

## Влияние технологии изготовления микронасоса для вспомогательного кровообращения на его насосные и гемодинамические характеристики

### Аннотация

На основе анализа результатов 3D-моделирования течения вязкой жидкости (крови) в микронасосах (МН) представлены результаты влияния технологии изготовления МН методом аддитивной технологии и вызванное этим увеличение толщины лопаток, радиусов скругления по сравнению с МН, изготовленными фрезерованием, на распределение скоростей, давлений, касательных напряжений, напорно-расходных характеристик.

Показано, что увеличение толщины, радиуса скругления лопаток не вызывает изменения картин распределения скорости, давления и касательных напряжений, но увеличиваются их максимальные величины, что может влиять на гемодинамические характеристики насосов. Получены зависимости влияния технологии изготовления на напорно-расходные характеристики микронасосов.

### Введение

Острая сердечная недостаточность является одним из наиболее опасных осложнений, характеризующихся прогрессирующим снижением насосной функции левого желудочка сердца. В случае существенного падения показателей центральной гемодинамики скорейшее восстановление последней является необходимым условием для успешного лечения пациента, однако этого не всегда можно достигнуть при помощи медикаментозной терапии. Технология применения микронасоса для механической поддержки кровообращения, введенного в полость левого желудочка с использованием стандартной методики катетеризации полостей сердца по Сельдингеру, способна быстро обеспечить необходимый минутный объем крови для восстановления системной гемодинамики [1]-[3]. Поэтому разработка, изготовление и испытание осевого микронасоса (МН) для механической поддержки кровообращения, вводимого в полость левого желудочка через кровяное русло, являются актуальными задачами.

Для достижения этой цели на основе 3D-моделирования течения вязкой жидкости (крови) в проточной части МН и анализа распределения скоростей, давления, касательных напряжений, возникающих в проточной части МН [4], [5], была подготовлена конструкторская документация прототипа микронасоса (ПМН) с целью изготовления и дальнейшего проведения гидродинамических испытаний для оценки работоспособности конструкции МН, гемодинамических испытаний для оценки его взаимодействия с кровью, биологических испытаний на животных и клинических испытаний.

Для проведения всего комплекса испытаний, как показывает опыт разработки аналогичных насосов, необходимо изготовить несколько сотен вариантов ПМН, стоимость изготовления которых может составлять значительную сумму в бюджете проекта, что вызвано высокой сложностью производства деталей малых размеров сложной кривизны поверхностей в совокупности с высокими требованиями к точности и чистоте их исполнения. Поэтому начальный этап испытаний проводят на моделях, изготовленных из полимерных материалов при помощи аддитивных технологий (АТ).

В работе представлены результаты оценки влияния технологии изготовления ПМН методами АТ из полимеров по сравнению с методом фрезерования элементов ПМН из медицинской стали на основании анализа распределения скоростей, давлений, касательных напряжений, напорно-расходных характеристик, полученных при 3D-моделировании течения крови через ПМН, изготовленные разными методами.

### Материалы и методы

На *рис. 1* представлен внешний вид и приведены габаритные размеры разработанного микронасоса, где  $L = 43$  мм,  $D = 6,5$  мм, состоящего из корпуса (поз. 1), в котором вращается рабочее колесо с лопатками (поз. 2), изготовленными заедино с втулкой. Лопатки спрямляющего аппарата (СА) (поз. 3), изготовленные заедино с втулкой, закрепляются в корпусе. Внутри втулки СА установлены подшипники, в которых вращается вал, соединенный с рабочим колесом.

Основными параметрами, обеспечивающими требуемые гидро- и гемодинамические характеристики МН, а именно подачу и напор микронасоса, гемолиз и тромборезистентность при одинаковых размерах проточной части (диаметрах, длинах, густоте решетки лопаток, углах установки лопаток на входе и выходе РК и СА), являются параметры, характеризующие профили лопаток, такие как толщина и радиусы скругления лопаток.

Для осевых насосов диаметром более 100 мм, широко применяемых в машиностроении, влияние толщины лопаток и радиусов скругления на напорно-расходные характеристики, распределение скоростей и давления незначительно [6], [7]. Однако при малых абсолютных размерах основных параметров (диаметров и длин) увеличиваются относительные размеры зазоров и толщин лопаток, шероховатости поверхности, что влияет на напорно-расходные и энергетические характеристики насосов [8], [9].

Для изготовления ПМН использовался метод лазерной стереолитографии (Stereolithography, SLA), позволяющий добиться такой же высокой шероховатости поверхности, как методом фрезерования медицинской стали с последующей шлифовкой поверхности. Отличительными особенностями метода из-

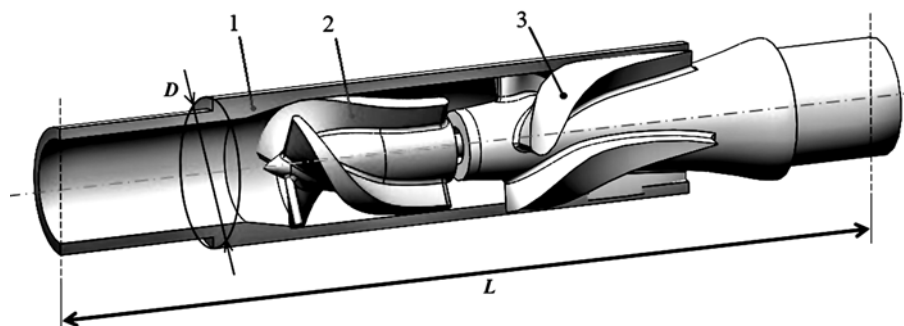


Рис. 1. Внешний вид прототипа микронасоса: 1 – корпус; 2 – рабочее колесо; 3 – спрямляющий аппарат

готовления являются использование жидкого фотополимеризирующегося материала в качестве материала построения объекта и лазерного луча как источника засветки полимера. Эта технология позволяет существенно повысить точность соблюдения геометрии по сравнению с порошковыми и экструзионными методами [10].

На рис. 2 показаны образцы ПМН, изготовленные SLA-методом.

Выбранная технология изготовления с применением пост-обработки элементов ПМН дает такие же по чистоте и шероховатости поверхности лопастки РК и СА, как если бы они были изготовлены из медицинской стали. Однако учитывая более низкие прочностные характеристики пластмасс по сравнению с деталями, изготовленными из медицинской стали, лопастки РК должны изготавливаться более толстыми, имеющими большие радиусы скругления, что может влиять на напорно-расходные характеристики МН, распределение скоростей, давлений и касательных напряжений.

На рис. 3 показаны лопастки РК, изготовленные из медстали и пластика, а в табл. 1 приведены основные размеры, отличающие профили РК, изготовленные из медицинской стали и пластика, где  $R_{pk\text{ вх}}$ ,  $R_{pk\text{ вых}}$  – радиусы скругления лопаток РК соответственно на входе и выходе;  $\Delta_{pk}$  – максимальная толщина лопаток РК;  $R_{ск}$  – радиус скругления крепления лопастки РК к втулке;  $\Delta_{pk} = \Delta_{pk} / R_n$ ,  $R_n = 2,65$  мм – радиус периферии рабочего колеса ПМН.

Таблица 1

Сравнительные размеры лопаток РК

Размеры лопаток, мм	$R_{pk\text{ вх}}$	$R_{pk\text{ вых}}$	$\Delta_{pk}$	$\Delta_{pk}$	$R_{ск}$
Из медстали	0,08	0,1	0,57	0,215	0,1
Из пластика	0,2	0,26	0,77	0,291	0,2

Для оценки влияния технологии изготовления, результатом которого является увеличение толщины лопаток и радиусов скругления, на распределение скоростей, давлений и касательных напряжений, напорно-расходных характеристик проводился анализ результатов 3D-моделирования течения кро-

ви на различных режимах работы ПМН: подача микронасоса варьировалась в пределах от 0,1 до 5 л/мин, частота вращения РК – от  $2 \cdot 10^4$  до  $3 \cdot 10^4$  об/мин с шагом  $5 \cdot 10^3$  об/мин. Для крови задавались следующие параметры: плотность крови –  $1\,060$  кг/м<sup>3</sup>, коэффициент динамической вязкости постоянный и равный 3,5 мПа·с.

Взаимное расположение объектов, компоновка, начальные и граничные условия для расчетных моделей идентичны, так же как и условия параметрического перебора расхода жидкости и частоты вращения РК.

3D-моделирование течения вязкой неньютоновской жидкости основывается на решении системы дифференциальных и/или интегральных уравнений, описывающих законы сохранения массы, импульса и энергии этой среды [11], [12].

## Результаты

Сравнение прототипов микронасоса, изготовленного методом SLA из пластика (ПМН ПЛ) и изготовленного фрезерованием из медицинской стали (ПМН МЛ), проводилось по результатам 3D-моделирования течения вязкой жидкости по картине распределения скоростей, давлений, касательных напряжений и по напорно-расходным характеристикам.

Получено, что характер распределения скоростей во всей проточной части ПМН ПЛ и ПМН МЛ одинаков: можно отметить зоны обратных течений жидкости одинаковой интенсивности и, что важно, отсутствие застойных зон. Однако в проточной части ПМН ПЛ из-за увеличения толщины лопаток в 1,35 раза увеличивается скорость течения крови в среднем на 5%. Картина распределения давлений двух вариантов ПМН идентична, с незначительными рассогласованиями по величинам, не превышающим 5%.

На рис. 4 показано распределение касательных напряжений. Пиковые значения касательных напряжений для ПМН ПЛ в 1,7 раза выше, чем для ПМН МЛ ( $6,76 \cdot 10^5$  против  $4,03 \cdot 10^5$  Па).

На рис. 5 показаны относительные напорно-расходные характеристики насосов, где  $\psi = H / u^2$  – коэффициент напора;  $\varphi = c_m / u$  – коэффициент расхода;  $u$  – окружная скорость на периферии РК;  $c_m$  – расходная скорость жидкости на выходе из РК. Видно, что зависимости ПМН ПЛ лежат круче графиков ПМН МЛ, т. е. напорно-расходные параметры ПМН ПЛ,

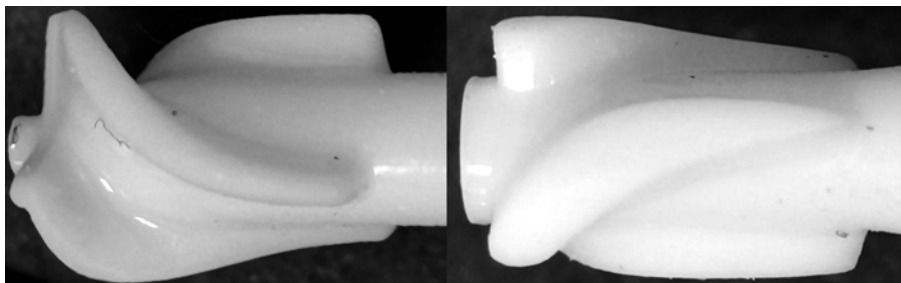


Рис. 2. РК (слева) и СА (справа), изготовленные методом SLA

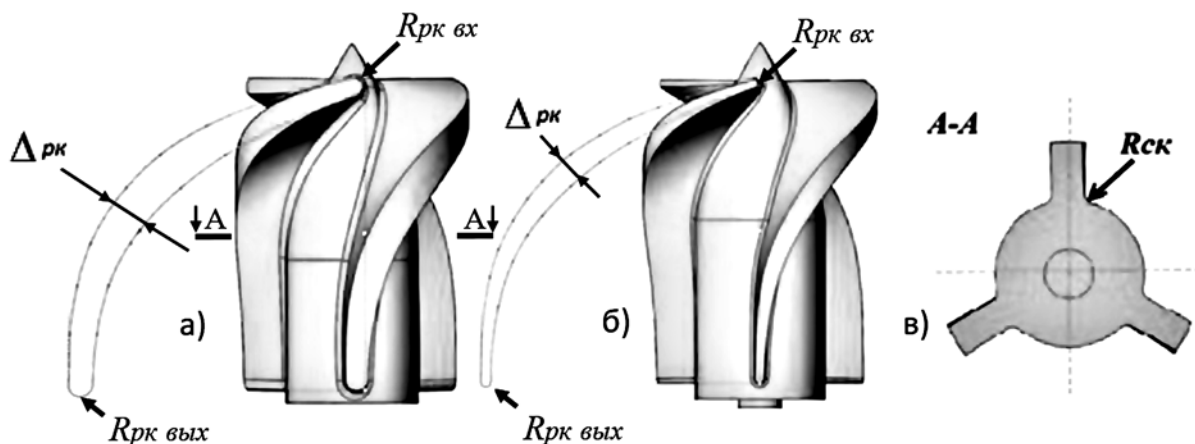


Рис. 3. Рабочие колеса, изготовленные из пластика (а); из медстали (б); сечение пластикового РК (в)

изготовленных методами SLA, на режимах, характерных для работы МН, достигаются при больших частотах вращения МН. Так, подача, равная 3 л/мин, при напоре  $H = 1,6$  м достигается ПМН ПЛ при частоте, большей на 12 %, чем ПМН МЛ, изготовленным фрезерованием из медицинской стали, что может оказывать существенное влияние на гемодинамические показатели микронасосов.

### Обсуждение

Необходимость проведения большой группы испытаний микронасосов для систем вспомогательного кровообращения на всех этапах доклинических исследований обоснованно требует изготовления прототипов МН из пластика методом SLA.

В работе показано, что изготовление рабочих колес МН методом SLA приводит к увеличению толщин лопаток до 35 %, а также к увеличению вдвое радиусов скругления профилей лопаток по сравнению с МН, изготовленными методом фрезерования. Расчетные исследования показали, что такое изменение размеров не существенно изменяет картину распределения:

- скоростей в проточной части МН без отличительных застойных и вихревых зон, а максимальная скорость увеличивается не более чем на 5 %;

- давлений с отсутствием зон экстремальных забросов и падений при монотонном увеличении значений давления до 10 %;
- касательных напряжений без скачкообразных всплесков и падений, но со значительным увеличением максимальных величин более чем на 70 %.

Вместе с этим имеет место изменение характера напорно-расходных характеристик: напорно-расходные характеристики МН, изготовленных методом SLA, имеют более крутую характеристику, а значит, требуется корректировка по выбору расчетного режима работы МН при его испытании.

Таким образом, показано, что МН, изготовленные методом трехмерной стереолитографии, можно применять для отработки работоспособности конструкции и элементов ПМН с учетом корректировки режимов работы, прежде всего частоты вращения рабочего колеса. Полученные зависимости переосчета напорно-расходных характеристик с учетом технологии изготовления позволяют при проведении гидродинамических испытаний МН и всей системы вспомогательного кровообращения обеспечить необходимые параметры ПМН, изготовленных из пластика. На основе полученных результатов подготовлена методика проведения испытаний ПМН с пластмас-

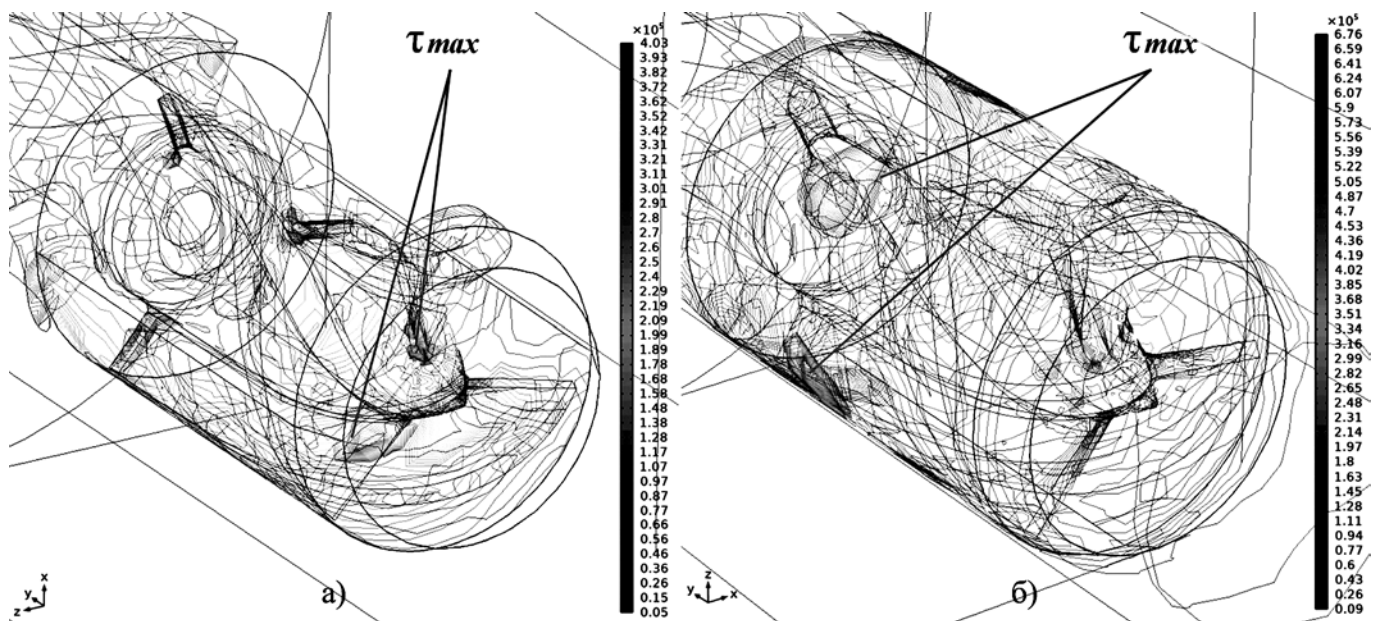


Рис. 4. Распределение касательных напряжений: а) ПМН МЛ; б) ПМН ПЛ

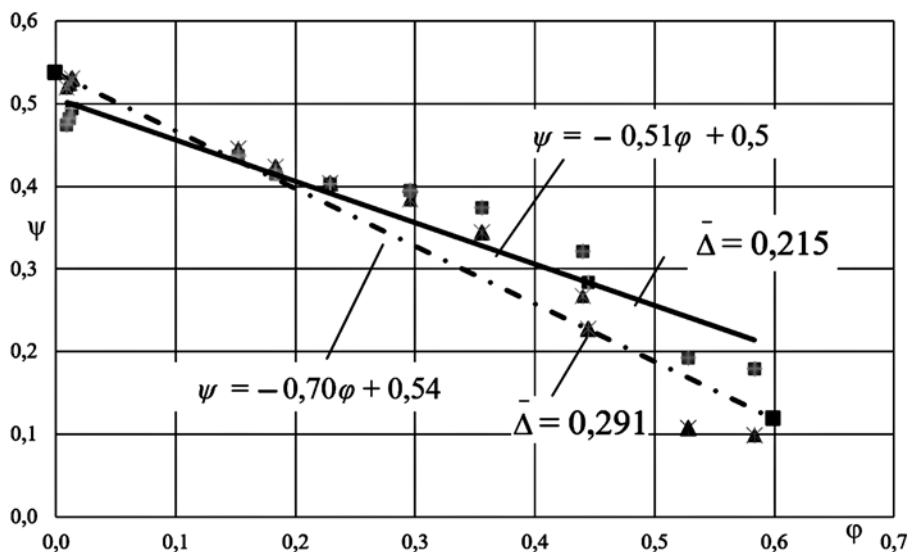


Рис. 5. Относительные напорно-расходные характеристики ПМН ПЛ и ПМЛ МЛ

совыми лопатками, позволяющая моделировать режимы работы реального ПМН, изготовленного из медицинской стали.

#### Список литературы:

1. Шумаков В.И., Толпекин В.Е., Попов Т.А. Атлас вспомогательного кровообращения. – Алма-Ата: Гылый, 1992. 205 с.
2. Mukku, Venkata K. et al. Use of impella ventricular assist device in patients with severe coronary artery disease presenting with cardiac arrest // The International Journal of Angiology: Official Publication of the International College of Angiology. 2012. Vol. 21 (3). PP. 163-166.
3. Иткин Г.П. Механическая поддержка кровообращения: проблемы, решения и новые технологии // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2014. № 16 (3). С. 76-84.
4. Boyarsky G.G., Nevzorov A.M., Khaustov A.I. Designing a micropump to support the left ventricle of the heart // Biomedical Engineering. 2021. Vol. 55. PP. 153-156.
5. Боярский Г.Г., Хаустов А.И. Анализ течения вязкой жидкости в элементах микронасоса для систем вспомогательного кровообращения // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Серия «Машиностроение». 2021. № 3 (138). С. 135-145.
6. Хаустов А.И., Боярский Г.Г., Сорокин А.Е. Экспериментальное определение динамических характеристик микронасосов биотехнической системы орбитальной станции // Вестник Московского авиационного института. 2019. Т. 26. № 4. С. 184-190.
7. Хаустов А.И., Шашкин И.Н., Киндеев М.И. Проектирование осевых насосов для систем терморегуляции летательных аппаратов // Труды МАИ. 2012. № 50. С. 17.
8. Высокооборотные лопаточные насосы / Под ред. Б.В. Овсянникова и В.Ф. Чебаевского. – М.: Машиностроение, 1975. С. 336.
9. Овсянников Б.В., Боровский Б.И. Теория и расчет агрегатов питания жидкостных ракетных двигателей. – М.: Машиностроение, 1986. С. 376.
10. Малов И.Е. Современные лазерные технологии в медицине // Медицинские технологии. Оценка и выбор. 2017. № 4 (30).
11. Белоцерковский О.М. Численное моделирование в механике сплошных сред. – М.: Наука. Гл. редакция физ-мат. литературы, 1984. 519 с.
12. Андерсон Д., Таннехилл Дж., Плетчер Р. Вычислительная гидромеханика и теплообмен / В 2-х т. – М.: Мир, 1990. 727 с.

Александр Иванович Хаустов,  
д-р техн. наук, профессор,  
Глеб Геннадьевич Боярский,  
аспирант,

кафедра «Экология, системы жизнеобеспечения  
и безопасность жизнедеятельности»,  
Московский авиационный институт  
(национальный исследовательский университет),  
г. Москва,  
e-mail: glebboyarsky@gmail.com

А.А. Князев, С.Ф. Яцун, А.В. Федоров

## Управление прибором для механотерапии голеностопного сустава

### Аннотация

Рассматривается прибор для механотерапии голеностопного сустава, реализованный на основе параллельного манипулятора. Управляемая мобильная платформа прибора позволяет поворачивать стопу пациента в сагитальной и фронтальной плоскостях, а измеритель, встроенный в платформу, обеспечивает контроль силы взаимодействия стопы и платформы в трех точках. Блок управления движением мобильной платформы формирует управляющие напряжения по эталонной модели и корректирующим напряжениям, обеспечивая высокую точность воспроизведения заданных врачом законов движения платформы с учетом изменения физиологических параметров голеностопного сустава в процессе проведения реабилитации.

### Введение

Одной из наиболее распространенных травм, получаемых человеком, является повреждение голеностопного сустава (ГС) при выполнении спортивных, бытовых, производственных упражнений, а также в результате автомобильных аварий [1], [2]. После травмы происходит длительный процесс лечения и реабилитации, которая может быть осложнена длительной неподвижностью сустава. Поэтому восстановление функций голеностопного сустава требует индивидуального подхода для каждого пациента. Для снижения процента осложнений получил распространение метод непрерывного пассивного движения (НПД). Для его реализации применяются медицинские приборы механотерапии, позволяющие ускорить процесс восстановления больного [3]. Такой подход позволяет выполнять движения стопы по заданной врачом индивидуальной программе реабилитации (ИПР) при помощи встроенной в прибор управляемой мобильной платформы (УМП). В настоящее время получили распространение следующие аппараты: «FLEX-02»

(«ORMED», Россия) [4], «A3 Ankle CPM» («Remington», Канада) [5], «Kinetec Brevia ankle» («Бека», Россия) [6], «ARTROMOT SP3» («REAMED», Россия) [7], аппарат для пассивной разработки нижних конечностей «VTL-cpmotion» («VTL», Великобритания) [8]. В то же время отмечается, что спастичность и сухожильно-мышечная контрактура, а также другие физиологические особенности ГС могут существенно влиять на характер движения УМП, изменяя первоначально выбранные параметры траектории и искажая планируемые реабилитационные упражнения, что приводит к снижению эффективности реабилитационного процесса [9], [10]. Таким образом, из-за того, что априорная информация о реальных динамических свойствах ГС существенно ограничена, система управления движением УМП аппарата для механотерапии должна компенсировать изменение физиологических параметров ГС во время проведения реабилитации и обеспечивать траекторию движения с заданной точностью, являясь, по сути, адаптивной системой управления [10], [11]. Цель исследования состоит в повышении эффективности процесса реабилитации при помощи прибора