

УДК 532.542; 616-71

## ИЗМЕРЕНИЕ СКОРОСТИ ПОТОКА ВЯЗКОЙ ЖИДКОСТИ И ЕГО ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ДВУМЯ МАГНИТОРЕЗОНАНСНЫМИ СКАНЕРАМИ

А. В. Бойко<sup>\*,\*\*</sup>, А. Е. Акулов<sup>\*\*\*</sup>, А. П. Чупахин<sup>\*\*\*\*</sup>,  
А. А. Черевко<sup>\*\*\*\*,\*\*\*\*\*</sup>, Н. С. Денисенко<sup>\*\*\*\*,\*\*\*\*\*</sup>,  
А. А. Савелов<sup>\*\*\*\*\*</sup>, Ю. А. Станкевич<sup>\*\*\*\*\*</sup>,  
А. К. Хе<sup>\*\*\*\*,\*\*\*\*\*</sup>, А. А. Янченко<sup>\*\*\*\*,\*\*\*\*\*</sup>,  
А. А. Тулупов<sup>\*\*\*\*\*</sup>

\* Институт теоретической и прикладной механики им. С. А. Христиановича СО РАН,  
630090 Новосибирск, Россия

\*\* Тюменский государственный университет, 625003 Тюмень, Россия

\*\*\* Институт цитологии и генетики СО РАН, 630090 Новосибирск, Россия

\*\*\*\* Институт гидродинамики им. М. А. Лаврентьева СО РАН, 630090 Новосибирск, Россия

\*\*\*\*\* Новосибирский государственный университет, 630090 Новосибирск, Россия

\*\*\*\*\* Международный томографический центр СО РАН, 630090 Новосибирск, Россия

E-mails: boiko@itam@nsc.ru, akulov\_ae@ngs.ru, chupakhin@hydro.nsc.ru,  
cherevko1@ngs.ru, raselkroy@gmail.com, as@tomo.nsc.ru, stankevich@tomo.nsc.ru,  
alekhe@hydro.nsc.ru, aya.home.nsk@gmail.com, taa@tomo.nsc.ru

Проведено сравнение точности измерения поля скорости клинического и исследовательского магниторезонансных сканеров. Измерялась скорость течения жидкости, имитирующей кровь, в модели сонной артерии, подключенной к программируемому насосу. С использованием фазово-контрастного метода магниторезонансной томографии получены распределения скоростей в модели сонной артерии и проведено сравнение этих распределений с аналитическим решением для случая течения вязкой жидкости в цилиндрической трубе (течения Пуазейля). Установлено, что точность измерения скорости не зависит от величины индукции поля и пространственного разрешения установок.

Ключевые слова: магниторезонансная томография, велосиметрия, течение в канале.

DOI: 10.15372/PMTF20170203

**Введение.** Как известно, магнитный резонанс (МР) используется для определения скорости потока жидкости, что особенно важно в медицине при исследовании сосудов человека, находящихся в труднодоступных областях. В отличие от других условно бес-

---

Эксперименты на магниторезонансных сканерах выполнены при финансовой поддержке Российского научного фонда (код проекта 14-35-00020), разработка программ и компьютерные вычисления — при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (коды проектов 13-01-00270, 14-01-00036).

© Бойко А. В., Акулов А. Е., Чупахин А. П., Черевко А. А., Денисенко Н. С., Савелов А. А., Станкевич Ю. А., Хе А. К., Янченко А. А., Тулупов А. А., 2017

контактных методов велосиметрии, таких как цифровая трассерная визуализация, метод магниторезонансной томографии (МРТ) основан на явлении ядерного магнитного резонанса атомов и не требует ни оптического контроля области измерения, ни использования дополнительных индикаторов.

Начиная с 1990-х гг. метод МРТ используется для измерения скорости потока и визуализации течений в различных пространственных областях [1–5]. Следует отметить, что область применения этого метода ограничивается квазистационарными движениями, поскольку для получения достаточно полного описания зависимости течения от времени (например, в случае турбулентных движений) требуется более высокое разрешение по частоте, не достижимое для существующих МР-сканеров. Область исследования гемодинамических течений соответствует возможностям МР-методов измерения скорости.

Насколько известно авторам данной работы, сравнение результатов измерений скорости фазово-контрастным МР-методом в физиологических моделях с помощью томографов с различным пространственным разрешением до сих пор не проводилось. В настоящей работе выполняется оценка возможности измерения скорости с помощью стандартного фазово-контрастного МР-метода на клиническом и высокоразрешающем исследовательском томографах. При этом используются результаты измерения скорости постоянного течения в идеализированной модели сосуда и аналитическое решение, полученное для той же геометрии области течения и тех же условий потока. Обзор работ, в которых представлены результаты измерения скорости с помощью МР-метода, приведен в [3].

**Методика измерений.** Метод, известный как Velocity-map (томограф BioSpec 117/16 USA фирмы Bruker (Германия) с магнитной индукцией 11,7 Тл), основан на поток-компенсации градиентного эха и используется для измерения локальных характеристик потока. Параметры метода были следующие: отношение времени повторения импульса  $T_R$  ко времени задержки эхоимпульса  $T_E$  равно  $T_R/T_E = 20$  мс/6 мс, изотропное в плоскости разрешение — 0,078 мм, толщина слоя — 1,5 мм, среднее значение скорости — 30 см/с.

Аналогичные измерения выполнены на томографе Achieva Nova Dual MRI фирмы Philips (Нидерланды) с магнитной индукцией 1,5 Тл с использованием 16-канальной катушки для головы. Количественная характеристика динамики потока определялась с помощью методики двумерной фазово-контрастной МР-ангиографии. Параметры метода были следующие:  $T_R/T_E = 13,0$  мс/8,1 мс, изотропное в плоскости разрешение — 0,57 мм, толщина слоя — 4 мм, среднее значение скорости — 25 см/с. По результатам каждого измерения реконструировались изображения трех типов: полные изображения в режиме быстрого полевого эха, представляющие собой набор комплексных чисел, а также наборы модулей и разностей фаз между двумя такими изображениями.

Известно, что при визуализации сложных течений важными параметрами являются разрешение изображения (размер вокселя) и диапазон скоростей. Однако малый размер вокселя не позволяет точно измерить скорость в возмущенных течениях, вероятно, вследствие большого отношения шума к сигналу [6]. Поэтому использовались стандартные протоколы измерений, рекомендованные производителем. В соответствии с этими протоколами пространственное разрешение составляло  $0,568 \times 0,568 \times 4,000$  мм для томографа Achieva и  $0,078 \times 0,078 \times 1,500$  мм для томографа BioSpec.

Исследования течения проводились для антропоморфной сосудистой модели сонной артерии (модели CNB-STWV) [7, 8], созданной компанией Shelley Medical Imaging Technologies (рис. 1). Модель изготовлена из прозрачного силикона. Участок сонной артерии в модели имеет внутренний диаметр  $D = 8$  мм, расстояние от входа до точки бифуркации равно 90 мм. Сечение артерии, в котором проводились исследования, ориентировано перпендикулярно модели. Используется имитирующая кровь жидкость (модель BMF-MR, разработанная компанией Shelley Medical Imaging Technologies) с плотностью

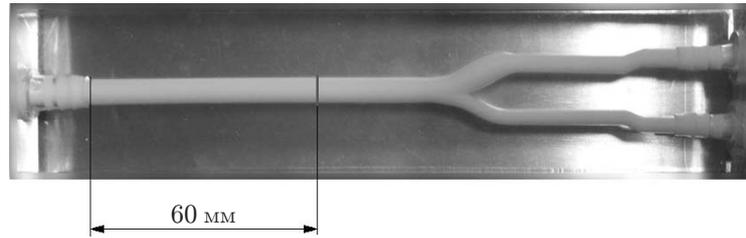


Рис. 1. Модель сонной артерии CNB-STWV

$\rho = 1,02 \cdot 10^3$  кг/м<sup>3</sup> и динамической вязкостью  $\mu = 4,1 \cdot 10^{-3}$  Па·с, течение которой может быть исследовано с помощью метода МР-ангиографии. С помощью системы длинных трубок диаметром 6,5 мм модель подключается к насосу CompuFlow 1000 MR (Shelley Medical Imaging Technologies), при этом образуется замкнутый контур. Продолжительность каждого измерения составляет 50 с и зависит от времени движения поршня насоса в одном направлении. Это позволяет исключить влияние открытия и закрытия клапанов на результаты измерений. Параметры измерительных установок для обоих сканеров совпадали, за исключением длины образующих контур трубок, что обусловлено техническими причинами. Тем не менее в обоих случаях длина трубок значительно превышала размер модели. Использовалась номинальная скорость потока, которая с точностью до 3 % составляла  $Q = 5$  мл/с. Это значение соответствует числу Рейнольдса  $Re = VD\rho/\mu \approx 198$  ( $V = Q/S$  — средняя скорость;  $S = \pi D^2/4$  — площадь поперечного сечения). Следует отметить, что в круглой трубе переход к турбулентному течению происходит при  $Re > 2000$  [9], поэтому рассматриваемое течение считается ламинарным.

Для потока, входящего в трубу с равномерной скоростью по поперечному сечению, длина прямолинейного участка, на котором устанавливалось течение, может быть вычислена по формуле  $L/D \approx 0,05 Re$  (см. [10. Гл. 7]). В данном случае  $L \approx 79$  мм. Это значение соответствует точке, расположенной вблизи точки бифуркации, но, поскольку распределение скорости на входе должно быть близким к распределению скорости течения Пуазейля,  $L < 79$  мм. Результаты, полученные с использованием специальных тестов (не представленных в данной работе), подтверждают эту гипотезу. В частности, течение Пуазейля в трубе устанавливается на расстоянии 45 мм от входного сечения. Измерения проводились на расстоянии 60 мм вниз по течению от входа в модель (30 мм вверх по течению от точки бифуркации) (см. рис. 1).

Полученные изображения были перенесены на персональный компьютер для дальнейшей обработки в пакете MATLAB и использовались без каких-либо дополнительных фильтров.

**Результаты исследования и их обсуждение.** В серии экспериментов, включавших несколько десятков измерений, варьировались длина и положение входной и выходной труб, диапазон значений скорости, положение поперечного сечения для измерения, пространственное разрешение. В большинстве случаев результаты измерений хорошо согласуются. В частности, изменение скорости в диапазоне  $25 \div 60$  см/с, а также изменение положения поперечного сечения для измерений в диапазоне  $45 \div 75$  мм обуславливает различие максимальных значений скорости, не превышающее 5–7 %.

На рис. 2,а показано трехмерное распределение скорости  $U(x, y)$ , полученное в одном из измерений (начало системы координат находится в центре трубы). Пунктирная линия соответствует аналитическому решению для круглой трубы (течение Пуазейля):

$$U(x, y) = U_c(1 - (x^2 + y^2)/R^2)$$

( $R = D/2$ ;  $U_c = 2Q/(\pi R^2) = 19,89$  см/с — скорость течения в центре трубы с номи-

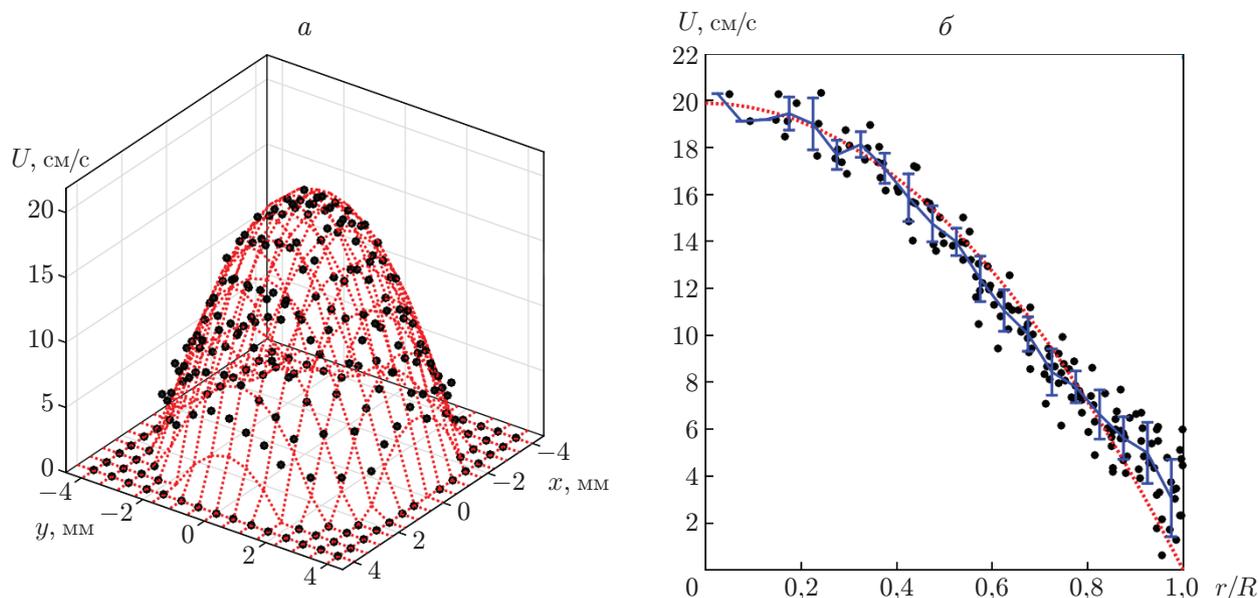


Рис. 2. Распределение скорости жидкости в декартовых (а) и полярных (б) координатах:

пунктирные линии — аналитическое решение, точки — скорость, измеренная МР-сканером Achieva, сплошная линия — средняя скорость, вертикальные отрезки — стандартное отклонение значений скорости в 20 равноудаленных ячейках

нальным расходом  $Q = 5$  мл/с). На рис. 2 видно, что экспериментальные данные хорошо согласуются с аналитическим решением.

Для проведения количественного сравнения результаты измерений представлялись в полярной системе координат  $(r, \varphi)$ , где  $r = \sqrt{x^2 + y^2}$  (см. рис. 2,б). Пунктирной линией показано аналитическое решение, не зависящее от угла  $\varphi$ :

$$U(r) = U_c(1 - r^2/R^2).$$

Для оценки случайного разброса соседних точек  $E$  были введены 20 одинаковых ячеек, по которым проводилось осреднение. Стандартное отклонение вычислялось по формуле

$$E = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (U_k - U_m)^2}, \quad U_m = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N U_k$$

( $N$  — количество точек, в которых проводились измерения в ячейке;  $U_k$  — измеренная скорость потока в ячейке;  $U_m$  — средняя скорость в ячейке). Погрешность измерения скорости в среднем составляет 5,4 % значения скорости  $U_c$ . Различие полученных средних значений и аналитического решения также составляет приблизительно 5 % значения  $U_c$  в основном объеме потока и увеличивается до 10 % в центре трубы и вблизи стенки.

Аналогичные результаты получены на МР-томографе BioSpec (рис. 3). Вследствие более высокой разрешающей способности получено большее количество значений скорости, поэтому на рис. 3,б приведены только средние значения и их разброс. Видно, что интервал стандартного отклонения увеличился и составил 10 % значения  $U_c$  в основном объеме потока. Однако различие между средними измеренными значениями и аналитическим решением не превышает 3 % значения  $U_c$ .

Для обоих томографов значения массового расхода, полученные путем численного интегрирования экспериментальных значений скорости по формуле трапеций, практически

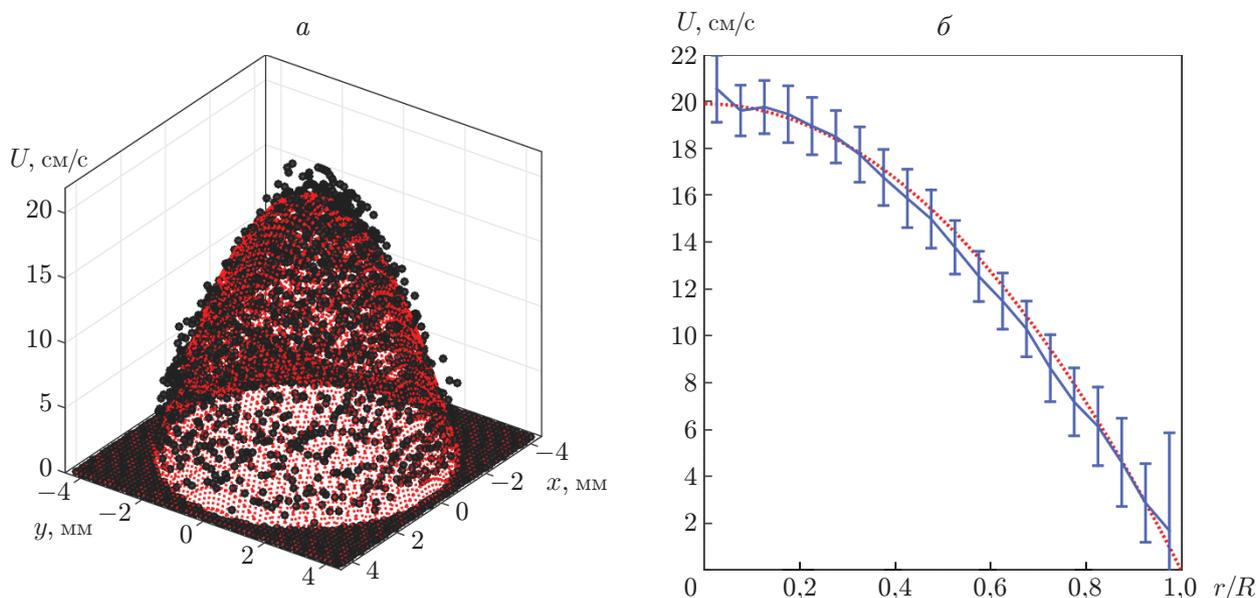


Рис. 3. Распределение скорости жидкости в декартовых (а) и полярных (б) координатах:

точки — скорость, измеренная МР-сканером BioSpec; остальные обозначения те же, что на рис. 2

совпали: 4,97 мл/с для томографа Achieva и 5,05 мл/с для томографа BioSpec (при номинальном расходе 5 мл/с), причем стандартное отклонение по времени не превышало 2,0 и 2,8 % соответственно. Эти значения близки к значениям, полученным ранее в тестах с помощью других томографов (см., например, [11, 12]).

**Заключение.** Таким образом, несмотря на значительное различие пространственных разрешений, оба томографа достаточно точно измеряют расход жидкости в цилиндрической трубе. Что касается средней скорости, то МР-томограф BioSpec фирмы Bruker измеряет ее более точно и имеет более высокое пространственное разрешение, что важно при исследовании течений в мелких сосудах.

В то же время для МР-томографа BioSpec стандартное отклонение оказалось в два раза больше, чем для МР-томографа Achieva. Это означает, что точность измерения скорости не зависит от значения индукции поля установки (по крайней мере, для относительно гладкого потока, в котором пространственное разрешение не существенно).

В целом точность измерения скоростей методом МРТ сравнима с точностью измерений, выполненных с помощью других бесконтактных методов, таких как метод лазерно-доплеровской velocиметрии [13] или метод цифровой трассерной визуализации потока [14].

## ЛИТЕРАТУРА

1. Ku D. N., Biancheri C. L., Pettigrew R. I., et al. Evaluation of magnetic resonance velocimetry for steady flow // J. Biomech. Engng. 1990. V. 112, N 4. P. 464–472.
2. Elkins C. J., Markl M., Pelc N., Eaton J. K. 4D magnetic resonance velocimetry for mean velocity measurements in complex turbulent flows // Experiment. Fluids. 2003. V. 34, N 4. P. 494–503.
3. Elkins C. J., Alley M. T. Magnetic resonance velocimetry: Applications of magnetic resonance imaging in the measurement of fluid motion // Experiment. Fluids. 2007. V. 43, N 6. P. 823–858.

4. **Amar A., Blümich B., Casanova F.** Rapid multiphase flow dynamics mapped by single-shot MRI velocimetry // *ChemPhysChem*. 2010. V. 11, N 12. P. 2630–2638.
5. **Taylor A. B.** Experimental characterisation of bubbly flow using MRI: PhD Thesis. Cambridge, 2011.
6. **Walker P. G., Oyre S., Pedersen E. M., Yoganathan A. P.** The accuracy of MR phase encoding measurements downstream of a mechanical heart valve: A comparison with LDA // *Proc. Intern. Soc. Magn. Reson. Med*. 1993. N S1. P. 154.
7. **Smith R. F., Rutt B. K., Fox A. J., et al.** Geometric characterization of stenosed human carotid arteries // *Acad. Radiol*. 1996. V. 3, N 11. P. 898–911.
8. **Smith R. F., Rutt B. K., Holdsworth D. W.** Anthropomorphic carotid bifurcation phantom for MRI applications // *J. Magn. Reson. Imaging*. 1999. V. 10, N 4. P. 533–544.
9. **Schmid P. J.** Stability and transition in shear flows / P. J. Schmid, D. S. Henningson. Berlin; Heidelberg: Springer-Verlag, 2001.
10. **Kays W. M.** Convective heat and mass transfer. 3rd ed. / W. M. Kays, M. E. Crawford. N. Y.: McGraw-Hill, 1993.
11. **Frayne R., Holdsworth D. W., Gowman L. M., et al.** Computer-controlled flow simulator for MR flow studies // *J. Magn. Reson. Imaging*. 1992. V. 2, N 5. P. 605–612.
12. **Ku J. P., Elkins C. J., Taylor C. A.** Comparison of CFD and MRI flow and velocities in an in vitro large artery bypass graft model // *Ann. Biomed. Engng*. 2005. V. 33, N 3. P. 257–269.
13. **Guo Z., Moreau M., Rickey D. W., et al.** Quantitative investigation of in vitro flow using three-dimensional colour Doppler ultrasound // *Ultrasound Med. Biol*. 1995. V. 21, N 6. P. 807–816.
14. **Kefayati S.** PIV-based investigation of hemodynamic factors in diseased carotid artery bifurcations with varying plaque geometries: PhD Thesis. L., 2013.

*Поступила в редакцию 25/IV 2016 г.*

---