработки данных Intelli Space Portal, заложенных в компьютере. Использование данного метода проведения КТ-венографии позволило добиться отчетливой визуализации не только проксимальных отделов вен нижней конечности (см. рис. 3А), но и вен голени, что для диагностики ТГВ имело принципиальное значение (рис. 4, 5).

Одно из последних исследований по улучшению визуализации тромботического поражения венозного русла нижних конечностей за рубежом было проведено W.-Y. Shi et al. [44]. С целью диагностики ТГВ была предложена методика DCTV, суть которой заключалась в одновременном комбинировании не прямой и прямой КТ-венографии. Исследование состояло из трех последовательных этапов. Изначально в кубитальную вену вводили 80 мл контрастного вещества со скоростью 4 мл/с. Затем через 1,5 мин в катетеризированную вену стопы вводили со скоростью 1,5 мл/с 60 мл рентгеноконтрастной смеси, состоящей из 12 мл контраста и 48 мл физиологического раствора, с наложенным выше лодыжки жгутом. Сканирование начиналось через 60 с после завершения дистального введения рентгеноконтрастной смеси. Исследования были проведены с участием 96 пациентов, а результаты подвергнуты контролю методом DSV и US. Точность методики в установлении локализации и протяженности ТГВ составила от 96,9% до 97,9%, чувствительность — от 95,2% до 96,8%, специфичность — 100%, положительная прогностическая ценность — 100%, отрицательная прогностическая ценность имела диапазон от 91,7% до 94,3%. Исходя из этих данных, авторы сделали вывод о перспективной диагностической точности предложенной ими методики и явных преимуществах комбинированной КТ-венографии перед прямой и не прямой, выполняемой в отдельности [44]. И хотя авторы были полностью удовлетворены полученными результатами, в дальнейшей перспективе нам не удалось найти ссылки на использование данной методики другими специалистами.

С учетом того, что среди пациентов с ТГВ до 40% имеют ассоциированную и бессимптомную ТЭЛА, а в случаях подтвержденного диагноза ТЭЛА почти в 90% наблюдений ее источником являются вены нижних конечностей, своевременная и точная диагностика ВТЭ всегда имела первоочередное значение [45, 46]. С внедрением в клиническую практику диагностики ТЭЛА КТ-ангиографии она практически сразу заняла лидирующую позицию, так как показала свою более высокую чувствительность и специфичность (94–96% и 94–100% соответственно) по сравнению с традиционно использовавшимися ранее для диагностики ТЭЛА вентилиционно-перфузионным радионуклидным сканированием (V/Q) и рентгенографией грудной клетки, не уступая при этом по своей информативности классической ангиопульмонографии, которая на протяжении многих лет в ди-

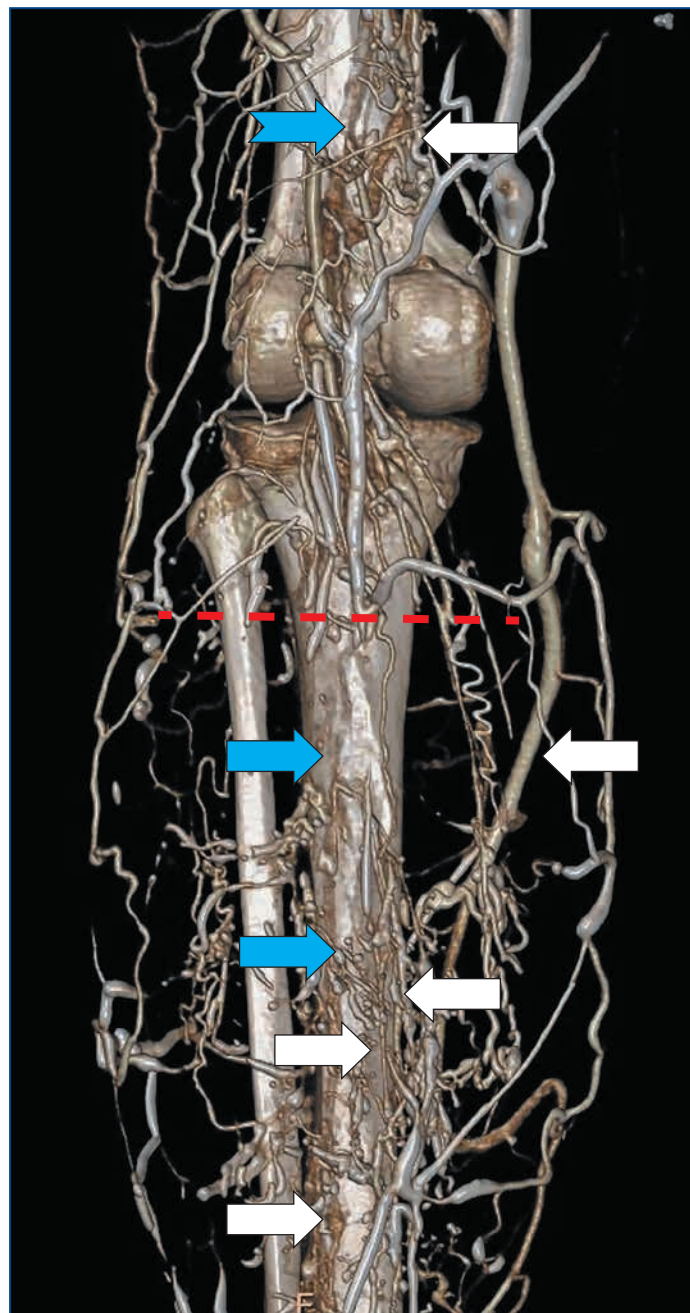


Рис. 5. Контрастно усиленная прямая КТ-венография голени и бедра

Отсутствие визуализации вен голени на всем протяжении (синяя стрелка) до уровня подколенной вены (пунктирная красная линия) и обильно выраженной коллатеральной сети (белая стрелка), включая магистральный ствол большой подкожной вены. Незначительная реканализация поверхностной бедренной вены (синяя стрелка с хвостиком).

агностике ТЭЛА считалась «золотым стандартом» [47, 48].

На сегодня все технические детали проведения КТ-ангиопульмонографии полностью стандартизированы. Проводится данное исследование по единому во всем мире протоколу. Сканирование проводится в каудо-краниальном направлении от верхней апертуры грудной клетки до купола диафрагмы. Интенсивность дыхательных артефактов значительно ниже в верхних отделах легких по сравнению с нижними, поэтому артефакты в конце исследования имеют в этом случае меньшее значение. Коллимация и скорость движения стола альтернатив-

но могут увеличиваться. Отсрочка времени сканирования зависит от клинического статуса пациента. У большинства пациентов отсрочка 15 с достаточна для получения оптимального контрастирования сосудов. У пациентов с легочной гипертензией и правожелудочковой недостаточностью время отсрочки может варьировать между 15 и 30 с и должно определяться индивидуально. При использовании центрального венозного катетера отсрочка может составлять 5 с. Введение неионного контрастного вещества требует использования автоматического инжектора. С успехом могут использоваться контрастные вещества как низкой, так и высокой концентрации. При низкой концентрации вводится 120–150 мл контрастного вещества (с содержанием 120–200 мг йода) со скоростью от 4 до 5 мл/с. При использовании контраста высокой концентрации вводится 100–120 мл контрастного вещества с уровнем содержания 270–320 мг йода и скоростью введения 2–3 мл/с [11]. КТ-ангиография, проводимая в режиме ангиопульмонографии, обеспечивает прямую визуализацию тромбоемболов внутри легочных артерий в виде дефектов наполнения низкой плотности внутри сосудов, частично или полностью окруженных контрастированной кровью, или как полный дефект наполнения, который делает дистальные сосуды полностью неконтрастируемыми. Использование мультidetекторной КТ в условиях контрастирования позволяет на современных аппаратах визуализировать сосуды легкого до ветвей шестого порядка с возможностью реформации изображения в различных плоскостях, эмболы в которых распознаются как дефекты внутрисосудного наполнения, которые частично или полностью закупоривают сосуд. При этом детальное изображение паренхимы легких дает дополнительную информацию. Трудности в интерпретации спиральных КТ-ангиограмм могут быть обусловлены дыхательными артефактами, которые способны давать псевдогиподенсные области, мимикрирующие ступок или неконтрастирующуюся область в сосуде [38].

ОБСУЖДЕНИЕ

Касаясь непосредственно диагностики нарушений гемодинамики у пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями, еще раз необходимо ответить, что US остается «золотым стандартом» флебологической диагностики [49, 50]. В отношении использования томографических методов диагностики речь идет только о случаях, с которыми мы можем столкнуться на практике при ультразвуковой визуализации отдельных венозных сегментов [51]. В первую очередь это касается оценки проходимости подвздошных вен и нижней полой вены [52]. Очень часто в таких сложных диагностических ситуациях заключение строится не на непосредственной визуализации, а на результатах проб с дистальной компрессией или проксимальной декомпрессией. Ошибки также довольно часто могут наблюдаться в месте соединения подколенной и поверхностной бедренной вены в начале аддукторного канала. В данной анатомической области поверхностная бедренная вена в 20% случаев может проходить двумя стволами, что и приводит к диагностической ошибке, когда оператор видит хорошую проходимость одного венозного ствола и не обращает внимания на тромбоз дублирующей венозной магистрали [38].

В некоторых случаях хотелось бы получить большую чувствительность и специфичность ультразвукового

дуплексного исследования при обследовании дистальных отделов венозной системы, а именно внутримышечных вен голени, высокий процент нераспознанного тромбоза которых при бессимптомном течении настораживает, например, у женщин на фоне длительного приема гормональных препаратов [53, 54]. Проблемы с отчетливой визуализацией суральных вен могут возникнуть у пациентов с выраженным ожирением или отеком [53]. В рандомизированном исследовании была показана ограниченная диагностическая ценность US из-за относительно высокой вероятности получения недостоверной информации при обследовании пациентов, перенесших эндопротезирование тазобедренных суставов [55]. Также высока вероятность получения ложноположительных результатов при проведении US у пациентов при наличии трофических расстройств с развитием липодерматосклероза и сопутствующим отеком, при невозможности проведения теста на сжимаемость [51].

По мнению большого количества зарубежных специалистов, исключение диагноза ТГВ во всех описанных клинических ситуациях требовало уточняющего обследования, так как риск развития даже бессимптомной ТЭЛА оставался высоким, а отсутствие сведений о вероятном источнике не позволило своевременно назначать соответствующую антикоагулянтную терапию или проводить ее коррекцию, основываясь исключительно на результатах повторных скрининговых US [55].

Одним из таких уточняющих методов в обследовании вен таза и нижней полой вены может стать МРТ, которая благодаря внедрению современных протоколов позволила визуализировать венозную систему в очень высоком пространственном разрешении, основным преимуществом МРТ перед КТ, бесспорно, является отсутствие лучевой нагрузки на пациента.

Анализ проведенных в мире исследований показал высокую перспективность МР-венографии при обследовании пациентов во всех сложных для диагностики клинических случаях при использовании бесконтрастных методик проведения МР-венографии. Подтверждением этого являются проведенные в 2017 г. исследования по дальнейшей разработке и использованию в МРТ-диагностике бесконтрастной прямой визуализации венозного тромба [56], а также значительно усовершенствованных методов бесконтрастной прямой визуализации венозного тромба [57]. Используя эти новые комбинированные импульсные последовательности обработки изображения, можно получать высококачественную визуализацию магистральных вен и при использовании наиболее распространенных в практике на сегодня сканирующих систем с магнитным полем 1,5 Тесла [58]. Не потеряли своей актуальности и методы контрастно усиленной МР-венографии. Можно предположить, что в ближайшем будущем, с дальнейшей разработкой новых контрастных препаратов «пула крови», МР-венография сможет показать высокую диагностическую ценность и при обследовании дистальных сегментов нижней конечности. Особой информативности при наличии дополнительного контрастного усиления с использованием данной группы препаратов можно ожидать при проведении одновременного комбинированного МРТ-сканирования легких и периферической венозной системы [38]. На данный момент такие исследования проводятся, однако окончательного решения этой задачи можно будет ожидать лишь в будущем. Еще одним принципиальным показанием для назначения МР-вено-

графии, по мнению зарубежных авторов, является необходимость исключения ТГВ во время беременности. В этих условиях результаты US часто двусмысленны, особенно на последних сроках беременности. Грозным венозным осложнением у данной группы пациентов может стать тромбоз яичниковых вен или послеродовой тромбофлебит этих вен, который, по данным американских авторов, в 25% случаев приводит к развитию сепсиса и ВТЭ [59].

Что касается КТ, то следует отметить, что данный метод исследования в условиях дополнительного непрямого контрастирования на сегодняшний день остается «золотым стандартом» диагностики ТЭЛА [32, 33, 49, 50]. Многократные попытки добиться отчетливого контрастирования периферических отделов венозной системы путем ICTV изолированно или одновременно с проведением КТ-ангиопульмонографии не привели к устойчивому позитивному результату [34, 35, 60], так как в большом количестве исследований из-за размытости контраста в периферических венах построение 3D-модели венозного кровотока оказалось невыполнимым [40].

Иные возможности визуализации вен нижних конечностей открылись после внедрения в диагностическую практику DCTV с помощью болюсного введения контраста путем пункции одной из вен тыла стопы [39, 40, 61]. Однако и при использовании данного метода вероятность диагностических ошибок остается. Основная причина неудовлетворительных результатов данного исследования заключается в отсутствии стандартизации и четкой мето-

дологии проведения исследования. Именно по этой причине чувствительность и специфичность DCTV имеют диапазон от 89% до 100% и от 94% до 100% соответственно [62]. При этом наибольшую специфичность и чувствительность КТ-венография имеет при диагностике бедренного тромбоза, а наименьшую — при обследовании вен голени [63].

На основании результатов применения КТ-исследований в практике большого количества флебологов США, в соответствии с рекомендациями Американского венозного форума, показанием к проведению данного исследования помимо диагностики ТЭЛА является изучение обструкций крупных вен грудной клетки, живота, нижней полой и подвздошных вен [64]. Аналогичным образом определены сегодня показания к проведению КТ-исследований у пациентов с хроническими заболеваниями вен и в российских клинических рекомендациях [49, 50].

Еще одним и незаменимым инструментом контрастно усиленной КТ-венографии может стать в изучении особенностей топографо-анатомического строения венозного русла (рис. 6–8). Полученные данные прижизненной визуализации венозных коллекторов нижних конечностей позволили не только иначе взглянуть на прикладное значение анатомических данных в развитии варикозного синдрома [65, 66], но и уточнить некоторые гемодинамические механизмы формирования хронической венозной недостаточности [67]. Проведены исследования по изучению с помощью контрастно усиленной КТ-венографии функциональной анатомии голеностопной мышечно-ве-

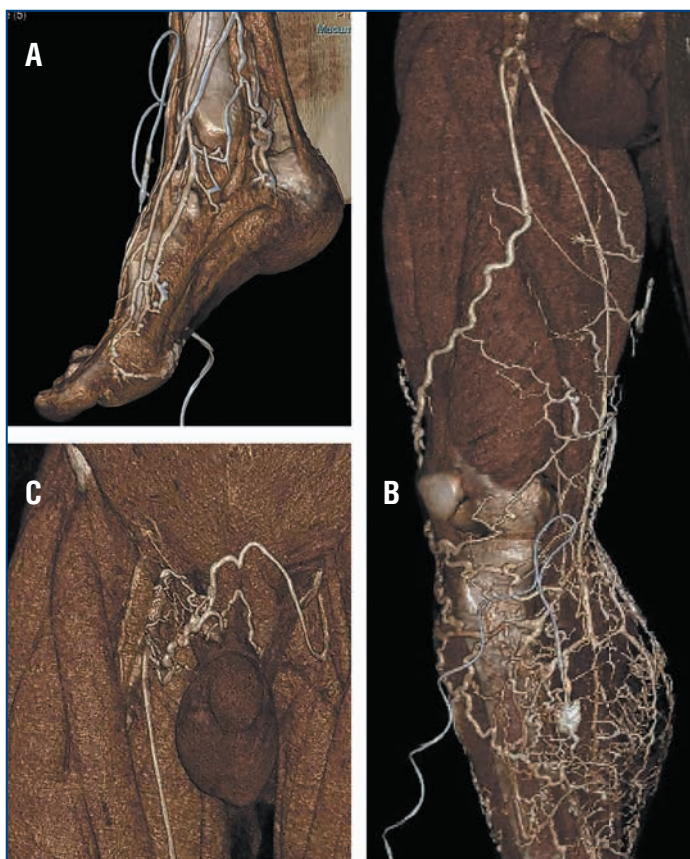


Рис. 6. Контрастно усиленная прямая КТ-венография нижних конечностей с 3D-реконструкцией

A — визуализация поверхностной венозной системы стопы; B — визуализация венозной системы голени и бедра; C — анатомические особенности формирования сафено-фemorального анастомоза.

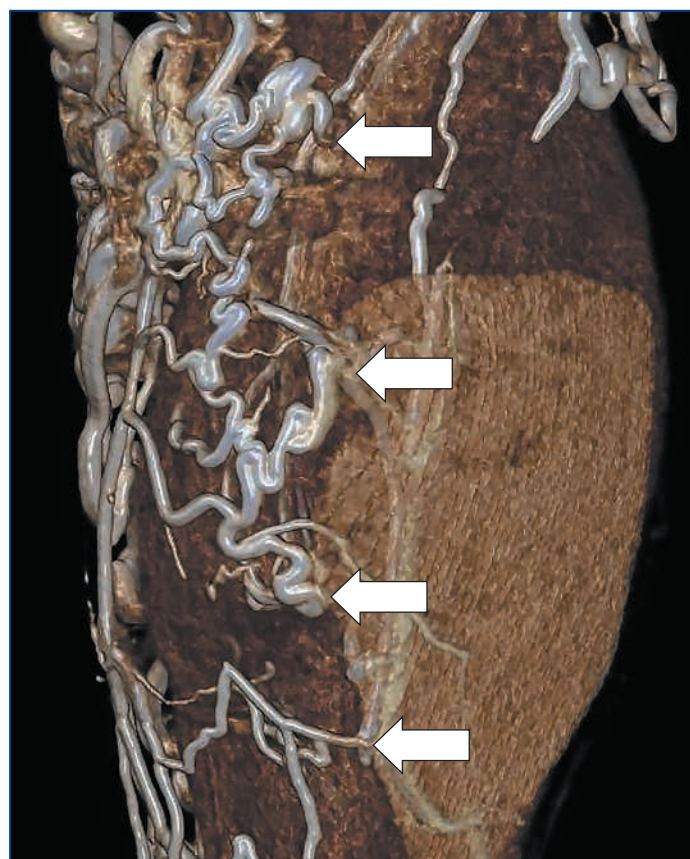


Рис. 7. Контрастно усиленная прямая КТ-венография голени с 3D-реконструкцией

Варикозная трансформация поверхностных вен в бассейне большой подкожной вены на голени. Визуализация перфорантных вен медиальной группы икроножной мышцы (показано стрелками).

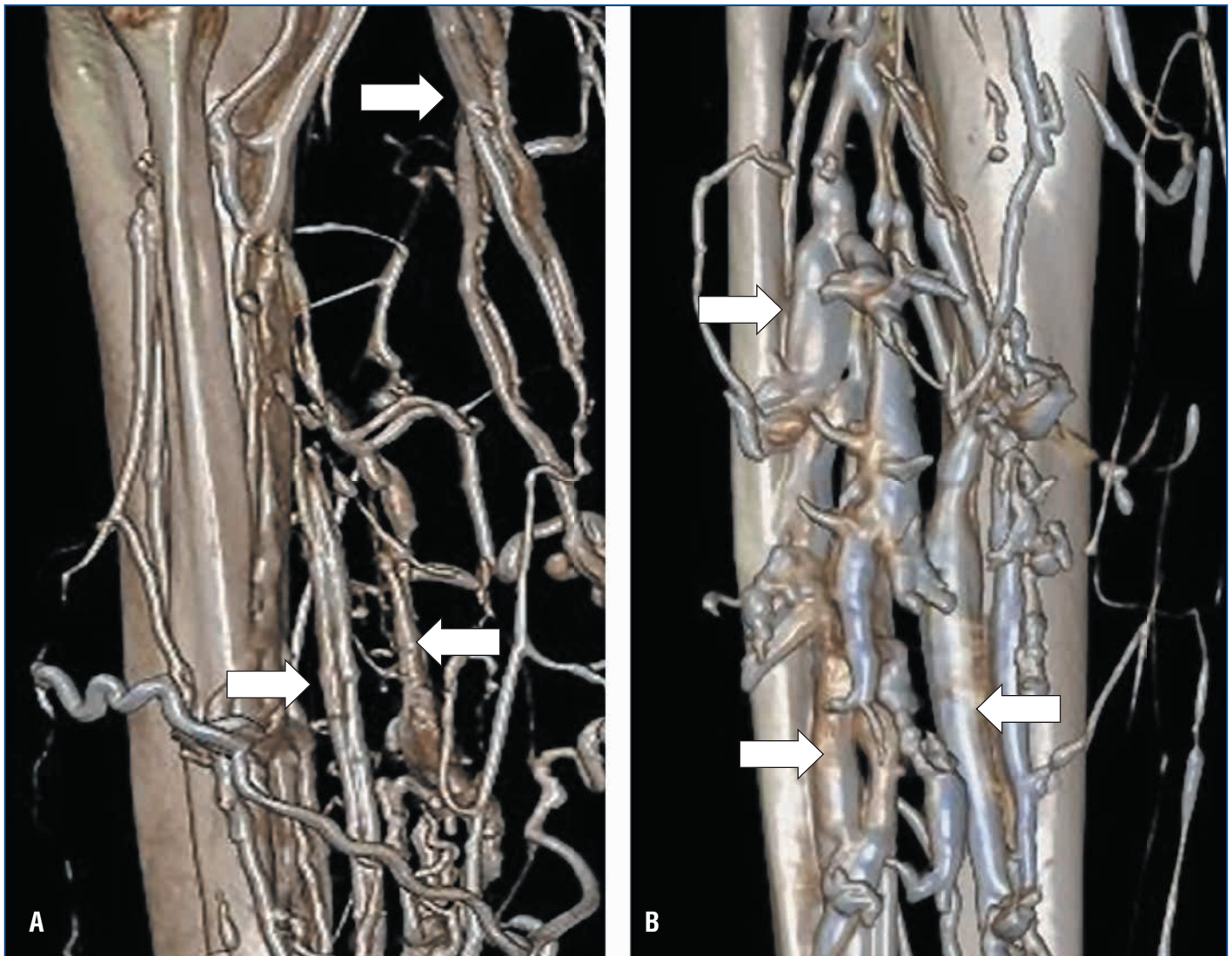


Рис. 8. Контрастно усиленная прямая КТ-венография голени с 3D-реконструкцией

Визуализация икроножных и камбаловидных венозных коллекторов голени. А — цилиндрическая форма внутримышечных вен голени в норме; В — протяженная фузиформная эктазия внутримышечных вен голени у пациентов с варикозной болезнью С3–С4 клинических классов по СЕАР.

нозной помпы с точки зрения участия в венозном оттоке из нижних конечностей не только основных венозных коллекторов, но и перфорантных вен [68–70].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, на основании представленного обзора и анализа опубликованных данных можно сделать вывод, что интерес к проведению МРТ- и КТ-венографии у пациентов с хроническими заболеваниями вен будет только возрастать. Во-первых, это продиктовано тесной взаимосвязью сердечно-сосудистых заболеваний с ТГВ и ТЭЛА, являющихся, по сути, проявлениями одного заболевания, а именно ВТЭ, что требует своевременной диагностики обоих состояний. Во-вторых, необходимость более точной топической диагностики с 3D-визуализацией венозной системы нижних конечностей и таза обусловлена нарастающим в последние годы интересом сосудистых и интервенционных хирургов к более активному внедрению во флебологическую практику эндовасальных методов коррекции венозного кровотока. Очевидно и то, что использование методов МР- и КТ-визу-

ализации в исследовательской работе позволит уточнить данные клинической анатомии, а следовательно, иначе взглянуть на некоторые основные патогемодинамические звенья развития сердечно-сосудистых заболеваний у пациентов с заболеваниями венозной системы.

Литература

1. Skutta B., Furst G., Eilers J. et al. Intracranial stenooclusive disease: double-detector helical CT angiography versus digital subtraction angiography. *AJNR Am J Neuroradiol.* 1999;20(5):791–779.
2. Kaatee R., Beek F.J., de Lange E.E. Renal artery stenosis: detection and quantification with spiral CT angiography versus optimized digital subtraction angiography. *Radiology.* 1997;205(1):121–127. DOI: 10.1148/radiology.205.1.9314973.
3. Fishman E.K. From the RSNA Refresher Courses: CT angiography: clinical applications in the abdomen. *Radiographics.* 2001;21:S3–S16. DOI: 10.1148/radiographics.21.suppl_1.g01oc23s3.
4. Kim K.I., Muller N.L., Mayo J.R. Clinically suspected pulmonary embolism: utility of spiral CT. *Radiology.* 1999;210(3):693–697. DOI: 10.1148/radiology.210.3.r99mr01693.
5. Lawrence J.A., Kim D., Kent K.C. et al. Lower extremity spiral CT angiography versus catheter angiography. *Radiology.* 1995;194(3):903–908. DOI: 10.1148/radiology.194.3.7862999.
6. Rieker O., Duber C., Neufang A. et al. CT angiography versus intraarterial digital subtraction angiography for assessment of aortoiliac occlusive disease. *AJR Am J Roentgenol.* 1997;169(4):1133–1138. DOI: 10.2214/ajr.169.4.9308477.
7. Rieker O., Duber C., Schmiedt W. et al. Prospective comparison of CT angiography of the legs with intraarterial digital subtraction angiography. *AJR Am J Roentgenol.* 1996;166(2):269–276. DOI: 10.2214/ajr.166.2.8553929.

8. Donnelly L.F., Frush D.P., Nelson R.C. Multislice helical CT to facilitate combined CT of the neck, chest, abdomen and pelvis in children. *AJR Am J Roentgenol.* 2000;174(6):1620–1622. DOI: 10.2214/ajr.174.6.1741620.
9. Lawler L.P., Fishman E.K. Multi-detector row CT of thoracic disease with emphasis on 3-D volume rendering and CT angiography. *Radiographics.* 2001;21(5):1257–1273. DOI: 10.1148/radiographics.21.5.g01se021257.
10. Siegel M.J. Pediatric Multidetector CT: Practice Guidelines. In: Claussen C.D., Elliot K. Fishman, Marincek B., Reiser M., eds. *Multislice CT: A Practical Guide.* Berlin, Heidelberg: Springer; 2004:31–50. DOI: 10.1007/978-3-642-18758-2.
11. Claussen C.D., Elliot K. Fishman, Marincek B., Reiser M. *Multislice CT: A Practical Guide.* Berlin, Heidelberg: Springer; 2004. 2004:31–50. DOI: 10.1007/978-3-642-18758-2.
12. Rubin G.D., Zarins C.K. MR and spiral/helical CT imaging of lower extremity occlusive disease. *Surgical Clin of North Am.* 1995;75(4):607–619. DOI: 10.1016/s0039-6109(16)46685-5.
13. Rubin G.D., Schmidt A.J., Logan L.J., Sofilos M.C. Multi-detector row CT angiography of lower extremity arterial inflow and runoff: initial experience. *Radiology.* 2001;221(1):146–158. DOI: 10.1148/radiol.2211001325.
14. Fleischmann D., Rubin G.D., Paik D.S. et al. Stair-step artifacts with single versus multiple detector-row helical CT. *Radiology.* 2000;216(2):185–196. DOI: 10.1148/radiology.216.1.r00jn13185.
15. Rubin G.D., Shiau M.C., Leung A.N. et al. Aorta and iliac arteries: single versus multiple detector-row helical CT angiography. *Radiology.* 2000;215(3):670–676. DOI: 10.1148/radiology.215.3.r00jn18670.
16. Martin M.L., Tay K.H., Flak B. et al. Multidetector CT angiography of the aortoiliac system and lower extremities: a prospective comparison with digital subtraction angiography. *AJR Am J Roentgenol.* 2003;180(4):1085–1091. DOI: 10.2214/ajr.180.4.1801085.
17. Owen R.S., Carpenter J.P., Baum R.A. et al. Magnetic resonance imaging of angiographically occult runoff vessels in peripheral arterial occlusive disease. *N Engl J Med.* 1992;326(24):1577–1581. DOI: 10.1056/nejm199206113262428.
18. Flohr T.G., Schaller S., Stierstorfer K. et al. Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology.* 2005;235(3):756–773. DOI: 10.1148/radiol.2353040037.
19. Polacin A., Kalender W.A., Marchal G. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. *Radiology.* 1992;185(1):29–35. DOI: 10.1148/radiology.185.1.1523331.
20. Rubin G.D., Napel S. Increased scan pitch for vascular and thoracic spiral CT. *Radiology.* 1995;197(1):316–317. DOI: 10.1148/radiology.197.1.316-c.
21. Pelberg R., Mazur W. *Vascular CT Angiography Manual.* Springer; 2010.
22. Kachelriess M., Ulzheimer S., Kalender W. ECG-correlated image reconstruction from subsecond multi-slice spiral CT scans of the heart. *Med Phys.* 2000;27(2):1881–1902. DOI: 10.1118/1.1286552.
23. Ohnesorge B., Flohr T., Becker C. et al. Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multisection spiral CT: initial experience. *Radiology.* 2000;217(2):564–571. DOI: 10.1148/radiology.217.2.r00nv30564.
24. Flohr T., Bruder H., Stierstorfer K. et al. New technical developments in multislice CT. Sub-multimeter 16-slice scanning and increased gantry rotation speed for cardiac imaging. *Rofo.* 2002;174(8):1022–1027. DOI: 10.1055/s-2002-32930.
25. Lell M., Wildberger J., Heuschmid M. et al. CT-angiography of carotid artery: first results with a novel 16-slice spiral CT scanner. *Rofo.* 2002;174(9):1165–1069. DOI: 10.1055/s-2002-33935.
26. Nieman K., Cademartiri F., Lemos P.A. et al. Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation.* 2002;106(16):2051–2054. DOI: 10.1161/01.cir.0000037222.58317.3d.
27. Dudley J., Pennell, Udo P., Sechtem, Sanjay Prasad, Frank E. Rademakers. *Cardiovascular Magnetic Resonance.* In: A John Camm; Thomas F. Lüscher; Patrick W. Serruys, eds. *The ESC Textbook of Cardiovascular Medicine.* Oxford University Press; 2009:147–186. DOI: 10.1093/med/9780199566990.003.005.
28. Plein S., Greenwood J., Ridway J.P. *Cardiovascular MR Manual.* Springer; 2015.
29. Sidorova E., Kondratyev E., Shirocov V., Karmazanovsky G. Minimalisation of contrast media volume with 256-slice CT angiography of the abdominal aorta and arteries of low extremities. *Scientific Exhibit ECR;* 2010. DOI: 10.1594/ecr2010/C-3053. 2010.
30. Halliday A., Jeroen J. Bax. The 2017 ESC Guidelines on the Diagnosis and Treatment of Peripheral Arterial Diseases in collaboration with the European Society for Vascular Surgery (ESVS). *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2018;55(3):301–302. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2018.03.004>.
31. Mukherjee D., Rajagopalan S. *CT and MR Angiography of the Peripheral Circulation. Practical Approach with Clinical Protocols.* CRC Press; 2019.
32. Kalva S.P., Jagannathan J.P., Hahn P.F., Wicky S.T. Venous thromboembolism: indirect CT venography during CT pulmonary angiography should the pelvis be imaged? *Radiology.* 2008;246(2):605–611. DOI: 10.1148/radiol.2462070319.
33. Kelly A.M., Patel S., Carlos R.C. et al. Multidetector row CT pulmonary angiography and indirect venography for the diagnosis of venous thromboembolic disease in intensive care unit patients. *Acad Radiol.* 2006;13(4):486–495. DOI: 10.1016/j.acra.2006.01.041.
34. Kulkarni N.M., Sahani D.V., Desai G.S., Kalva S.P. Indirect computed tomography venography of the lower extremities using single-source dual-energy computed tomography: advantage of Low-Kiloelectron volt monochromatic images. *J Vasc Interv Radiol.* 2012;23(7):879–886. DOI: 10.1016/j.jvir.2012.04.012.
35. Coche E.E., Hamoir X.L., Hammer F.D. et al. Using dual-detector helical CT angiography to detect deep venous thrombosis in patients with suspicion of pulmonary embolism: diagnostic value and additional findings. *AJR Am J Roentgenol.* 2001;176(4):1035–1039. DOI: 10.2214/ajr.176.4.1761035.
36. Das M., Muhlenbruch G., Mahnken A.H. et al. Optimized image reconstruction for detection of deep venous thrombosis at multidetector-row CT venography. *Eur Radiol.* 2006;16(2):269–275. DOI: 10.1007/s00330-005-2868-9.
37. Cheng G. *Deep Vein Thrombosis.* IntechOpen; 2012. DOI: 10.5772/1171.
38. Reicherta M., Henzlera T., Krissak R. et al. T. Venous thromboembolism: Additional diagnostic value and radiation dose of pelvic CT venography in patients with suspected pulmonary embolism. *Eur J Radiol.* 2011;80(1):50–53. DOI: 10.1016/j.ejrad.2010.12.101.
39. Uhl J.F., Gillot C. Embriology and three-dimensional anatomy of the superficial venous system of the lower limbs. *Phlebology.* 2007;22(5):194–206. DOI: 10.1258/026835507782101717.
40. Uhl J.F. Three-dimensional modelling of the venous system by direct multislice helical computed tomography venography: technique, indications and results. *Phlebology.* 2012;27(6):270–288. DOI: 10.1258/phleb.2012.012J07.
41. Slater S., Oswal D., Bhartia B. A retrospective study of the value of indirect CT venography: a British perspective. *Br J Radiol.* 2012;85(1015):917–920. DOI: 10.1259/bjr/28355108.
42. Stehling M.K., Rosen M.P., Weintraub J. et al. Spiral CT venography of the lower extremity. *AJR Am J Roentgenol.* 1994;163(2):451–453. DOI: 10.2214/ajr.163.2.8037048.
43. Аскерханов Р.Г., Казакмурзаев М.А., Махатиллов М.Г. Способ мультиспиральной компьютерной томографии-флебографии вен нижних конечностей. Патент на изобретение RU №2548139 С2, приоритет от 22.08.2013, опубликован 27.02.2015. Бюл. № 6. [Askerkhanov R.G., Kazakmurzayev M.A., Makhatilov M.G. Method for multispiral computed tomography-phlebography of the veins of the lower extremities. Patent for invention RU N2548139 C2, priority dated 08.22.2013, published 02.27.2015. Bul. N 6 (in Russ.).]
44. Shi W.Y., Wang L.W., Wang S.J. et al. Combined Direct and Indirect CT Venography (Combined CTV) in Detecting Lower Extremity Deep Vein Thrombosis. *Medicine (Baltimore).* 2016;95(11):1–7. DOI: 10.1097/MD.00000000000003010.
45. Sevvit S., Gallagher N. Venous thrombosis and pulmonary embolism. A clinic-pathological study in injured and burned patient. *Br J Surg.* 1961;48:475–489. DOI: 10.1002/bjs.18004821103.
46. Mozer K.M., Fedullo P.F., LitleJohn J.K., Crawford R. Frequent asymptomatic pulmonary embolism in patients with deep venous thrombosis. *JAMA.* 1994;271(3):223–225.
47. Johnson M.S. Current strategies for diagnosis of pulmonary embolism. *J Vasc Interv Radiology.* 2002;13(1):13–23. DOI: 10.1016/s1051-0443(07)60003-7.
48. Blachere H., Latrabe V., Montaudon M. et al. Pulmonary embolism revealed on helical CT angiography: comparison with ventilation-perfusion radionuclide lung scanning. *AJR Am J Roentgenol.* 2000;174(4):1041–1047. DOI: 10.2214/ajr.174.4.1741041.
49. Российские клинические рекомендации по диагностике и лечению хронических заболеваний вен. *Флебология.* 2018;12(3):146–240. [Russian clinical guidelines for the diagnosis and treatment of chronic venous diseases. *Flebologiya.* 2018;12(3):146–240 (in Russ.)]. DOI: 10.17116/flebo20187031146.
50. Российские клинические рекомендации по диагностике, лечению и профилактике венозных тромбозов и тромбоэмболий (ВТЭО). *Флебология.* 2015;9(2):1–52. [Russian clinical guidelines for the diagnosis, treatment and prevention of venous thromboembolic complications (VTEC). *Flebologiya.* 2015;9(2):1–52 (in Russ.)].
51. Постнова Н.А. Ультразвуковая диагностика заболеваний вен нижних конечностей. М.: Стром; 2011. [Postnova N.A. Ultrasound diagnostics of lower limb vein diseases. M.: Strom; 2011 (in Russ.).]
52. Шевченко Ю.Л., Стойко Ю.М. *Клиническая флебология.* М.: ДПК Пресс; 2016. [Shevchenko Yu.L., Stoyko Yu.M. *Clinical phlebology.* M.: DPK Press; 2016 (in Russ.).]
53. Malinowski A.K., Porrish S. Venous thromboembolism in the obese pregnant patient. In: *Pregnancy and Obesity.* Ed. Maxwell C., Farine D. Berlin, Boston: De Gruyter; 2017. DOI: 10.1515/9783110487817-017.
54. Olie V., Canonico M., Scarabin P. Postmenopausal hormone therapy and venous thromboembolism. *Thromb Res.* 2011;127:S26–S29. DOI: 10.1016/S0049-3848(11)70008-1.
55. Fraser J.D., Anderson D.R. Deep venous thrombosis: recent advances and optimal investigation with US. *Radiology.* 1999;211(1):9–24. DOI: 10.1148/radiology.211.1.r99ap459.
56. Mendichovszky I.A., Priest A.N., Bowden D.J. et al. Combined MR direct thrombus imaging and non-contrast magnetic resonance venography reveal the evolution of deep vein thrombosis: a feasibility study. *Eur Radiol.* 2017;27(6):2326–2332. DOI: 10.1007/s00330-016-4555-4.
57. Xie G., Chen H., He X. et al. Black-blood thrombus imaging (BTI): a contrast-free cardiovascular magnetic resonance approach for the diagnosis of non-acute deep vein thrombosis. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2017;19(1):4. DOI: 10.1186/s12968-016-0320-8.
58. Chen H., He X., Xie G. et al. Cardiovascular magnetic resonance black-blood thrombus imaging for the diagnosis of acute deep vein thrombosis at 1,5 Tesla. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2018;20(1):42. DOI: 10.1186/s12968-018-0459-6.
59. Spritzer C.E. Progress in MR imaging of the venous system. *Perspect Vasc Surg Endovasc Ther.* 2009;21(2):105–116. DOI: 10.1177/1531003509337259.
60. Loud P.A., Katz D.S., Bruce D.A. et al. Deep venous thrombosis with suspected pulmonary embolism: detection with combined CT venography and pulmonary angiography. *Radiology.* 2001;219(2):498–502. DOI: 10.1148/radiology.219.2.r01ma26498.
61. Ghaye B., Szapiro D., Willems V., Dondelinger R.F. Pitfalls in CT venography of lower limbs and abdominal veins. *AJR Am J Roentgenol.* 2002;178(6):1465–1471. DOI: 10.2214/ajr.178.6.1781465.

Полный список литературы Вы можете найти на сайте <http://www.rmj.ru>