

Исследование гемолитических свойств насоса дискового типа

Для корреспонденции:

Максим Олегович Жульков,
maks.zhulkov.92@mail.ru

Поступила в редакцию 16 декабря 2019 г.

Исправлена 10 марта 2020 г.

Принята к печати 13 марта 2020 г.

Цитировать:

Жульков М.О., Головин А.М., Головина Е.О., Гренадеров А.С., Фомичев А.В., Альсов С.А., Чернявский А.М.

Исследование гемолитических свойств насоса дискового типа. *Патология кровообращения и кардиохирургия*. 2020;24(1):87-93. <http://dx.doi.org/10.21688/1681-3472-2020-1-87-93>

Финансирование

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда, проект №19-19-00186.

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Вклад авторов

Концепция и дизайн: М.О. Жульков

Сбор, анализ и интерпретация данных: М.О. Жульков, А.С. Гренадеров, А.М. Головин, Е.О. Головина, А.В. Фомичев, С.А. Альсов

Написание статьи: М.О. Жульков, А.С. Гренадеров

Исправление статьи: М.О. Жульков, А.М. Чернявский

Утверждение окончательной версии: все авторы

ORCID ID

М.О. Жульков, <https://orcid.org/0000-0001-7976-596X>

А.М. Головин, <https://orcid.org/0000-0001-9302-7613>

Е.О. Головина, <https://orcid.org/0000-0001-7981-3386>

А.С. Гренадеров, <https://orcid.org/0000-0001-6013-0200>

А.В. Фомичев, <https://orcid.org/0000-0001-9113-4204>

С.А. Альсов, <https://orcid.org/0000-0002-3427-8137>

А.М. Чернявский, <https://orcid.org/0000-0001-9818-8678>

© М.О. Жульков, А.М. Головин, Е.О. Головина, А.С. Гренадеров, А.В. Фомичев, С.А. Альсов, А.М. Чернявский, 2020

Статья открытого доступа, распространяется по лицензии [Creative Commons Attribution 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

М.О. Жульков¹, А.М. Головин², Е.О. Головина²,
А.С. Гренадеров³, А.В. Фомичев¹, С.А. Альсов¹,
А.М. Чернявский¹

¹ Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация

² Акционерное общество Научно-производственная компания «ИМПУЛЬС-проект», Новосибирск, Российская Федерация

³ Федеральное государственное бюджетное учреждение науки «Институт сильноточной электроники Сибирского отделения Российской академии наук», Томск, Российская Федерация

Актуальность. Нехватка донорских органов является проблемой трансплантологии в течение многих лет. Несмотря на современный уровень технологий, позволивший приблизиться к протезированию насосной функции сердца, остается труднопреодолимый ряд барьеров. Ввиду высокой потребности в аппаратах вспомогательного кровообращения, работы, направленные на создание наиболее физиологичной и биосовместимой модели, обладают актуальностью.

Цель. Оценить гемолитические свойства аппарата вспомогательного кровообращения на базе насоса дискового типа.

Методы. Для гемолизных испытаний насоса дискового типа создан гидродинамический стенд, состоящий из резервуара, теплообменника, гидродинамического сопротивления, соединительных трубок, порта для забора крови, системы измерения давления и расхода и исследуемого насоса. Испытания включали оценку свободного гемоглобина плазмы, получаемого с помощью забора проб крови в процессе работы насоса в рабочем режиме (2 300–2 500 об./мин, 5–6 л/мин, перепад давления на уровне зажима 100 мм рт. ст.). Вычислялись стандартизированные индексы гемолиза NIN и MIN на основании анализа свободного гемоглобина в плазме проб крови, гематокрита, общего гемоглобина, расхода крови и времени работы насоса.

Результаты. Согласно стендовым испытаниям (n = 5), свободный гемоглобин составил $2,2 \pm 0,9$ мг%, что подтверждает атравмогенность конструкции нового типа насоса. Расчетные значения индексов гемолиза составили NIN 0,0013 и MIN 1,88, что доказывает принципиальную возможность использования насоса дискового типа в качестве основы для создания устройств вспомогательного кровообращения.

Заключение. Разработанная методика оценки механической устойчивости эритроцитов крови позволяет дать объективную информацию о важном критерии безопасности устройств вспомогательного кровообращения — уровне гемолиза. На основании полученных результатов сделан вывод о принципиальной возможности и безопасности использования насоса дискового типа в качестве аппарата вспомогательного кровообращения.

Ключевые слова: дисковый насос; механическая поддержка кровообращения; насос неппульсирующего потока, терминальная сердечная недостаточность

Введение

Нехватка донорских органов является актуальной проблемой современной трансплантологии [1–3]. Имплантируемые системы вспомогательного кровообращения способны заменить насосную функцию сердца от нескольких дней до нескольких месяцев [4, 5]. Двухэтапный подход к проведению трансплантации сердца значительно повысил шанс выживания [6–8].

Несмотря на высокую необходимость в системах вспомогательного кровообращения в клиниках России, приобретение зарубежных аналогов ограничено высокой стоимостью [9]. Кроме того, не существует ни одной модели, которая идеально отвечала бы всем медико-техническим требованиям и была бы полностью безопасна для длительного использования в качестве замены насосной функции сердца [1, 10, 11]. Разработка и внедрение новых систем вспомогательного кровообращения являются актуальными и востребованными в нашей стране.

Важнейшим критерием безопасности аппаратов механической поддержки кровообращения является максимально бережное отношение к форменным элементам крови [12, 13]. Можно предположить более выгодные характеристики и большую безопасность аппаратов вспомогательного кровообращения на основе дискового насоса по отношению к форменным элементам крови за счет механизма действия и особенностей гемодинамики, отличных от других типов насосов [14, 15]. Уникальный механизм действия заключается в наличии пограничного слоя, который образуется на диске, вращающемся в жидкости. При этом молекулы жидкости блокируются на поверхности вращающегося диска и за счет вязкостного трения передают энергию вращения от пограничного слоя молекулам других слоев. Вследствие этого образуется мощное поле центробежной силы, которое создает равномерный гидравлический профиль скоростей и обеспечивает перекачку без пульсаций и вибраций. Пограничный слой не только передает кинетическую энергию, но и работает в качестве молекулярного буфера между поверхностью диска и кровью, минимизируя контакт форменных элементов крови и движущихся частей насоса [1, 15, 16, патенты США US8523539B2, US4403911].

Однако технологические параметры (форма приточного и отточного патрубков, качество обработки внутренней поверхности насоса и так далее) могут нивелировать этот уникальный механизм гемобезопас-

ности. Цель данной работы — изучение безопасности конструкции нового устройства вспомогательного кровообращения по отношению к форменным элементам (эритроцитам) крови.

Методы

Испытания заключались в оценке свободного гемоглобина плазмы, получаемого с помощью забора проб крови в процессе работы насоса в рабочем режиме (2 300–2 500 об./мин, 5–6 л/мин, перепад давления на уровне зажима 100 мм рт. ст.). Для изучения гемолитической активности насоса вязкого трения мы создали гидродинамический стенд — замкнутый контур, состоящий из мешка с эластическими стенками, входного и выходного патрубков (1/2 дюйма), теплообменника, встроенного между приточной и отточной магистралями, и проточной магистрали/пробозаборника. С целью создания гидродинамического сопротивления — градиент давления (80–90 мм рт. ст.) — использовали дозированное сжатие отточной магистрали винтовым зажимом. Для поддержания постоянной температуры рабочего раствора (37 °С) использовали теплообменник. Для оценки уровня гемолиза при испытаниях насоса дискового типа применяли следующие методики определения уровня свободного гемоглобина.

Нормализованный индекс гемолиза (НИГ) рассчитывали по формуле:

$$\text{НИГ } \text{г}/100 \text{ л} = \text{pHb} \times V \times \frac{100 - \text{Ht}}{100} \times \frac{100}{Q \times T},$$

где pHb — увеличение свободного гемоглобина плазмы (г/л) в течение времени выборки; V — объем контура (л); Q — расход крови (л/мин); Ht — гематокрит (%); T — время работы насоса (мин).

Модифицированный индекс гемолиза (МИГ) оценивали с учетом исходного уровня гемоглобина по формуле:

$$\text{МИГ} = \text{pHb} \times V \times \frac{100 - \text{Ht}}{100} \times \frac{10^6}{Q \times T \times \text{Hb}},$$

где Hb — общий гемоглобин в начальный момент времени (мг/л); pHb — увеличение свободного гемоглобина плазмы (г/л) в течение времени выборки; V — объем контура (л); Q — расход крови (л/мин); Ht — гематокрит (%); T — время работы насоса (мин).

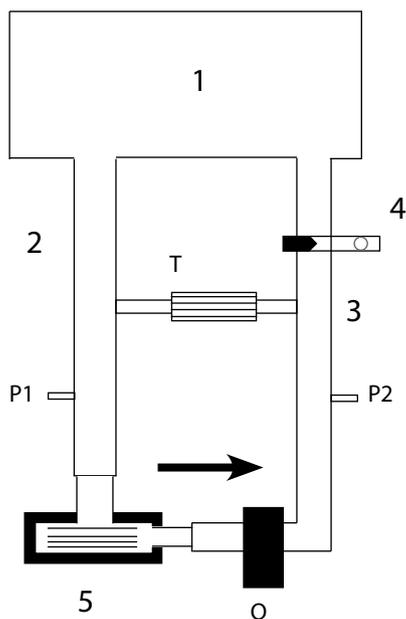


Рис. 1. Гидродинамический стенд для изучения гемолитических свойств насоса дискового типа: 1 — эластичкий резервуар, 2 — приточная магистраль, 3 — отточная магистраль, 4 — винтовой зажим, 5 — насос, P1 — датчик давления на входе в насос, P2 — датчик давления на выходе из насоса, Q — ультразвуковой датчик поток, T — теплообменник (стрелкой указано направление движения крови)

В качестве рабочего раствора использовали свежую цельную донорскую кровь, забранную непосредственно перед стендовыми испытаниями. Заправку стенда проводили следующим образом: после монтажа контура и проверки на герметичность заполняли систему раствором Рингера (500 мл с добавлением 10 000 ед. гепарина) и выполняли деаэрацию на малых оборотах ротора (100–500 об./мин), после этого избыток раствора сливали (в системе оставляли 250 мл раствора) и добавляли цельную человеческую кровь (450 мл). На малых оборотах ротора производили микширование и согревание (до 37 °С) рабочего раствора. Уровень гематокрита во всех экспериментах составлял 28–30%. В течение стендового испытания дискового насоса производили измерение следующих параметров раствора крови: гематокрит (Hct, с), гемоглобин (сtHb), водородный показатель (pH), дефицит оснований (сBase, с). После этого повышали число оборотов ротора до 2 300–2 500 в мин, при



Рис. 2. Стенд для изучения гемолитических свойств насоса дискового типа: 1 — насос, 2 — резервуар с кровью, 3 — датчик давления, 4 — датчик флоуметра, 5 — зажим для создания сопротивления, 6 — теплообменник, 7 — блок управления

этом производительность составляла 5–6 л/мин. Каждые 0,5 ч из контура производили забор проб крови (общее время циркуляции — 4 ч). С помощью лабораторной центрифуги из пробы выделяли плазму и на спектрофотометре (НемоСue Plasma Low/Hb, Швеция) оценивали уровень свободного гемоглобина. Математическую оценку гемолиза проводили на основании расчета нормализованного индекса гемолиза NИH и модифицированного индекса гемолиза MИH. Количественные показатели были представлены средними величинами и стандартными отклонениями.

Результаты

В ходе работы создан специальный гидродинамический стенд для испытаний гемолитических свойств разрабатываемого устройства (рис. 1, 2).

В серии экспериментов ($n = 5$) через 4 ч работы насоса в рабочем режиме (2 300–2 500 об/мин, 5–6 л/мин, перепад давления на уровне зажима

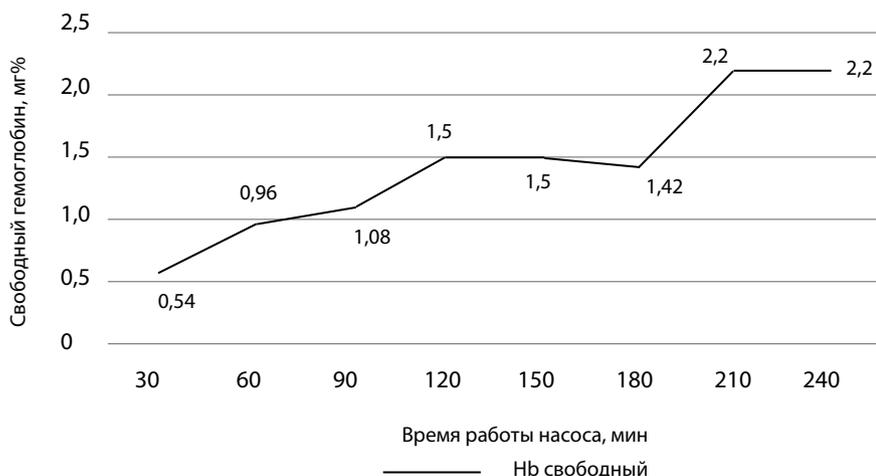


Рис. 3. Зависимость среднего уровня свободного гемоглобина от времени работы насоса

100 мм рт. ст.) свободный гемоглобин составил $2,2 \pm 0,9$ мг% (рис. 3). Индексы гемолиза составили МИН — 0,0013, МИН — 1,88 и являются лучшими из достигнутых значений среди подобных устройств (рис. 4).

Обсуждение

Полученные в стендовых испытаниях результаты, а именно минимальный уровень гемолиза, по данным расчетных значений индексов НИН и МИН, доказывают безопасность насосов вязкого трения по отношению к эритроцитам человеческой крови, что позволяет использовать их в качестве основы

для создания нового типа устройств поддержки кровообращения.

Аппараты вспомогательного кровообращения являются средством, доказано снижающим смертность пациентов, страдающих терминальной стадией хронической сердечной недостаточности [15, 17, 18]. В числе первых идею использования насоса вязкого трения для перекачивания крови предложили G.E. Miller и соавт., которые еще в 90-х гг. прошлого века доказали минимальный уровень гемолиза данного типа насосов по сравнению с насосами центробежного типа. Однако вскоре по неясным

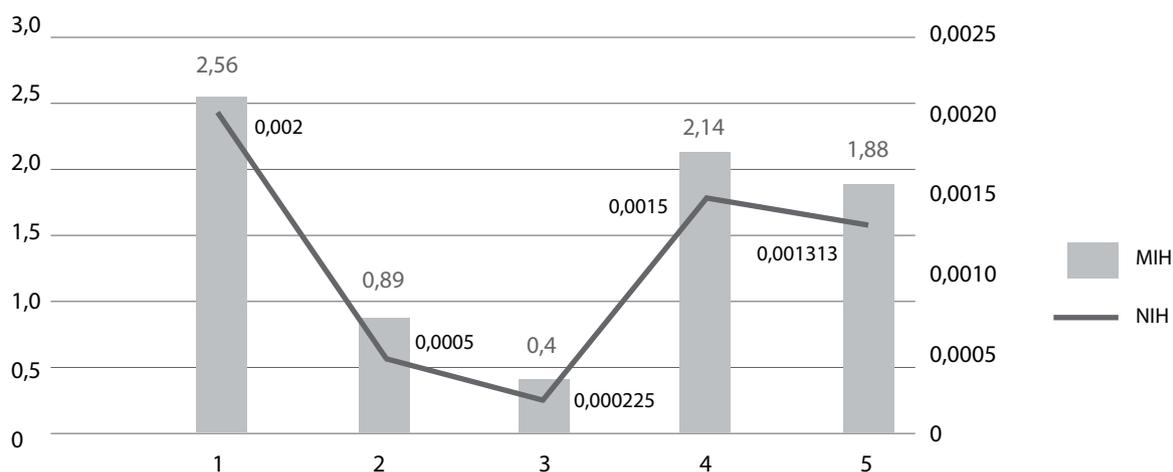


Рис. 4. Модифицированный (МИН) и нормализованный (НИН) индексы гемолиза

причинам разработка этого устройства была приостановлена [19]. На наш взгляд, уникальный принцип действия дискового насоса имеет большие преимущества перед другими типами подобных устройств. Главное — минимальный контакт форменных элементов, в том числе тромбоцитов, с чужеродной поверхностью изделия [20, 21]. Именно это опасное взаимодействие и отсутствие достаточной степени гемосовместимости моделей аппаратов вспомогательной поддержки кровообращения требуют от пациентов соблюдение строгого режима антикоагулянтной терапии с целью предотвращения тромбоэмболических осложнений.

Базовым условием безопасности устройств, перекачивающих кровь, является бережное отношение движущихся частей по отношению к форменным элементам крови, поэтому исследование гемолитических свойств насоса — один из первых тестов, результаты которого определяют принципиальную возможность использования нового типа насоса в качестве основы для создания аппаратов механической поддержки кровообращения. Полученные в ходе испытаний результаты подтверждают преимущества насоса вязкого трения и его механизма действия перед аналогами. Так, например, по истечении 6-часовых стендовых испытаний отечественного устройства поддержки кровообращения Sputnik-2 уровень свободного гемоглобина составил 0,1–1,2 г/л [12].

Наша команда, помимо значительных модернизаций формы корпуса, оптимизации параметров и числа дисков, а также междискового расстояния, впервые для улучшения гемосовместимости внутренней поверхности и движущихся частей насоса применила а-C:H:SiO_x покрытие, полученное с использованием импульсного биполярного напряжения смещения при плазмохимическом осаждении. Значимость подобной доработки неоднократно освещалась в других исследованиях, посвященных созданию биосовместимых покрытий [22–24]. В отличие от первой модели разрабатываемого насоса, лишенной а-C:H:SiO_x покрытия, после нанесения такой пленки ни в одном случае не обнаружено сгустков крови на внутренних поверхностях движущихся частей насоса. Перечисленные доработки и изменения позволили доказать отсутствие гемолитических свойств насоса, отличный гемодинамический профиль потока и высокий уровень гемо-

совместимости внутренней поверхности насоса. При этом максимальное напряжение сдвига в точке составило 70 Па, что существенно ниже описанных в литературе значений, определяемых в первых моделях данного типа насосов. Такие конструкторские доработки, как установка рассекателя потока в основании насоса, изменение конфигурации входного патрубка и снижение средней температуры двигателя, позволят избежать или минимизировать риск тромбоза на поверхности корпуса и движущихся частей насоса.

Заключение

Опытный образец аппарата вспомогательного кровообращения на основе насоса вязкого трения (дискового насоса) в ходе стендовых испытаний продемонстрировал хорошие параметры гемолитической активности по отношению к форменным элементам человеческой крови и может быть использован в качестве основы для создания аппаратов механической поддержки кровообращения, при условии внесения изменений в конструкцию, исключения застойных зон, снижения температуры двигателя.

Список литературы / References

1. Чернявский А.М., Рузматов Т.М., Фомичев А.В., Медведев А.Е., Приходько Ю.М., Фомин В.М., Фомичев В.П., Ломанович К.А., Караськов А.М. Экспериментальная оценка устройства механической поддержки сердца на основе дискового насоса вязкого трения. *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2017;19(1):28–34. [Chernyavskiy A.M., Ruzmatov T.M., Fomichev A.V., Medvedev A.E., Prikhodko Y.M., Fomin V.M., Fomichev V.P., Lomanovich K.A., Karaskov A.M. Experimental evaluation of mechanical heart support system based on viscous friction disc pump. *Russian Journal of Transplantology and Artificial Organs*. 2017;19(1):28–34. (In Russ.)] <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2017-1-28-34>
2. Apel J., Paul R., Klaus S., Siess T., Reul H. Assessment of hemolysis related quantities in a microaxial blood pump by computational fluid dynamics. *Artif Organs*. 2001;25(5):341–7. PMID: 11403662. <https://doi.org/10.1046/j.1525-1594.2001.025005341.x>
3. Giridharan G.A., Lee T.J., Ising M., Sobieski M.A., Koenig S.C., Gray L.A., Slaughter M.S. Miniaturization of mechanical circulatory support systems. *Artif Organs*. 2012;36(8):731–9. PMID: 22882443, PMCID: PMC3810069. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2012.01523.x>
4. Bleumink G.S., Knetsch A.M., Sturkenboom M.C., Straus S.M., Hofman A., Deckers J.W., Witteman J.C., Stricker B.H.C. Quantifying the heart failure epidemic: prevalence, incidence rate, lifetime risk and prognosis of heart failure: The Rotterdam Study. *Eur Heart J*. 2004;25(18):1614–9. PMID: 15351160. <https://doi.org/10.1016/j.ehj.2004.06.038>

5. Kirklin J.K., Naftel D.C., Kormos R.L., Stevenson L.W., Pagani F.D., Miller M.A., Baldwin J.T., Young J.B. The fourth INTERMACS annual report: 4,000 implants and counting. *J Heart Lung Transplant*. 2012;31(2):117-26. PMID: 22305376. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2011.12.001>
6. Maybaum S., Kamalakannan G., Murthy S. Cardiac recovery during mechanical assist device support. *Semin Thorac Cardiovasc Surg*. 2008;20(3):234-46. PMID: 19038734. <https://doi.org/10.1053/j.semtcvs.2008.08.003>
7. Kirklin J.K., Naftel D.C., Kormos R.L., Pagani F.D., Myers S.L., Stevenson L.W., Acker M.A., Goldstein D.L., Silvestry S.C., Milano C.A., Baldwin J.T., Pinney S., Rame J.E., Miller M.A., Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support (INTERMACS) analysis of pump thrombosis in the HeartMate II left ventricular assist device. *J Heart Lung Transplant*. 2014;33(1):12-22. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2013.11.001>
8. Throckmorton A.L., Untaroiu A., Allaire P.E., Wood H.G., Matherne G.P., Lim D.S., Peeler B.B., Olsen D.B. Computational analysis of an axial flow pediatric ventricular assist device. *Artif Organs*. 2004;28(10):881-91. PMID: 15384993. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2004.00009.x>
9. Иткин Г.П. Механическая поддержка кровообращения: проблемы, решения и новые технологии. *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2014;16(3):76-84. [Itkin G.P. Mechanical circulatory support: problems, solutions and new directions. *Russian Journal of Transplantation and Artificial Organs*. 2014;16(3):76-84. (In Russ.)] <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2014-3-76-84>
10. Сапельников О.В., Чапурных А.В., Черкашин Д.И., Гришин И.П., Николаева О.А., Ускач Т.М., Жиров И.В., Терещенко С.Н., Саидова М.А., Акчурин Р.С. Гибридный подход в лечении терминальной сердечной недостаточности в сочетании с нарушениями ритма сердца. *Патология кровообращения и кардиохирургия = Circulation Pathology and Cardiac Surgery*. 2017;21(2):112-117. [Sapelnikov O.V., Chapurnykh A.V., Cherkashin D.I., Grishin I.R., Nikolaeva O.A., Uskach T.M., Zhirov I.V., Tereshenko S.N., Saidova M.A., Akchurin R.S. Hybrid approach to treatment of patients with severe heart failure and arrhythmia. *Patologiya krovoobrashcheniya i kardiokhirurgiya = Circulation Pathology and Cardiac Surgery*. 2017;21(2):112-117. (In Russ.)] <http://dx.doi.org/10.21688/1681-3472-2017-2-112-117>
11. Klotz S., Meyns B., Simon A., Wittwer T., Rahmanian P., Schlenzak C., Tjan T.T., Scheld H.H., Burkhoﬀ D. Partial mechanical long-term support with the CircuLite® Synergy® pump as bridge-to-transplant in congestive heart failure. *Thoracic Cardiovasc Surg*. 2010;58(Suppl. 2):S173-8. PMID: 20101535. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0029-1240687>
12. 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;19(1):22-27. [Dmitrieva O.Y., Buchnev A.S., Drobyshev A.A., Itkin G.P. Hemolysis research of implantable axial flow pump for two-step heart transplantation in children. *Russian Journal of Transplantation and Artificial Organs*. 2017;19(1):22-27. (In Russ.)] <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2017-1-22-27>
13. Maruyama O., Yamaguchi K., Nishida M., Onoguchi T., Tsutsui T., Jikuya T., Yamane T. Hemolytic evaluation using polyurethane microcapsule suspensions in circulatory support devices: normalized index of hemolysis comparisons of commercial centrifugal blood pumps. *Artif Organs*. 2008;32(2):146-56. PMID: 18005270. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2007.00503.x>
14. Medvitz R.B., Boger D.A., Izraeliev V., Rosenberg G., Paterson E.G. Computational fluid dynamics design and analysis of a passively suspended Tesla pump left ventricular assist device. *Artif Organs*. 2011;35(5):522-33. PMID: 21595722, PMCID: PMC3426443. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2010.01087.x>
15. Jhun C.S., Newswanger R., Cysyk J., Lukic B., Weiss W., Rosenberg G. Tesla-based blood pump and its applications. *J Med Device*. 2013;7(4):0409171-409172. PMID: 24895521, PMCID: PMC4023856. <https://doi.org/10.1115/1.4025982>
16. Izraeliev V., Weiss W.J., Fritz B., Newswanger R.K., Paterson E.G., Snyder A., Medvitz R.B., Cysyk J., Pae W.E., Hicks D., Lukic B., Rosenberg G. A passively-suspended Tesla pump left ventricular assist device. *ASAIO J*. 2009;55(6):556-61. PMID: 19770799, PMCID: PMC2789418. <https://doi.org/10.1097/MAT.0b013e3181bae73e>
17. Miller G.E., Madigan M., Fink R. A preliminary flow visualization study in a multiple disk centrifugal artificial ventricle. *Artif Organs*. 1995;19(7):680-684. PMID: 8572973. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.1995.tb02402.x>
18. Кобышева Е.Г., Кудинов В.Л., Дозоров К.Н., Калянин С.А., Кузьмин Г.С. Стендовые исследования имплантируемого осевого насоса крови. *Медицинская техника*. 2010;6(264):26-29. [Konyshova E.G., Kudinov V.L., Dozorov K.N., Kalyanin S.A., Kuzmin G.S. Implantable axial bench research blood pump. *Medical Equipment*. 2010;6(264):26-29. (In Russ.)]
19. Miller G.E., Fink R. Analysis of optimal design configurations for a multiple disk centrifugal blood pump. *Artif Organs*. 1999;23(6):559-65. PMID: 10392285. <https://doi.org/10.1046/j.1525-1594.1999.06403.x>
20. Medvedev A.E., Fomin V.M., Samsonov V.I. *Circulatory system and arterial hypertension: experimental investigation, mathematical and computer simulation*. In: Ivanova L.N., Markel A.L., Blokhin A.M., Mishchenko E.V., editors. *Mathematical modeling of the blood flow in blood vessels*. New York: Nova Science Publishers, Inc.; 2012. p. 55-114.
21. Медведев А. Е., Фомин В. М. Двухфазная модель течения крови в крупных и мелких сосудах. *Доклады Академии наук*. 2011;441(4):476-479. [Medvedev A.E., Fomin V.M. Two-phase blood-flow model in large and small vessels. *Doklady Physics*. 2011;56(12):610-613. (In Russ.)] <https://doi.org/10.1134/S1028335811120032>
22. Love C.A., Cook R.B., Harvey T.J., Dearnley P.A., Wood R.J.K. Diamond like carboncoatings for potential application in biological implants — a review. *Tribol Int*. 2013;63:141-50. <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2012.09.006>
23. Kwok S.C.H., Wang J., Chu P.K. Surface energy, wettability, and blood compatibility phosphorus doped diamond-like carbon films. *Diamond and Related Materials*. 2005;14(1):78-85. <https://doi.org/10.1016/j.diamond.2004.07.019>
24. Grenadyorov A.S., Solovyev A.A., Oskomov K.V., Onischenko S.A., Chernyavskiy A.M., Zhulkov M.O., Kaichev V.V. Modifying the surface of a titanium alloy with an electron beam and a-C:H:SiOx coating deposition to reduce hemolysis in cardiac assist devices. *Surface and Coatings Technology*. 2020;381:125113. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2019.125113>

Study of haemolytic properties of a disk-type pump

Maksim O. Zhulkov¹, **Alexander M. Golovin**², **Ekaterina O. Golovina**², **Alexander S. Grenadyorov**³, **Alexey V. Fomichev**¹, **Sergey A. Alsov**¹, **Alexander M. Chernyavskiy**¹

¹ Meshalkin National Medical Research Center, Novosibirsk, Russian Federation

² IMPULSE-project JSC, Novosibirsk, Russian Federation

³ Institute of High Current Electronics of the Siberian Branch of the Russian Academy of Sciences, Tomsk, Russian Federation

Corresponding author. Maxim O. Zhulkov, maks.zhulkov.92@mail.ru

Background. A shortage of donor organs is one of the urgent problems of transplantology. Despite the current level of technology, there are a number of difficult barriers to overcome. Because of the high demand for assisted circulatory devices, the work caused by the creation of the most physiological and biocompatible model of the apparatus, exceptional relevance is provided.

Aim. To evaluate the haemolytic properties of the auxiliary circulatory apparatus based on a disk-type pump.

Methods. A hydrodynamic bench was created to conduct haemolysis tests of a disk-type pump. The bench consisted of a tank, a heat exchanger, hydrodynamic resistance, connecting tubes, a blood sampling port, a pressure and flow measurement system, and a test pump. The test method consisted of assessing the level of free plasma haemoglobin (pHb) obtained by taking blood samples during pump operation in the operating mode (2300–2500 rpm, 5–6 l/min, pressure drop at the clamp level of 100 mmHg). Standardized haemolysis indices (NIH and MIH) were calculated based on the data obtained. The indices were calculated based on the analysis of free haemoglobin in the plasma of blood samples, haematocrit, total haemoglobin, blood flow, and pump operating time.

Results. Bench tests (n = 5) revealed that the average level of free haemoglobin was 2.2 mg/%. This confirms the absolute atraumatic nature of the design of a new type of pump. The calculated values of the haemolysis indices were: NIH - 0.0013 and MIH - 1.88. This proves the fundamental possibility of using a disk-type pump as a basis for creating auxiliary circulatory devices.

Conclusion. The developed methodology for assessing the mechanical stability of red blood cells allows you to give objective information about one of the most important safety criteria for auxiliary circulatory devices i.e., the level of haemolysis. The results obtained revealed that it is possible and safe to use a disk-type pump as an auxiliary circulatory device.

Keywords: disk pump; mechanical support of blood circulation; non-pulsating flow pump; terminal heart failure

Received 16 December 2019. Revised 10 March 2020. Accepted 13 March 2020.

Funding: The research is supported by a grant of the Russian Science Foundation (project No. 19-19-00186).

Conflict of interest: Authors declare no conflict of interest.

Author contributions

Conception and study design: M.O. Zhulkov

Data collection and analysis: M.O. Zhulkov, A.S. Grenadyorov, A.M. Golovin, E.O. Golovina, A.V. Fomichev, S.A. Alsov

Drafting the article: M.O. Zhulkov, A.S. Grenadyorov

Critical revision of the article: M.O. Zhulkov, A.M. Chernyavskiy

Final approval of the version to be published: M.O. Zhulkov, A.S. Grenadyorov, A.M. Golovin, E.O. Golovina, A.V. Fomichev, S.A. Alsov, A.M. Chernyavskiy

ORCID ID

M.O. Zhulkov, <https://orcid.org/0000-0001-7976-596X>; A.M. Golovin, <https://orcid.org/0000-0001-9302-7613>

E.O. Golovina, <https://orcid.org/0000-0001-7981-3386>; A.S. Grenadyorov, <https://orcid.org/0000-0001-6013-0200>

A.V. Fomichev, <https://orcid.org/0000-0001-9113-4204>; S.A. Alsov, <https://orcid.org/0000-0002-3427-8137>

A.M. Chernyavskiy, <https://orcid.org/0000-0001-9818-8678>

Copyright: © 2020 Zhulkov et al. This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution 4.0 License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

How to cite: Zhulkov M.O., Golovin A.M., Golovina E.O., Grenadyorov A.S., Fomichev A.V., Alsov S.A., Chernyavskiy A.M. Study of haemolytic properties of a disk-type pump. *Patologiya krovoobrashcheniya i kardiokhirurgiya = Circulation Pathology and Cardiac Surgery*. 2020;24(1):87-93. <http://dx.doi.org/10.21688/1681-3472-2020-1-87-93> (In Russ.).