

## ГЕМОДИНАМИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ СИСТЕМ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ И ИСКУССТВЕННОГО СЕРДЦА НА БАЗЕ МЕХАТРОННЫХ МОДУЛЕЙ

Беляев Л.В.<sup>1</sup>, Иванченко А.Б.<sup>1</sup>, Жданов А.В.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, Владимир, Россия (600000, г. Владимир, ул. Горького, 87), e-mail: [tms@vlsu.ru](mailto:tms@vlsu.ru)*

В статье рассматриваются гемодинамические аспекты проектирования искусственных желудочков сердца (ИЖС) систем вспомогательного кровообращения (ВК) и искусственного сердца (ИС) на базе мехатронных модулей. Приводятся результаты численного моделирования гемодинамических процессов, протекающих во время работы мехатронных модулей систем ВК и ИС, которые дают представление о поведении крови в камере ИЖС. Расчетная модель ИЖС пульсирующего типа разработана в САД-системе Pro/ENGINEER WF5 с учетом влияния геометрии клапанов, входных и выходных магистралей и движения мембраны. Для повышения точности решения разбиение происходило с учетом геометрической сложности объема и характера протекающих процессов. Это выразилось в сгущении сетки конечных элементов в зонах с высокими градиентами гидродинамических параметров (скорости, давления и т.п.) и сложной геометрии, определяющей характер течения (торможение, закрутка потока и т.п.). Показана возможность применения систем конечно-элементного анализа для определения уровня гемолиза и прогнозирования процессов тромбообразования.

Ключевые слова: искусственный желудочек сердца, гемодинамика, конечно-элементное моделирование, мехатронный модуль.

## HEMODYNAMIC ASPECTS OF DESIGN OF THE SYSTEMS OF AUXILIARY BLOOD CIRCULATION AND ARTIFICIAL HEART ON BASE MECHATRONIC MODULES

Belayev L.V.<sup>1</sup>, Ivanchenko A.B.<sup>1</sup>, Zhdanov A.V.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Vladimir State University named after Alexander and Nikolay Stoletovs, Vladimir, Vladimir, Russia (600000, Vladimir, Gorky street, 87) e-mail: [tms@vlsu.ru](mailto:tms@vlsu.ru)*

In article hemodynamic aspects of design of the artificial ventricles of heart (AVH) of systems of the auxiliary blood circulation (ABC) and the artificial heart (AH) on the basis of mechatronic modules are considered. Results of numerical modeling of hemodynamic processes of mechatronic modules of systems of ABC and AH proceeding in working hours which give an idea of behavior of blood in the AVH chamber are given. The AVH settlement model of pulsing type is developed in CAD-system Pro/ENGINEER WF5 taking into account influence of geometry of valves, entrance and output highways and membrane movement. For increase of accuracy of the decision splitting happened taking into account geometrical complexity of volume and nature of proceeding processes. It was expressed in a condensation of a grid of final elements in zones with high gradients of hydrodynamic parameters (speed, pressure, etc.) and the difficult geometry defining character of a current (braking, a recirculation of a stream, etc.). Possibility of use of systems of the final and element analysis for level definition hemolysis and forecasting of processes of a thrombosis is shown.

Key words: artificial ventricle of heart, hemodynamics, finite element modeling, mechatronic module.

В настоящее время применение аппаратов вспомогательного кровообращения (ВК) и искусственного сердца (ИС) является одним из наиболее радикальных методов лечения сердечной недостаточности. Для этих целей применяются как экстракорпоральные, так и имплантируемые системы механической поддержки кровообращения, построенные на базе мехатронных модулей (ММ). Элементом ММ, в обоих типах указанных систем, непосредственно отвечающим за перекачивание крови, является искусственный желудочек сердца (ИЖС) объемного или роторного типа. Исходя из функционального назначения ИЖС, к его конструкции предъявляется ряд требований по гемодинамике. ИЖС не должен содержать зон застоя, рециркуляции потоков крови, турбулентности и т.д. Мембрана не должна касать-

ся корпуса [3]. При работе ИЖС должен обеспечивать допустимый уровень гемолиза, который связан с повышенными касательными напряжениями, возникающими при рециркуляции крови в турбулентном потоке [2]. Высокая интенсивность касательных напряжений в турбулентных потоках вызывает разрушение форменных элементов крови – эритроцитов и активацию тромбоцитов, что приводит к формированию сгустка и тромбозу [5; 8; 9]. Серьезность наносимых повреждений элементам крови касательными напряжениями чрезвычайно высока и зависит как от их величины, так и от продолжительности их воздействия. Кроме взаимосвязи касательных напряжений и процесса тромбообразования, установлено, что формированию тромбов могут способствовать изменения скорости потока и его отсутствие (наличие застойных областей) в отделенных областях ИЖС [7].

Накопленный опыт отечественных и зарубежных ученых по проектированию систем ВК и ИС, с одной стороны, и имеющийся математический аппарат дают возможность прогнозировать поведение крови внутри камеры ИЖС и минимизировать указанные процессы на этапе проектирования, что позволит получать конструкции ММ ИС и ВК с заданными гемодинамическими параметрами.

Для прогнозирования поведения крови внутри камеры ИЖС и определения уровня гемолиза авторами предлагается использовать пакет конечно-элементного анализа - *ANSYS 13.0* и его специализированное приложение для анализа гидродинамики *FLOTRAN*.

Основными уравнениями, описывающими течение несжимаемой ньютоновской вязкой жидкости, являются: уравнение неразрывности

$$\frac{\partial \rho}{\partial \tau} + \frac{\partial \rho u_x}{\partial x} + \frac{\partial \rho u_y}{\partial y} + \frac{\partial \rho u_z}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

и уравнения движения сплошной среды (уравнения Навье-Стокса):

$$\begin{aligned} \frac{\partial u_x}{\partial \tau} + u_x \frac{\partial u_x}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_x}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_x}{\partial z} &= X - \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x} + \frac{\mu}{\rho} \Delta u_x \\ \frac{\partial u_y}{\partial \tau} + u_x \frac{\partial u_y}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_y}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_y}{\partial z} &= Y - \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial y} + \frac{\mu}{\rho} \Delta u_y \\ \frac{\partial u_z}{\partial \tau} + u_x \frac{\partial u_z}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_z}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_z}{\partial z} &= Z - \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial z} + \frac{\mu}{\rho} \Delta u_z \end{aligned} \quad (2)$$

где  $u_x$ ,  $u_y$ ,  $u_z$  – составляющие (проекции) вектора скорости  $U$ ;  $P$  – давление;  $\mu$  – эффективная динамическая вязкость;  $\nu$  – кинематическая вязкость;  $\rho$  – плотность;

$X$ ,  $Y$ ,  $Z$  – составляющие (проекции) вектора  $F$  внешней массовой силы;  $\Delta$  – оператор Лапласа.

Турбулентные течения характеризуются флуктуациями поля скорости. При решении уравнений Навье-Стокса, описывающих такие течения, применяется подход, основанный на использовании осредненных по времени величин. В результате появляются дополнительные

неизвестные. Для замыкания системы уравнений используются различные модели турбулентности. Однако ни одна из известных моделей не является универсальной для всех существующих классов исследовательских задач. Выбор оптимальной модели турбулентности зависит от типа течения, специфического класса задачи, требуемой точности решения, доступных вычислительных ресурсов и т.п. Из многообразия общепризнанных моделей турбулентности можно выделить  $k$ - $\varepsilon$  модель.  $k$ - $\varepsilon$  модель является, видимо, наиболее удачной моделью турбулентности первого уровня замыкания. Для описания турбулентных величин в ней используется система двух нелинейных диффузионных уравнений – для кинетической энергии турбулентности (*turbulence kinetic energy*) –  $k$  (3) и для скорости диссипации турбулентной энергии (*dissipation rate of turbulence energy*) –  $\varepsilon$  (4).

$$\frac{\partial k}{\partial \tau} + \operatorname{div}(\rho U k) = \operatorname{div}\left[\left(\mu_{lam} + \frac{\mu_t}{\sigma_k}\right) \operatorname{grad} k\right] + \mu_t G - \rho \varepsilon \quad (3)$$

$$\frac{\partial \varepsilon}{\partial \tau} + \operatorname{div}(\rho U \varepsilon) = \operatorname{div}\left[\left(\mu_{lam} + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon}\right) \operatorname{grad} \varepsilon\right] + C_{1\varepsilon} \mu_t G \frac{\varepsilon}{k} - C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k}, \quad (4)$$

здесь  $G = 2\left[\left(\frac{\partial u_x}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial u_y}{\partial y}\right)^2 + \left(\frac{\partial u_z}{\partial z}\right)^2\right] + \left(\frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial u_x}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial u_y}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial y}\right)^2,$

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon}; \quad \mu = \mu_{lam} + \mu_t,$$

где  $\mu_t$  – турбулентная динамическая вязкость;  $\mu_{lam}$  – динамическая вязкость ламинарного потока.  $C_{1\varepsilon}$ ,  $C_{2\varepsilon}$ ,  $C_\mu$ ,  $\sigma_\varepsilon$ ,  $\sigma_k$  – эмпирические константы  $k$ - $\varepsilon$  модели турбулентности, имеющие следующие значения  $C_{1\varepsilon} = 1,44$ ;  $C_{2\varepsilon} = 1,92$ ;  $C_\mu = 0,09$ ;  $\sigma_\varepsilon = 1,3$ ;  $\sigma_k = 1$  [6].

Гидродинамический анализ поведения крови в объеме ИЖС выполнен со следующими допущениями: жидкость не испытывает фазовых переходов; не учитываются массовые силы (силы гравитации); не рассматривается теплообмен со стенками камеры и в потоке жидкости; течение жидкости является турбулентным.

Граничные условия определяют значения искомым функций на границах потока и зависят от типа границ:

- ✓ неподвижная непроницаемая стенка, скорость движения жидкости на которой равна нулю, то есть реализуется условие «прилипания» жидкости к стенке;
- ✓ подвижная непроницаемая стенка, скорость движения жидкости на которой равна скорости движения стенки;
- ✓ свободная поверхность, на которой задается одно из значений искомым функций: скорость движения жидкости, давление жидкости.

Расчетная модель ИЖС пульсирующего типа с учетом влияния геометрии, действия клапанов, входных и выходных магистралей и движения мембраны создавалась на основе твер-

дотельных моделей, разработанных в CAD-системе *Pro/ENGINEER WF5* (рис. 1а). Исходная расчетная твердотельная модель представляет собой внутренний объем ИЖС с учетом реальной геометрии основного тела, клапанов, радиусов и переходов. Для создания конечно-элементной (КЭ) модели ИЖС использовался 8-узловой элемент *FLUID 142*, предназначенный для решения задач тепло-, массообмена и взаимодействия «жидкость – твердое тело», то есть для решения сопряженных задач. Для получения более точного решения разбиение происходило с учетом геометрической сложности объема и характера протекающих процессов. Это выражалось в сгущении сетки КЭ в зонах с высокими градиентами гидродинамических параметров (скорости, давления и т.п.) и сложной геометрии, определяющей характер течения (торможение, закрутка потока и т.п.). Сгущение выполнено в зонах клапана, патрубка, входа в ИЖС (рис. 1б). В соответствии с постановкой задачи в расчете использовалась только геометрия, участвующая в работе соответствующего цикла.



Рис. 1. Модели: а) 3D-модель ИЖС; б) КЭ модель внутреннего объема ИЖС

На входе потока жидкости в фазе диастолы и на выходе в фазе систолы задавалось нулевое значение избыточного давления. На остальных стенках ИЖС, клапана и патрубков задавались условия «прилипания» жидкости к стенке, то есть  $U = 0$ .

Использование подвижной стенки подразумевало нестационарную постановку задачи. Временные интервалы фаз диастолы и систолы были приняты из соотношения  $T_c / T_d = 1:3$ , частота сокращений кровяного насоса составила 1 Гц. В процессе решения интервал разбивался на 25 шагов с дискретностью 0,01 и 0,03 секунды соответственно. Параметры, характеризующие расчетную модель, представлены в табл. 1 [1].

Таблица 1

Параметры модели для гидродинамического анализа

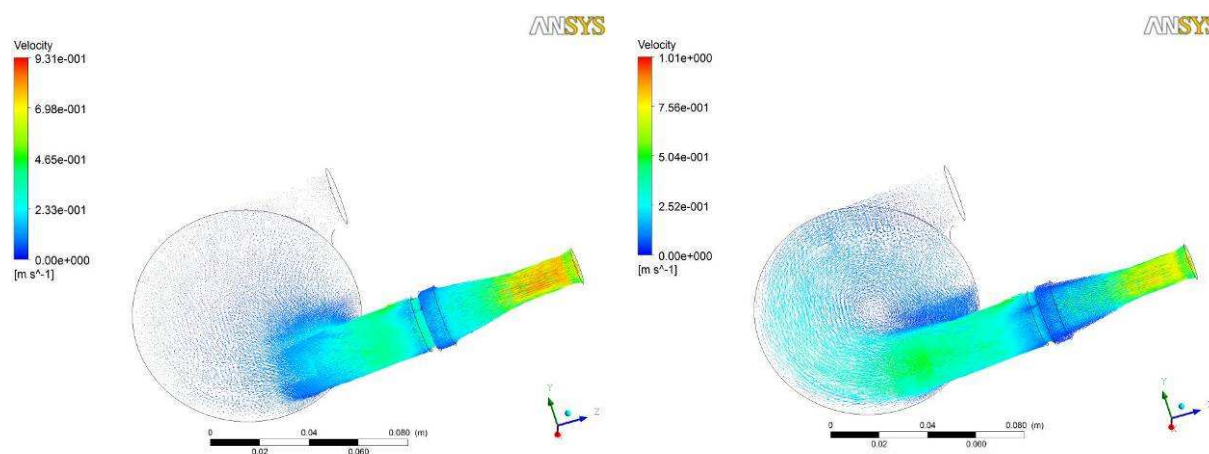
Статистика КЭ модели	
Количество узлов	179485
Количество элементов	1011095
Тип элемента	<i>FLUID 142</i>
Вид элемента	3D, 8-узловой

Средняя длина ребра, мм	2
Средняя длина ребра в зонах сгущения, мм	0,7
Параметры жидкости	
Динамическая вязкость, Па·с	0,0032
Плотность, кг/м <sup>3</sup>	1060
Краевые условия	
Скорость движения мембраны, мм/с (м/с)	10,5 / 21 (0, 105/0,21)
Частота пульсаций мембраны, Гц	1
Соотношение систола/диастола	1:3
Время систолы, с	0,25
Время диастолы, с	0,75
Расход, л/мин	5
Давление на выходе из ИЖС (артериальное), мм. рт. ст. (МПа)	110 (0,02)
Давление на выходе из ИЖС (венозное), мм. рт. ст. (МПа)	10 (1,33x10 <sup>-3</sup> )
Ход мембраны, мм (м)	±10 (± 0,01)

Результаты численного моделирования гидродинамических процессов, протекающих внутри камеры ИЖС, представлены в виде контурных и векторных диаграмм, а также графиков, полученных в постпроцессоре *ANSYS*. Такое представление результатов является наиболее информативным и дает возможность визуально оценить изменение гидродинамических показателей. Диаграммы изменения гидродинамических параметров представлены по фазам и в порядке, соответствующем фазам сердечного цикла.

На рис. 2 представлены векторные диаграммы поля скоростей на общем виде ИЖС, для оценки наличия застойных зон, их размера и расположения внутри камеры ИЖС, а также зон закручивания потока, максимального значения скорости потока во время работы ИЖС. Данные представлены для начала и конца фазы диастолы и систолы соответственно.

Анализ приведенных диаграмм показывает отсутствие застойных зон, зон закручивания потока. Отличие между максимальными (1,01 м/с; 3,06 м/с) и минимальными (0,93 м/с; 2,92 м/с) значениями скорости потока крови для обеих фаз сердечного цикла составляет 1,1 раза. Минимальные значения скорости наблюдаются в начале фаз и достигают максимума по мере развития процессов заполнения или изгнания крови из камеры ИЖС.



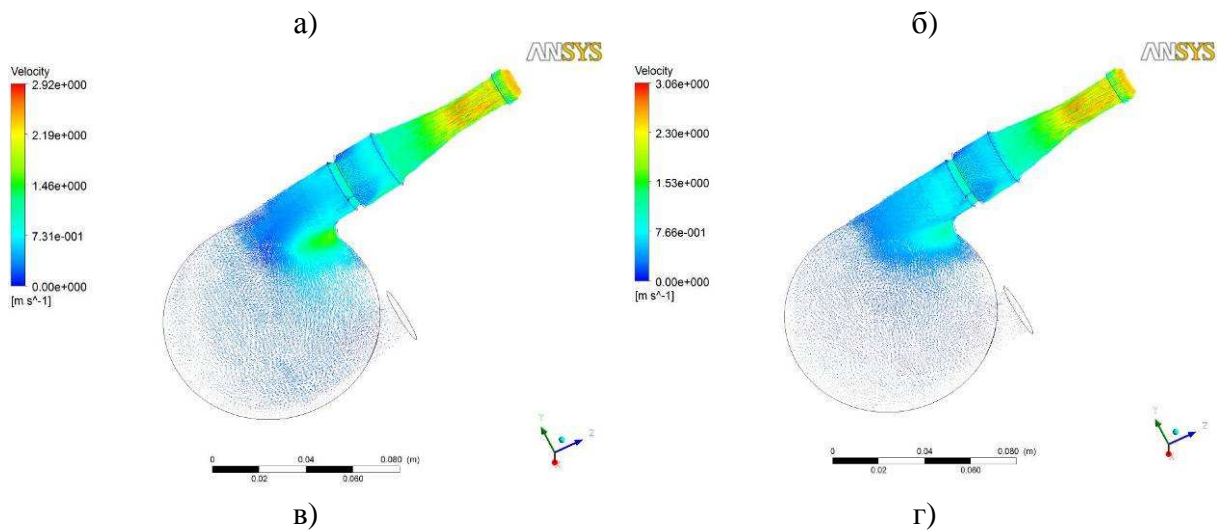
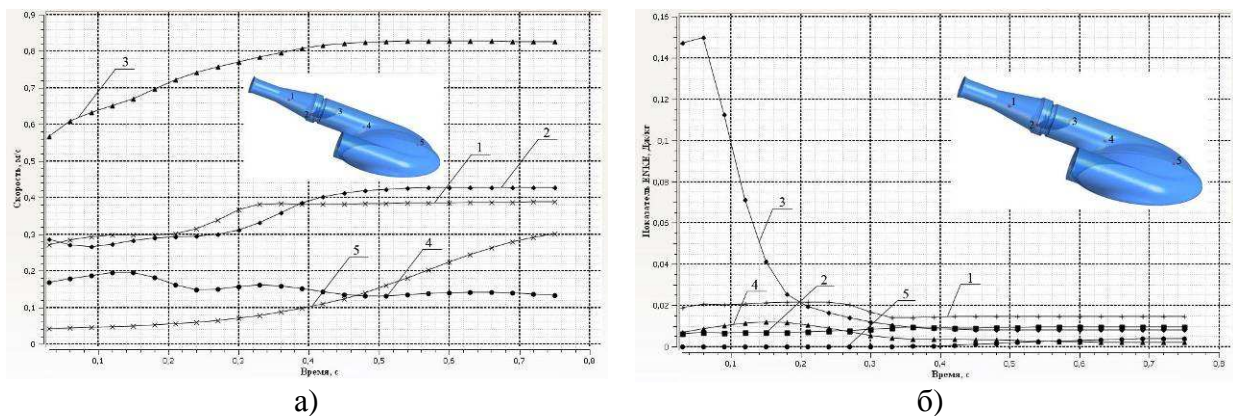


Рис. 2. Поля векторов скоростей внутри камеры ИЖС: а), б) – в фазу диастолы; в), г) – в фазу систолы

В конце фазы диастолы наблюдается явное закручивание потока в сторону выходного патрубка. Максимальное значение скорости потока в начале фазы диастолы наблюдается на входе в патрубок и с течением времени перемещается в зону впускного клапана, где создается завихрение потока, которое может привести к травме форменных элементов крови и незначительному повышению уровня гемолиза, который будет компенсирован организмом.

Не менее важным показателем, который оказывает влияние на поведение крови внутри камеры ИЖС и влияет на уровень гемолиза, является показатель *ENKE*. Данный показатель характеризует изменение турбулентных явлений.

Для подтверждения отсутствия изменения значений скорости потока в большом диапазоне значений представлены графики изменения скорости потока крови и показателя *ENKE* в пяти характерных точках, лежащих внутри камеры ИЖС: конусная часть патрубка (1); диск открытого клапана (2, 3); область перехода цилиндрической части в основное тело ИЖС (4) и в области пересечения плоскости, проходящей через ось патрубка и основного тела ИЖС.



а)

б)

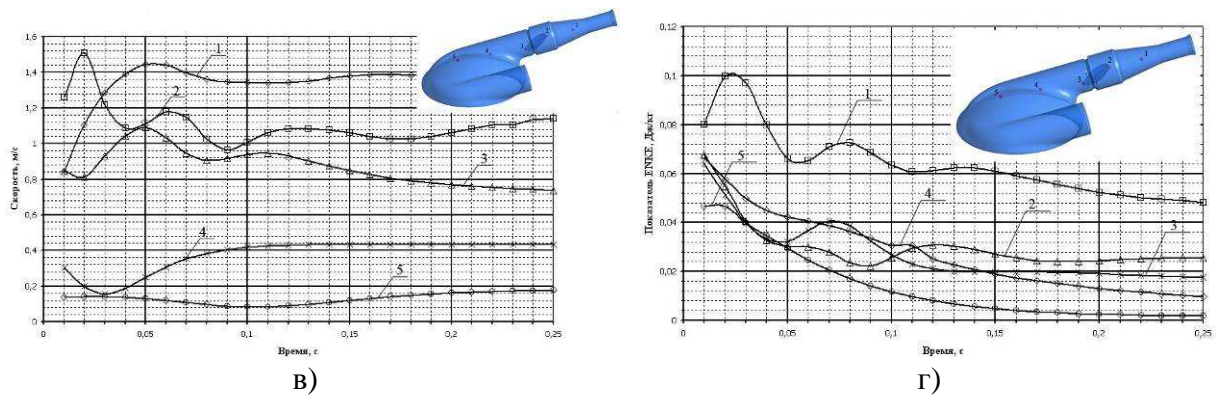


Рис. 3. Изменение скорости потока и показателя *ENKE* внутри камеры ИЖС: а), б) – в фазу диастолы; в), г) – в фазу систолы

Представленные кривые отражают стабильность процессов, протекающих во время систолы и диастолы в камере ИЖС, имея лишь всплески в начальный момент времени, которые объясняются неустановившимся процессом. Кривые имеют качественное сходство, differing only in absolute values. Investigated quantities do not change sign, and the absolute value fluctuates in a minimal range, which does not cause blood trauma. The calculated normalized hemolysis index (*NIH*) according to the known methodology [4] was 0,0037 g/100 l, which correlates well with the indicator of domestic and foreign systems, used at different times in clinical practice (fig. 4).

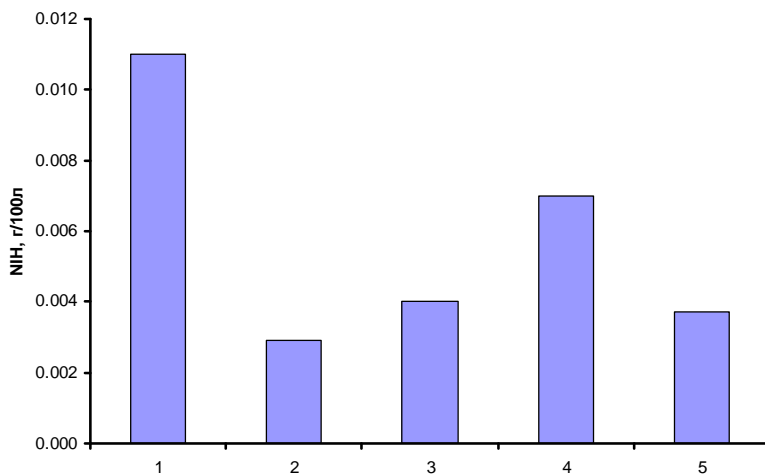


Рис. 4. Показатель *NIH* для различных конструкций ИЖС:

- 1 – ИЖС «Ясень» с клапаном типа «ЭМИКС»;
- 2 – центрифужный насос «CentriMag®»;
- 3 – центрифужный насос «Medtronic VP-80»;
- 4 – центрифужный насос «GYRO®»;
- 5 – разработанная конструкция ИЖС

### Список литературы

1. Беляев Л.В. Создание и исследование мехатронного модуля искусственного сердца пульсирующего типа : дис. ... канд. техн. наук: 05.02.05 / Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых. – Владимир, 2012. – 134 с.

2. Синтез искусственных желудочков сердца с заданными гемодинамическими характеристиками / Владим. гос. ун-т. [под ред. В.В. Морозова]. - Владимир : Изд-во Владим. гос. ун-та, 2007. – 180 с.
3. Шумаков В.И. Искусственное сердце и вспомогательное кровообращение / В.И. Шумаков, В.Е. Толпекин, Д.В. Шумаков. – М. : Янус-К, 2003. – 376 с.
4. American Society for Testing and Materials. Standard practice for assessment of hemolysis in continuous flow blood pumps. Standard F 1841– 97, ASTM.
5. Blackshear P.L. Mechanical Hemolysis / P.L. Blackshear, G.L. Blackshear // Handbook of Bioengineering. – 1987. – P. 15.1 – 15.19. (10)
6. Colleen D. The *k*-epsilon model in the theory of turbulence / S. Pomerantz University of Pittsburgh. – 2004.
7. Galanga F. An Experimental Study of the Flow-Induced Mass Transfer Distribution in the Vicinity of Prosthetic Heart Valves / F. Galanga, J. Lloyd // Journal of Biomechanical Engineering. – 1981. – Vol. 103. – P. 1–10.
8. Goldsmith H.S. Hemodynamics // Annual Review of Fluid Mechanics. – 1975. – Vol. 7. – P. 213 – 247. (22)
9. Stein P.S. Measured Turbulence and its Effects Upon Thrombus Formation // Circulation Research. – 1974. – Vol. 35. – P. 608–614.

**Рецензенты:**

Гоц А.Н., д.т.н., профессор, профессор кафедры тепловых двигателей и энергетических установок ФГБОУ ВПО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», г. Владимир.

Житников Б.Ю., д.т.н., профессор кафедры специальной техники и информационных технологий, заместитель начальника по научной работе ФКОУ ВПО «ВЮИ ФСИН» России, г. Владимир.