

9. Majorov E.E., Prokopenko V.T. A limited-coherence interferometer system for examination of biological objects // Biomedical Engineering. 2012. Vol. 46. № 3. PP. 109-111.
10. Новак Н.В., Байтис Н.А. Изолирующие свойства устьевой пломбы при внутрикоронковом отбеливании зубов // Вестник ВГМУ. 2017. Т. 16. № 2. С. 113-119.
11. Majorov E.E., Prokopenko V.T., Ushveridze L.A. A system for the coherent processing of specklegrams for dental tissue surface examination // Biomedical Engineering. 2014. Vol. 47. № 6. PP. 304-306.
12. Кузьменков М.И., Сушкевич А.В., Манак Т.Н. Синтез клинкера для стоматологического цемента для пломбирования корневых каналов // Труды БГТУ. Химия и технология неорганических веществ. 2011. № 3. С. 79-83.
13. Майоров Е.Е., Попова Н.Э., Шаламай Л.И., Цыганкова Г.А., Черняк Т.А., Пушкина В.П., Писарева Е.А., Дагаев А.В. Цифровая голографическая интерферометрия как высокоточный инструмент в стоматологии // Известия Тульского государственного университета. Технические науки. 2018. № 10. С. 249-256.
14. Адамович Е.И., Македонова Ю.А., Павлова-Адамович А.Г. Качественная реставрация – залог успешного лечения // Пульс. 2017. Т. 19. № 7. С. 51-53.
15. Фирсова И.В., Македонова Ю.А., Марьмова Е.Б. Сравнительный анализ композитной реставрации в терапевтической стоматологии // Волгоградский научно-медицинский журнал. 2017. № 1. С. 34-37.
16. Елгина А.Н., Морозова С.И., Чэнь Вэй, Огнева А.Н. Результаты микроскопического исследования кариозных полостей зубов с пломбированием различными композитными материалами светового отверждения // Российский медико-биологический вестник им. акад. И.П. Павлова. 2011. № 3. С. 114-120.
17. Максимовский Ю.М., Заблоцкая Н.В., Болотникова Э.Т. Возможности повышения качества лечения // Проблемы стоматологии. 2006. № 1. С. 53-57.

Евгений Евгеньевич Майоров,  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра прикладной математики,  
Санкт-Петербургский государственный  
университет аэрокосмического приборостроения,  
Людмила Ивановна Шаламай,  
канд. мед. наук, доцент,  
кафедра стоматологии терапевтической  
и пародонтологии,  
Первый Санкт-Петербургский государственный  
медицинский университет им. акад. И.П. Павлова,  
г. С.-Петербург,  
Елена Юрьевна Мендоса,  
ассистент,  
кафедра клинической стоматологии,  
Московский государственный медико-стоматологический  
университет им. А.И. Евдокимова,  
г. Москва,  
Виктория Борисовна Лампусова,  
канд. мед. наук, доцент,  
Наталья Сергеевна Оксас,  
канд. мед. наук, ассистент,  
кафедра стоматологии терапевтической и пародонтологии,  
Первый Санкт-Петербургский государственный  
медицинский университет им. акад. И.П. Павлова,  
г. С.-Петербург,  
e-mail: majorov\_ee@mail.ru

П.В. Семенихин, А.Е. Скворцов, К.В. Филипенко, М.В. Ремизов

## Влияние гидродинамических характеристик центробежного насоса на интенсивность механических гемолитических факторов

### Аннотация

Проводится исследование функционирования центробежного насоса в составе контура искусственного кровообращения. Целью рассматриваемой работы является анализ влияния различных гидродинамических факторов на интенсивность механического гемолиза крови. При помощи математического моделирования построена гидродинамическая модель насоса и сопоставлены характеристики, полученные для двух конфигураций исследуемых лопастей рабочей крыльчатки насоса для оценки интенсивности сдвигового гемолиза крови. Полученная в работе гидродинамическая модель позволяет оценивать интенсивность механических повреждений форменных элементов крови на основе расчета распределений градиентов полей давлений и скоростей как в русле потока, так и на лопастях рабочей крыльчатки, с которой контактируют элементы крови.

### Введение

Высокие показатели сердечно-сосудистых и онкологических заболеваний требуют оказания эффективной и высококачественной медицинской помощи. Методики искусственного кровообращения (ИК) на сегодняшний день являются неотъемлемой частью многочисленных хирургических операций.

При решении ряда задач медицины, связанных с использованием различных искусственных органов, аппаратов искусственного и вспомогательного кровообращения, протезов клапанов сердца и т. д., исследователи и практики неизбежно сталкиваются с проблемой травмы форменных элементов крови (главным образом эритроцитов) – гемолизом [1]-[4]. Понятие гемолиза определяется как процесс разрушения эритроцитов и выход гемоглобина в плазму.

Для всех разновидностей механической травмы форменных элементов крови в потоке существенны одни и те же факторы:

интенсивность механического воздействия, время его приложения, наличие контакта клеток с чужеродными поверхностями [5]. В таком случае при разработке аппаратов ИК необходимо проводить анализ работы насоса и оценку его механического воздействия на поток крови, кроме того следует проводить оценку формы течения крови при работе насоса.

Механические факторы, участвующие в процессах сдвигового гемолиза, многочисленны. Главные из них: средние сдвиговые напряжения в потоке крови, турбулентность, кавитация, ультразвуковые колебания, микродвижения эритроцитов, приводящие к соприкосновению с чужеродными телами. Гемолиз во многих случаях рассматривается как функция скорости сдвига и удельной (на единицу объема крови) поверхности контакта крови со стенками кровеносной магистрали [5], [6].

Началу гемолиза соответствует пороговое сдвиговое напряжение, равное примерно 150 Н/м<sup>2</sup>. Величина этого порога не зависит от показателя гематокрита и от вязкости плазмы [2].

При прохождении потока крови через клапаны или различные сужения в каналах происходит резкое изменение давления, возможно возникновение кавитации, появляются значительные градиенты скорости, возможны отрыв потока и возникновение турбулентности, в результате чего образуются значительные напряжения. Отрыв потока – распространенное явление в большинстве практических ситуаций, связанных с течением вязкой жидкости. Он может приводить к возникновению застойных зон и обратных течений, появлению слоя смещения и слоя сдвига. Все перечисленные явления опасны риском нарушения нормальной жизнедеятельности эритроцитов.

Целью рассматриваемой работы является анализ влияния различных гидродинамических факторов на интенсивность механического гемолиза крови. Для достижения поставленной цели решался ряд задач. Для создания адекватной модели центробежного насоса производится построение математической модели исследуемого контура. Производятся расчет гидродинамических параметров и сравнение полученных результатов с экспериментальными данными для подтверждения эффективности и адекватности полученной модели. Третьей задачей является выбор оптимальной конфигурации рабочей крыльчатки центробежного насоса на основе построенной гидродинамической модели с учетом рассчитанных значений факторов сдвигового гемолиза.

### Материалы и методы

При построении модели учитывались параметры, наиболее значимо влияющие на характеристики анализируемой искусственной системы. На данном этапе при численном моделировании кровь была представлена вязкой жидкостью со следующими параметрами [7], [8]:

- динамическая вязкость, Па/с: 5;
- плотность, кг/м<sup>3</sup>: 1,0025.

Анализ работы центробежного насоса выполняли путем построения математической модели и решения системы уравнений Навье-Стокса. Заданные уравнения решались методом конечных элементов. Для получения наибольшей точности в совокупности с вычислительной возможностью было выбрано несколько сеток с размерами элементов: 0,00118...0,00394 и 0,00235...0,00764. Решения, получаемые в результате использования данных сеток, незначительно отличаются друг от друга.

Для описания характера движения потока крови проводится расчет числа Рейнольдса. В рассмотренной постановке задачи число Рейнольдса для различных участков геометрии является различным. Максимальное рассчитанное число Рейнольдса соответствует расчету, проведенному вблизи вращающихся лопастей рабочей крыльчатки, и составляет 28 688. В предельном режиме работы значение  $Re$  достаточно большое, что характеризует наличие турбулентного движения. В связи с этим в работе применяется модель  $k-\omega$ . Данная модель в большей степени учитывает пристенные течения [9], [10], которые важно учитывать в рамках рассматриваемой работы. Уравнения  $k-\omega$ -модели – это усредненные по Рейнольдсу уравнения Навье-Стокса (RANS) для сохранения импульса и уравнения непрерывности для сохранения массы. Эффекты турбулентности моделируются с использованием пересмотренной модели Wilcox (это линейные модели турбулентной вязкости [8]) с двумя уравнениями  $k-\omega$ .

При исследовании гидродинамических характеристик потока крови был установлен следующий режим работы предложенного насоса крови:

- скорость вращения крыльчатки, об/мин: 4 000;
- давление на выходе насоса крови, мм рт. ст.: 750.

### Результаты

В результате моделирования при использовании программного обеспечения «SolidWorks» («Dassault Systèmes», Франция) были получены данные, приведенные в табл. 1, схожие с результатами экспериментов, проведенных с опытным образцом центробежного насоса.

Данные табл. 1 позволяют судить о работоспособности построенной модели, что позволяет использовать ее для оценки гемолиза крови при работе центробежного насоса.

Таблица 1

### Результаты моделирования и эксперимента

Параметр	Результаты эксперимента	Результаты моделирования
Расход, л/мин	10,5	9,5...11,5
Давление на входе, мм рт. ст.	750	700...780

На рис. 1 представлено распределение градиента скорости вблизи лопастей изогнутой крыльчатки.

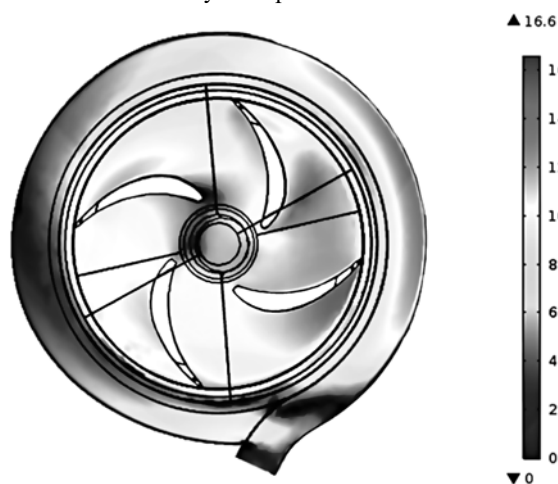


Рис. 1. Результат моделирования: распределение градиента скорости вблизи изогнутых лопастей крыльчатки, м/с

На рис. 2 представлено распределение градиента скорости вблизи лопастей прямой крыльчатки.

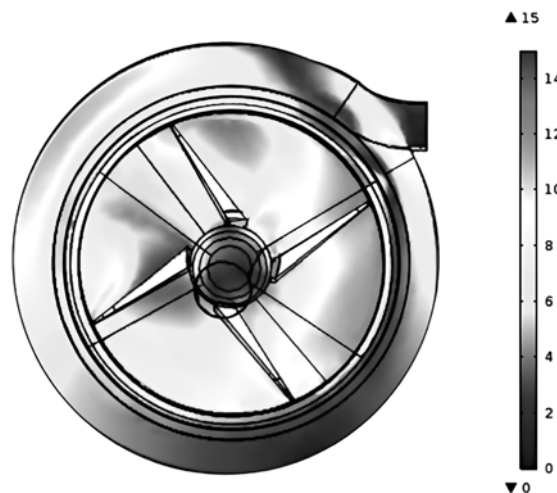


Рис. 2. Результат моделирования: распределение градиента скорости вблизи прямых лопастей крыльчатки, м/с

Из рис. 1 и 2 видно, что в случае прямых лопастей рабочей крыльчатки во время работы насоса образуются значительные области с повышенными и пониженными значениями скорости. Скругленные лопасти имеют более равномерное распределение градиента скорости на лопастях, что уменьшает вероятность появления областей «застоя». Наличие зон перепада скоростей движения потока жидкости может приводить к механическим травмам эритроцитов.

Аналогично распределению градиента скоростей, при работе крыльчатки с прямыми лопастями возникают зоны с достаточно пониженным давлением. Наличие зон с понижен-

ным давлением также приводит к повышению вероятности травмирования элементов крови.

В данной работе стояла задача минимизации областей с пониженным давлением. Появление подобных областей в устройствах такого рода может приводить к разрушению эритроцитов и появлению кавитации, что также ведет к травме форменных элементов крови.

В табл. 2 приведены сравнительные данные, полученные при моделировании работы насоса с двумя различными видами лопастей рабочей крыльчатки.

Таблица 2

**Результаты моделирования работы насоса с различными крыльчатками**

Параметр	Прямые лопасти	Скругленные лопасти
Расход, л/мин	15...18	9,5...11,5
Давление на входе, мм рт. ст.	800...900	700...780

Из табл. 2 видно, что производительность насоса с прямыми лопастями гораздо выше, но данная конструкция не может быть использована, так как на концах лопастей возникают большие градиенты скоростей и давления, а также резко повышается сдвиговое напряжение, что ведет к повышению интенсивности гемолиза крови.

В табл. 3, 4 приведены данные компонент сдвигового напряжения для лопастей рабочей крыльчатки и канала течения соответственно.

Таблица 3

**Компоненты сдвигового напряжения на лопастях рабочей крыльчатки, Н/м<sup>2</sup>**

Направление	Скругленные лопасти		Прямые лопасти	
	Средние	Максимальное	Средние	Максимальное
Ox	38,818	140,5	29,80	2983,6
Oy	0,749	45,50	-7,55	3121,2
Oz	-120	-155	-96,859	302,15

Таблица 4

**Компоненты сдвигового напряжения в канале течения, Н/м<sup>2</sup>**

Направление	Скругленные лопасти		Прямые лопасти	
	Средние	Максимальное	Средние	Максимальное
Ox	276,86	531	80	485,43
Oy	1,73	140	0,11	1027,2
Oz	-273,82	277	-95,789	645,91

Результаты моделирования показали, что среднее значение сдвигового напряжения при использовании скругленных лопастей не превышает пороговое значение 150 Н/м<sup>2</sup>, а максимальное значение сдвигового напряжения на лопастях крыльчатки незначительно превышает пороговое значение. При использовании прямых лопастей максимальное значение сдвигового напряжения в несколько раз превышает пороговое значение.

Использование прямых лопастей создает больше условий для возникновения гемолиза крови. Однако использование скругленных лопастей все же не позволяет полностью исключить механические повреждения элементов крови, хотя влияние повреждающих процессов выражено значительно меньше.

**Выводы**

В настоящей статье были рассмотрены причины и механизмы возникновения сдвигового гемолиза. Рассмотрены факторы, влияющие на возникновение и интенсивность механических

повреждений форменных элементов крови, которые имеют место в аппаратах искусственного кровообращения.

Для оценки влияния гидродинамических факторов на интенсивность гемолиза крови во время работы центробежного насоса были проведены моделирование и расчет полей скоростей, давлений и вязких напряжений внутри конструкции исследуемого насоса.

Разработанная модель позволяет оценивать интенсивность механических повреждений элементов крови, неизбежно возникающих во время работы центробежного насоса. Оптимизация и усовершенствование конструкции насоса, подбор материалов и способов их обработки, а также подбор оптимального режима работы центробежного насоса позволяют снизить риск механического повреждения элементов крови.

Разработанная в рассматриваемой работе модель является упрощенной. Дополнение модели уравнениями переноса тепла и переноса массы, а также соответствующих массовых сил позволит описать явления конвекции, термодиффузии в жидкостях, поведение многокомпонентных смесей различных жидкостей. Кроме того, данная модель является неизотермической – не учитывает влияния температур при моделировании. Улучшение модели позволит получить более точные результаты, а также позволит использовать данную модель для прогнозирования результатов работы насоса в различных режимах и внешних условиях.

*Публикация подготовлена в рамках комплексного проекта от 03.03.2017 г. № 03.G25.31.0218 по созданию высокотехнологичного производства с участием государственного научного учреждения по теме «Разработка и освоение производства комплекса перфузионных модулей и устройств для мобильных систем искусственного кровообращения», заключенного с Министерством образования и науки Российской Федерации.*

*Список литературы:*

1. Овчаренко Е.А., Онищенко П.С., Клышников К.Ю., Ганюков В.И., Шилов А.А., Верецагин И.Е., Коков А.Н., Тарасов Р.С., Борисов В.Г., Захаров Ю.Н., Барбараш Л.С. Численное моделирование процедуры повторного протезирования клапана сердца: гемодинамика // Патология кровообращения и кардиохирургия. 2019. Т. 23. № 3. С. 30-38.
2. Дмитриева О.Ю., Бучнев А.С., Дробышев А.А., Иткин Г.П. Гемолизные исследования имплантируемого осевого насоса для двухэтапной трансплантации сердца у детей // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2017. Т. 19. № 1. С. 22-27.
3. Бокерия Л.А., Бокерия О.Л., Фадеев А.А., Махачев О.А., Косарева Т.И., Аверина И.И. Оценка конструктивного стеноза механических клапанов сердца у взрослых в аортальной позиции: преимущество полнопроточного протеза клапана сердца // Вестник РАМН. 2013. № 3. С. 52-58.
4. Гуськов А.М., Сорокин Ф.Д., Крупнин А.Е., Банин Е.П. Влияние геометрических параметров рабочего колеса осевого насоса вспомогательного кровообращения на КПД // Машиностроение и компьютерные технологии. 2016. № 11. С. 162-174.
5. Blackshear P.L. In Biomechanics: Its Foundations and Objectives / Y.C. Fung, N. Perrone, M. Anliker, editors. – Prentice-Hall, 1972. P. 641.
6. Blackshear P.L., Donnan F.D., Slembach J.H., Maybach E.J. et al. Shear wall interaction and hemolysis // Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs. 1966. Vol. 12. PP. 13-120.
7. Шамров Н.И., Шамрова Е.А. Определение вязкости биологической жидкости в малом объеме // Научный медицинский вестник. 2017. Т. 7. № 1. С. 77-88.
8. Левтов В.А., Регирер С.А., Шадрин Н.Х. Реология крови. – М.: Медицина, 1982. С. 272.

9. *Ильина Е.Е., Ильина Т.Е., Денисенко П.В.* Применимость различных дифференциальных моделей турбулентности при численном расчете сверхзвуковых неизобарических струй // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2015. № 3. С. 509-516.
10. *Wilcox D.C.* Turbulence Modeling for CFD. – DCW Industries, Inc., 2006. P. 536.

*Петр Валерьевич Семенихин,  
зам. главного конструктора  
по информационно-измерительным системам,  
ФГАНУ «Центральный научно-исследовательский  
и опытно-конструкторский институт  
робототехники и технической кибернетики,*

*Андрей Евгеньевич Скворцов,  
канд. мед. наук, ассистент,  
кафедра сердечно-сосудистой хирургии,  
ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный  
медицинский университет им. И.И. Мечникова»,  
Ксения Владимировна Филипенко,  
инженер,  
Михаил Викторович Ремизов,  
инженер,  
ФГАНУ «Центральный научно-исследовательский  
и опытно-конструкторский институт  
робототехники и технической кибернетики,  
г. С.-Петербург,  
e-mail: k.filipenko@rtc.ru*

*П.В. Семенихин, А.Е. Скворцов, К.В. Филипенко, М.В. Ремизов*

## **Оценка эффективности одноразового насоса крови в гемолизных испытаниях**

### **Аннотация**

Проведена оценка эффективности работы вновь разработанного одноразового насоса крови в сравнении с используемым в современной клинической практике одноразовым насосом крови «Safira» производства фирмы «Braile Biomedica» (Бразилия). Сравнение эффективности опытных образцов насосов производится путем оценки нормализованного гемолитического индекса (НИ), рассчитанного на основе данных, полученных в ходе гемолизных испытаний. В результате проведенных исследований было показано, что уровень гемолиза при проведении перфузии при помощи опытных образцов на данном этапе разработки статистически не отличается от такового у применяемых в клинической практике одноразовых насосов.

### **Введение**

Применение метода искусственного кровообращения (ИК) для целей кардиохирургии получило широкое распространение в мировой клинической практике. До сих пор основой сердечно-сосудистой хирургии является экстракорпоральная перфузия. В отечественной клинической практике метод искусственного кровообращения также занимает значимое место: в России за 2018 год было проведено 52 446 операций с применением ИК [1].

Для российских клиник осложняющим фактором широкого применения данного метода является отсутствие на рынке отечественных систем искусственного кровообращения. Разработка отечественного центробежного насоса для применения в составе контура искусственного кровообращения с характеристиками, близкими к импортным аналогам, позволит снизить зависимость от зарубежных производителей и расширить возможность применения метода искусственного кровообращения в отечественной клинической практике.

Применение методов ИК связано с определенными рисками развития осложнений. Значительная их часть является системной реакцией организма в ответ на комплекс воздействий, сопровождающих кардиохирургическое вмешательство [2]. Однако некоторые негативные факторы могут быть минимизированы на уровне аппарата ИК, что позволяет снизить нагрузку на организм и повысить эффективность терапевтических действий. Одним из таких факторов является механический гемолиз крови. Под гемолизом понимают разрушение эритроцитов крови с выделением свободного гемоглобина. Основным критерием успешной работы насосов крови, используемых в контурах искусственного кровообращения, помимо поддержания требуемых значений давления и скорости потока является минимальный уровень гемолиза.

Предполагается, что гемолиз, вызванный использованием аппаратов ИК, имеет механическое начало, т. е. связан как с гидродинамическими особенностями течения крови через систему каналов искусственного происхождения, так и с харак-

теристиками стенок этих каналов: интенсивностью механического воздействия на форменный элемент крови, контактом клеток с поверхностью искусственной магистрали [3].

**Целью** данной работы является проведение гемолизных испытаний опытных образцов одноразового насоса крови (ОО ОНК), разработанных на базе ЦНИИ РТК, и сравнение контрольных показателей с известным аналогом – одноразовым насосом крови «Safira» («Braile Biomedica», Бразилия).

Для достижения поставленной цели решались следующие задачи:

- 1) разработка протокола гемолизных испытаний для одноразового насоса крови на донорской крови;
- 2) определение и оценка гемолитических характеристик разрабатываемого насоса для сравнения с характеристиками аналога.

В силу значительного разброса характеристик крови, взятой у различных доноров, сложно практически нормализовать степень травмы форменных элементов крови. Для получения объективных результатов сравнения гемолитических характеристик рассматриваемого насоса в сравнении с эталонным насосом «Safira» оценка параметров производилась при соблюдении аналогичных условий эксперимента.

### **Материалы и методы**

Свертывание крови, образование тромбов, эмболия и травма форменных элементов крови в значительной мере взаимосвязаны. Основные их механизмы – химический и механический, но в действительности ни тот, ни другой не встречаются по отдельности [4], [5]. Клиническое применение устройств искусственного кровообращения вызывает метаболические сдвиги, которые сами по себе могут быть причиной повышенной травмы крови и внутрисосудистого свертывания или же усиливать механические и иные воздействия на кровь, проходящую по устройству [6].

Для определения интенсивности влияния разработанной конструкции одноразового насоса крови (далее – ОНК) на форменные элементы крови в процессе их прохождения по ис-