

ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)  
<https://doi.org/10.24835/1607-0763-2020-4-81-101>

# МРТ- и КТ-венография в диагностике гемодинамических нарушений у пациентов с хроническими заболеваниями вен нижних конечностей

## Часть I. Возможности МРТ-исследований в визуализации сосудистого русла нижних конечностей

© Шайдаков Е.В.<sup>1</sup>, Санников А.Б.<sup>2, 3\*</sup>, Емельяненко В.М.<sup>3</sup>,  
Крюкова Л.Н.<sup>2</sup>, Баранова А.Е.<sup>2</sup>, Рачков М.А.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> ФГБУН “Институт мозга человека имени Н.П. Бехтеревой” РАН; 197376 Санкт-Петербург, ул. Академика Павлова, д. 9, Российская Федерация

<sup>2</sup> Клиника инновационной диагностики “Медика”; 600031 Владимир, ул. Вокзальная, д. 24, Российская Федерация

<sup>3</sup> ФГАОУ ВО “РНИМУ имени Н.И. Пирогова” Минздрава России; 117997 Москва, ул. Островитянова, д. 1, Российская Федерация

Несмотря на то что в России большинство сосудистых хирургов крайне редко используют в своей ежедневной практике магнитно-резонансную томографию (Magnetic Resonance Imaging – MRI), на сегодня интерес к этому методу визуализации среди специалистов в мире неуклонно возрастает. Это связано со стремлением клиницистов иметь еще один неинвазивный метод диагностики гемодинамических нарушений как артериального (Magnetic Resonance Angiography – MRA), так и венозного сосудистого русла (Magnetic Resonance Venography – MRV). Развитие этих методов сегодня связано с решением многих технических задач, разработкой специальных импульсных последовательностей и методов постобработки полученного изображения.

В данном обзоре литературы проводится анализ опубликованных научных данных по методологии проведения MRI применительно к сосудистой системе и выбору оптимальных режимов сканирования. Учитывая, что данный материал рассчитан в первую очередь на сосудистых хирургов и флебологов, а не радиологов, в первой части кратко изложены базовые основы понимания сути физических явлений, лежащих в основе получения MRI-изображения, без чего невозможен вдумчивый анализ преимуществ и недостатков MRA и поиск наиболее оптимального режима сканирования для проведения MRV. Учитывая, постоянное стремление клиницистов к самообразованию, представляется, что эта часть представленного материала не будет сложной для восприятия.

При описании разработанных бесконтрастных и контрастных методов проведения MRA уделено внимание ставшим традиционными методам обработки изображения в 2D-режиме (TOF, PC) с использованием импульсных последовательностей: спин-эхо (SE), мульти-эхо (SE T2), турбо спин-эхо (TSE), быстрого улучшения спин-эхо (Fast Advanced Spin Echo – FASE), градиентного эхо (Gradient Echo – GE, GRE) и восстановления с инверсией (Inversion Recovery – IR). Кроме того, сделан акцент на самых современных решениях, включающих: мультиплантарное переформатирование (multiplanar reformatting – MPR), проекции максимальной интенсивности (maximum intensity projection – MIP), субволюмную максимальную интенсивность, поверхностный рендеринг (surface rendering – SR), объемный рендеринг (volume rendering – VR) и виртуальную внутрипросветную эндоскопию (virtual intraluminal endoscopy – VIE). В отношении всех используемых на сегодня методов проведения MRA показана специфичность и информативность с подробным анализом преимуществ и недостатков. Показаны нюансы понимания полученной ангиографической картинки в T1- и T2-взвешенном изображении и феноменов “яркой крови” и “черной крови”.

Учитывая, что в отечественной литературе информация о возможностях использования MRI в диагностике гемодинамических нарушений у пациентов с патологией сосудистого русла отсутствует или в лучшем



случае носит характер краткого упоминания, представляется, что данный материал является актуальным и вызовет определенный интерес со стороны различных специалистов.

Особый интерес представляет потенциальная возможность использования методов проведения бесконтрастной и контрастной MRA в изучении венозной патологии нижних конечностей и таза, особенно, что касается своевременной и точной диагностики глубокого венозного тромбоза (Deep Vein Thrombosis – DVT) и венозного тромбоземболизма (Venous Thrombo-Embolism – VTE), которые в структуре пациентов с хроническими заболеваниями вен нижних конечностей (Chronic Venous Disorders – CVD) занимают особое положение.

**Ключевые слова:** магнитно-резонансная томография, магнитно-резонансная ангиография, магнитно-резонансная флебография, компьютерная томография, компьютерно-томографическая флебография, хронические заболевания вен, диагностика тромбоза вен нижних конечностей, варикозное расширение вен, анатомическое строение вен нижних конечностей

**Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.**

**Для цитирования:** Шайдаков Е.В., Санников А.Б., Емельяненко В.М., Крюкова Л.Н., Баранова А.Е., Рачков М.А. МРТ- и КТ-венография в диагностике гемодинамических нарушений у пациентов с хроническими заболеваниями вен нижних конечностей. Часть I. Возможности МРТ-исследований в визуализации сосудистого русла нижних конечностей. *Медицинская визуализация*. 2020; 24 (4): 81–101.  
<https://doi.org/10.24835/1607-0763-2020-4-81-101>

**Поступила в редакцию:** 09.05.2020. **Принята к печати:** 26.05.2020. **Опубликована online:** 10.12.2020.

## MRI and CT venography in the diagnosis of hemodynamic disorders in patients suffering from the lower extremities veins chronic diseases Part I. Possibilities of MRI in visualization of the vascular blood flow of the lower extremities

© Aleksandr B. Sannikov<sup>1</sup>, Evgenij V. Shajdakov<sup>2, 3\*</sup>, Vladimir M. Emelyanenko<sup>3</sup>, Lyudmila N. Kryukova<sup>2</sup>, Anna E. Baranova<sup>2</sup>, Mihail A. Rachkov<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Bekhterev Institute of human brain of the Russian Academy of Sciences (RAS); 9, Acad. Pavlov str., St. Petersburg, 197376, Russian Federation

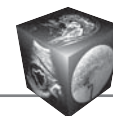
<sup>2</sup> Innovative Diagnostic Clinic "MEDICA"; 24, Vokzal'naya str., Vladimir, 1600031, Russian Federation

<sup>3</sup> Pirogov Russian National Research Medical University of the Ministry of Health of Russia; 1, Ostriviyanova str., Moscow, 117997, Russian Federation

Despite the fact that most vascular surgeons in Russia rarely use magnetic resonance imaging (MRI) in their daily practice, today interest in this method of imaging among specialists in the world is steadily increasing. This is due to the desire of clinicians to have another non – invasive method for diagnosing hemodynamic disorders of both the arterial (Magnetic Resonance Angiography – MRA) and venous vascular bed (Magnetic Resonance Venography – VRA). The development of these methods today is associated with the solution of many technical problems, the development of special pulse sequences and post-processing methods for the resulting image.

This literature review analyzes published scientific data on the methodology of MRI in relation to the vascular system and the choice of optimal scanning modes. Taking into consideration the fact that this material is intended primarily for vascular surgeons and phlebologists, and not radiologists, the first part summarizes the basic understanding of the physical phenomena underlying the MRI image, without which a thoughtful analysis of the advantages and disadvantages of MR-Angiography and the search for the most optimal scanning mode for MR-Venography is not possible. Based on the constant desire of clinicians to be self-educated, it seems that this part of the presented material will not be difficult to understand.

When describing the developed contrast-free and contrast-free MRA methods, attention is paid to the traditional methods of image processing in 2D mode (TOF, PC) using pulse sequences: spin echo (SE), multi-echo (SE T2), turbo spin echo (TSE), fast Advanced Spin Echo (fast Advanced Spin Echo-FASE), gradient echo (Gradient Echo-GE, GRE) and inversion recovery (Inversion Recovery-IR). In addition, the focus is on the most modern solu-



tions, including: multiplanar reformatting (MPR), maximum intensity projection (MIP), subvolume maximum intensity, surface rendering (SR), volume rendering (VR) and virtual intraluminal endoscopy (VIE). For all the methods used today, MR-Angiography is shown to be specific and informative, with a detailed analysis of the advantages and disadvantages. The nuances of understanding the resulting angiographic image in T1 and T2-weighted images and the phenomena of “bright blood” and “black blood” are shown.

Since the absence of information or a brief mention only about the possibilities of using MRI in the diagnosis of hemodynamic disorders in patients with vascular pathology in Russian scientific literature it seems that this material is relevant and will arouse some interest from various specialists.

Of particular interest is the potential use of contrast-free and contrast – free MR Angiography in the study of venous pathology of the lower extremities and pelvis, especially with regard to timely and accurate diagnosis of deep venous thrombosis (deep Vein Thrombosis-DVT) and venous thromboembolism (Venous Thrombosis – Embolism – VTE), which occupy a special position in the structure of patients with chronic venous Disorders of the lower extremities (Chronic Venous Disorders-CVD).

**Keywords:** magnetic resonance imaging, magnetic resonance angiography, magnetic resonance venography, computed tomography, computed tomography venography, chronic venous disorders, lower extremities deep vein thrombosis, varicose veins, anatomical structure of lower extremity veins

**Conflict of interest.** The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

**For citation:** Shaydakov E.V., Sannikov A.B., Emelynenko V.M., Kryukova L.N., Baranova A.E., Rachkov M.A. MRI and CT venography in the diagnosis of hemodynamic disorders in patients suffering from the lower extremities veins chronic diseases. Part I. Possibilities of MRI in visualization of the vascular blood flow of the lower extremities. *Medical Visualization*. 2020; 24 (4): 81–101. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-2020-4-81-101>

**Received:** 09.05.2020.

**Accepted for publication:** 26.05.2020.

**Published online:** 10.12.2020.

## Введение

На протяжении многих десятилетий рентгено-контрастная флебография (Contrast Venography – CV) являлась “золотым стандартом” в обследовании пациентов с хроническими заболеваниями вен нижних конечностей (Chronic Venous Disorders – CVD) [1]. Особое значение этот метод диагностики приобретал при подозрении у пациентов наличия тромбоза глубоких вен (Deep Vein Thrombosis – DVT). Комплексное обследование с использованием дистальных и проксимальных методов введения контраста позволяло исключать тромботическую окклюзию на уровне любого сегмента нижних конечностей и таза (Lower Extremities Deep Vein Thrombosis – LEDVT), а также установить степень выраженности морфологических и функциональных изменений в глубоких венах как у пациентов с посттромботической болезнью (Post-Thrombotic Disease – PTD), так и с первичным варикозным расширением вен нижних конечностей (Varicosity Disease – VD) [1]. Исходя из устоявшихся положений, в России вплоть до середины 90-х годов практически всем пациентам с хронической венозной недостаточностью, поступающим в хирургический стационар, перед операцией выполнялось флебографическое обследование, недостатки которого были очевидны: инвазивность исследования, возможность развития аллергических реакций на введение контрастных препаратов, лучевая нагрузка на пациента и персонал [2].

Ситуация радикально изменилась с началом активного и повсеместного внедрения во флебо-

логическую практику ультразвуковых методов исследования (duplex UltraSound – US), которые на сегодня стали основным методом диагностики гемодинамических нарушений при первичном обследовании всех пациентов с CVD нижних конечностей [3, 4]. Однако некоторые задачи при использовании US остаются решенными не до конца. В первую очередь это касается диагностики DVT на уровне вен таза и нижней полой вены, а также глубоких вен голени [5, 6]. Кроме того, US не позволяет получать подробную информацию об особенностях анатомического строения и объемной архитектонике венозных коллекторов нижних конечностей, знание которой, например для проведения реконструктивных оперативных вмешательств, всегда оставалось важной задачей [2, 7].

Вместе с этим в начале 2000-х годов интенсивный вектор развития и использования в клинической практике получили методы магнитно-резонансной (Magnetic Resonance Imaging – MRI) и компьютерной томографии (Computed Tomography – CT), технический прогресс которых сделал применимыми их и в диагностике нарушений кровотока [8]. Однако, несмотря на то что со времени появления первых наиболее значимых научных публикаций использования MRI и CT во флебологической практике прошло около 30 лет [9–11], многие вопросы диагностической значимости и приоритетов использования этих методов исследований в отношении пациентов с CVD на сегодняшний день не имеют окончательных ответов.



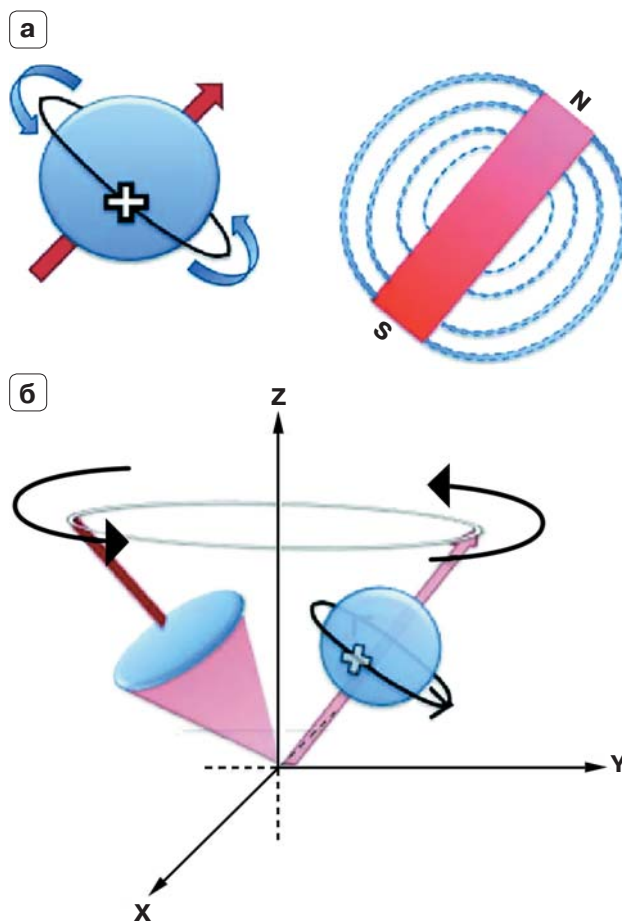
Изначально в наши планы не входило описание физических явлений, лежащих в основе магнитного резонанса, однако по мере накопления информации мы все чаще ловили себя на мысли о необходимости сделать это, пусть даже в самых общих чертах. Почему это важно? Хотя бы с целью понимания тех терминов, которые мы будем активно использовать впоследствии при описании и обсуждении различных методик проведения MRI применительно к венозной системе в объеме проведения магнитно-резонансной венографии (Magnetic Resonance Venography – MRV).

Вашему вниманию представляется первая часть нашей работы, посвященная анализу имеющихся данных о возможности MRI-ангиографических исследований в визуализации сосудистого русла нижних конечностей (Magnetic Resonance Angiography – MRA).

### Физические основы магнитно-резонансной томографии

С целью даже самого поверхностного понимания сути явлений, происходящих в тканях живого организма при MRI необходимо совершить краткий экскурс в основы квантовой физики или иначе физики элементарных частиц, как бы это страшно и безнадежно ни звучало [12].

Атом водорода, являясь основной элементарной частицей живого организма, находится в постоянном активном движении, характеризующемся свойственным только ей “гиромангнитным отношением”, от величины которого зависит ориентация данной частицы в пространстве. Вращаясь, атом водорода генерирует вокруг себя магнитное поле, являясь, по сути, маленьким магнитом, из большого числа которых и состоит любая ткань человека (рис. 1а). Полюса различных атомов водорода в организме не расположены хаотично, а ориентированы таким образом, что все магнитные силы уравнивают друг друга, в результате чего организм человека в целом находится в магнитном балансе. При помещении человека в магнитное поле томографа с напряженностью 1,5 Тл, которое в 30 000 раз сильнее гравитационного поля Земли, с протонами водорода (есть еще электрон) происходят интересные явления. Во-первых, протоны водорода выстраиваются в участке ткани, подверженном магнитному воздействию, вдоль магнитного поля двумя способами – параллельно и антипараллельно. Кроме того, протоны начинают совершать колебательные движения вокруг своей оси (процессировать) с определенной (ларморовой) частотой, величина которой прямо пропорциональна напряженности внешнего магнитного поля (рис. 1б). Следовательно, чем выше напряженность

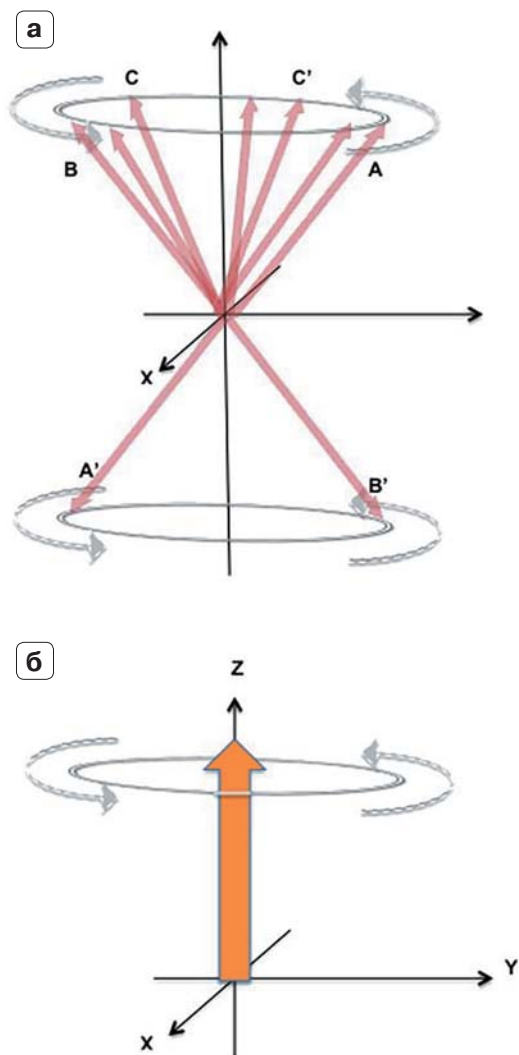
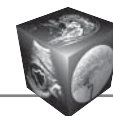


**Рис. 1.** Физические основы магнитно-резонансной томографии. Положительно заряженные протоны водорода, вращаясь вокруг своей оси, создают собственное магнитное поле (а); начало процессии протонов водорода под воздействием внешнего магнитного поля (б) (по [16]).

**Fig. 1.** Physical basis of magnetic resonance imaging. Protons possess a positive charge and are constantly spinning around their own axes. This generates a magnetic field (a); When exposed to an external magnetic field, protons precess (b) (from [16]).

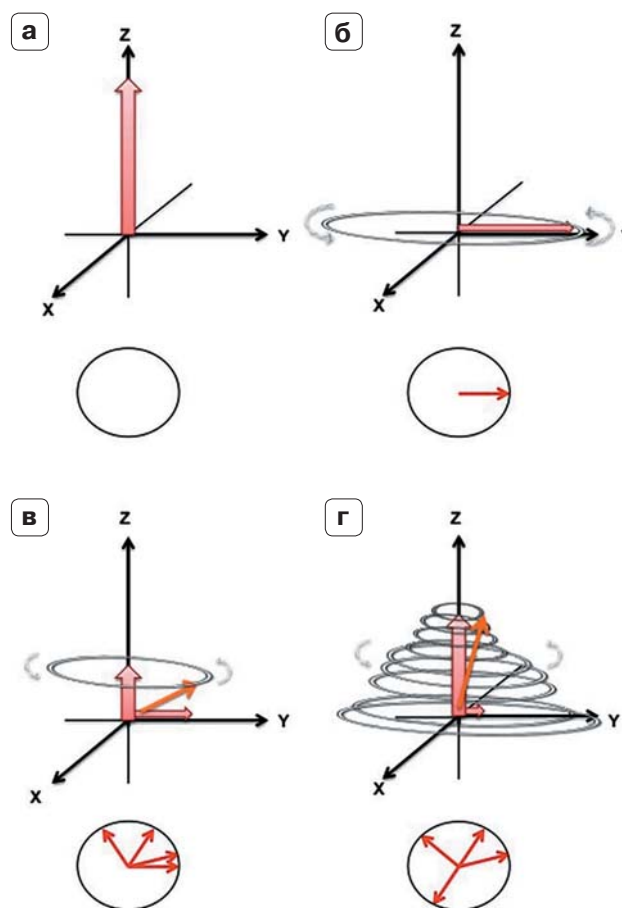
воздействующего снаружи магнита, тем большее количество протонов займет параллельную ориентацию, а колебательная частота их будет выше. Количество выстроенных параллельно протонов водорода будет составлять суммарную намагниченность [13] (рис. 2).

Под воздействием внешнего магнитного поля атом водорода возбуждается, в результате чего происходит изменение направления основного вектора намагниченности. Однако это состояние длится недолго, атом водорода начинает отдавать полученную энергию в ткани или релаксирует (рис. 3). При этом атом водорода начинает совершать обратное движение, которое происходит



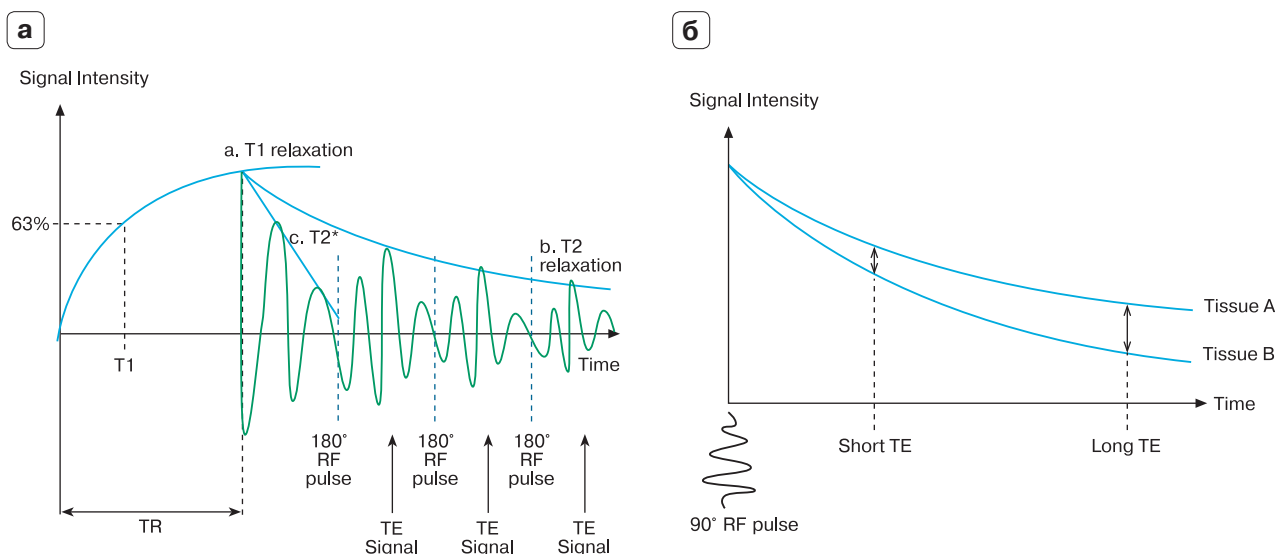
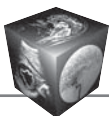
**Рис. 2.** Физические основы магнитно-резонансной томографии. Разнонаправленность прецессии протонов водорода (а) с созданием вектора суммарной намагниченности (б) (по Currie S., Hoggard N., Craven I.J., Hadjivassiliou M. Understanding MRI: Basic MR physics for physicians. *Postgrad. Med. J.* 2012; 89: 1050. <https://doi.org/10.1136/postgradmedj-2012-131342>).

**Fig. 2.** Physical basis of magnetic resonance imaging. The different directions of hydrogen protons (a) with the creation of the total magnetization vector (б). The magnetic moments of protons precessing in the external magnetic field. (from Currie S., Hoggard N., Craven I.J., Hadjivassiliou M. Understanding MRI: Basic MR physics for physicians. *Postgrad. Med. J.* 2012; 89: 1050. <https://doi.org/10.1136/postgradmedj-2012-131342>).



**Рис. 3.** Физические основы магнитно-резонансной томографии. Изначальное расположение суммарного вектора намагниченности (а). После  $90^\circ$  РЧ-импульса вектор изменяет направление (б) с распространением поперечной намагниченности, в плоскости которой атомы прецессируют по фазе. Данный импульс называется  $90^\circ$  импульс насыщения. Спустя время часть протонов выпадают из фазы и начинают восстанавливаться продольная намагниченность (в). Однако вся система продолжает совершать прецессию (г). Восстановление продольной намагниченности называется T1-релаксацией, а потеря поперечной намагниченности называется T2-релаксацией (по Currie S., Hoggard N., Craven I.J., Hadjivassiliou M. Understanding MRI: Basic MR physics for physicians. *Postgrad. Med. J.* 2012; 89: 1050. <https://doi.org/10.1136/postgradmedj-2012-131342>).

**Fig. 3.** Physical basis of magnetic resonance imaging. The initial location of the total magnetization vector (a). After the  $90^\circ$  RF pulse, protons fall out of phase, transverse magnetisation decreases and longitudinal magnetisation begins to recover (б). An RF pulse that abolishes longitudinal magnetisation to zero while inducing transverse magnetisation is called a  $90^\circ$  (saturation) pulse as the sum magnetisation vector is seen to tilt or flip  $90^\circ$ . Immediately following an RF pulse, protons precess in phase in the transverse plane (в). During this process, the whole system continues precessing and so the sum vector takes a spiralling motion (г). Recovery of longitudinal magnetisation is termed T1 relaxation and loss of transverse magnetisation is called T2 relaxation (from Currie S., Hoggard N., Craven I.J., Hadjivassiliou M. Understanding MRI: Basic MR physics for physicians. *Postgrad. Med. J.* 2012; 89: 1050. <https://doi.org/10.1136/postgradmedj-2012-131342>).

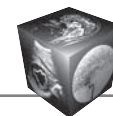


**Рис. 4.** Физические основы магнитно-резонансной томографии. **а** – построение графика восстановления продольной намагниченности (кривая T1). Кривая T2b после воздействия дополнительного 180° РЧ-импульса перефокусировки протонов для продолжения их движения по фазе, что приводит к временному увеличению интенсивности сигнала во время TE (время эхо); **б** – каждая ткань организма имеет свое индивидуальное T2, с увеличением разницы при более длительном TE, чем при коротком. (По Currie S., Hoggard N., Craven I.J., Hadjivassiliou M. Understanding MRI: Basic MR physics for physicians. *Postgrad. Med. J.* 2012; 89: 1050. <https://doi.org/10.1136/postgradmedj-2012-131342>)

**Fig. 4.** Physical basis of magnetic resonance imaging. **a** – T1 curve: Plotting the recovery of longitudinal magnetisation over time following the switching off of a radiofrequency (RF) pulse results in a T1 curve. T2b curve: An 180° refocusing pulse acts to 'combat' the effects of external magnetic field inhomogeneity by rephasing the protons. This results in a temporary gain in signal intensity at time echo time (TE) termed spin echo; **б** – Each subsequent echo will be of lower intensity due to T2 effects. A curve connecting the spin echo intensities is the T2 curve. (Copied from Currie S., Hoggard N., Craven I.J., Hadjivassiliou M. Understanding MRI: Basic MR physics for physicians. *Postgrad. Med. J.* 2012; 89: 1050. <https://doi.org/10.1136/postgradmedj-2012-131342>)

вдвух взаимных плоскостях Z и XY. Характеристикой этих вращательных обратных движений с точки зрения физики элементарных частиц является спин [14]. Процесс обратной отдачи энергии (релаксации) происходит в два этапа, которые принято обозначать как T1 и T2. Во время T1-релаксации (спин-решетчатой) возвращение основного вектора намагниченности происходит в плоскости Z и является, по сути, временным критерием, необходимым для достижения 63% продольной намагниченности от первоначального уровня намагниченности. T2-релаксация (спин-спиновая) идет одновременно с T1-релаксацией, однако эти вращения происходят в плоскости XY и являются временным критерием, необходимым для достижения протонами 37% от изначального значения смещенных по фазе протонов [12]. Исходя из этого, T2-релаксация представляет собой скорость обратного смещения протонов по фазе (рис. 4а). Все дело в том, что в обычных условиях протоны вращаются вокруг своей оси вне фазы, что позволяет им поддерживать стройность своего порядка (можно представить два колеса

телеги, вращающихся в разном направлении). Когда происходит изменение вектора намагниченности, протоны внутри молекулы воды в плоскости XY начинают вращаться по фазе, как, например, два колеса телеги при обычном движении. Таким образом, во время T1-релаксации протоны возвращают себе параллельную ориентацию относительно основного вектора намагниченности по Z, продолжая еще вращаться по фазе. В течение времени T2 фазовое вращение протонов вокруг своей оси в плоскости XY прекращается и элементарная частица (водород) возвращается к своей спокойной жизни. T2-релаксация по времени протекает гораздо быстрее T1. Исходя из расположения плоскостей, в которых происходит возвращение возбужденных протонов к своему первоначальному состоянию, T1-релаксация получила название поперечной релаксации, а T2-релаксация – продольной. Кривые T1- и T2-релаксации являются различными для каждой ткани, что и легло в основу разработки принципов магнитно-ядерного резонанса [12]. В результате этих обратных вращательных моментов со стороны протонов



во время T2-релаксации происходит создание магнитного поля, “посылающего” сигнал, получивший название спин-эхо. Созданное протонами магнитное поле в период T2-релаксации индуцирует в приемной катушке MRI-сканера электрический ток, который в итоге трансформируется в изображение [15]. Приемные магнитные катушки устроены по принципу кодирования поступающего сигнала за счет появления собственного магнитного поля и включения двух градиентов, один из которых (фазово-кодирующий градиент) ориентирован в переднезаднем направлении по оси Y (Gy) и второй (частотно-кодирующий градиент) ориентирован справа налево по оси X (Gx) [16]. В результате этих кодирований информация поступает на матрицу (k-пространство) или временную область, где в зависимости от заданной программой *импульсной последовательности* сканирования выстраивается окончательное изображение [12, 17]. Однако прежде чем перейти к непосредственной характеристике используемых импульсных последовательностей при проведении MRI, необходимо остановиться на таком понятии, как *контраст изображения*.

Как было отмечено выше, при релаксации идут одновременно два процесса T1 и T2. В принципе все изображения имеют сочетание T1- и T2-контрастов. Однако в зависимости от установленных параметров той или иной последовательности каждая из релаксаций может иметь основной или второстепенный вклад в получение контраста изображения [18]. Каждая ткань человеческого тела имеет свои характеристики релаксации, на чем и построен основной принцип ядерного магнитного резонанса (рис. 4б).

#### **T1-взвешенное изображение**

В данном случае контраст изображения зависит от процесса T1-релаксации. В результате мы получаем сильный сигнал от всех тканей, в которых уже произошла продольная релаксация, время которой зависит от количества протонов, находящихся в данной ткани. Понятно, что быстрее релаксируются ткани с меньшим количеством воды, а вклад в T1-взвешенное изображение водных структур организма будет незначительным. Именно по этой причине кровь в просвете сосуда будет иметь “*черный вид*”. Изображение, полученное в период T2-релаксации получило название T2-взвешенного изображения.

#### **T2-взвешенное изображение**

В данном случае контраст изображения зависит от T2-релаксации. По причине того, что все ткани с различной структурой за достаточно дли-

тельный временной период подверглись полной T1-релаксации и только в структурах с повышенным содержанием протонов водорода (воды) еще осталась фазовая когерентность, жидкость (кровь в просвете сосуда) получит “*яркий вид*”. Изображение, полученное в период T2-релаксации получило название T2-взвешенного изображения.

#### **Контраст протонной плотности**

Контраст изображения протонной плотности (Proton Density – PD) занимает промежуточное положение между T1- и T2-взвешенными изображениями. Это происходит по той причине, что в определенный временной период активная T2-релаксация еще не наступила, а T1-релаксация уже утратила свои лидирующие позиции.

В результате при анализе в этих трех последовательных изображениях, например, яркость жидкости будет иметь палитру перехода от черной к серой и от серой к яркой.

Таким образом, характер (интенсивность) получаемого сигнала при MRI будет зависеть от нескольких характеристик: числа протонов водорода на единицу плотности (протонной плотности); времени T1-релаксации; времени T2-релаксации и применяемой импульсной последовательности.

T1- и T2-взвешенные изображения являются прежде всего изображениями, выведенными на экран, однако, прежде чем их собрать, необходимо при сканировании применить определенные последовательности РЧ-импульсов, основные из которых имеют следующие названия [12, 17, 18]:

#### **Последовательность спин-эхо (SE)**

В основе данной последовательности лежит повторное применение  $180^\circ$  РЧ-импульса через короткий промежуток времени после первого  $90^\circ$  РЧ-импульса, что позволяет добиться сохранения движения спинов по фазе и как следствие получения высокого сигнала, что и влияет в итоге на качество изображения. Градусы в данном случае отображают смещение основного вектора намагниченности [19].

#### **Последовательность мульти-эхо (SE T2)**

Данная последовательность подразумевает использование трех последовательных импульсов. За первым  $90^\circ$  РЧ-импульсом следует  $180^\circ$  РЧ-импульс, в результате чего получается изображение протонной плотности. После получения данного изображения дается еще один  $180^\circ$  РЧ-импульс с последующим получением T2-изображения. Исходя из включения в программу исследования двух последовательных  $180^\circ$  РЧ-импульсов, данная последовательность имеет и другое название – Double-Echo-Spin Echo (DESE) [19].



### **Последовательность турбо-спин-эхо (TSE)**

Еще одним названием данной последовательности является быстрый спин-эхо (Fast Spin Echo – FSE). В основе этой последовательности лежит принцип подачи после стандартного  $90^\circ$  РЧ-импульса серии, состоящей из 7 последовательных  $180^\circ$  РЧ импульсов (Echo Train Length – ETL). Основное преимущество заключается в значительном сокращении времени сканирования, например в сравнении с SE T2 в 7 раз. А с учетом, что в некоторых предложенных последовательностях количество импульсов (ETL) может достигать до 100 и более, преимущества становятся очевидными [20].

### **Последовательность быстрого улучшения спин-эхо (Fast Advanced Spin Echo – FASE)**

Как и в предыдущей последовательности, в данном случае используется большое количество следующих друг за другом  $180^\circ$  РЧ-импульсов (общее ETL равно 212), однако в дополнение к предыдущей последовательности формирования конечного изображения происходит половинным Фурье-преобразованием (Half-Fourier Imaging – HFI), что наряду с ускорением сканирования дает качественное улучшение полученного изображения [20].

### **Последовательность градиентного эхо (Gradient Echo – GE, GRE)**

Данная последовательность отличается от SE-последовательности способом усиления сигнала. Так, если в последовательности SE используется повторный  $180^\circ$  перефразирующий импульс, то в последовательности GRE используется принцип обращения полярности градиента. Таким образом, на момент считывания сигнала частотно-кодирующий градиент (Gro) меняет полярность с отрицательной на положительную, чем достигается аналогичный эффект усиления как от повторного импульса при SE, однако процесс этот происходит намного быстрее. Большое значение в данной последовательности имеет выбор угла переворота FA, который может находиться в диапазоне от  $1^\circ$  до  $180^\circ$  [21].

### **Последовательность восстановления с инверсией (Inversion Recovery – IR)**

В данной последовательности изначальное возбуждение инициируется не  $90^\circ$ , а  $180^\circ$  РЧ-импульсом, в результате чего происходит переворот изначальной суммарной намагниченности. В данном случае процесс T1-релаксации длится вдвое дольше и задается временем инверсии (Inversion Time – TI). В этой последовательности имеется

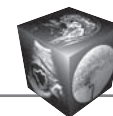
довольно длительное время повторения импульсов и короткое время эхо. Основным преимуществом данной последовательности является то, что кривые T1-релаксации различных тканей изначально значительно разведены друг от друга, что создает большие различия в T1-взвешенном изображении. С одной стороны, при использовании данной последовательности длительность сканирования увеличивается, однако возможность соединения последовательности с инверсией с последовательностью турбо-спин-эхо (TSE) значительно сокращает время сканирования без потери качества изображения. Изменение времени инверсии может осуществляться двумя путями. Первый путь – это использование последовательности восстановления с инверсией и ослаблением сигнала жидкости (Fluid Attenuation Inversion Recovery – FLAIR) или включением последовательности восстановления с коротким временем инверсии (Short TI Inversion Recovery – STIR) [19–22].

В отношении использования различных импульсных последовательностей необходимо отметить, что их основными динамическими параметрами, от изменения которых зависит оптимальный сбор информации при любом MRI исследовании, являются [23]:

TR (Repetition Time) – время повторения  
TE (Echo Time) – время эхо  
FA (Flip Angle) – угол переворота  
TI (Inversion Time) – время инверсии  
NA (Number of Acquisitions) – число сбора данных  
MX (Matrix) – матрица  
FOV (Field Of View) – поле наблюдения  
ST (Slice Thickness) – толщина среза  
SG (Slice Gap) – зазор между срезами  
PE (Phase Encoding) – кодирование фазы  
BW (Bandwidth) – полоса пропускания

### **Бесконтрастные методы выполнения MRA**

Использование бесконтрастных методов выполнения MRA основано на потенциальной возможности MR-сигнала реагировать на движение. И хотя при обследовании различных отделов организма человека это может привести к появлению различных артефактов, именно изменения MR-сигнала, вызванные потоком крови при использовании определенных импульсных последовательностей, позволяют визуализировать кровеносные сосуды и потенциально даже получить количественные данные о потоке крови. Методы бесконтрастной MRA, основанные на эффекте потока крови могут быть разделены на две принципиальные группы: методы, основанные на амплитудных



эффектах – время пролета (Time-of-Flight – TOF), и методы, основанные на фазовых эффектах (Phase Contrast – PC) [24]. В первом случае в результате различной продольной намагниченности поступающая в срез кровь и выходящая из него по сравнению со стационарными спинами (спин-эхо – характеристика движения протона) зависит от продолжительности пребывания в срезе (времени пролета) в срезе. Другими словами, в данных условиях интенсивность сигнала будет зависеть от скорости вытеснения “насыщенных” спинов “ненасыщенными” (T1-взвешенное изображение). Во втором случае в основе лежит разность поперечной намагниченности потока крови по сравнению со стационарными спинами (неподвижные ткани) с точки зрения различия в них фазовых эффектов (T2-взвешенное изображение). Применение различных импульсных последовательностей в обеих группах может усилить один эффект и подавить другой. Используемые методики MRA в зависимости от интенсивности сигнала, поступающего от крови и окружающих тканей, могут быть подразделены на MRA “яркой крови”, во время которой усиленный интенсивный сигнал поступает от потока, а фоновый сигнал с окружающих тканей подавляется (T1-взвешенное изображение) или MRA “черной крови” (T2-взвешенное изображение), когда гиперинтенсивный сигнал, наоборот, поступает с окружающих сосуд тканей [20, 22].

Понятие “пустоты потока” имеет несколько иной физический смысл и в первую очередь обусловлен потерей сигнала, связанного с оттоком. О данном MRI-феномене речь идет, когда с целью ангиографического исследования используется импульсная последовательность спин-эхо (SE). Как было отмечено выше, сигнал могут обеспечить только те спины, которые попали под двойное последовательное воздействие  $90^\circ$  РЧ-импульса и  $180^\circ$  РЧ-импульса. В условиях интенсивного потока крови атомы водорода не успевают попасть под воздействие обоих импульсов и не дают ответный спин-эховый сигнал. Кроме того, может наступать эффект размыва, который удастся устранить путем использования в этих случаях дополнительно импульсной последовательности градиентного эхо (GRE) [25]. Однако и в этом случае в условиях T2-взвешенного изображения будет наблюдаться “пустота потока”, отсутствие которой может быть рассмотрено в качестве признака выраженного замедления кровотока или полной окклюзии (тромбоза) сосуда. Причиной, связанной с возникновением феномена “яркой крови”, может быть следствием изменения параметров последовательности SE или GRE путем увеличения количества повторных  $180^\circ$  РЧ-им-

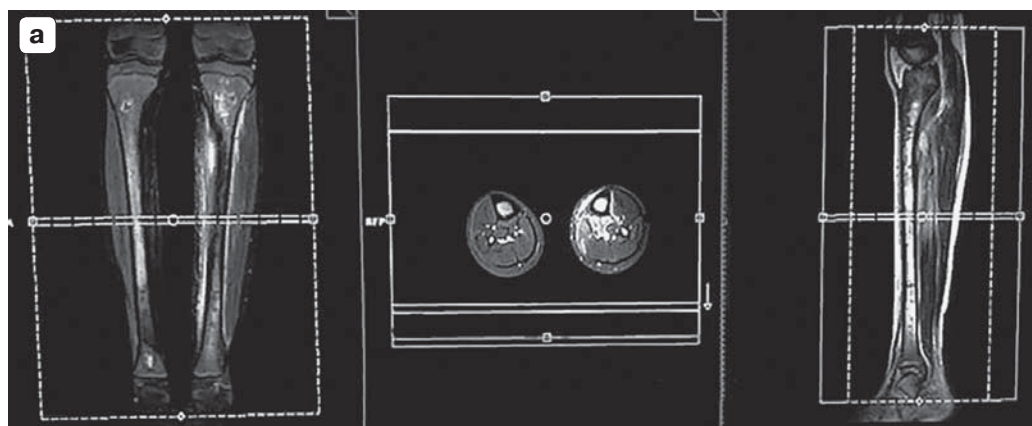
пульсов, длительность периода которых регулируется временем повторения TR и удлинением времени T1-релаксации. В результате протекающая кровь даст сначала значительно более высокой интенсивности сигнал по сравнению с интенсивностью уже насыщенных спинов в неподвижной ткани. Этот MRI-феномен получил название эффекта “усиления притока” [24, 25].

#### **Времяпролетная MRA (Time-of-Flight – TOF)**

Механизм контрастирования сосудистой системы при использовании метода TOF MRA основан на эффекте притока (рис. 5). Однако чтобы получить эффект “яркой крови”, во время этого исследования необходимо использовать уже нам известную импульсную последовательность градиентного эхо (GRE) [25–27], во время которой применяются незначительные по протяженности  $TR < 40$  мс и  $TE < 5$  мс. В принципе, возможно использование и последовательности SE (SE, SET2 и TSE). Однако, как показала практика, при использовании последовательности SE, все же присутствует эффект “вымывания”, избежать которого при GRE удастся за счет быстрого перефазирования в поперечной намагниченности, но не за счет использования одного или нескольких дополнительных следующих друг за другом  $180^\circ$  РЧ-импульсов. Это происходит по причине гораздо более быстрого изменения полярности градиента [25]. Кроме того, использование при проведении TOF MRA последовательности GRE с использованием матрицы  $256 \times 512$  (MXPE = 256) позволяет осуществлять сканирование в режиме мультисрезов. Использование режима мультисрезов позволяет сохранить фазовую когерентность во время исследования и за счет повторного импульса достигнуть своевременного перефазирования спинов, что в итоге приводит к восстановлению движения спинов по фазе с получением высокого сигнала и четкого изображения “яркой крови”. Для достижения оптимального отношения сигнал/шум толщина среза должна быть не менее 2–3 мм [28].

Использование последовательности GRE позволяет выстраивать 2D- и 3D-модели изображения кровеносного русла нижних конечностей. Основным условием использования 2D-метода построения изображения остается строгое соблюдение перпендикулярной направленности плоскости изображения к сканирующему сосуду.

Некоторыми авторами настоятельно рекомендуется при проведении 2D TOF MRA в последовательности GRE 2D (multi-slice) дополнительно использовать ЭКГ-триггерные последовательности. По мнению авторов, синхронизация сбора данных в этих случаях с сердечным циклом позволяет



**Рис. 5.** Бесконтрастная магнитно-резонансная ангиографии в режиме 2D TOF MRA при использовании последовательности турбо-спин-эхо (TSE). **а** – методика MRA с последующим анализом в T1-взвешенном изображении с получением эффекта “яркой крови”; **б** – окклюзионный стеноз подколенной артерии (показано стрелкой).

**Fig. 5.** Contrast-free MRA in mode 2D TOF MRA with using a sequence TSE. **a** – method of magnetic resonance angiography with subsequent analysis in a T1-weighted image to obtain the effect of “bright blood”; **b** – occlusal stenosis of the popliteal artery (shown by the arrow).



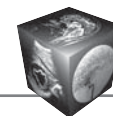
добиться большей интенсивности изображения, что, безусловно, требует дополнительного времени [29].

При 3D TOF MRA происходит возбуждение протонов во всем выбранном объеме среза толщиной 30–60 мм, а уже затем происходит разделение этой “плиты перекрытия” на тонкие срезы дополнительным градиентом фазового кодирования вдоль направления выбора среза. Этот метод позволяет получать срезы толщиной менее 1 мм [30].

Недостатком 3D-метода является постоянное повторное воздействие РЧ-импульса на движущуюся кровь на протяжении сканирующего объема конечности (вокселя) без участия в этом перефазирования, в результате чего закономерно интенсивность сигнала прогрессивно уменьшается. Понятно, что в этом случае на качество получаемого изображения будет влиять скорость кровотока. Так, в артериях с большими скоростными показателями протоны крови в меньшей степени

будут подвержены повторному воздействию РЧ-импульса на протяжении одной “плиты перекрытия”, в то время как для вен с медленным кровотоком повторное воздействие РЧ-импульса на протяжении одной “плиты перекрытия” приведет к угасанию сигнала. Исходя из этого, уменьшение насыщенности в данной ситуации может быть достигнуто за счет увеличения TR. Однако D.L. Parker и соавт. предложили решать эту задачу иначе, а именно путем разделения общего 3D-сканирования на несколько меньших по габаритам “плит” с перекрытием их на 20–30%, чтобы компенсировать процесс затухания сигнала на периферии этих “плит” [30]. Данный метод получил название множественного перекрытия тонких плит (Multiple Overlapping Thin Slab Acquisition – MOTSA) и явился, по сути, с физической точки зрения гибридом 2D TOF и 3D TOF MRA [28].

Не будем забывать, что при проведении ТОФ MRI как в формате 2D, так и 3D чрезвычайно



важным является определение оптимального угла поворота сканирования для последовательности GRE, который значительно может влиять на контрастность сосудистого фона. Необходимо помнить, что большие углы переворота градиента не только генерируют высокий сигнал на стороне входа крови, но также провоцируют быстрое снижение сигнала по ходу сосуда из-за насыщения [31]. При этом небольшие углы переворота градиента создают не только меньший контраст между сосудами и фоном, но меньшую насыщенность. Исходя из этого, при 2D TOF MRA обычно используют углы поворота в диапазоне 30–70°, в то время как при 3D TOF MRA используются более низкие углы между 15–20° для улучшения насыщенности [28].

#### **Фазово-контрастная MRA (Phase Contrast – PC)**

Отличием данного метода бесконтрастной MRA является использование для визуализации кровеносных сосудов фазового эффекта (PC) поперечной намагниченности, который максимально подавлялся при TOF MRA.

Существует два PC-способа достижения изображения кровотока.

Первый получил название метода магнитудного контраста (Magnitude Contrast method – MC), в основе которого лежит анализ набора данных, состоящего из рефазирования и дефазирования спинов в поперечном намагничивании [32]. Первое измерение осуществляется с помощью GRE-последовательности с получением от текущей крови сигнала высокой интенсивности. Второе измерение направлено на непосредственную регистрацию скорости фазовых сдвигов движущихся спинов. Поскольку неподвижная кровь выглядит одинаково в обоих случаях, вычитание одного набора данных из другого приводит к тому, что сигнал неподвижной ткани вычитается, оставляя видимой только движущуюся кровь. Несмотря на то что данный метод не имеет сегодня широкого применения, его можно считать применимым для визуализации периферических сосудов, особенно в условиях медленного венозного кровотока. Недостатком данного метода PC является отсутствие предоставления информации о направлении и скорости потока крови.

Второй метод получил название непосредственного фазово-контрастного контрастирования (Phase Contrast Method – PC), в основе которого лежит получение так же двух наборов данных, различающихся по фазе движущихся спинов, но в условиях непосредственного кодирования скорости кровотока [33, 34]. В связи с этим производители MR-сканеров сегодня представляют набор

последовательностей, непосредственно адаптированных к различным скоростям кровотока. При проведении данного исследования важно заранее оценить максимальную скорость потока, ожидаемого в сосуде, чтобы выбрать наиболее оптимальную последовательность проведения PC.

#### **Контрастные методы выполнения MRA**

Общепризнанно, что основным недостатком всех бесконтрастных методик проведения MRA (TOF & PC) является лежащий в основе визуализации эффект потока для генерации сосудистого сигнала. Несмотря на многочисленные программные разработки, используемые при TOF и PC, специалистам так и не удалось исключить появление множественных артефактов, связанных с потерей сигнала от спинного насыщения движущегося потока крови. В итоге это при анализе данных приводило в некоторых случаях к гипердиагностики не только возможных стенозов, но и даже полной окклюзии сосудов [25, 35, 36].

Первые наиболее значимые работы с анализом результатов использования нового метода контрастной MRA появились в конце 90-х годов, и с этого времени процесс внедрения нового метода диагностики в клиническую практику было уже не остановить. По этой причине контрастно-усиленная MRI-ангиография (Contrast-Enhanced MR Angiography – CE MRA), начиная с середины 2000-х годов, несмотря на имеющиеся недостатки методики проведения исследования и не решенные до конца технические задачи, начала постепенно занимать определенную позицию среди методов диагностики сосудистых патологий [37–39]. Среди основных недостатков уже ставшей лидером CT-Angiography отмечалось наличие возможного нефротоксического эффекта йодированных контрастных веществ с повышением вероятности развития этого осложнения в группе пациентов с сахарным диабетом, частота которого в качестве сопутствующего заболевания у пациентов с сосудистой патологией была высока. Безусловно, приходилось учитывать и лучевую нагрузку на пациента, неминуемо сопровождающую любое CT-исследование [17, 24, 40, 41].

Понятно, что речь в данном случае идет о введении определенного количества контрастного вещества в сосудистую систему путем пункции кубитальной вены, однако прежде чем сделать акцент на основных технических деталях и принципиально важных моментах непосредственно проведения CE MRA, необходимо вкратце остановиться на самих контрастных веществах, используемых при проведении CE MRI-исследований.



**Рис. 6.** Контрастно-усиленная Gd магнитно-резонансная ангиография в режиме 3D CE MRI-Gd GRE. **а** – отчетливая визуализация подвздошных и бедренных артерий. Вариант нормы (по [50]); **б** – окклюзия правой поверхностной бедренной и подколенной артерий. Слева – окклюзионный стеноз подколенной артерии и диффузная аневризматическая болезнь передней большеберцовой артерии с полной окклюзией задней большеберцовой и малоберцовой артерий (по [79]).

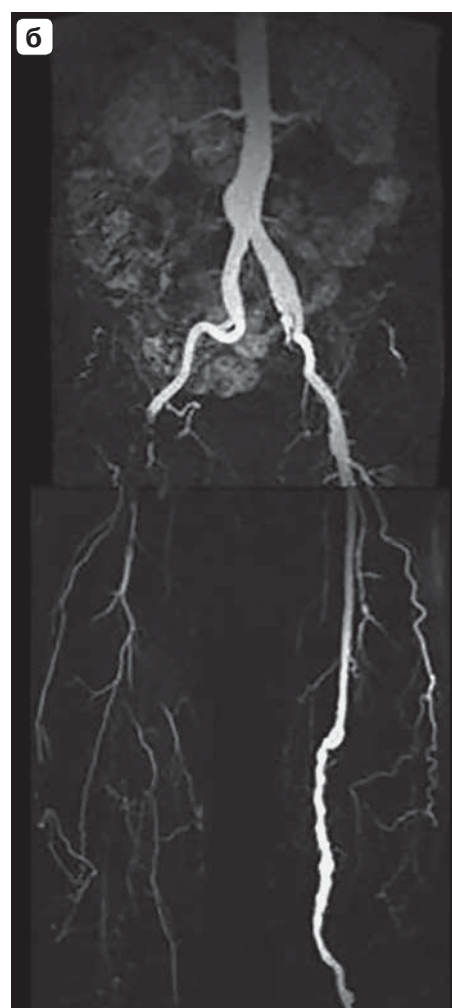
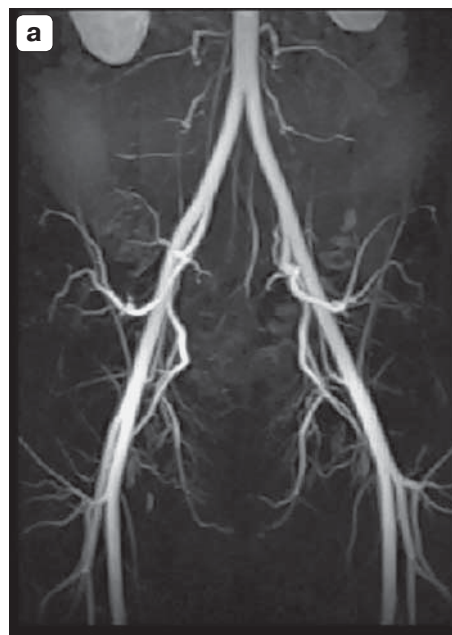
**Fig. 6.** Contrast-Enhanced (Gd) MR-Angiography in mode 3D CE MRI-Gd GRE. **a** – the image shows a quality improved visualization of iliac and femoral vascular segments in norm (from [50]); **б** – the image demonstrate occlusion of the right superficial femoral and popliteal arteries. On the left side, note diffuse aneurysmal disease of the distal superficial femoral and popliteal arteries. The posterior tibial artery is patent and enlarged, the peroneal artery is occluded and the left anterior tibial artery is of small caliber. (from [79]).

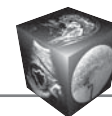
Контрастные вещества для MRA делятся на две группы.

Первая группа объединяет препараты на основе гадолиния (Gd) (рис. 6), который с химической точки зрения является редкоземельным металлом, входящим в специальную 17-ю группу таблицы Менделеева. Как и все вещества этой группы, гадолиний относится к парамагнетикам, то есть веществам, которые намагничиваются во внешнем магнитном поле в направлении внешнего магнитного поля, чем и было обусловлено его использование в качестве контрастного усилителя при проведении MRI. Препараты на основе гадолиния подразделяются по своей способности вступать в связь с белками крови. Взаимодействие с белками крови может быть сильным или слабым [42].

Препараты второй группы в своей основе содержат частицы оксида железа, который по своей природе является суперпарамагнитным. Препараты этой группы подразделяются по размеру используемых частиц оксида железа и специфическому их покрытию [43].

С точки зрения физических основ, лежащих в CE MRA, эффект использования гадолиниевых препаратов состоит в способности их вызывать ускоренную T1-релаксацию при удлинении релаксации по фазе в T2, что и позволяет добиться значительного повышения визуализации сосудистого русла, в котором находится гадолиний [44]. В чем заключаются отрицательные стороны использования контрастных гадолиниевых препаратов, не обладающих способностью к взаимодействию с белками крови? Было установлено, что препараты этой группы в результате так называемого эффекта трансметаллизации способны высвобождать свободные ионы гадолиния [45]. Учитывая, что свободный гадолиний токсичен и не так легко выводится из организма, потенциал его высвобождения из менее стабильных соединений,





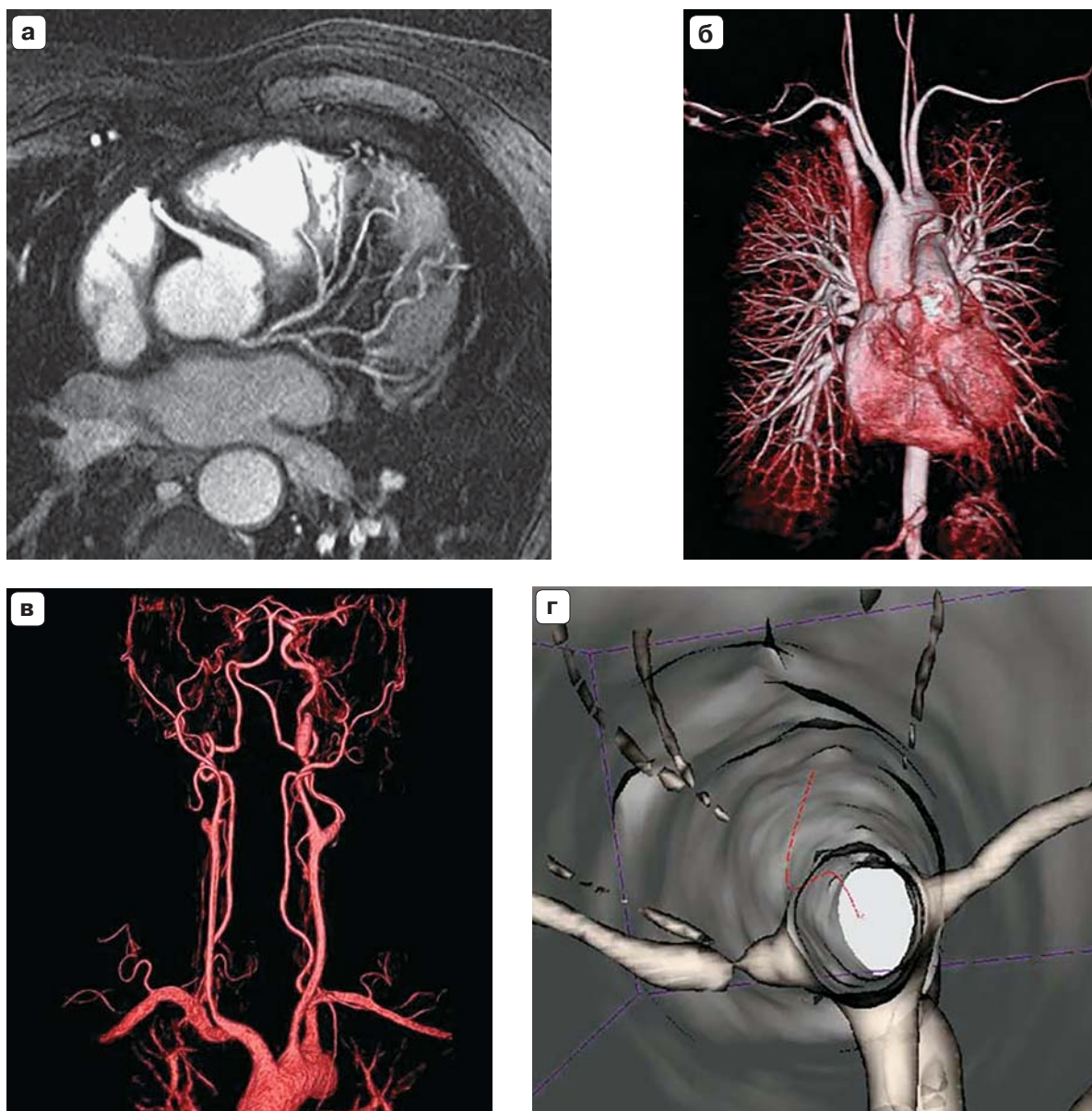
**Рис. 7.** Контрастно-усиленная Gd магнитно-резонансная ангиография в режиме 3D CE MRA-Gd GRE. **а** – контрастно-усиленная MRA всего тела, выполненная методом контрастного усиления Gd в режиме Angiographic System for Unlimited Rolling Field-of-views – Angio SURF (по Goyen M. Whole Body 3D MR Angiography. Chapter in Book: Magnetic Resonance Angiography. Springer, 2005: 301–308. ISBN 88-470-0266-4. [https://doi.org/10.1007/88-470-0352-0\\_18](https://doi.org/10.1007/88-470-0352-0_18)); **б** – MIP-изображение в режиме 3D CE MRA (Gd, 0,1 ммоль/кг), показано изображение аневризмы дистального отдела брюшной аорты и правой общей подвздошной артерии с многоэтажным комбинированным окклюзионным и аневризматическим поражением бедренных артерий с обеих сторон (по [24]).

**Fig. 7.** Contrast-enhanced Gd MR-Angiography in the mode 3D CE MRA-Gd GRE. **a** – contrast-enhanced Gd MR-Angiography of whole-body in the mode Angiographic System for Unlimited Rolling Field-of-views – Angio SURF (from Goyen M. Whole Body 3D MR Angiography. Chapter in Book: Magnetic Resonance Angiography. Springer, 2005: 301–308. ISBN 88-470-0266-4. [https://doi.org/10.1007/88-470-0352-0\\_18](https://doi.org/10.1007/88-470-0352-0_18)); **б** – на MIP-изображении набора данных 3D CE MRA (Gd, 0,1 ммоль/кг) показано люминальное изображение аорты с обширным атеросклеротическим поражением подвздошных и бедренных сосудов и дилатацией, а также неровности стенки дистальной брюшной аорты и правой общей подвздошной артерии (from Schneider G., Prince M.R., et al [24]).

не связанных с белками крови, может быть очень велик, что и стало впоследствии причиной для беспокойства. Это было доказано длительным присутствием гадолиния в костных структурах и недостаточно быстрым выведением его через почки [46]. Уменьшить возможность токсического влияния на организм при использовании группы гадолиниевых контрастов, не имеющих связи с белками крови, попытались уменьшением концентрации агента, однако, как показали последующие исследования, существенной разницы в ка-

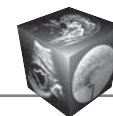
честве визуализации при сохраняющейся потенциальной токсичности получено не было [47].

Инновационным решением стала разработка Gd-контрастных препаратов, имеющих слабую связь с белками крови и альбумином в частности [48–50]. Основной задачей, которую пытались решить разработчики, было снижение вероятности освобождения ионов гадолиния. Данные препараты являлись представителями второй линии разработки. Кроме того, проведенные исследования показали, что при использовании новых пре-



**Рис. 8.** Контрастно-усиленная гадолинием магнитно-резонансная ангиография. **а** – MRA в режиме 2D CE MRA-Gd GRE. T1-взвешенное изображение. Визуализация правой коронарной артерии. Вариант нормы (по Desai M.Y., Stuber M. MR Angiography of the Coronary Arteries. Chapter in Book: Magnetic Resonance Angiography. Springer, 2005: 179–194. ISBN 88-470-0266-4. [https://doi.org/10.1007/88-470-0352-0\\_10](https://doi.org/10.1007/88-470-0352-0_10)); **б, в** – контрастно-усиленная MRA аорты и ее ветвей с постобработкой изобретения посредством метода объемного рендеринга (VR) (по [86]); **г** – контрастно-усиленная MRA брюшного отдела аорты с постобработкой изображения посредством метода виртуальной внутрипросветной эндоскопии (VIE). (по Douek P.C., Hernández-Hoyos M., Orkisz M. Image Processing in Contrast-Enhanced MR Angiography. Chapter in Book: Magnetic Resonance Angiography. Springer, 2005: 55–64. ISBN 88-470-0266-4. [https://doi.org/10.1007/88-470-0352-0\\_4](https://doi.org/10.1007/88-470-0352-0_4)).

**Fig. 8.** Contrast-Enhanced Gadolinium MR-Angiography. **a** – the coronary MRA technique in mode 2D CE MRA-Gd GRE. T1 – weighted image. Visualization of the right coronary artery in norm (from Desai M.Y., Stuber M. MR Angiography of the Coronary Arteries. Chapter in Book: Magnetic Resonance Angiography. Springer, 2005: 179–194. ISBN 88-470-0266-4. [https://doi.org/10.1007/88-470-0352-0\\_10](https://doi.org/10.1007/88-470-0352-0_10)); **б, в** – volume rendered (VR) CE MRA image of the normal anatomy of the aorta and its branches (from [86]); **г** – virtual endoscopy of the abdominal aorta guided by the vessel centerline (VIE). (from Douek P.C., Hernández-Hoyos M., Orkisz M. Image Processing in Contrast-Enhanced MR Angiography. Chapter in Book: Magnetic Resonance Angiography. Springer, 2005: 55–64. ISBN 88-470-0266-4. [https://doi.org/10.1007/88-470-0352-0\\_4](https://doi.org/10.1007/88-470-0352-0_4)).



паратов достигнуть хорошей визуализации удавалось при значительно меньшей концентрации Gd в препарате. Это делало использование новых контрастных препаратов на основе гадолиния перспективным даже у пациентов с заболеваниями почек. С физической точки зрения это объяснялось еще более высокой T1-релаксацией в сравнении с препаратами первой линии [51]. Еще одним преимуществом использования препаратов этой группы стала хорошая визуализация периферической сосудистой сети на достаточно большом поле сканирования [52, 53].

Gd-препараты, образующие сильную и стабильную ковалентную связь с белками крови, получили название веществ “пула крови” из-за гораздо более длительного периода нахождения их и сильной связи с альбумином, достигающей от 88 до 96% [54]. Следствием этого стало еще большее увеличение эффекта T1-релаксации, превышающее это значение в сравнении с препаратами первой линии в 6–10 раз [55]. Использование препаратов третьей линии в диагностической практике показало высокую потенциальную возможность визуализации не только артерий подвздошно-бедренного и дистальных сегментов (рис. 7) [54], но и даже коронарных артерий, что дало толчок к развитию целого направления в MRI-диагностике – 3D-коронарной MRA (рис. 8а, б) [56, 57]. Одним из типичных представителей этой группы Gd-препаратов является сегодня гадолоксусная кислота [58, 59].

Второй основной группой активно разрабатываемых сегодня контрастных веществ, потенциальная возможность использования которых при MRA вызывает все меньше сомнений, являются препараты, содержащие в своем составе в качестве суперпарамагнитного агента ультрамалые частицы оксида железа (Ultra-Small Particles of Iron Oxide – USPIO) [60–62]. Преимуществом препаратов этой группы, по мнению разработчиков является длительный период внутрисосудистого полураспада с минимальным выходом препарата в интерстициальное пространство [63–65].

#### **Технические детали проведения контрастно-усиленной MRA**

Из представленного выше описания понятно, что визуализация любого сосудистого русла при MRA основана на наличии контрастного вещества определенной концентрации в просвете сосуда во время получения изображения. Отмечено было и то, что внедрение MRA в диагностическую практику потребовало разработки контрастных препаратов нового поколения, основным преимущест-

вом которых стало замедление их выхода в интерстициальное пространство. Такими препаратами стали контрастные вещества на основе гадолиния [66, 67]. В идеале MRA-визуализация подвергнувшегося отдела сосудистой системы должна выполняться на пике контрастного усиления, когда перекрывающиеся структуры и окружающие ткани находятся без усиления [68]. То есть сканирование определенного артериального русла должно быть синхронизировано с определенным периодом таким образом, чтобы концентрация Gd в этот временной промежуток в конкретной артерии была максимальна, но без контрастного усиления со стороны вен или мягких тканей [69]. Особую роль приобретает задержка дыхания (иногда до 25 с) при проведении обследования сосудистого русла грудной или брюшной полостей [70]. Как при исследовании центрального, так и периферического сосудистого русла, любые движения пациента между до и постконтрастными наборами данных могут привести к пространственной дезориентации сигнала, что неминуемо и значительно ухудшит качество вычитания изображения [71]. Постановка катетера при стандартном MRA-исследовании осуществляется путем пункции правой кубитальной вены. При размере иглы не менее 22 G скорость болюсной инфузии контраста должна быть не менее 2 мл/с [72]. Для большинства исследований (за исключением головы и шеи) пациент помещается ногами вперед в направлении магнита. В последние годы все больше производителей предлагают специально разработанные для проведения исследования в различных сегментах тела катушки, фазированные антенной решеткой, для более четкого центрирования катушки вокруг интересующей области. Кроме того, появление новых сканеров с увеличенным количеством приемных каналов и одновременным использованием нескольких катушек позволяет охватить сразу все тело пациента без его перемещения [25] (см. рис. 7а).

Как было отмечено выше, синхронизация момента сканирования с пиковой концентрацией нахождения контраста в исследуемом сегменте имеет первостепенное значение [68]. До появления MRA-совместимых инжекторов и быстрых методов визуализации оценка времени поступления контраста в необходимый сосудистый сегмент была исключительно эмпирической. С учетом того, что, например для каротидных артерий, время достижения максимальной контрастности может составлять всего 5 с, а для брюшной аорты достигать до 60 с, становится понятным, с какими техническими сложностями сталкивались специали-



сты на первых этапах проведения исследований [73]. Появившееся со временем новое программное обеспечение позволило устанавливать определенные для разных сосудистых бассейнов фиксированные временные задержки сканирования, что значительно упростило исследование, но не позволило избежать технических погрешностей, так как эти физиологические параметры могли варьировать между отдельными пациентами. К тому же проведение исследования продолжало требовать больших доз контрастного вещества.

Ситуация изменилась с началом использования во время проведения контрастно-усиленной MRA методов синхронизации. На сегодняшний день используются три основные методики синхронизации. Первая методика основана на проведении тестового болюсного сканирования и заключается во введении 1–2 мл контрастного вещества, разведенного в 30–60 мл физиологического раствора, с проведением пробного сканирования и определения конкретного времени поступления контраста в интересующую анатомическую область. Тестовая болюсная визуализация должна выполняться с использованием быстрой 2D, T1-взвешенной импульсной последовательности в режиме градиентного эхо (GRE) [73]. При этом параметры визуализации (TR, TE, поле зрения, матрица и т.д.) должны быть скорректированы таким образом, чтобы получить временное разрешение примерно одного изображения каждые 1–2 с. Получение кадра с максимальным артериальным усилением будет соответствовать оптимальному времени сканированию [73, 74]. Вторая методика основана на принципе синхронизации MRA исследования в реальном времени и связана с инновационными разработками в этом направлении. Одна из таких разработок принадлежит компании “General Electric Medical System” (США), в которой мониторинг поступления контрастного болюса и инициирование сбора данных с необходимой части тела автоматизированы и интегрированы в единую импульсную последовательность, в основе которой лежит принцип быстрого спинного эхо с высоким временным разрешением (до 400 мс), в результате чего система сама информирует оператора, когда следует начать непосредственно сканирование после введения контраста [75]. Еще один метод синхронизации CE MRA в реальном времени осуществляется с использованием флюороскопического триггера (Philips Medical Systems, Нидерланды) [76]. Метод MR-флюороскопии в реальном времени также объединяет фазу мониторинга и фазу визуализации в единую последовательность импульсов. Однако при использовании MR-флюороскопи-

ческого метода контроль осуществляется оператором визуально с использованием непрерывной быстрой 2D-последовательности эхоимпульсов в режиме градиентного эхо, центрированной над сосудистым руслом. С помощью этого метода оператор может видеть прибытие контрастного болюса и вручную инициировать начало фазы визуализации. Все эти три метода позволяют получать надежные и эффективные результаты проведения исследования [24].

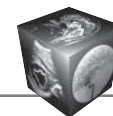
Что касается непосредственного проведения CE MRA нижних конечностей, то необходимо отметить, что на сегодня данный метод окончательно вытеснил все ранее используемые методики бесконтрастного сканирования (TOF и PC), которые не смогли оказать существенного влияния на клиническую практику. Выше мы уже касались общих преимуществ CE MRA нижних конечностей, давайте попытаемся их сформулировать более конкретно.

Первое – данный метод является независимым от “потока”, так как основывается на парамагнитном контрастном веществе, генерирующим внутрисосудистый сигнал с укорочением времени T1-релаксации [77]. Второе – использование самого непродолжительного времени повторения TR (5 мс в сравнении с 30 мс) позволяет осуществлять сканирование в максимально быстром режиме. Третье – уникальная природа используемой в этих исследованиях матрицы (к-пространства) позволяет добиться получения периферических ангиограмм высшего качества по причине выстраивания оптимального соотношения сигнал/шум [77, 78]. Четвертое – оптимизированная плоскость сбора информации в 3D-режиме обеспечивает наибольший анатомический охват при любой комбинации параметров: поля зрения, количества срезов и их толщины [79]. Пятое – не требуется запуск ЭКГ [79]. Шестое – технологии подвижного стола позволяют охватить при сканировании всю соответствующую анатомическую область или даже все тело в целом [80].

Имеет ли метод CE MRA нижних конечностей недостатки? Безусловно, да. Основным является появление венозного усиления во время третьего сканирования даже при использовании метода нескольких инъекций [79, 81]. Однако этот недостаток, как мы покажем впоследствии, может с определенной пользой использоваться при проведении CE MR-Venography [79, 82].

## Заключение

В качестве заключения к первой части проведенного нами анализа хотелось бы еще раз остановиться на тех задачах, которые он преследовал.



На начальном этапе, имея уже накопленный опыт в проведении CT-Venography-исследований [83], мы обратились к нашим специалистам MRI лишь с одним интересующим нас вопросом: почему MRA не используется сегодня активно в России не только в диагностике патологии артериального русла, но и венозных нарушений? Ведь отсутствие лучевой нагрузки на пациента во время исследования делает этот метод визуализации венозной системы гораздо более привлекательным. Не получив удовлетворяющего нас ответа, мы были вынуждены обратиться к поиску литературных источников. И каково же было наше удивление, когда обнаружилось, что в мире такие исследования сегодня не только активно проводятся, но и вызывают гораздо больший интерес, чем CT-Angiography. С чем связано повышенное внимание к MRA? В первую очередь с неудержимым техническим прогрессом научной мысли в дальнейшем совершенствовании и сканирующих систем (уже проходит клиническая апробация в мире MRI-сканеров с магнитным полем до 10 Тл) и нового программного обеспечения. Сегодня рассматривается перспективность использования при проведении MRA методов визуализации центрального и периферического сосудистого русла на основе инновационных технологий. В первую очередь это относится к разработке новых методов постобработки изображения, некоторые из которых значительно облегчают независимую друг от друга визуализацию артериальных и венозных структур – от передачи данных изображения до автоматической количественной оценки морфологического повреждения сосудистых коллекторов различных структур (от коронарных артерий до сосудистой плантарной сети). Наиболее перспективное значение для использования сегодня в клинической практике имеют следующие методы постобработки MRA изображений: мультиплантарное переформатирование (multiplanar reformatting – MPR); проекции максимальной интенсивности (maximum intensity projection – MIP); субволюмная максимальная интенсивность; поверхностный рендеринг (surface rendering – SR); объемный рендеринг (volume rendering – VR) (рис. 8б, в) и виртуальная интрузивная эндоскопия (virtual intraluminal endoscopy – VIE) (рис. 8г). Дальнейшая разработка этих методик позволит в 3D-режиме изображать артериальную и венозную систему в разном цвете и даже визуализировать интрузивные структуры, такие как венозные клапаны или атеросклеротические бляшки [84–88]. Не вдаваясь в подробности, можно заключить, что в основе всех этих методов визуализации сосудистой системы лежит создание

нового программного обеспечения считывания MRI-сигналов, их постобработки и построения на этой основе качественно нового и даже цветного 3D-изображения.

Как было отмечено, изначально в наши планы не входило описание физических основ проведения MRA и принципов, заложенных в использовании того или иного метода визуализации. Однако, сталкиваясь в любом информационном источнике с описанием той или иной методики проведения MRA или MRV (что являлось наиболее интересным для нас), мы были вынуждены каждый раз обращаться к специалистам MRI с просьбой пояснить суть различий или объяснить недостатки и преимущества. Количество таких вопросов со временем только возрастало. Следует отдать должное терпению наших специалистов MRI-диагностики, но в один из дней они нас отправили к изучению базовых основ физики MRI-исследований.

Учитывая наше стремление находится со специалистами MRI-диагностики в одном информационном поле, полностью понимать друг друга и общаться на одном языке, мы были вынуждены углубить свои познания в сути физических явлений, происходящих при MRI. Понимание в данном случае основ физики является столь же необходимым, как для хирурга знание анатомии.

В результате анализа данных по причине большого количества информационных источников мы были вынуждены разделить весь материал на несколько частей. Представленная сегодня вашему вниманию первая часть посвящена общему анализу (обзору) методов MRA, которая должна стать информационным базисом при дальнейшем анализе и оценке возможностей этого метода визуализации применительно к венозной системе. MRV станет основным предметом обсуждения во второй части. Третья часть будет посвящена CT-Venography. В этой же части мы планируем сделать заключение и попытаться выработать определенные рекомендации по использованию этих методов в клинической практике.

Учитывая, что в отечественной литературе информация о возможностях использования как MRI, так и CT-исследований в изучении венозной патологии отсутствует или в лучшем случае носит характер краткого упоминания, представляется, что данный материал является актуальным и вызовет определенный интерес со стороны различных специалистов.

#### Участие авторов

Шайдаков Е.В. – концепция и дизайн исследования, утверждение окончательного варианта статьи.



Санников А.Б. – сбор и обработка данных, написание текста, ответственность за целостность всех частей статьи.

Емельяненко В.М. – подготовка и редактирование текста.

Рачков М.А. – подготовка, создание опубликованной работы.

Баранова А.Е. – подготовка, создание опубликованной работы.

Крюкова Л.Н. – сбор и обработка данных.

### Authors' participation

Shaydakov E.V. – concept and design of the study, approval of the final version of the article.

Sannikov A.B. – collection and analysis of data, writing text, responsibility for the integrity of all parts of the article.

Emelynenko V.M. – text preparation and editing.

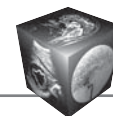
Rachkov M.A. – preparation and creation of the published work.

Baranova A.E. – preparation and creation of the published work.

Kryukova L.N. – collection and analysis of data.

### Список литературы [References]

1. De Valois J.C., van Schaik C.C., Verzijlbergen F., van Ramshorst B., Eikelboom B.C., Meuwissen O.J.A.Th. Contrast venography: from gold standard to golden backup in clinically suspected deep vein thrombosis. *Eur. J. Radiol.* 1990; 11: 131–137. [https://doi.org/10.1016/0720-048x\(90\)90162-5](https://doi.org/10.1016/0720-048x(90)90162-5)
2. Ozbudak O., Erogullari I., Ogus C., Cilli A., Turkay M., Ozdemir T. Doppler ultrasonography versus venography in the detection of deep vein thrombosis in patients with pulmonary embolism. *J. Thromb. Thrombolysis.* 2006; 21: 159–162. <https://doi.org/10.1007/s11239-006-5207-3>
3. Gloviczki P., Comerota A.J., Dalsing M.C., Eklof Bo G., Gillespie D.L. The care of patients with varicose veins and associated chronic venous diseases: Clinical Practice Guidelines of the Society for Vascular Surgery and the American Venous Forum. *J. Vasc. Surg.* 2011; 53 (5, Suppl.): 2S–48S. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2011.01.079>
4. Wittens C., Davies A.H. Management of Chronic Venous Disease. Clinical Practice Guidelines of European Society for Vascular Surgery (ESVS). *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 2015; 49 (6): 678–737. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2015.09.024>
5. Mintz B.L., Araki C.T., Kritharis A., Hobson R.W. Venous Duplex Ultrasound of the Lower Extremity in Diagnosis of Deep Venous Thrombosis. Chapter in Book: Noninvasive Vascular Diagnosis. Eds Abu Rahma A.F., Bergan J.J. London: Springer, 2007: 385–393. [https://doi.org/10.1007/978-1-84628-450-2\\_35](https://doi.org/10.1007/978-1-84628-450-2_35)
6. Righini M. Is it worth diagnosing and treating distal deep venous thrombosis? No. *J. Thromb. Haemost.* 2007; 5 (1): 55–59. <https://doi.org/10.1111/j.1538-7836.2007.02468.x>
7. Dalsing M., Eklof B. Management of chronic venous disorders. Book Chapter in Handbook of Venous Disorders. CRS Press; 2008. <https://doi.org/10.1201/b13654-32>
8. Kanne J.P., Lalani T.A. Role of Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging for Deep Venous Thrombosis and Pulmonary Embolism. *Circulation.* 2004; 109 (12): 15–21. <https://doi.org/10.1161/01.cir.0000122871.86662.72>
9. Carpenter J.P., Holland G.A., Baum R.A., Owen R.S., Carpenter J.T., Cope C. Magnetic resonance venography for the detection of deep venous thrombosis: Comparison with contrast venography and duplex Doppler ultrasonography. *J. Vasc. Surg.* 1993; 18 (5): 734–741. [https://doi.org/10.1016/0741-5214\(93\)90325-g](https://doi.org/10.1016/0741-5214(93)90325-g)
10. Moody A.R., Pollock J.G., O'Connor A.R., Bagnall M. Lower-limb deep venous thrombosis: direct MR imaging of the thrombus. *J. Radiol.* 1998; 209 (2): 349–355. <https://doi.org/10.1148/radiology.209.2.9807558>
11. Coche E.E., Hamoir X.L., Hammer F.D., Hainaut P., Goffette P.P. Using dual-detector helical CT angiography to detect deep venous thrombosis in patients with suspicion of pulmonary embolism: diagnostic value and additional findings. *Am. J. Roentgenol.* 2001; 176: 1035–1039. <https://doi.org/10.2214/ajr.176.4.1761035>
12. Evert J Bink. Basic MRI Physics, Application specialist MRI, 2004. <https://www.mri-physics.net>
13. Idrees M. An overview on MRI physics and its clinical applications. *Int. J. Curr. Pharmac. & Clin. Res.* 2014; 4: 185–193. <https://www.researchgate.net>
14. Kangarlou A., Robitaille P.M. Biological effects and health implications in magnetic resonance imaging. *Concepts Magn. Resonance.* 2000; 12: 321–359. [https://doi.org/10.1002/1099-0534\(2000\)](https://doi.org/10.1002/1099-0534(2000))
15. Anderson C.M., Edelman R.R., Turski P.A. Clinical Magnetic Resonance Angiography. New York: Raven Press, 1993. <https://doi.org/10.1002/mrm.1910310519>
16. Brown R.W., Cheng Yu.N., Haacke E.M., Thompson M.R., Venkatesan R. Magnetic Resonance Imaging. Physical Principles and Sequence Design. 2nd ed. Wiley Blackwell, 2014. ISBN: 9781118633984. <https://doi.org/10.1002/9781118633953>
17. Westbrook C., Roth C., Talbot J. MRI in Practice. 4th ed. Oxford, UK: Blackwell Publishing, 2011. ISBN 978-1444337433. <https://doi.org/10.2214/ajr.11.8252>
18. Obuchowski N.A., Gazelle G.S. Handbook for Clinical Trials of Imaging and Image-Guided Interventions. Wiley Blackwell, 2016. ISBN: 9781118849569. <https://doi.org/10.1002/9781118849712>
19. Brawn M.A., Nishino T., Semelka R. MRI: Basic Principles and Applications. *J. Med. Phys.* 2004; 31 (1): 170. <https://doi.org/10.1118/1.1636163>
20. Kwong R.Y. Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging. Springer nature Switzerland AG, 2008. ISBN 978-1-59745-306-6. <https://www.springer.com>
21. Nasif M. Cardiovascular magnetic resonance imaging. *J. Radiol. Brasileira.* 2008; 41 (2): 18. <https://doi.org/10.1590/s0100.39842008000100016>
22. Dale B.M., Brown M.A., Semelka R.C. MRI Basic Principles and Applications. Wiley-Blackwell, 2010. <https://doi.org/10.1002/9781119013068>
23. Va Hecke P., Rink P.A. Magnetic resonance in medicine. The Basic Textbook of the European Magnetic Resonance Forum. *Eur. Radiol.* 2002. <https://www.link.Springer.com>. <https://doi.org/10.1007/s00330-001-1154-8>
24. Schneider G., Prince M.R., Meaney J.F.M., Ho V.B. Magnetic Resonance Angiography. Techniques, Indications and Practical Applications, foreword by E.J. Potchen. Italia: Springer-Verlag, 2005. ISBN 88-470-0266-4. <https://www.springer.com>
25. Reichenboch J.R., Haacke E.M. Gradient Echo Imaging. Book Chapter in Susceptibility Weighted Imaging in MRI. Wiley-Blackwell, 2011. ISBN 9780470043431. <https://doi.org/10.1002/9780470905203>



26. Lenz G, Haacke E, Masaryk T, Laub G.A. Inplane vascular imaging: pulse sequence design and strategy. *J. Radiol.* 1988; 166 (3): 875–882.  
<https://doi.org/10.1148/radiology.166.3.3340788>
27. Laub G.A., Kaiser W.A. MR angiography with gradient motion refocusing. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 1988; 12: 377–382.  
<https://doi.org/10.1097/00004728-198805010-00002>
28. Backeus M., Schmitz B. Unenhanced MR Angiography. Chapter in Book: Magnetic Resonance Angiography. Springer, 2005: 3–22. ISBN 88-470-0266-4.  
<https://www.springer.com>
29. Keller P.J., Drayer B.P., Fram E.K., Williams K.D. MR angiography with two-dimensional acquisition and three-dimensional display. *J. Radiol.* 1989; 173 (2): 527–532.  
<https://doi.org/10.1148/radiology.173.2.2798885>
30. Parker D.L., Yuan C., Blatter D.D. MR angiography by multiple thin-slab 3D acquisitions. *J. Magn. Reson. Med.* 1991; 17 (2): 434–451.  
<https://doi.org/10.1002/mrm.1910170215>
31. Atkinson D., Brant-Zawadzki M., Gillan G. Improved MR angiography: Magnetization transfer suppression with variable flip angles excitation and increased resolution. *J. Radiol.* 1994; 190: 890–894.  
<https://doi.org/10.1148/radiology.190.3.8115646>
32. Axel L., Morton D. MR flow imaging by velocity-compensated/uncompensated difference images. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 1987; 11 (1): 31–34.  
<https://doi.org/10.1097/00004728-198701000-00006>
33. Dumoulin C.L., Hart H.R. Magnetic Resonance Angiography. *J. Radiology.* 1986; 161 (3): 717–720.  
<https://doi.org/10.1148/radiology.161.3.3786721>
34. Dumoulin C.L., Souza S.P., Walker M.F., Wagle W. Three-dimensional phase contrast angiography. *J. Magn. Reson. Med.* 1989; 9 (1): 139–149.  
<https://doi.org/10.1002/mrm.1910090117>
35. Kaufman J.A., McCarter D., Geller S.C., Waltman A.C. Two-dimensional time-of-flight MR angiography of the lower extremities: artifacts and pitfalls. *Am. J. Roentgenol.* 1998; 171 (1): 129–135.  
<https://doi.org/10.2214/ajr.171.1.9648776>
36. Plein S., Greenwood J., Ridgway J.P. Cardiovascular MR Manual. Springer International Publishing, 2015. ISBN 978-3-319-20940-1.  
<https://doi.org/10.1007/978-3-319-20940-1>
37. Yucel E.K., Anderson C.M., Edelman R.R., Crist T.M., Baum R.A., Manning W.J. Magnetic resonance angiography. *Circulation.* 1999; 100 (22): 2284–2301.  
<https://doi.org/10.1161/01.cir.100.22.2284>
38. Koelemay M.J., Lijmer J.G., Stoker J., Legemate D.A., Bossuyt P.M.M. Magnetic resonance angiography for the evaluation of lower extremity arterial disease. A meta-analysis. *JAMA.* 2001; 285 (10): 1338–1345.  
<https://doi.org/10.1001/jama.285.10.1338>
39. Nelemans P.J., Leiner T., de Vet H.C., van Engelenhoven J.M.A. Peripheral arterial disease: meta-analysis of the diagnostic performance of MR angiography. *J. Radiol.* 2000; 217 (1): 105–114.  
<https://doi.org/10.1148/radiology.217.1.r00oc11105>
40. Ho V.B., Foo T.K.F., Czum J.M., Marcos H., Choyke P.L., Knopp M.V. Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Angiography: Technical Considerations for Optimized Clinical Implementation. *Top Magn. Reson. Imaging.* 2001; 12 (4): 283–299.  
<https://doi.org/10.1097/00002142-200108000-00005>
41. Maki J.H., Knopp M.V., Prince M. Contrast-enhanced MR angiography. *App. Radiol.* 2003; 32 (Suppl.): 3–31.  
<https://doi.org/10.1201/b14328-16>
42. Knopp M.V., von Tengg-Kobligh H., Floemer F.S., Schoenberg S.O. Contrast agents for MRA: future directions. *JMRI.* 1999; 10 (3): 314–316.  
[https://doi.org/10.1002/\(sici\)1522-2586\(199909\)10\(3\)<314::AID-JMRI314>3.0.CO;2-1](https://doi.org/10.1002/(sici)1522-2586(199909)10(3)<314::AID-JMRI314>3.0.CO;2-1)
43. Reimer P., Bremer C., Allkemper T., Engelhardt M., Mahler M., Ebert W., Tombach B. Myocardial perfusion and MR angiography of chest with SHU555C: results of placebo-controlled clinical phase I study. *Radiology.* 2004; 231: 474–481.  
<https://doi.org/10.1148/radiol.2312021251>
44. Haacke E.M., Reichenbach L.R. Susceptibility Weighted Imaging in MRI. Basic Concepts and Clinical Applications. Wiley Blackwell. ISBN: 9780470905197.  
<https://doi.org/10.1002/9780470905203>
45. Gibby W.A., Gibby K.A., Gibby W.A. Comparison of Gd DTPA-BMA (Omniscan) versus Gd HP-DO3A (ProHance) retention in human bone tissue by Inductively Coupled Plasma Atomic Emission Spectroscopy. *Invest. Radiol.* 2004; 39 (3): 138–142.  
<https://doi.org/10.1097/01.rli.0000112789.57341.01>
46. Goyan M., Ruehm S.G., Debatin J.F. MR Angiography: the role of contrast agents. *Eur. J. Radiol.* 2000; 34 (3): 247–256.  
[https://doi.org/10.1016/s0720-048x\(00\)00203-5](https://doi.org/10.1016/s0720-048x(00)00203-5)
47. Hany T.F., Schmidt M., Hilfiker P.R., Steiner P., Debatin J.F. Optimization of contrast dosage for gadolinium-enhanced 3D MRA of the pulmonary and renal arteries. *Magn. Reson. Imaging.* 1998; 16: 901–906.  
[https://doi.org/10.1016/s0730-725x\(98\)00012-5](https://doi.org/10.1016/s0730-725x(98)00012-5)
48. de Haën C., Cabrini M., Akhnana L., Ratti D., Calabi L., Gozzini L. Gadobenate dimeglumine 0.5M solution for injection (Multi-Hance): pharmaceutical formulation and physicochemical properties of a new magnetic resonance imaging contrast medium. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 1999; 23: 161–168.  
<https://doi.org/10.1097/00004728-199911001-00021>
49. Cavagna F., Maggioni F., Castelli P. Gadolinium chelates with weak binding to serum proteins. A new class of high-efficiency, general purpose contrast agents for magnetic resonance imaging. *Invest. Radiol.* 1997; 32 (2): 780–796.  
<https://doi.org/10.1097/00004424-199712000-00009>
50. Knopp M., Schoenberg S., Rehm C., Floemer F., Von-Tengg-Kobligh H. Assessment of Gadobenate Dimeglumine (Gd-BOPTA) for MR Angiography: Phase I Studies. *Invest. Radiol.* 2002; 37 (12): 706–715.  
<https://doi.org/10.1097/00004424-200212000-00011>
51. Völkl M., Strotzer M., Lenhart M., Seitz J., Manke C., Feuerbach S., Link J. Renal time-resolved MR angiography: quantitative comparison of gadobenate dimeglumine and gadopentetate dimeglumine with different doses. *J. Radiol.* 2001; 220 (2): 484–488.  
<https://doi.org/10.1148/radiology.220.2.r01au38484>
52. Wyttenbach R., Gianella S., Alerci M., Braghett., Cozzi L., Gallino A. Prospective Blinded Evaluation of Gd-DOTA – versus Gd-BOPTA-enhanced Peripheral MR Angiography, as Compared with Digital Subtraction Angiography. *J. Radiol.* 2003; 227 (1): 261–269.  
<https://doi.org/10.1148/radiol.2271011989>
53. Herborn C.U., Goyen M., Lauenstein T.C. Comprehensive time-resolved MRI of peripheral vascular malformations. *Am. J. Roentgenol.* 2003; 181 (3): 729–735.  
<https://doi.org/10.2214/ajr.181.3.1810729>
54. Perreault P., Edelman M.A., Baum R.A., Yucel E.K., Weisskoff R.M. MR angiography with gadofosveset trisodium for peripheral vascular disease: phase II trial. *J. Radiol.* 2003; 229 (3): 811–820.  
<https://doi.org/10.1148/radiol.2293021180>



- 100



82. Ruehm Stefan G. MR Venography. Chapter in Book: Magnetic Resonance Angiography. Springer, 2005: 3–22. ISBN 88-470-0266-4. <https://www.springer.com>
83. Sannikov A.B., Emelianenko V.M., Rachcov M.A. The Specific Anatomical of the Structure of the Calf Intramuscular Veins in the Healthy Subjects and in the Patients Presenting with Chronic Venous Disease: the Data Obtained by Multi-Spiral Computed Phlebography. *Flebologiya*. 2018; 12 (4): 292–299. <https://doi.org/10.17116/flebo201812041292> (In Russian)
84. Calhoun P.S., Kuszyk B.S., Heath D.G., Carley J.C., Fishman E.K. Three-dimensional volume rendering of spiral CT data: theory and method. *Radiographics*. 1999; 19: 745–764. <https://doi.org/10.1148/radiographics.19.3.g99ma14745>
85. Hu X., Alperin N., Levin D.N. Visualization of MR angiographic data with segmentation and volume-rendering techniques. *J. Magn. Reson. Imaging*. 1991; 1 (5): 539–546. <https://doi.org/10.1002/jmri.1880010506>
86. Hernández-Hoyos M., Anwander A., Orkisz M. A deformable vessel model with single point initialization for segmentation, quantification and visualization of blood vessels in 3D MRA. In MICCAI 2000 Medical Image Computing & Computer-Assisted Intervention (Lecture Notes in Computer Sci-64 Magnetic Resonance Angiography ence). S.L. Delp, A.M. Digiola, B. Jaramaz, eds. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 2000: 735–745. [https://doi.org/10.1007/978-3-540-40899-4\\_76](https://doi.org/10.1007/978-3-540-40899-4_76)
87. Olga Kubassova. Automatic Segmentetion of the Blood Vessels from Dynamic MRI Datasets. Book Chapter in Medical Image Computing & Computer-Assisted Intervention. MICCAI 2007. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 2007: 593–600. [https://doi.org/10.1007/978-3-540-75757-3\\_72](https://doi.org/10.1007/978-3-540-75757-3_72)
88. Moeller T.B., Reif E. Pocket Atlas of Sectional Anatomy Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging. Vol. 1, Vol. 2. Stuttgart: Thieme, 2015. *Eur. J. Nucl. Med. Molec. Imaging*. 2015; 42 (6). ISBN 678-3-13-125504-4. <https://www.linkSpringer.com>. <https://doi.org/10.1007/s00259-015-2998-5>

**Для корреспонденции\***: Санников Александр Борисович – 600031 Владимир, а/я 14. Тел: 8-999-776-47-73. E-mail: [aliplast@mail.ru](mailto:aliplast@mail.ru)

**Шайдаков Евгений Владимирович** – доктор мед. наук, профессор, ФГБУН “Институт мозга человека имени Н.П. Бехтерева” РАН, президент Санкт-Петербургской ассоциации флебологов (SPSP), Санкт-Петербург. <https://orcid.org/0000-0002-7260-4968>. E-mail: [evgenyshaydakov@gmail.com](mailto:evgenyshaydakov@gmail.com)

**Санников Александр Борисович** – канд. мед. наук, заместитель главного врача, сосудистый хирург Клиники инновационной диагностики “Медика”, Владимир; доцент кафедры дополнительного профессионального образования специалистов здравоохранения РНИМУ имени Н.И. Пирогова Минздрава России, Москва. <https://orcid.org/0000-0003-1792-2434>. E-mail: [aliplast@mail.ru](mailto:aliplast@mail.ru)

**Емельяненко Владимир Михайлович** – доктор мед. наук, профессор, заведующий кафедрой дополнительного профессионального образования специалистов здравоохранения РНИМУ имени Н.И. Пирогова Минздрава России, Москва. <https://orcid.org/0000-0003-0909-1693>. E-mail: [vla05@yandex.ru](mailto:vla05@yandex.ru)

**Крюкова Людмила Николаевна** – врач-рентгенолог кабинета МРТ Клиники инновационной диагностики “Медика”, Владимир. <https://orcid.org/0000-0001-5128-5075>. E-mail: [masha1ivanova@yandex.ru](mailto:masha1ivanova@yandex.ru)

**Баранова Анна Евгеньевна** – врач-рентгенолог кабинета МРТ Клиники инновационной диагностики “Медика”, Владимир. <https://orcid.org/0000-0002-2448-4885>. E-mail: [annashik.baranova@mail.ru](mailto:annashik.baranova@mail.ru)

**Рачков Михаил Александрович** – врач-рентгенолог кабинета КТ Клиники инновационной диагностики “Медика”, Владимир. <https://orcid.org/0000-0002-7674-8221>. E-mail: [rachkoff@gmail.com](mailto:rachkoff@gmail.com)

**Contact\***: Aleksandr B. Sannikov – mailbox 14, 600031, Vladimir, Russian Federation. Phone: +7-999-776-47-73. E-mail: [aliplast@mail.ru](mailto:aliplast@mail.ru)

**Evgenij V. Shajdakov** – Doct. of Sci. (Med.), professor, Bekhterev Institute of human brain of the Russian Academy of Sciences (RAS); President of the Saint Petersburg Association of Phlebologists (SPSP), Saint Petersburg. <https://orcid.org/0000-0002-7260-4968>. E-mail: [evgenyshaydakov@gmail.com](mailto:evgenyshaydakov@gmail.com)

**Aleksandr B. Sannikov** – Cand. of Sci. (Med.), assistant of chief physician, vascular surgeon of the Clinic of Innovative Diagnostics “Medika”, Vladimir; assistant of professor of the Department of additional professional education of health professionals of the Pirogov Russian National Research Medical University of the Ministry of Health of Russia, Moscow. <https://orcid.org/0000-0003-1792-2434>. E-mail: [aliplast@mail.ru](mailto:aliplast@mail.ru)

**Vladimir M. Emelyanenko** – doctor of medical sciences, professor, chief of the department of additional professional education of health professionals of the Pirogov Russian National Research Medical University of the Ministry of Health of Russia, Moscow. <https://orcid.org/0000-0003-0909-1693>. E-mail: [vla05@yandex.ru](mailto:vla05@yandex.ru)

**Lyudmila N. Kryukova** – radiologist of the MRI office of the Clinic of Innovative Diagnostics “Medika”, Vladimir. <https://orcid.org/0000-0001-5128-5075>. E-mail: [masha1ivanova@yandex.ru](mailto:masha1ivanova@yandex.ru)

**Anna E. Baranova** – radiologist of the MRI office of the Clinic of Innovative Diagnostics “Medika”, Vladimir. <https://orcid.org/0000-0002-2448-4885>. E-mail: [annashik.baranova@mail.ru](mailto:annashik.baranova@mail.ru)

**Mihail A. Rachkov** – radiologist of the CT office of the Clinic of Innovative Diagnostics “Medika”, Vladimir. <https://orcid.org/0000-0002-7674-8221>. E-mail: [rachkoff@gmail.com](mailto:rachkoff@gmail.com)