

Е.Г. Коньшева, В.Л. Кудинов, К.Н. Дозоров, С.А. Калянин, Г.С. Кузьмин

## СТЕНДОВЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ИМПЛАНТИРУЕМОГО ОСЕВОГО НАСОСА КРОВИ

### Аннотация

В статье приведены методики и результаты исследования медико-технических и медико-биологических характеристик нового разрабатываемого образца аппарата вспомогательного кровообращения на базе имплантируемого осевого насоса крови. В ходе стендовых исследований оценивались расходно-напорные, энергетические характеристики, а также влияние насоса на травму форменных элементов крови. Полученные значения параметров системы позволили определить уровень работоспособности и эффективности разработанной системы в широком диапазоне изменения рабочих нагрузок.

Имплантируемый насос крови (ИНК) является важной частью аппарата вспомогательного кровообращения (АВК) левого желудочка сердца (ЛЖС) человека, во многом определяющим функциональные характеристики АВК [1], [2]. Одним из основных медико-технических требований к ИНК является заданная производительность при заданном перепаде давлений при относительно небольшом энергопотреблении насоса, поскольку ИНК в основном питается от носимых аккумуляторных батарей. Не менее важными являются медико-биологические требования к допустимой травме крови, вызываемой насосом, и к вероятности тромбообразования.

В данной статье представлены методы и средства для оценки расходно-напорных и энергетических характеристик ИНК и приведены результаты исследования этих характеристик, причем в качестве ИНК использовался осевой насос (ОН), входящий в состав первого отечественного носимого АВК, разрабатываемого МИЭТ совместно с ФГУ «ФНЦТИО Минздравсоцразвития РФ».

Для реализации поставленной задачи разработан комплекс унифицированных стендов, позволяющий обеспечить высокую эффективность и метрологическую идентичность проведения исследований и испытаний ОН на всех этапах разработки, проектирования и производства АВК.

Комплекс унифицированных стендов должен обеспечивать возможность снятия и оценки следующих основных характеристик в рабочем режиме ОН АВК:

- расходно-напорных характеристик;
- энергетических характеристик (энергопотребление и эффективность насоса);
- медико-биологических параметров насоса крови (травма крови и вероятность тромбообразования);
- проведения испытаний ОН АВК.

Однако следует подчеркнуть, что не все виды медико-биологических исследований можно провести в режиме *in vitro*. Например, полное исследование на вероятность тромбообразования должно проводиться в натуральных условиях, т. е. в экспериментах на крупных животных.

### Методика снятия расходно-напорных и энергетических характеристик

На рис. 1 представлена структура испытательного стенда для проведения исследований технических параметров и испытаний имплантируемого насоса сердца на стадиях проектирования и производства.

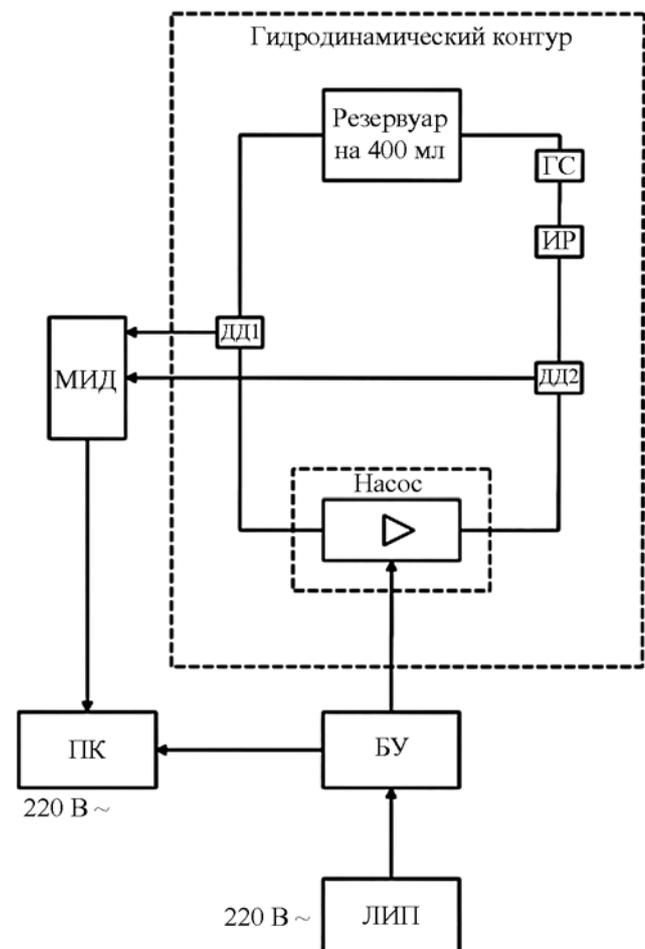


Рис. 1. Структурная схема стенда: БУ – блок управления; МИД – модуль измерения давления; ПК – персональный компьютер; ЛИП – лабораторный источник питания; ДД1, ДД2 – датчики давления; ИР – измеритель расхода; ГС – гидросопротивление

Для определения гидродинамических и энергетических параметров ОН, а также соблюдения санитарных и медико-биологических требований стенд собирается из комплектующих одноразового использования. В состав стенда входят: имплантируемый насос крови, гидродинамический контур, измерительная и регистрирующая аппаратура. Гидродинамический контур состоит из пластикового резервуара (резервуар венозный – на 400 мл, «Flexible Venous Reservoirs», фирма «Саріох»), системы силиконовых магистралей с внутренним диаметром 0,5", регулятора гидравлического сопротивления, коннекторов и трехходовых краников, предназначенных для соединения гидродинамического контура с датчиками измерения давления. Имплантируемый насос крови подключается к гидродинамическому контуру, который заполняется 400 мл рабочей жидкости. Исследования проводят как на физиологическом растворе (физиологический 0,9%-ный раствор хлорида натрия), так и на средах с вязкостью, имитирующей вязкость крови. Диапазон изменения вязкости крови человека в норме составляет:  $(3,0...4,5) \cdot 10^{-3} \text{ кг} \cdot \text{м}^{-1} \cdot \text{с}^{-1}$ , поэтому в качестве рабочей жидкости, имитирующей вязкость крови, используется 40%-ный водный раствор глицерина, вязкость которого  $\mu = 3,75 \cdot 10^{-3} \text{ кг} \cdot \text{м}^{-1} \cdot \text{с}^{-1}$  при 20 °С.

Рабочая жидкость из пластикового резервуара через входную магистраль попадает на импеллер, разгоняется вращающимися лопатками насоса и направляется через выходную магистраль обратно в резервуар. Герметичность резервуара обеспечивает возможность создания рабочего избыточного давления нагрузки. Изменение положения регулятора гидравлического сопротивления увеличивает или уменьшает гидравлическое сопротивление системы.

Объемный расход ( $Q$ , л/мин) рабочей жидкости в гидродинамическом контуре измеряется при помощи ультразвукового расходомера TS420 фирмы «Transonic Systems, Inc.» (США), ультразвуковой датчик которого устанавливается на выходной магистрале насоса. Абсолютная ошибка измерения датчика расхода  $\pm 4\%$ , нелинейность  $\pm 2\%$ .

Значения давлений на входе ( $P_{ВХ}$ , мм рт. ст.) и выходе ( $P_{ВЫХ}$ , мм рт. ст.) насоса в гидродинамическом контуре стенда регистрируются датчиками давления фирмы «Edwards» (нелинейность измерения  $\pm 3\%$ ) на многоканальном модуле неинвазивного измерения давления BSM IP6002UL<sup>®</sup> производства ООО «Биософт-М» (Россия) [3].

Значения электрических токов ( $I_{БП}$ , А) и напряжений питания ( $U_{БП}$ , В), потребляемых испытуемым АВК ЛЖ, регистрируются по показаниям лабораторного источника питания постоянного тока «Laboratory DC power supply GPS-2303» фирмы «GW Instek» (Китай), стабильность сигнала 0,01 %, пульсации – 1 мВ.

Значения напряжений питания ( $U_{ДВ}$ , В) и электрических токов, потребляемых двигателем насоса ( $I_{ДВ}$ , А), заданной частоты ( $N_3$ , об/мин) и текущей частоты вращения ( $N_T$ , об/мин) импеллера насоса регистрируют по показаниям экстракорпорально-

го блока управления и контроля, входящего в состав аппарата вспомогательного кровообращения [4], [5]. Точность измерения  $U_{ДВ}$  и  $I_{ДВ}$  составляет  $\pm 3\%$ ,  $N_T - \pm 3$  об/мин.

Рабочий процесс насоса характеризуется его основными параметрами: расходом, напором, полезной гидродинамической мощностью, КПД насоса. Напором  $H$  называют энергию, сообщаемую единице веса жидкости, проходящей через насос. Его измеряют в метрах столба перекачиваемой жидкости и определяют по формуле

$$H = \frac{P_{ВЫХ} - P_{ВХ}}{\rho \cdot g} + \frac{V_{ВЫХ}^2 - V_{ВХ}^2}{2 \cdot g} + z,$$

где  $P_{ВЫХ}$  и  $P_{ВХ}$  – давления на выходе из насоса и его входе, Па;  $V_{ВЫХ}$  и  $V_{ВХ}$  – средние скорости на выходе из насоса и на его входе, м/с;  $z$  – расстояние по вертикали между точками присоединения датчиков давления, м;  $\rho$  – плотность жидкости,  $\text{кг}/\text{м}^3$ .

Для описываемой системы характерны следующие упрощения: средние скорости на выходе и на входе насоса идентичны друг другу, т. к. диаметры входа и выхода насоса равны,  $z = 0$ , т. к. измерения давлений проводятся на одном уровне. Следовательно, формула упрощается до одного члена, где напор определяется разницей давлений на выходе и входе насоса, деленной на плотность жидкости и ускорение свободного падения:

$$H = \frac{P_{ВЫХ} - P_{ВХ}}{\rho \cdot g}. \quad (1)$$

Полезная мощность ( $W_3$ , Вт) определяется как произведение объемного расхода жидкости на напор:  $W_3 = \rho \cdot g \cdot H \cdot Q$ , учитывая выражение (1), получаем

$$W_3 = (P_{ВЫХ} - P_{ВХ}) \cdot Q \cdot K_{СИ} = \frac{133,32}{60 \cdot 100} \cdot \Delta P \cdot Q.$$

Полный КПД насоса представляет собой отношение полезной мощности к подводенной (к мощности на валу):

$$\eta_{насоса} = \frac{W_3}{W_2}.$$

Так как текущее значение частоты вращения ( $N_T$ , об/мин) ротора двигателя насоса величина переменная относительно заданной (установленной оператором) скорости ( $N_3$ , об/мин), то для корректной оценки расходно-напорных характеристик насоса проводится перерасчет значений расхода и напора к значениям заданных скоростей вращения ( $N_3$ ). Для отличия новые данные обозначают индексом «пр» (приведенные значения). Для таких случаев с помощью теории подобия получены условия пропорциональности, позволяющие производить перерасчет характеристик исследуемого насоса, работающего в подобных режимах, на другую частоту вращения:

$$Q_{пр} = Q \cdot \frac{N_3}{N_T}; \quad P_{пр} = \Delta P \cdot \left( \frac{N_3}{N_T} \right)^2; \quad W_{3,пр} = W_3 \cdot \left( \frac{N_3}{N_T} \right)^2.$$

Характеристиками насоса являются графические зависимости между основными рабочими параметрами: напором и расходом ( $H - Q$ ), полезной гидравлической мощностью и расходом ( $W_3 - Q$ ), КПД насоса и расходом ( $\eta_{насоса} - Q$ ).

Параллельно с определением гидравлических характеристик регистрируют значения параметров токов и напряжений, используя которые определяют следующие величины:

- мощность, потребляемую электродвигателем:  $W_1 = U_{ДВ} \cdot I_{ДВ}$ ;
- полезный момент на валу электродвигателя:  $M = C_e \cdot I_{ДВ}$ ;
- коэффициент противоЭДС электродвигателя:  $C_e = 0,00705$ ;
- полезную электромеханическую мощность

$$W_2 = \frac{2 \cdot \pi}{60} \cdot M \cdot N_3;$$

- мощность, потребляемую системой (насос + блок управления):  $W_{БП} = U_{БП} \cdot I_{БП}$ ;
- КПД электродвигателя  $\eta_{ДВ} = W_2 / W_1$ ;
- КПД системы  $\eta_{сист.} = W_3 / W_{БП}$ .

Графические зависимости между следующими параметрами: КПД электродвигателя и полезным моментом на валу ( $\eta_{ДВ} - M$ ), потребляемой системой мощностью и расходом ( $W_{БП} - Q$ ) – позволяют оценить эффективность работы имплантируемого насоса и определить емкость аккумуляторных батарей для обеспечения автономной работы длительностью 8 ч.

Задача исследования расходно-напорных характеристик состоит в определении зависимости между перепадом давления и объемным расходом насоса в зависимости от гидравлического сопротивления при постоянных частотах вращения импеллера насоса. Испытание проводят в серии экспериментов с имплантируемым насосом для значений частот вращения 5000, 6000, 7000, 8000, 9000 об/мин. При каждой заданной из диапазона частоте вращения регулятором изменяется гидравлическое сопротивление для получения с определенным шагом (1,0 л/мин) дискретных значений расхода. При этом для каждого значения расхода определяется давление на входе и выходе насоса и рассчитывается его перепад.

Расходно-напорные и энергетические характеристики исследовали на двух рабочих жидкостях: физиологический 0,9%-ный раствор хлорида натрия (условно, для краткости, назовем «вода») и 40%-ный водный раствор глицерина (условно, для краткости, назовем «глицерин»). Испытания проводили в идентичных режимах на одинаковых стендах, используя одну и ту же измерительную аппаратуру. Ниже представлены данные, полученные при работе имплантируемого осевого насоса с номинальным напряжением питания 14 В.

### Методика снятия гемолизных характеристик

Оценка гемолитических характеристик испытуемого имплантируемого насоса проводится при

сравнении с известным насосом, поставленным в аналогичные условия. Это связано с тем, что практически невозможно нормализовать степень травмы форменных элементов крови, взятой у различных доноров или животных. Поэтому именно сравнительные исследования могут дать объективную оценку гемолитических характеристик насосов.

В наших исследованиях использовался коммерческий центробежный насос ВР-80 с блоком привода и управления «Biomedicus» (фирма «Medtronic», США), являющийся «золотым стандартом» для исследования гемолизных характеристик и применяемый практически во всех исследовательских центрах, занимающихся разработкой насосов для крови [6], [7]. В качестве крови использовалась свежая донорская кровь человека. Рассматривался вариант взятия крови у теленка-донора, однако, по мнению многих специалистов [8], травмируемость крови телят или свиней значительно меньше, чем крови человека, и это может сказаться на достоверности получения исследуемых характеристик.

В наших исследованиях (испытуемого и ВР-80) использовались два идентичных стенда, аналогичных стенду для снятия расходно-напорных характеристик, с добавлением отвода, позволяющего осуществлять забор проб крови во время эксперимента [9].

Перед заполнением донорской кровью контуры стендов заполняют физиологическим раствором. Включают испытуемый насос и ВР-80 и устанавливают посредством изменения частоты вращения насосов и регулировки гидравлического сопротивления постоянный расход 5 л/мин при перепаде давления между выходом и входом 100 мм рт. ст. Данный режим работы является типовым для имплантируемых насосов. После этого насосы останавливают, физиологический раствор сливают и контуры заполняют кровью, тщательно удаляя воздух из систем.

Все эксперименты проводятся при постоянной температуре (21...22 °С). После тщательного перемешивания крови за счет вращения насосов на частотах (5000 ± 50) об/мин для испытуемого и (1000 ± 20) об/мин для насоса ВР-80, в каждом контуре берут исходную пробу крови. Определяют значения показателей гемоглобина ( $Hb$ ), гематокрита ( $Ht$ ) и уровень свободного гемоглобина в плазме ( $PHb$ ). Затем восстанавливается типовой режим для обоих насосов: расход 5 л/мин при перепаде давления 100 мм рт. ст. за счет изменения частоты вращения импеллеров и корректировки гидравлических сопротивлений. В типовом режиме кровь в каждом контуре циркулирует в течение 3 ч. Каждые 30 мин из контуров забирают пробы крови, которые центрифугируют на центрифуге ОПн-8 с ротором РУ 12х10 для получения плазмы в течение 10 мин на скорости 5000 об/мин. Затем с помощью спектрофотометра оценивают уровень  $PHb$  в исследуемой плазме [анализатор гемоглобина «Plasma/Low Hb Photometer», «HemoCue», Швеция, диапазон измерений 0...3000 мг% (mg/dL), линейность 30...3000 мг% (mg/dL)].

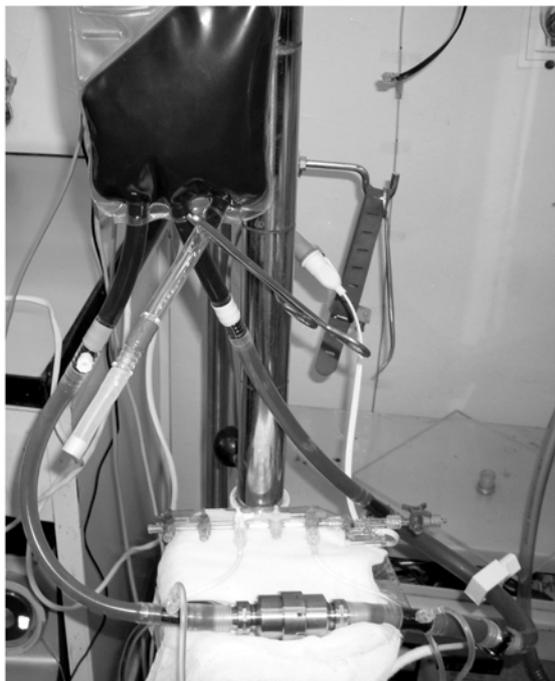


Рис. 2. Фотография стенда для проведения исследований гемолитических характеристик имплантируемого насоса крови

По полученным данным уровня свободного гемоглобина в плазме крови строят графические зависимости роста  $PHb$  от времени для сравниваемых насосов. Для сравнения данных, полученных в серии экспериментов, рассчитывают модифицированный индекс гемолита  $MIN$  [10]-[13], который нормализует результаты при небольших вариациях значений объема крови, расхода, перепада давления,  $Hb$  и  $Ht$ :

$$MIN = \frac{V \cdot (1 - Ht) \cdot \Delta PHb \cdot 10^6}{Q \cdot Hb \cdot t},$$

где  $V$  – объем крови в контуре;  $Ht$  – гематокрит;  $\Delta PHb$  – изменение уровня свободного гемоглобина в плазме;  $Q$  – производительность насоса;  $Hb$  – концентрация гемоглобина в крови;  $t$  – время.

Фотография стенда для проведения исследований гемолитических характеристик приведена на рис. 2.

Для исследования и оценки основных технических параметров имплантируемого насоса крови, в ходе проведенных на стенде экспериментов определялись значения электромеханических характеристик, гидродинамические свойства насоса.

### Результаты исследования расходно-напорных и энергетических характеристик

На рис. 3 представлены две диаграммы с семейством расходно-напорных кривых для рабочих жидкостей: а) – «вода», б) – «глицерин».

Расходно-напорные кривые на данных диаграммах непрерывно снижающиеся, стабильные, без участков с максимумами, сохраняется параллельность для дискретных значений частот вращения, и нет значимых различий между параметрами для двух рабочих жидкостей. В диапазоне установленных значений частот вращения 5000...9000 об/мин насос обеспечивает максимальный по расходу режим 7 л/мин при перепаде давления 80 мм рт. ст. Диапазон рабочих значений расхода 4...6 л/мин с перепадом давления 80...120 мм рт. ст. характеризуется частотами вращения ротора насоса 7000...8000 об/мин.

На рис. 4 представлены диаграммы зависимостей полезной гидравлической мощности от расхода, полученных для двух рабочих жидкостей: а) – «вода», б) – «глицерин».

Кривые зависимости полезной гидравлической мощности – непрерывно возрастающие, с ростом расхода до 4 л/мин, имеющие участок максимума на 4...5 л/мин и далее плавно убывающие. Максимум полезной мощности для двух сред значимо не отличается, среднее значение составляет  $(1,37 \pm 0,06)$  Вт для диапазона расхода 4...6 л/мин.

На рис. 5 представлены зависимости КПД насоса от расхода, полученные для двух рабочих жидкостей: а) – «вода», б) – «глицерин».

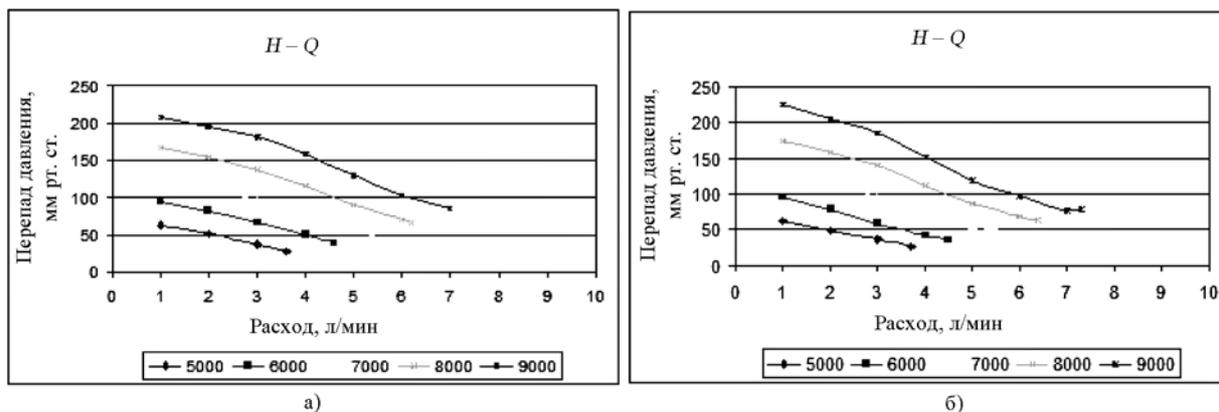


Рис. 3. Расходно-напорные характеристики имплантируемого осевого насоса, полученные для двух рабочих жидкостей: а) – «вода», б) – «глицерин»

Для всех частот вращения ротора имплантируемого осевого насоса КПД насоса – величина, стабильно непрерывно возрастающая к своему максимуму ( $33,1 \pm 2,3$  %), который наступает в диапазоне рабочих расходов 4...6 л/мин как для «воды», так и для «глицерина».

На рис. 6 представлены графические зависимости потребляемой АВК (насос + блок управления) мощности от расхода, полученные для двух рабочих жидкостей: а) – «вода», б) – «глицерин».

Потребляемая электрическая мощность отличается некоторым образом для рабочих жидкостей. Рабочий диапазон имплантируемого осевого насоса характеризуется двумя точками 4 и 5 л/мин на трех частотах вращения ротора 7000, 8000, 9000 об/мин. Данные величин потребляемой мощности для значимых значений расхода и перепада давления представлены в табл. 1 и 2.

На вязкой среде потребление увеличивается на ( $21,6 \pm 3,8$  %), поскольку преодоление вязких сил требует большей мощности двигателя.

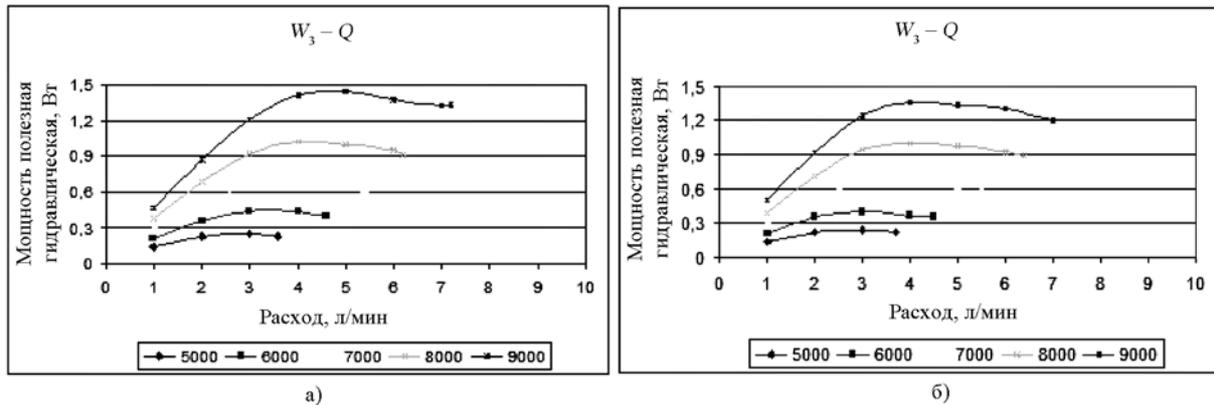


Рис. 4. Зависимости полезной гидравлической мощности от расхода, характеризующие имплантируемый осевой насос, полученные для двух рабочих жидкостей: а) – «вода», б) – «глицерин»

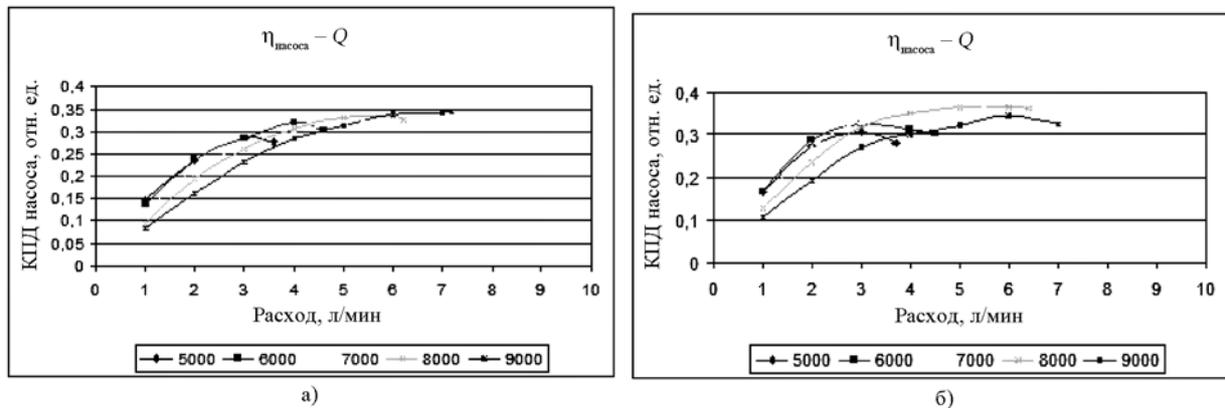


Рис. 5. Графические зависимости КПД насоса от расхода, полученные для двух рабочих жидкостей: а) – «вода», б) – «глицерин»

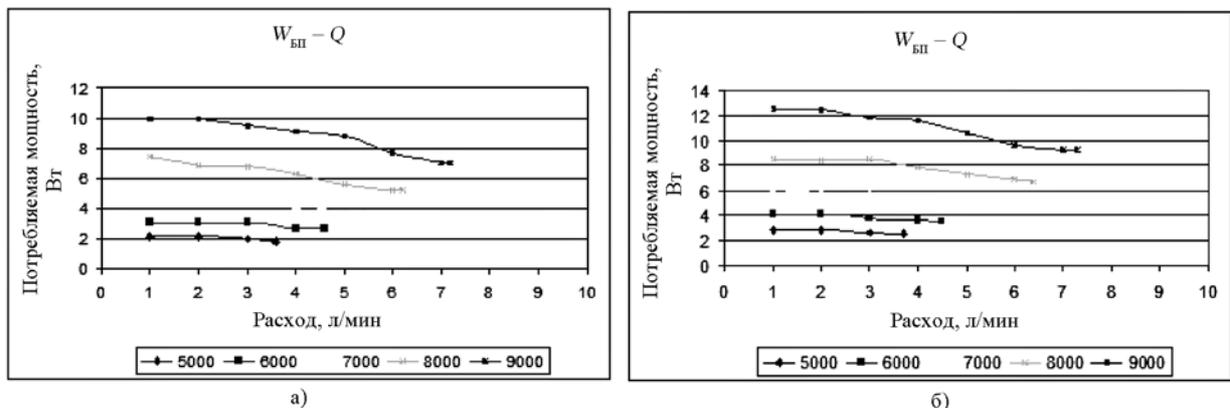


Рис. 6. Зависимости потребляемой мощности от расхода, полученные для двух рабочих жидкостей: а) – «вода», б) – «глицерин»

Таблица 1

## Значения потребляемой мощности в рабочем диапазоне («вода»)

$N$ , об/мин	$Q$ , л/мин	$\Delta P$ , мм рт. ст.	$W_{БП}$ , Вт
7000	4	74	4,2
	5	56	3,6
8000	4	115	6,3
	5	90	5,6
9000	4	160	9,1
	5	130	8,8

Таблица 2

## Значения потребляемой мощности в рабочем диапазоне («глицерин»)

$N$ , об/мин	$Q$ , л/мин	$\Delta P$ , мм рт. ст.	$W_{БП}$ , Вт
7000	4	74	5,3
	5	56	5
8000	4	110	7,8
	5	90	7,3
9000	4	150	11,6
	5	120	10,6

## Результаты гемолизных исследований

Приводим результаты серии экспериментов ( $n = 3$ ) для оценки травмируемости крови (гемолиза), вызываемой исследуемым ОН.

В день проведения эксперимента производился забор крови у донора (450 мл цельной крови + 50 мл цитрата). В соответствии с методикой гидродинамические контуры стенов заполняли свежей донорской кровью:  $V = 250$  мл, гематокрит  $Ht = (38,5 \pm 5,05)\%$ , гемоглобин  $Hb = (13,5 \pm 5,1)$  г%.

Устанавливали рабочие параметры имплантируемого осевого насоса: заданная частота вращения ротора  $N_3 = (8300 \pm 100)$  об/мин, при этом текущая частота вращения была в диапазоне  $N_T = (8290 \pm 170)$  об/мин, напряжение лабораторного блока питания  $U_{БП} = (15 \pm 0,3)$  В; электрический ток лабораторного блока питания  $I_{БП} = (0,48 \pm 0,03)$  А, напряжение на обмотках двигателя насоса  $U_{ДВ} = (14,2 \pm 0,5)$  В, электрический ток обмоток двигателя  $I_{ДВ} = (0,44 \pm 0,04)$  А, расход  $Q = (5 \pm 0,2)$  л/мин, перепад давления  $\Delta P = (100 \pm 5)$  мм рт. ст.

Для центробежного насоса ВР-80 скорость вращения импеллера  $N = (1600 \pm 160)$  об/мин, расход  $Q = (5 \pm 0,2)$  л/мин, перепад давления  $\Delta P = (100 \pm 5)$  мм рт. ст.

К окончанию эксперимента уровень  $RHb$  для имплантируемого осевого насоса в среднем возрастал до  $(16 \pm 2,6)$  мг%, в то время как для центробежного насоса ВР-80 среднее значение уровня  $RHb$  равнялось  $(25 \pm 4,2)$  мг%.

На рис. 7 показана динамика уровня свободного гемоглобина плазмы при сравнительном испытании насосов.

Расчет модифицированного индекса гемолиза  $MIN$  показал, что для ОН среднее значение равно

$MIN_{ИОН} = 1,88 \pm 0,3$ , в то время как для ВР-80 среднее значение  $MIN_{ВР-80} = 3,02 \pm 0,57$ . Таким образом, гемолиз используемого в клинике насоса ВР-80 превышает гемолиз разработанного ИОН в 1,6 раза.

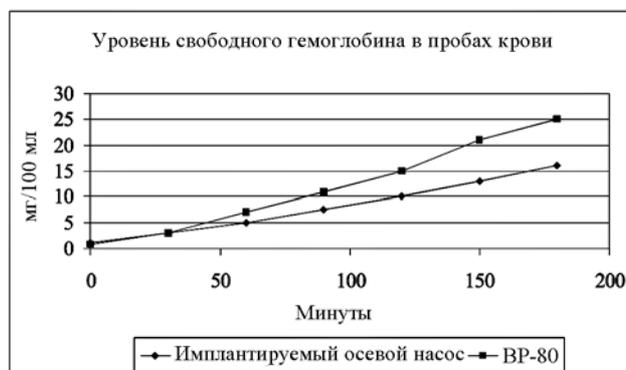


Рис. 7. Динамика уровня свободного гемоглобина плазмы крови при сравнении ОН с насосом ВР-80

Проведенные исследования показывают, что уровень гемолиза разрабатываемого имплантируемого осевого насоса значительно ниже по сравнению с применяемым в клиниках центробежным насосом ВР-80 и удовлетворяет медико-техническим требованиям по минимальной травме крови.

## Заключение

Разработанные методики и средства для исследования первого отечественного имплантируемого осевого насоса позволили оценить его основные медико-технические (расходно-напорные и энергетические) и медико-биологические (гемолизные) характеристики. Полученные характеристики полностью соответствуют медико-техническим требованиям, предъявляемым к насосу. А рассмотренные в статье методики и средства могут быть рекомендованы для исследования подобных насосов для крови.

*Работа выполнена при частичной финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (государственный контракт № 02.522.12.2010 от 2009 г.).*

## Список литературы:

1. Шумаков В.И., Иткин Г.П., Романов О.В., Ваиуркин Д.В., Коньшева Е.Г., Нестеров В.А., Куликов Н.И., Кузьмин С.П., Дозоров К.Н. Современные проблемы механической поддержки кровообращения // Мехатроника, автоматизация, управление. 2007. № 8 (77). С. 34-40.
2. Иткин Г.П. Устройства для вспомогательного кровообращения: прошлое, настоящее и будущее непальсирующихся насосов // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2009. № 3. С. 81-87.
3. Филатов И.А., Иткин Г.П., Адашкин А.В., Коньшева Е.Г., Трухманов С.Б., Романов О.В. Исследовательский комплекс для мониторинга и анализа физиологических показателей / Материалы IV Всероссийского съезда трансплантологов. Москва, ноябрь, 2008. С. 321-322.

4. Дозоров К.Н., Иткин Г.П., Сурков Д.А. Алгоритм управления аппаратом вспомогательного кровообращения, базирующемся на косвенном методе измерения физиологических параметров сердечно-сосудистой системы // Мехатроника, автоматизация, управление. 2007. № 2. Приложение. С. 9-13.
  5. Дозоров К.Н., Иткин Г.П., Романов О.В. Анализ принципов неинвазивной оценки параметров имплантируемых роторных насосов крови // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2007. № 2. С. 23-30.
  6. Itkin G.P., Matveev Y.G., Romanov O.V. Comparative hemolysis tests of rotary blood pump // Artificial Organs. 1995. № 19(7). PP. 616-619.
  7. Kawahito K., Nose Y. Hemolysis in Different Centrifugal Pumps // Artif. Organs. 1997. № 21. PP. 323-326.
  8. Steines D., Westphal D., Gobel C., Reul H., Rau G. Platelet function and hemolysis in centrifugal pumps: In vitro investigations // Int. J. Artif. Organs. 1999. № 22. PP. 559-565.
  9. Коньшьева Е.Г., Иткин Г.П., Дробышев А.А., Романов О.В. Результаты исследования на гемолиз новых имплантируемых центробежных насосов // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2007. № 4. С. 41-46.
  10. Быковский П.П., Быковская А.П., Зубовская Е.Т. Способ определения свободного гемоглобина / 5-й Республиканский съезд специалистов клинической лабораторной диагностики Беларуси. Материалы съезда. – Минск, 1997. С. 155.
  11. Göbel Ch., Eilers R., Reul H., Schwindke P., Jörger M., Rau G. A new blood pump for cardiopulmonary bypass: The HiFlow centrifugal pump // Artif. Organs. 1997. № 21. PP. 841-845.
  12. Muller M.R. et al. In vitro hematological testing of rotary blood pump: Remarks on standartization and data interpretation // Artificial Organs. 1991. № 15. PP. 83-92.
  13. Muller M.R., Schima H., Engelhardt H., Salat A., Olsen D.B., Losert U., Wolner E. In vitro hematological testings of rotary blood pumps: Remarks on standardization and data interpretation // Artif. Organs. 1993. № 17. PP. 103-110.
- Елена Геннадьевна Коньшьева,  
канд. биолог. наук, ст. научный сотрудник,  
Владимир Леонидович Кудинов,  
ведущий инженер,  
Константин Николаевич Дозоров,  
канд. техн. наук, ведущий инженер,  
лаборатория биотехнических систем,  
ФГУ «Федеральный научный центр  
трансплантологии и искусственных органов  
Минздравооцразвития РФ»,  
г. Москва,  
Сергей Анатольевич Калянин,  
ведущий инженер,  
Геннадий Сергеевич Кузьмин,  
ведущий инженер,  
кафедра биомедицинских систем,  
Московский государственный институт  
электронной техники,  
г. Зеленоград,  
e-mail: 28keg2008@mail.ru

Ю.П. Маслобоев, И.В. Пьянов, С.А. Терещенко

## ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ УСЛОВИЙ СУЩЕСТВОВАНИЯ БИМОДАЛЬНОГО ВРЕМЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЛАЗЕРНОГО ИМПУЛЬСА ПОСЛЕ ПРОХОЖДЕНИЯ ЧЕРЕЗ СЛОЙ ОДНОРОДНОЙ СИЛЬНОРАСSEИВАЮЩЕЙ БИОЛОГИЧЕСКОЙ СРЕДЫ

### Аннотация

В работе приведены результаты экспериментальных исследования условий, при которых наблюдается разделение баллистического и рассеянного компонентов временных распределений (эффект бимодальности) ультракороткого лазерного импульса, прошедшего через однородный слой модельной сильно рассеивающей биологической среды. Экспериментально определен диапазон существования бимодальных временных распределений для трех значений толщины слоя.

Изучение процессов взаимодействия оптического излучения с сильно рассеивающими средами (СРС), в том числе с биологическими тканями, актуально в связи с разработкой методов трансмиссионной оптической томографии [1]-[6]. Из-за сложности процессов взаимодействия оптического излучения с СРС изучение закономерностей такого взаимодействия превратилось в самостоятельное направление исследований.

Основным способом описания взаимодействия излучения с веществом является уравнение переноса излучения [7]. Это интегрально-дифференциаль-

ное уравнение в общем случае не имеет аналитического решения. Поэтому для теоретического описания временного распределения ультракороткого лазерного импульса (УКИ), прошедшего через слой СРС, используют приближения, упрощающие вид уравнения переноса [8].

Одним из интересных, но малоисследованных физических явлений в этой области является эффект бимодальности, т. е. раздельное существование баллистического и рассеянного компонентов во временном распределении (ВР) лазерного излучения, прошедшего через СРС. В данной работе при-