

DOI: 10.24835/1607-0763-2017-6-130-139

Динамический фантом для моделирования потоков при МР-ангиографии

Петрайкин А.В. *, Сергунова К.А., Семенов Д.С.,
Ахмад Е.С., Ким С.Ю., Громов А.И., Морозов С.П.

ГБУЗ “Научно-практический центр медицинской радиологии” Департамента здравоохранения города Москвы

Dynamic Phantom for Flow Model in Magnetic Resonance Angiography

Petraikin A.V. *, Sergunova K.A., Semenov D.S.,
Akhmad E.S., Kim S.Yu., Gromov A.I., Morozov S.P.

Research and Practical Center of Medical Radiology, Department of Health Care of Moscow, Moscow, Russia

Цель исследования: разработать фантом для моделирования потоков при проведении магнитно-резонансной ангиографии (МРА) и оценки относительного контраста, погрешности определения линейной и объемной скорости потока. С использованием данного фантома сравнить томографы нескольких производителей в отношении эффективности проведения МРА-исследований.

Материал и методы. Основная часть динамического фантома состоит из заполненного гелем диска и трех трубочек для моделирования потока жидкости. С использованием разработанного фантома были проведены эксперименты на МР-томографах двух фирм-производителей для сравнения количественных оценок (относительный контраст) МРА-последовательностей: 2DТОF, 3DТОF и на трех МР-томографах одной фирмы для оценки точности построения калибровочной кривой, определения линейной и объемной скорости по изображениям 2DРС.

Результаты. Полученные результаты сканирования фантома в режимах 2D- и 3DТОF позволили сравнить результаты применения МРА-режимов для МР-томографов двух производителей. Для режима 2DТОF показано более эффективное усиление сигнала вследствие ТОF-эффекта для томографа производителя 2 в сравнении с производителем 1 : $8,86 \pm 0,88$ и $6,07 \pm 0,03$ отн. ед. соответственно. Для режима 3DТОF значительно больший относительный контраст втекающей жидкости вследствие ТОF-эффекта наблюдается у производителя 1 : $6,06 \pm 0,47$ и $3,17 \pm 0,83$ отн. ед. соответственно. Исследования на фантоме согласуются с результатами аналогичных измерений для пациентов. Максимальная относительная погрешность измерения линейной скорости движения жидкости в режиме 2DРС для трех томографов одного производителя составила 4%.

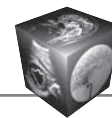
Относительная погрешность измерения объемной скорости (потока) для сосудов диаметром 3 мм составила 0,9–1,8%. С помощью разработанного динамического фантома качественно были промоделированы эффекты МРА, связанные с усилением сигнала от “текущей” жидкости для режимов 3DРС и Time-SLIP.

Заключение. Разработан динамический фантом для моделирования потока при МРА. Задаваемый ток жидкости с линейным профилем скоростей позволяет определить точность измерения линейной и объемной скорости потока в клинических условиях, оценить необходимость их коррекции относительно неподвижных тканей при использовании последовательности 2DРС, оценить эффективность визуализации сосудистого русла.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография, МРТ, магнитно-резонансная ангиография, МРА, фантомы для контроля изображений, вращающийся дисковый фантом, контроль качества, тестовые испытания.

Ссылка для цитирования: Петрайкин А.В., Сергунова К.А., Семенов Д.С., Ахмад Е.С., Ким С.Ю., Громов А.И., Морозов С.П. Динамический фантом для моделирования потоков при МР-ангиографии. *Медицинская визуализация*. 2017; 21 (6): 130–139. DOI: 10.24835/1607-0763-2017-6-130-139.

Purpose. To develop phantom for flow modeling in magnetic resonance angiography (MRA): relative contrast assessment, accuracy of the linear velocity and volumetric flow, what improve accuracy of diagnostic in cardiac and neurosurgical clinics (quality assessment of blood and cerebrospinal fluid motion). To compare scanners of different



manufactures in points of the MRA efficiency using the developed phantom.

Materials and methods. The main part of dynamic phantom consists of a disc filled with agarose gel (for linear and volumetric velocity control) and silicone tubes for fluid flow modelling. MR study was performed at MRI units of two manufactures for comparing quantitative assessments of MRA sequences: 2D TOF, 3D TOF, and at three MRI units of one firm for estimated accuracy calibration curve calculating and linear velocity and volumetric flow determination for PC MRA. Phantom study well correlate with clinical MRA results.

Results. Obtained phantom scanning results in 2D TOF, 3D TOF sequences allow for objective comparing two MRI units of different manufactures. For 2D TOF mode was showed more effective signal enhancement affected by TOF effect for scanner of manufacture 2, then manufacture 1: 8.86 ± 0.88 и 6.07 ± 0.03 corresponding. For 3D TOF was observed rather more inflow relative contrast affected by TOF effect for scanner of manufacture 1: 6.06 ± 0.47 and 3.17 ± 0.83 corresponding. However, for manufacture 1 was showed more significant signal suppression for fat tissue, which improve vasculature visualization. Accuracy linear velocity fluid flow measurement in 2D PC is equal to $\pm 2\sigma = \pm 0,4$ by five pixels for three scanners of one manufacture. Using developed phantom was modelled MRA effects in 3D PC and Time-SLIP modes.

Conclusions. The developed dynamic phantom can be used for calibration tests in MRA. The case of MRI units of two manufactures were compared quantitative assessments of MRA sequences and analyzed methods of enhancement fluid flow signal.

Key words: magnetic resonance imaging, MRI, magnetic resonance angiography, MRA, angiography MRI, imaging phantom, rotating disc phantom, quality control.

Recommended citation: Petraikin A.V., Sergunova K.A., Semenov D.S., Akhmad E.S., Kim S.Yi., Gromov A.I., Morozov S.P. Dynamic Phantom for Flow Model in Magnetic Resonance Angiography. *Medical Visualization*. 2017; 21 (6): 130–139. DOI: 10.24835/1607-0763-2017-6-130-139.

Введение

На сегодняшний день существует достаточное количество научных работ, касающихся моделирования движения в МРТ. В соответствии с поставленными задачами авторы создают различные фантомные модели для изучения эффектов потока.

Широкий ряд клинико-экспериментальных задач решается созданием тока жидкости по системе трубочек [1–6]. При этом моделируют различные нормальные и патологические состояния кровеносного русла. В работе [1] изучается точность определения геометрии сосудов на МР-ангиографических изображениях. Проводится моделирование сложных анатомических структур, например движение крови по коронарным артериям [5]. Изучается влияние пульсации тока жидкости и движение стенки “сосуда” на МР-визуализацию [3, 4]. В работе [12] для моделирования МР-ангиографических режимов был предложен стандартный фантом для определения таких характеристик сканирования, как отношение сигнал-шум и контраст-шум, и предназначенный для сравнения результатов разных модальностей (КТ-, МРТ-ангиография, УЗИ).

В экспериментах с движущейся жидкостью показаны ограничения и потенциальные источники ошибок: фазовые эффекты, объемные эффекты, различия фазы внутри вокселя, артефакты перемещения, разрешение временное и пространственное [7].

Другой подход к моделированию движения в МРТ – разработка фантомов, позволяющих достаточно точно задавать определенный линейный

Для корреспонденции*: Петрайкин Алексей Владимирович – 109029 Москва, ул. Средняя Калитниковская, д. 28, стр. 1. Тел.: +7-916-156-46-22. E-mail: alexeypetraikin@gmail.com

Петрайкин Алексей Владимирович – канд. мед. наук, доцент, врач-рентгенолог Научно-практического центра медицинской радиологии ДЗ г. Москвы; **Сергунова Кристина Анатольевна** – руководитель отдела разработки средств контроля и технического мониторинга Научно-практического центра медицинской радиологии ДЗ г. Москвы; **Семенов Дмитрий Сергеевич** – научный сотрудник отдела разработки средств контроля и технического мониторинга Научно-практического центра медицинской радиологии ДЗ г. Москвы; **Ахмад Екатерина Сергеевна** – научный сотрудник отдела разработки средств контроля и технического мониторинга Научно-практического центра медицинской радиологии ДЗ г. Москвы; **Ким Станислав Юрьевич** – канд. мед. наук, заместитель директора по науке Научно-практического центра медицинской радиологии ДЗ г. Москвы; **Громов Александр Игоревич** – доктор мед. наук, профессор, главный научный сотрудник экспертного отдела Научно-практического центра медицинской радиологии ДЗ г. Москвы; **Морозов Сергей Павлович** – доктор мед. наук, профессор, директор Научно-практического центра медицинской радиологии ДЗ г. Москвы.

Contact*: Alexey V. Petraikin – 28-1, Srednjaja Kalitnikovskaja str., 109029, Moscow, Russia. Phone: +7-916-156-4622. E-mail: alexeypetraikin@gmail.com

Alexey V. Petraikin – cand. of med. sci., associate professor, senior researcher of Research and Practical Center of Medical Radiology of Department of Health Care of Moscow; **Kristina A. Sergunova** – head of Technical Monitoring & QA Development Department of Research and Practical Center of Medical Radiology of Department of Health Care of Moscow; **Dmitry S. Semenov** – scientist researcher of Technical Monitoring & QA Development Department of Research and Practical Center of Medical Radiology of Department of Health Care of Moscow; **Ekaterina S. Ahmad** – scientist researcher of Technical Monitoring & QA Development Research and Practical Center of Medical Radiology of Department of Health Care of Moscow; **Stanislav Yu. Kim** – cand. of med. sci., deputy director for science of Research and Practical Center of Medical Radiology of Department of Health Care of Moscow; **Alexander I. Gromov** – doct. of med. sci., Professor, senior researcher of Research and Practical Center of Medical Radiology, Department of Health Care of Moscow; **Sergey P. Morozov** – doct. of med. sci., Professor, director of Research and Practical Center of Medical Radiology of Department of Health Care of Moscow.

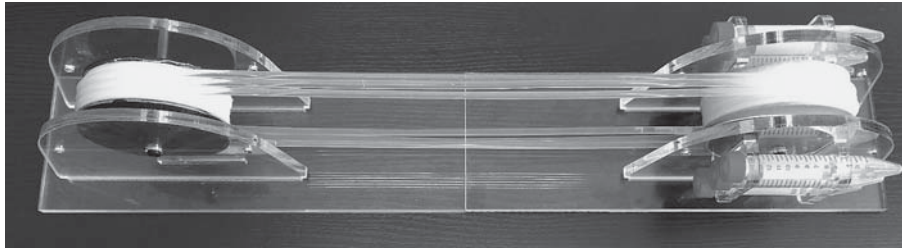


Рис. 1. Конструкция динамического фантома для контроля параметров МРА. Фотография основного узла фантома – двух дисков (шкивов), соединенных силиконовыми трубками.

диапазон скоростей на основе вращающихся полых дисков, заполненных гелем [8–11]. Такие фантомы имеют различные конструкции, отличающиеся в основном типом механического привода: вращение с помощью вала [8], сжатым воздухом [9], ременной передачи [10].

Таким образом, в моделировании движения жидкости в МРТ отмечается два направления: фантомы с использованием систем трубочек и дисковые фантомы. Первое решение заключается в моделировании клинических ситуаций, включая создание пульсирующего характера потока. Недостатком данных моделей является сложность точного задания линейной скорости потока [7, 11], поскольку профиль скорости имеет параболическое распределение скоростей вдоль сечения сосуда при ламинарном течении жидкости. Второе направление – это разработка дисковых фантомов с точным заданием диапазона скоростей, однако данные модели не моделируют поток жидкости, а точно задают линейные скорости движения твердой среды (геля).

Цель исследования

Разработать фантом для моделирования потоков при проведении магнитно-резонансной ангиографии (МРА) и оценки относительного контраста, погрешности определения линейной и объемной скорости потока. С использованием данного фантома сравнить томографы нескольких производителей в отношении эффективности проведения МРА-исследований.

Материал и методы

Динамический фантом. На основе анализа литературных данных и клинических задач был разработан динамический фантом, представленный на рис. 1. Фантом состоит из двух полых шкивов, закрепленных на вращающихся в опорах валах. Поверх шкивов надеты силиконовые трубочки с МР-контрастной жидкостью равного диаметра, каждая из которых соединена в кольцо переходником. Крутящий момент двигателя пере-

дается на фантом посредством ременной передачи. Двигатель закреплен в комнате сканирования вне магнита на расстоянии 3,5 м от него. Имитирование потока обеспечивается перемещением герметичной силиконовой трубочки, заполненной МР-контрастной жидкостью. Профиль скорости в поперечном сечении трубочки – линейный, при условии несжимаемости [13] и наличия короткого участка – переходника, прерывающего объем жидкости в трубочке.

Для контроля характеристик МРА-последовательностей предусмотрены пазы для установки пробирок с водой, жиром. Ведущим шкивом является диск, расположенный в РЧ-катушке. Двигатель позволяет задавать частоту вращения дисков $27,5 \text{ об.} \cdot \text{мин}^{-1}$ или $2,875 \text{ рад} \cdot \text{с}^{-1}$, линейная скорость движения трубочек $14,4 \text{ см/с}$.

МРТ-сканирование. Сканирование фантома осуществлялось с использованием стандартной РЧ-катушки для исследования головного мозга. Внутри РЧ-катушки, в изоцентре магнита, размещался основной диск фантома. Эксперименты проводили с выключенным и включенным двигателем согласно параметрам МРА-последовательностей: 2D Time-of-Flight (TOF), 3DTOF, 2D Phase-Contrast (PC), 3DPC, Time-Spatial Labeling Inversion Pulse (Time-SLIP). Все МР-исследования проводились на МР-томографах двух производителей (Пр1 и Пр2) с индукцией магнитного поля 1,5 Тл. Для режима 3DTOF для Пр1 (Пр2): TR = 32 (29) мс; TE = 8 (7,15) мс; FA 20 (25)°; толщина среза 1,2 (0,5) мм; толщина 3D-зоны сканирования 43 (53) мм; NAQ = 1,0. Для режима 2DTOF для Пр1 (Пр2): TR = 17 (28) мс; TE = 4,8 (7,16) мс; FA 60°; толщина среза 3,0 мм; толщина 3D-зоны сканирования 47 (50) мм; NAQ = 1,0. В режиме 2DPC для Пр1: TR = 24 мс; TE = 10 мс; толщина среза 5 мм; NAQ = 5; угол отклонения 20°; VENC = 30 см/с. В режиме 3DPC: TR = 30 мс; TE = 16 мс; толщина среза 4 мм; NAQ = 1, угол отклонения 20°, VENC = 15 см/с. В режиме Time-SLIP: TR = 5 мс; TE = 3 мс; толщина среза 2 мм; NAQ = 1; угол отклонения 120°; BBTI = 1200 мс.

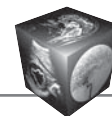


Таблица 1. Количественная оценка МРА-режимов 2DТОF и 3DТОF для МР-томографов двух фирм-производителей 1 и 2. Также приведены измерения для двух пациентов, которым были выполнены МРТ-исследования в соответствующих МРА-режимах

Параметр		Inflow эффект средний	Эффект сатурации	Относительный Inflow эффект	Жир/вода
Формула		$\frac{\overline{S_{In}} - \overline{S_W}}{\overline{S_W}}$	$\frac{\overline{S_{In}} - \overline{S_{Out}}}{\overline{S_{In}}}$	$\frac{\overline{S_{In}} - \overline{S_W}}{\overline{S_F}}$	$\frac{\overline{S_F}}{\overline{S_W}}$
Данные для фантома					
2DТОF	Пр1	6,07 ± 0,03	0,85 ± 0,04	2,77 ± 0,01	2,18 ± 0,01
	Пр2	8,86 ± 0,88	0,88 ± 0,05	4,06 ± 0,20	2,18 ± 0,10
3DТОF	Пр1	3,17 ± 0,83	0,75 ± 0,02	4,7 ± 0,56	0,7 ± 0,25
	Пр2	6,06 ± 0,47	0,92 ± 0,02	2,17 ± 0,17	2,79 ± 0,05
Данные для пациентов					
2DТОF	Пр1	14,51 ± 5,07	0,87 ± 0,06	5,12 ± 1,81	2,84 ± 0,03
	Пр2	14,60 ± 0,58	0,89 ± 0,05	8,65 ± 3,41	1,96 ± 1,03
3DТОF	Пр1	4,37 ± 1,26	0,68 ± 0,10	12,50 ± 6,57	0,39 ± 0,14
	Пр2	8,00 ± 1,52	0,81 ± 0,04	2,47 ± 0,33	3,27 ± 0,67

Также для сопоставления с клиническими данными были выбраны результаты МРТ-сканирования двух пациентов без патологических находок.

Количественная оценка МРА-последовательностей. Разработанный фантом использован для количественной оценки наиболее распространенных МРА-режимов 2DТОF и 3DТОF. В ходе обработки МРА-изображений рассчитывались следующие показатели: 1) оценка Inflow эффекта; 2) эффективность работы среза сатуратора; 3) эффективность технологии жироподавления. Формулы для расчета соответствующих параметров представлены в табл. 1. С помощью данного подхода были сравнены количественные результаты для МР-томографов двух фирм-производителей.

Также фантом позволил оценить точность измерения линейной и объемной скорости потока по данным режима 2DPC для Пр1. Дополнительно для оценки точности определения количественных характеристик были проведены сканирования на трех разных томографах Пр1.

Результаты

Количественная оценка МРА-режимов: 2DТОF и 3DТОF. Полученные в ходе исследования изображения динамического фантома представлены на рис. 2 в режимах 2DТОF (см. рис. 2, а, б) и 3DТОF (см. рис. 2, г, д). Приведены МIP-реконструкции неподвижного фантома (см. рис. 2, а, г), фантома в движении (см. рис. 2, б, д) с включенным срезом сатурации, а также для сравнения приведены МIP-реконструкции сканирования пациентов в режиме 3DТОF (см. рис. 2, в), 2DТОF

(см. рис. 2, е). Стрелкой на рис. 2, б показано направление потока. При движении (вращении фантома) отмечается Inflow эффект – усиление сигнала от трубочек, приносящих в зону сканирования ненасыщенные спины: верхний ряд трубочек на рис. 2, б, д относительно рис. 2, а, г. Также продемонстрирован эффект использования среза сатурации (насыщения) – при движении, на изображениях 2, б, г, верхние ряды трубочек имеют значительно больший сигнал по сравнению с нижними рядами. Для количественных расчетов относительного контраста использовались значения сигнала от воды (пробирки W1 и W2) и жира (пробирки F1 и F2).

Количественные данные по применению режимов 2DТОF и 3DТОF представлены в табл. 1. Результаты получены для двух МР-томографов разных фирм-производителей, использующих различные подходы к повышению относительно контраста от движущейся крови (ТОF-эффекты).

Точность измерения линейной и объемной скорости потока по данным режима 2DPC. Разработанный динамический фантом позволяет оценить точность количественной оценки определения скорости потока по данным 2DPC, изображения сканирования фантома представлены на рис. 3: неподвижный фантом (см. рис. 3, а) и вращающийся (см. рис. 3, б).

Результаты обработки изображений 2DPC для трех разных томографов Пр1 представлены в табл. 2. Для расчета линейной скорости интенсивность сигнала I умножалась на заданный при сканировании параметр кодировки скорости потока Velocity Encoding (VENC).

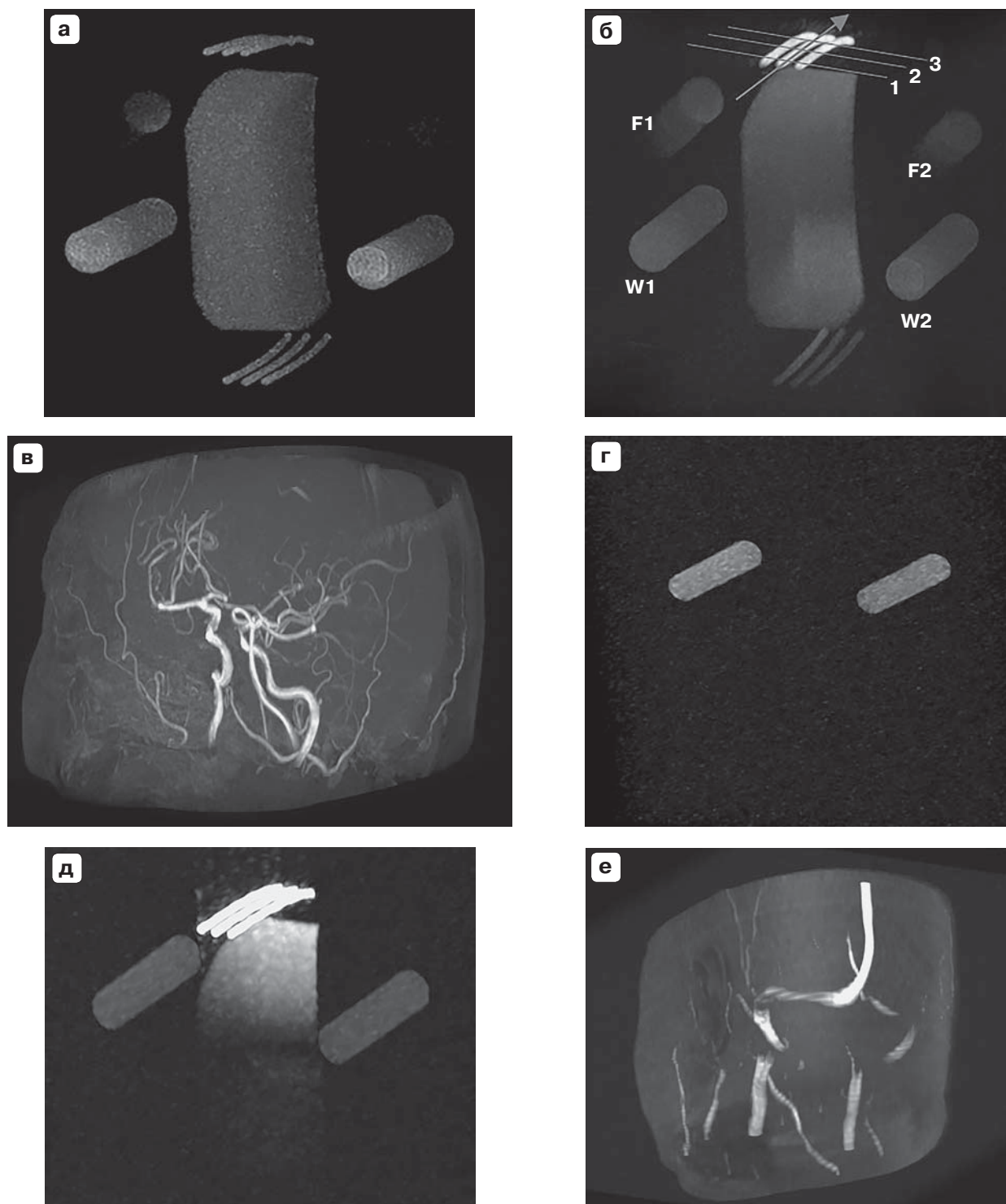


Рис. 2. Сравнительные изображения фантома и пациентов для разных условий сканирования в МРА-режимах 3DTOF и 2DTOF. MIP-реконструкции неподвижных фантомом в режимах: 3DTOF (а), 2DTOF (г). MIP-реконструкции вращающихся фантомов в режимах: 3DTOF (б), 2DTOF(д). MIP-реконструкции пациентов, выполненные в режимах 3DTOF (в), 2DTOF(е). На изображении б: F1, F2 –пробирки с жиром; W1, W2 – пробирки с водой. Угловая скорость вращения 27 об/мин с линейной скоростью движения для трубочек 14,4 см/с. 1, 2, 3 – срезы, используемые для анализа сигнала от потока жидкости; стрелкой обозначено направление потока.

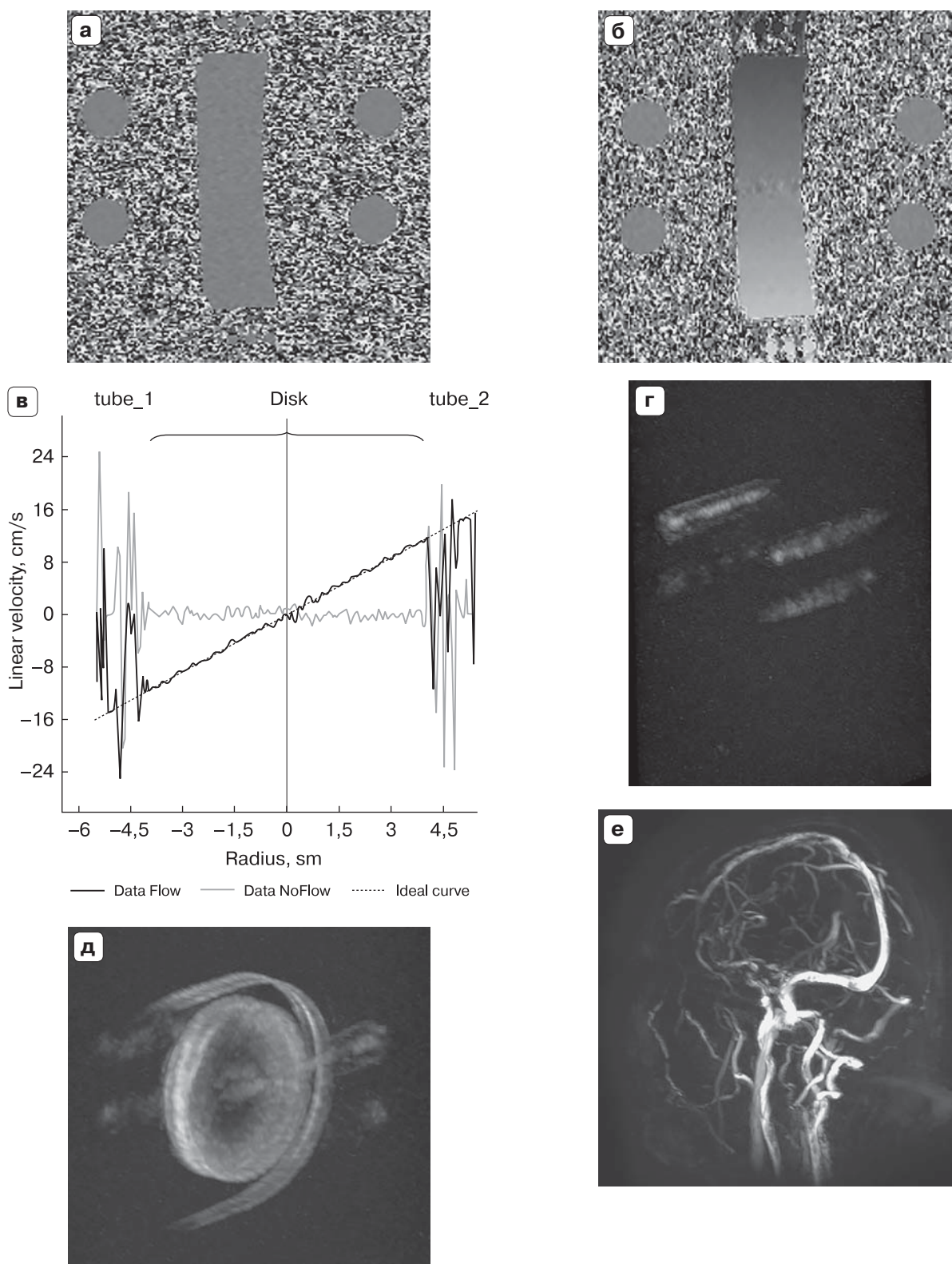
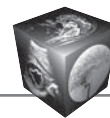


Рис. 3. Сравнительные изображения фантома и пациентов для разных условий сканирования в режимах 2DPC, 3DPC, Time-SLIP. а – аксиальное изображение неподвижного фантома в режиме 2DPC VENC = 30 см/с; б – аксиальное изображение вращающегося фантома в режиме 2DPC VENC = 30 см/с; в – график распределения линейной скорости вдоль сечения фантома; г – MIP-реконструкция неподвижного фантома в режиме 3DPC VENC = 15 см/с; д – MIP-реконструкция вращающегося фантома в режиме 3DPC VENC = 15 см/с; е – MPA в режиме 3DPC пациента (MIP-реконструкция);

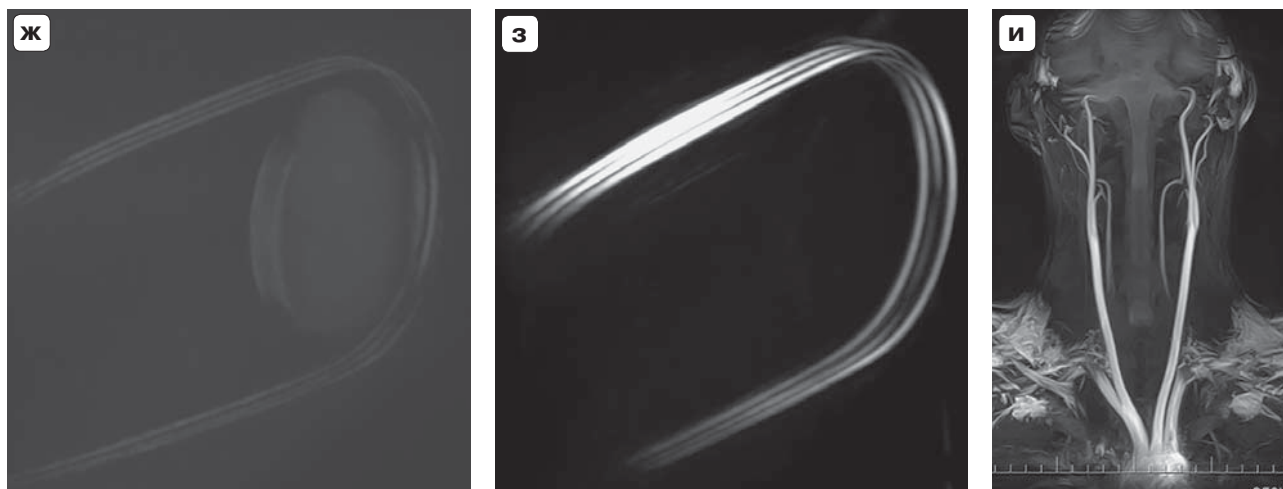


Рис. 3. (окончание). ж – MIP-реконструкция неподвижного фантома в режиме Time-SLIP; з – MIP-реконструкция вращающегося фантома в режиме Time-SLIP; и – MPA в режиме Time-SLIP пациента (MIP-реконструкция); BBDTI = 1200.

Оценивалась линейная скорость, угловая скорость вращения диска, а также объемная скорость диска и трубочек. Помимо определения линейной скорости, существует возможность рассчитать объемный поток жидкости для диска и трубочек. Так как линейная скорость внутри диска не является постоянной, производится усреднение данной величины по половине площади диска $\bar{v}$, в которой векторы скорости сонаправлены. В данном эксперименте площадь области интереса $S_{\text{сеч}}$ по диску составляла $20,5 \times 41,0$ мм. Для каждой трубочки по срезу интенсивности также определяется среднее значение линейной скорости. Средняя площадь измеряется по T2- и 3DTOF-изображениям фантома, так как они обладают лучшим пространственным разрешением. В табл. 2 приведена средняя объемная скорость потока для 6 трубочек для каждого томографа. Заданное значение объемной скорости по диску вычисляется из условия, что через область интереса (сечение половины диска) за один оборот диска проходит весь объем диска (104 мл) при его частоте вращения $2,875 \text{ рад} \cdot \text{с}^{-1}$. В качестве заданной величины для трубочек рас-

считывается произведение внутренней площади трубочек и заданной линейной скорости. Это возможно, поскольку выполняется требование линейного профиля движения спинов в данном сечении.

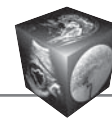
Демонстрация работы динамического фантома по визуализации потока в MPA-режимах 3DPC и Time-SLIP приведена на рис. 3: изображения в режиме 3DPC неподвижного фантома (см. рис. 3, г), вращающегося (см. рис. 3, д). Изображения в режиме Time-SLIP неподвижного (см. рис. 3, ж), вращающегося (см. рис. 3, з). Также для сравнения приведены MPA-изображения пациентов – брахиоцефальных сосудов без патологических находок в режиме 3DPC (см. рис. 3, е), в режиме Time-SLIP (см. рис. 3, и).

Обсуждение

Целью данного исследования с применением динамического фантома в режимах MPA являются имитирование потока (создание движения с линейным профилем скоростей) и оценка качества и точности определения регистрируемых параметров.

Таблица 2. Количественная оценка фазоконтрастного MPA-режима 2DPC

Параметр		Линейная скорость, см/с	Объемная скорость, мл/с	
		трубочки ($\varnothing 3$ мм)	диск	трубочки ($\varnothing 3$ мм)
Заданные значения		14,4	47,6	1,09
Рассчитанные значения	1	$14,43 \pm 0,50$	$49,31 \pm 0,16$	$1,11 \pm 0,04$
	2	$13,82 \pm 0,68$	$42,92 \pm 1,66$	$1,07 \pm 0,05$
	3	$13,94 \pm 0,52$	$44,61 \pm 1,58$	$1,08 \pm 0,04$
Оценка		Относительная ошибка		
		0,2–4,0%	3,6–9,8%	0,9–1,8%



Для этого разработанный нами ранее вариант дискового фантома [10] был дополнен системой трубочек, которые движутся между двумя шкивами. При этом имеется возможность моделировать потоки не с параболическим (как во всех случаях ламинарного потока), а с линейным профилем скоростей. Время, которое спины находятся вне области сканирования, составляет 7,3 с. Можно считать “втекающие” в зону сканирования спины ненасыщенными. Линейный профиль скоростей удобен при оценке точности определения линейной и объемной скорости движения жидкости при имитации потока.

Для режима 2DТОF показано несколько более эффективное усиление сигнала вследствие TOF-эффекта для томографа Пр2 в сравнении с Пр1: $8,86 \pm 0,88$ и $6,07 \pm 0,03$ отн. ед. соответственно. Усиление сигнала втекающей жидкости по отношению к жировой ткани также выше для Пр2, что создает дополнительное удобство при MIP-обработке. При сканировании пациентов в режиме 2DТОF средний Inflow эффект для данных режимов практически не различается, однако относительный Inflow эффект с учетом сигнала от воды и жира несколько выше у Пр2, что связано с большим относительным подавлением сигнала от жировой ткани. Это сопоставимо с данными, полученными на фантоме.

Для режима 3DТОF значительно больший относительный контраст втекающей жидкости вследствие TOF-эффекта наблюдается у Пр1: $6,06 \pm 0,47$ и $3,17 \pm 0,83$ отн. ед. соответственно. Этот эффект обусловлен применяемой технологией Multi-Chunk, которая предусматривает разделение 3D-зоны сканирования на несколько слаб (Chunks), в рассматриваемом примере объем был разделен на 3 слаба. Это усиливает TOF-эффект, не позволяя спинам насыщаться по мере прохождения вдоль выбранного объема сканирования. Однако Пр1 использует технологию подавления сигнала от жировой ткани, основанную на применении биномиальных РЧ-импульсов, селективно воздействующих на протоны воды. В результате этого сигнал втекающей жидкости по отношению к жировой ткани выше для Пр1: $4,7 \pm 0,56$ и $2,17 \pm 0,17$ отн. ед. соответственно. Итоговый показатель, объединяющий Inflow эффект, относительный сигнал от воды и жира, для Пр1 больше в 2,1 раза для фантома и в 5,0 раз для пациента. Однако при возможности дополнительной MIP-обработки после исключения сигнала от жировой ткани визуализация сосудистого русла при подходе, реализованном Пр2, может быть существенно повышена.

При анализе полученных количественных результатов в режиме 2DPC измерение линейной скорости вдоль профиля диска и далее через сечения трубочек (см. рис. 3, в) показало хорошую сходимость с заданными показателями. Доверительный интервал ошибки определения данного параметра для измерения по 5 пикселям составляет $\pm 2\sigma = \pm 0,4$ см/с. Относительная ошибка расчета объемной скорости потока при оценке движения всего диска с агарозой составила 3,6–9,8%, а при определении точности расчета объемной скорости движения жидкости в трубке – 0,9–1,8%.

С помощью разработанного динамического фантома качественно были промоделированы эффекты МРА, связанные с усилением сигнала от “текущей” жидкости для режимов 3DPC и Time-SLIP. Эти результаты предоставлены на рис. 3 (г, д) для 3DPC и на рис. 3 (ж, з) для режима Time-SLIP. Соответствующие примеры изображений брахиоцефальных артерий пациентов без патологических находок предоставлены на рис. 3 (е, и) соответственно.

Наибольший визуальный относительный контраст достигается при выполнении МРА в режиме Time-SLIP (вариант технологии Arterial Spin Labeling) (см. рис. 3, ж, з). Для выбранного времени BBTI (Black Blood Time to Inversion) ожидаемая протяженность зоны усиленного сигнала должна была составить 17,3 см при скорости движения трубочки 14,4 см/с, что соответствует начальному участку с большой интенсивностью сигнала. Однако область повышенного сигнала не четко отграничена, что, вероятно, связано с неселективным воздействием инвертирующего импульса.

Отмечается недооценка пиковых скоростей потока при оценке ламинарного потока [14]. Неоднозначна оценка таких факторов, влияющих на точность измерения, как сигнал от неподвижных спинов [15, 16]. Указывается на необходимость коррекции результатов сканирования с учетом сигнала от стационарных тканей [16], другие авторы придерживаются противоположной точки зрения [14, 15]. С помощью разработанного фантома было оценено влияние фазового сдвига стационарных тканей на точность определения скорости потока. Это влияние незначительно, максимальная относительная погрешность, связанная с фазовым сдвигом для неподвижных тканей, составила 0,75%.

Смоделированный поток жидкости имеет линейный профиль скоростей в отличие от ламинарного потока жидкости в неподвижной трубке. Этот факт позволяет оценить точность определения



скорости потока в сосудах небольшого диаметра методом 2DPC, получить оценку точности работы аппаратно-программных комплексов измерения линейных и объемных скоростей потока.

Заключение

Разработан дисковый динамический фантом для моделирования движения жидкости при МРА в клинических условиях. С помощью данного фантома была сопоставлена работа МРА-последовательностей 2D- и 3DTOF для МР-томографов двух производителей. Для режима 2DTOF получены сходные результаты относительных контрастов. Для режима 3DTOF количественно описаны эффекты, усиливающие относительный МР-сигнал для каждого из производителей (применение технологии Multi-Chunk в одном случае и биномиальные импульсы, селективно воздействующие на протоны воды, в другом). При использовании метода 2DPC максимальная относительная погрешность определения линейной скорости составила 4%. При оценке точности измерения объемной скорости (потока) для сосудов диаметром 3 мм максимальная погрешность составила 1,8%. Данный фантом позволяет изучать эффекты усиления сигнала в режимах 3DPC и Time-SLIP. Разработку возможно применять в центрах, занимающихся количественным определением характеристик движения крови по сосудам и в камерах сердца для оценки точности проводимых измерений. Возможно широкое применение динамического фантома для стандартизированной оценки МРА-режимов в широкой клинической практике.

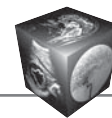
Список литературы

1. Koktzoglou I., Giri S., Piccini D., Grodzki D.M., Flanagan O., Murphy I.G., Gupta N., Collins J.D., Edelman R.R. Arterial Spin Labeled Carotid MR Angiography: A Phantom Study Examining the Impact of Technical and Hemodynamic Factors. *Magn. Reson. Med.* 2016; 75 (1): 295–301. DOI: 10.1002/mrm.25611.
2. Bunck A.C., Jüttner A., Kröger J.R., Burg M.C., Kugel H., Niederstadt T., Tiemann K., Schnackenburg B., Crelier G.R., Heindel W., Maintz D. 4D phase contrast flow imaging for in-stent flow visualization and assessment of stent patency in peripheral vascular stents—a phantom study. *Eur. J. Radiol.* 2012; 81 (9): 929–937. DOI: 10.1016/j.ejrad.2012.05.032.
3. Pauline W., Martin J.G., David J.L. Integrated physiological flow simulator and pulse sequence monitoring system for MRI. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2008; 46 (4): 399–406. DOI: 10.1007/s11517-008-0319-x.
4. Taviani V., Patterson A.J., Worters P., Sutcliffe M.P.F., Graves M.J., Gillard J.H. Accuracy of Phase Contrast, Black-Blood, and Bright-Blood pulse sequences for measuring compliance and distensibility coefficients in a human-tissue mimicking phantom. *J. Magn. Reson. Imaging.* 2010; 31: 160–167. DOI: 10.1002/jmri.22005.

5. Irwan R., Rüsel I.K., Sijens P.E. Fast 3D coronary artery contrast-enhanced magnetic resonance angiography with magnetization transfer contrast, fat suppression and parallel imaging as applied on an anthropomorphic moving heart phantom. *Magn. Reson. Imaging.* 2006; 24: 895–902. DOI: 10.1016/j.mri.2006.03.003.
6. Сергиенко В.И., Мартынов А.К., Петряйкин А.В., Кошурников Д.С., Фадеев А.А., Николаев Д.А., Кармазановский Г.Г., Осипова Н.Ю., Федоров В.Д. Новые аспекты технических испытаний сосудистых стентов. *Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. Приложение.* 2007; 2: 112–116.
7. Kazerou A., Patatoukas G., Argiropoulos G., Efstathiopoulos E. In vitro blood flow analysis using magnetic resonance angiography. *Physica Medica.* 2016; 32 (3): 305. DOI: 10.1016/j.ejmp.2016.07.159.
8. Durand E.P., Jolivet O., Itti E., Tasu J.P., Bittoun J. Precision of Magnetic Resonance Velocity and Acceleration Measurements: Theoretical Issues and Phantom Experiments. *J. Magn. Reson. Imaging.* 2001; 13: 445–451.
9. Nilsson A., Bloch K.M., Töger J., Heiberg E., Ståhlberg F. Accuracy of four-dimensional phase-contrast velocity mapping for blood flow visualizations: a phantom study. *Acta Radiol.* 2013; 54: 663. DOI: 10.1177/0284185113478005.
10. Громов А.И., Сергунова К.А., Петряйкин А.В., Поленок Я.А., Михайленко Е.А. Дисковый фантом для контроля измерения скоростей при фазо-контрастной магнитно-резонансной томографии и способ контроля измерения линейной и объемной скорости движения фантома: патент 2579824 Российская Федерация. 2016. Бюл. №10.
11. Nordell B., Ståhlberg F., Ericsson A., Ranta C. A rotating phantom for the study of flow effects in MR-imaging. *Magn. Reson. Imaging.* 1988; 6 (6): 695–705.
12. Allard L., Soulez G., Chayer B., Qin Z., Roy D., Cloutier G. A multimodality vascular imaging phantom of an abdominal aortic aneurysm with a visible thrombus. *Med. Phys.* 2013; 40 (6): 063701. DOI: 10.1118/1.4803497.
13. Чижумов С.Д. Основы гидродинамики: Учебное пособие. Комсомольск-на-Амуре: ГОУВПО «КНАГТУ», 2007: 15–16.
14. Srichai M.B., Lim R.P., Wong S., Lee V.S. Cardiovascular Applications of Phase-Contrast MRI. *Am. J. Roentgenol.* 2009; 192 (3): 662–675. DOI: 10.2214/AJR.07.3744.
15. Rigsby C.K., Hilpiper N., McNeal G.R., Zhang G., Boylan E.E., Popescu A.R., Choi G., Greiser A., Deng J. Analysis of an automated background correction method for cardiovascular MR phase contrast imaging in children and young adults. *J. Pediatr. Radiol.* 2014; 44 (3): 26515–16273. DOI: 10.1007/s00247-013-2830-y.
16. Holland B.J., Printz B.F., Lai W.W. Baseline correction of phase-contrast images in congenital cardiovascular magnetic resonance. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* 2010; 12 (1): 11. DOI: 10.1186/1532-429X-12-11.

References

1. Koktzoglou I., Giri S., Piccini D., Grodzki D.M., Flanagan O., Murphy I.G., Gupta N., Collins J.D., Edelman R.R. Arterial Spin Labeled Carotid MR Angiography: A Phantom Study Examining the Impact of Technical and Hemodynamic Factors. *Magn. Reson. Med.* 2016; 75 (1): 295–301. DOI: 10.1002/mrm.25611.



2. Bunck A.C., Jüttner A., Kröger J.R., Burg M.C., Kugel H., Niederstadt T., Tiemann K., Schnackenburg B., Crelie G.R., Heindel W., Maintz D. 4D phase contrast flow imaging for in-stent flow visualization and assessment of stent patency in peripheral vascular stents-a phantom study. *Eur. J. Radiol.* 2012; 81 (9): 929–937. DOI: 10.1016/j.ejrad.2012.05.032.
3. Pauline W., Martin J.G., David J.L. Integrated physiological flow simulator and pulse sequence monitoring system for MRI. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2008; 46 (4): 399–406. DOI: 10.1007/s11517-008-0319-x.
4. Taviani V., Patterson A.J., Worters P., Sutcliffe M.P.F., Graves M.J., Gillard J.H. Accuracy of Phase Contrast, Black-Blood, and Bright-Blood pulse sequences for measuring compliance and distensibility coefficients in a human-tissue mimicking phantom. *J. Magn. Reson. Imaging.* 2010; 31: 160–167. DOI: 10.1002/jmri.22005.
5. Irwan R., Rüsel I.K., Sijens P.E. Fast 3D coronary artery contrast-enhanced magnetic resonance angiography with magnetization transfer contrast, fat suppression and parallel imaging as applied on an anthropomorphic moving heart phantom. *Magn. Reson. Imaging.* 2006; 24: 895–902. DOI: 10.1016/j.mri.2006.03.003.
6. Sergienko V.I., Martynov A.K., Petryaykin A.V., Koshurnikov D.S., Fadeev A.A., Nikolaev D.A., Karmazanovskiy G.G., Osipova N.Yu., Fedorov V.D. New aspects of the vascular stents technical tests. *Bulletin of Experimental Biology and Medicine. Appendix.* 2007; 2: 112–116. (In Russian)
7. Kazerou A., Patatoukas G., Argiropoulos G., Efsthopoulos E. In vitro blood flow analysis using magnetic resonance angiography. *Physica Medica.* 2016; 32 (3): 305. DOI: 10.1016/j.ejmp.2016.07.159.
8. Durand E.P., Jolivet O., Itti E., Tasu J.P., Bittoun J. Precision of Magnetic Resonance Velocity and Acceleration Measurements: Theoretical Issues and Phantom Experiments. *J. Magn. Reson. Imaging.* 2001; 13: 445–451.
9. Nilsson A., Bloch K.M., Töger J., Heiberg E., Ståhlberg F. Accuracy of four-dimensional phase-contrast velocity mapping for blood flow visualizations: a phantom study. *Acta Radiol.* 2013; 54: 663. DOI: 10.1177/0284185113478005.
10. Gromov A.I., Sergunova K.A., Petraikin A.V., Polenok J.A., Mikhajlenko E.A. Disc phantom for controlling speed measurement with phase-contrast magnetic resonance imaging and method of controlling measurement of linear and volumetric speed of phantom. Patent RU 2579824, published of March 11, 2016. (In Russian)
11. Nordell B., Ståhlberg F., Ericsson A., Ranta C. A rotating phantom for the study of flow effects in MR-imaging. *Magn. Reson. Imaging.* 1988; 6 (6): 695–705.
12. Allard L., Soulez G., Chayer B., Qin Z., Roy D., Cloutier G. A multimodality vascular imaging phantom of an abdominal aortic aneurysm with a visible thrombus. *Med. Phys.* 2013; 40 (6): 063701. DOI: 10.1118/1.4803497.
13. Chizhiumov S.D. Basis of hydrodynamic. Komsomolsk-na-Amure, GOUVPO "KnASTU", 2007: 15–16. (In Russian)
14. Srichai M.B., Lim R.P., Wong S., Lee V.S. Cardiovascular Applications of Phase-Contrast MRI. *Am. J. Roentgenol.* 2009; 192 (3): 662–675. DOI: 10.2214/AJR.07.3744.
15. Rigsby C.K., Hilpiper N., McNeal G.R., Zhang G., Boylan E.E., Popescu A.R., Choi G., Greiser A., Deng J. Analysis of an automated background correction method for cardiovascular MR phase contrast imaging in children and young adults. *J. Pediatr. Radiol.* 2014; 44 (3): 26515–16273. DOI: 10.1007/s00247-013-2830-y.
16. Holland B.J., Printz B.F., Lai W.W. Baseline correction of phase-contrast images in congenital cardiovascular magnetic resonance. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* 2010; 12 (1): 11. DOI: 10.1186/1532-429X-12-11.

Поступила в редакцию 21.12.2017.
Принята к печати 27.12.2017.

Received on 21.12.2017.
Accepted for publication on 27.12.2017.