

Малюта Е.Б., Семенов С.Е., Барабаш О.Л. // Радиология – практика. –2013. –№ 1. – С.29-36.

2. Al-Oraiqat A. Generalized 3D Voxel Image Synthesis Architecture for Volumetric Spatial Visualization / Al-Oraiqat A., Bashkov E.A., Zori S.A., Amro A.M. // International Journal of Information Technology – 2017. – V. 5. – No. 1. –P. 1-9.

3. 2016 SCCT/STR guidelines for coronary artery calcium scoring of noncontrast noncardiac chest CT scans: A report of the Society of Cardiovascular Computed Tomography and Society of Thoracic Radiology / Hecht H., Cronin P., Blaha M., Budoff M., Kazerooni E., Narula J., Yankelevitz D., Abbara S. // Journal of Cardiovascular Computed Tomography. -2016. –P. 1-26.

4. Schoenhagen P. CT of the heart: Principles, advances, clinical uses / Schoenhagen P., Stillman A.E., Halliburton S.S., White R.D. // Cleveland Clinic Journal of Medicine. – 2005. –V. 72. – No. 2. –P. 127-138.

5. In-silico study of hemodynamic effects in a coronary artery with stenosis / Starodumov I.O., Blyakhman F.A., Sokolov S.Y., Bessonov I.S., Zubarev A.Y., Alexandrov D.V. // Eur. Phys. J. Special Topics. –2020. –V.229. – P.3009-3020.

УДК 61:577.3

**Стародумов И.О.<sup>1,2</sup>, Александров Д.В.<sup>1,3</sup>, Бляхман Ф.А.<sup>2,3</sup>  
МОДЕЛИРОВАНИЕ РЕЦИРКУЛЯЦИОННЫХ  
ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ ТЕЧЕНИЙ ВБЛИЗИ СТЕНОЗА  
КОРОНАРНЫХ АРТЕРИЙ**

<sup>1</sup>Лаборатория многомасштабного математического моделирования,  
Уральский федеральный университет

Екатеринбург, Российская Федерация  
<sup>2</sup>Отдел биомедицинской физики и инженерии  
Уральский государственный медицинский университет

Екатеринбург, Российская Федерация  
<sup>3</sup>Институт естественных наук и математики  
Уральский федеральный университет  
Екатеринбург, Российская Федерация

**Starodumov I.O.<sup>1,2</sup>, Alexandrov D.V.<sup>1,3</sup>, Blyakhman F.A.<sup>2,3</sup>  
MODELING OF RECIRCULATING HEMODYNAMIC FLOWS  
CLOSE TO CORONARY ARTERY STENOSIS**

<sup>1</sup>Laboratory of Multi-Scale Mathematical Modeling, Ural Federal University,  
Yekaterinburg, Russian Federation

<sup>2</sup>Department of biomedical physics and engineering

Ural State Medical University  
Yekaterinburg, Russian Federation

<sup>3</sup>Institute of Natural Sciences and Mathematics, Ural Federal University,  
Yekaterinburg, Russian Federation  
E-mail: ilya.starodumov@urfu.ru

**Аннотация.** В работе рассматривается моделирование течения крови в прямом сосуде с двумя идеальными стенозами 75% и 50%. Моделирование потока крови производилось с помощью гидродинамической модели Навье-Стокса, а неньютоновские свойства определялись реологической моделью Карро. Установлено, что непосредственно за стенозами образуется низкоскоростная зона рециркуляции, размеры которой зависят от скорости тока крови.

**Annotation.** The study addresses the simulation of flow in a straight vessel with two ideal stenoses of 75% and 50%. The blood flow was simulated using the Navier-Stokes hydrodynamic model, and the non-Newtonian properties were determined by the Carreau rheological model. It was founded that a low-velocity recirculation zone forms immediately behind the stenoses, the size of which depends on the velocity of blood flow.

**Ключевые слова:** ИБС, коронарные артерии, стеноз, гемодинамика, компьютерное моделирование

**Key words:** IHD, coronary arteries, stenosis, hemodynamics, computer simulation

## **Введение**

При диагностике и лечении ишемической болезни сердца (ИБС) ключевым является правильное понимание процессов течения крови, происходящих в коронарной артерии со стенозом. Одним из современных и перспективных методов исследования гемодинамики с высокой степенью детализации является компьютерное моделирование. Наиболее сложные модели уже сегодня позволяют исследовать трехмерные представления о течении крови в сосудах, геометрия которых воссоздается по данным инструментального обследования пациента. В ряде случаев модель может учитывать также упругие свойства стенок сосуда, неньютоновские качества крови, возникающие турбулентные течения [1,2].

Отдельный интерес представляет возможность использования компьютерных моделей в качестве виртуального экспериментального стенда для оценки гемодинамики в идеальных условиях с целью понять процессы, индуцируемые стенозом и влекущие за собой качественные и количественные изменения в функционировании артерии.

Одним из важных последствий кровотока при стенозах является образование зон рециркуляции непосредственно за местом сужения артерии. С точки зрения теории течения жидкостей это закономерное явление, однако

принципиальным является оценка масштабов таких зон и количественных характеристик потока крови внутри этих зон.

**Цель исследования** – провести моделирование потоков крови в прямом осесимметричном сосуде с двумя идеальными стенозами 75% и 50%; определить гемодинамическое значение стенозов с точки зрения образования зон рециркуляции в биологически обоснованном диапазоне скоростей тока крови.

### Методы исследования

Для моделирования гемодинамики рассматривался прямой фрагмент сосуда, имеющего жесткие стенки, с идеальными стенозами (рис. 1), профиль которых определяется уравнением  $\frac{y}{D} = 1 - \frac{f_c}{2} \left(1 + \cos \frac{x\pi}{D}\right)$ , где  $-D \leq x \leq D$ . Здесь  $x$  и  $y$  используются как координата вдоль потока и как радиальная координата, соответственно.

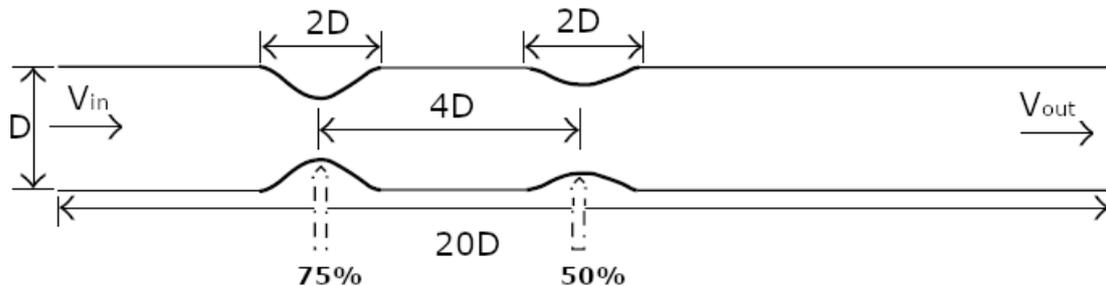


Рис. 2. Схема исследуемого сосуда.

Переменная  $f_c = \left(\frac{1}{2}\right) \left[1 - \left(\frac{100 - \text{percentage}}{100}\right)^2\right]$  связана с параметром *percentage* - степенью перекрытия стенозом площади поперечного сечения протока в процентном исчислении [3].

Рассматривались стационарные потоки, возникающие в сосуде при различных скоростях тока на границах  $V_{in} = V_{out}$  в диапазоне от 0.05 м/с до 0.4 м/с.

Гемодинамические течения моделировалось с помощью модели Навье-Стокса для несжимаемой жидкости и модели Карро для описания переменной вязкости крови:

$$\begin{aligned} \nabla V &= 0, \\ \rho \left( \frac{\partial V}{\partial t} + (V \cdot \nabla) V \right) &= -\nabla P + \nabla \tau, \\ \tau &= 2\mu S, \\ \mu &= \mu_{min} + (\mu_{max} - \mu_{min}) \left(1 + 9.8 S\right)^{\frac{0.3568-1}{2}}, \\ [\mu_{min} = 0.0035] &\leq \mu \leq [\mu_{max} = 0.056], \end{aligned}$$

где  $V$  – скорость,  $P$  – давление,  $t$  – время,  $\rho$  – плотность,  $\tau$  – тензор вязких напряжений,  $\mu$  – коэффициент динамической вязкости,  $S$  – тензор деформации. Вычислительные эксперименты проводились с использованием программного комплекса FlowVision [4].

### Результаты

На рис. 2 представлены результаты моделирования тока крови вблизи стенозов при различных скоростях потока на входе в сосуд. В силу осесимметричности моделируемого сосуда, представлена графика только для половины продольного сечения. Рассматривались скорости кровотока 0.05 м/с - 0.4 м/с, характерные для коронарной артерии в период полного кардиоцикла.

Отметим, что средние скорости внутри рециркуляционной зоны могут быть на порядок меньше скоростей в основном потоке крови. Фактически, можно говорить, что такая зона является застойной.

Отметим, начиная со скоростей тока 0.1 м/с наблюдается устойчивая зона рециркуляции за стенозом с перекрытием просвета сосуда на 75%. Такое значение сужения артерии считается критическим, и служит показанием для реваскуляризации миокарда. При этом, такие скорости тока крови, а следовательно, и существование зоны рециркуляции, характерны для большей части кардиоцикла.

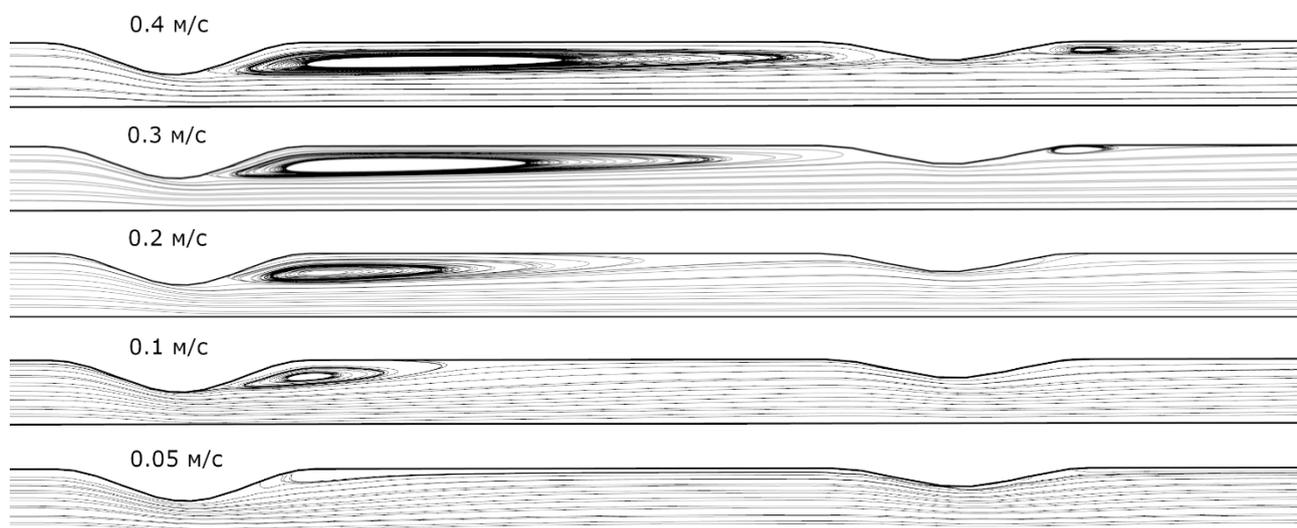


Рис. 3. Линии тока в сосуде вблизи стенозов при различных скоростях течения крови.

Для стеноза с перекрытием артерии 50%, являющимся некритическим сужением сосуда, соответствующая зона рециркуляции начинает проявляться при скоростях от 0.3 м/с.

Установленные закономерности позволяют выдвинуть гипотезу о том, что наряду, например, с пристеночным сдвиговым напряжением, низкоскоростные зоны рециркуляции могут являться дополнительным фактором прогрессирования кальцинирования артерий вблизи существующего стеноза.

### **Выводы**

1. Компьютерное моделирование гемодинамики вблизи идеальных стенозов прямого сосуда позволяет рассмотреть зарождение и особенности рециркуляционных зон непосредственно после сужения.
2. В случае критического сужения сосуда (стеноз 75%) рециркуляционная зона образуется уже при минимальных скоростях тока крови, характерных для большей части кардиоцикла. Для некритического стеноза 50% рециркуляция проявляется не столь ярко, причем, при достаточно больших скоростях тока крови.
3. Зона рециркуляции является низкоскоростной, в ряде случаев ее можно считать застойной зоной. Кроме того, поскольку скорости тока в этой зоне и в области основного течения могут отличаться более, чем в 10 раз, в силу неньютоновских свойств крови, на границе рециркуляции может существенно увеличиться вязкость.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ 20-61-46013.

### **Список литературы:**

1. Lopes D. Blood flow simulations in patient-specific geometries of the carotid artery: A systematic review / D. Lopes, H. Puga, J. Teixeira et al. // J Biomech. – 2020. – Vol.9. – No.111. – 110019.
2. Starodumov I. O. In-silico study of hemodynamic effects in a coronary artery with stenosis / I.O. Starodumov, F.A. Blyakhman, S.Yu. Sokolov et al. // European Physical Journal: Special Topics. – Vol.229. – No.19-20. – pp. 3009-3020.
3. Rabby M. Pulsatile non-Newtonian laminar blood flows through arterial double stenoses / M. Rabby, S. Shupti, M. Mamun // Journal of Fluids. – 2014. – Vol.2014. – 757902.

УДК 620.3

**Мелкозеров Д.И.<sup>1,2</sup>, Сосян Д.А.<sup>1,2</sup>, Михневич Е.А.<sup>1</sup>, Сафронов А.П.<sup>1</sup>,  
Бляхман Ф.А.<sup>1,2</sup>**

## **ОЦЕНКА СИЛЫ ДЕЙСТВИЯ ГРАДИЕНТНОГО МАГНИТНОГО ПОЛЯ НА ПОЛИАКРИЛАМИДНЫЕ ФЕРРОГЕЛИ, НАПОЛНЕННЫЕ МИКРОЧАСТИЦАМИ ФЕРРИТА СТРОНЦИЯ**

<sup>1</sup>Институт естественных наук и математики  
Уральский федеральный университет  
Екатеринбург, Российская Федерация