

Список литературы:

1. Сердечно-сосудистые заболевания. ВОЗ / <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/ru/> (дата обращения: 19.10.2015 г.).
2. Чернявский А.М. и др. Механическая поддержка у больных с терминальной сердечной недостаточностью // Клиническая и экспериментальная хирургия. Журнал им. акад. Б.В. Петровского. 2014. № 2. С. 25-34.
3. Богданова Ю.В., Гуськов А.М. Особенности проектирования устройства искусственного желудочка сердца: обзор работ (Design features of left ventricular assist device (LVAD): Review of works) // Наука и образование. 2014. № 3. С. 170-187.
4. Банин Е.П., Гуськов А.М., Сорокин Ф.Д. Анализ современных подходов к проектированию искусственных желудочков сердца роторного типа // Наука и образование. 2014. № 2. С. 250-268.
5. Research Report 2001/2002 / Institute for Biomedical Technologies, Aachen University; Director: Rau G., 2002. 101 p.
6. Банин Е.П., Гуськов А.М., Сорокин Ф.Д. Математическое моделирование поведения крови во входном аппарате искусственного желудочка сердца методами CFD / XXVI МИКМУС-2014. Труды конференции. 2015. С. 352-356.
7. Gomez A.D. Control of a magnetically levitated ventricular assist device: Degree of Master of Science in Mechanical Engineering. – Rochester Institute of Technology, 2009. 140 p.
8. Вейнберг Д.М., Верецагин В.П. К определению основных параметров электромагнитных подшипников // Труды ВНИИЭМ. 1989. Т. 89. С. 12-19.
9. Журавлев Ю.Н. Активные магнитные подшипники: теория, расчет, применение. – СПб.: Политехника, 2003. 206 с.
10. Schweizer G., Maslen E.H. Magnetic Bearings. Theory, Design and Application to Rotating Machinery. – Springer-Verlag, 2009.
11. Колесников А.А. Синергетическая теория управления. – М.: Энергоатомиздат, 1994.
12. Колесников А.А. Синергетические методы управления сложными системами: механические и электромеханические системы / Под. общ. ред. А.А. Колесникова. Изд. стереотип. – М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2013. 304 с.
13. Современная прикладная теория управления. В 3-х частях. Ч. II. Синергетический подход в теории управления / Под. ред. А.А. Колесникова. – Таганрог: Изд-во ТРТУ, 2000. 559 с.
14. Кузьменко А.А. и др. Синерго-кибернетический подход к нелинейному адаптивному управлению гидрогенератором энергосистемы / ВСПУ-2014, Москва. 2014. 9 с.
15. Bezuglov A. et al. Synergetic Control Theory Approach for Solving Systems of Nonlinear Equations / Earth Sciences Resources Institute, University of South Carolina Columbia, USA. 6 p.

Юлия Владимировна Богданова,
аспирант,
кафедра «Прикладная механика»,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
инженер НИЦ «Курчатовский институт»,
Александр Михайлович Гуськов,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра «Прикладная механика»,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
г. Москва,
e-mail: bogdanova.bmstu@gmail.com

Д.С. Петухов, Д.В. Тельшев

Алгоритмы управления роторными аппаратами вспомогательного кровообращения

Аннотация

В данной статье приведен обзор систем, методов и алгоритмов управления для аппаратов вспомогательного кровообращения, опубликованных в литературе за последние пять лет. Дано краткое описание систем управления, используемых в клинической практике. Рассмотрены алгоритмы оценки и регулировки, управления режимами работы, физиологического управления аппаратами вспомогательного кровообращения роторного типа.

Введение

Аппараты вспомогательного кровообращения (АВК) зарекомендовали себя как эффективное средство лечения острых форм сердечной недостаточности наряду с трансплантацией сердца [1]-[4]. Множество пациентов с различной патофизиологией сердечной деятельности и широкий выбор АВК для их лечения обуславливают необходимость в различных стратегиях лечения [5]-[7]. Для реализации подобных стратегий лечения, автоматического управления АВК в рамках выбранной стратегии, повышения качества жизни пациента, предотвращения проблем, обусловленных спецификой работы имплантируемого роторного насоса крови (РНК), разрабатываются различные алгоритмы, методы и системы управления.

Цель рассматриваемой работы заключается в обзоре систем, методов и алгоритмов управления роторными насосами крови для аппаратов вспомогательного кровообращения, опубликованных в литературе за последние пять лет. Ранее также были опубликованы аналогичные обзоры и даны различные варианты классификации систем управления для аппаратов вспомогательного кровообращения [8]-[10]. Отличие

данной работы заключается в акценте на возможностях и преимуществах, которые обеспечивают рассматриваемые системы управления; помимо этого, в работе рассматриваются системы управления АВК, которые на данный момент применяются в клинической практике.

Системы управления АВК в клинической практике

В насосах «HeartWare HVAD» и «HeartWare MVAD» кровотоки оцениваются косвенными методами с использованием величин скорости вращения ротора, тока двигателя и гематокрита, в качестве входных параметров [11]-[15].

Осевой насос «Javik 2000» позволяет пациенту изменять скорость насоса [16], [17].

В АВК «HeartMate II» [18] для оценки расхода используются значения мощности и скорости насоса.

В осевом насосе «HeartAssist 5» используется ультразвуковой датчик расхода, который крепится к выходной канюле [19].

Системы оценки и регулировки расхода РНК

Бессенсорный метод оценки расхода центробежного насоса крови с использованием измеренного крутящего момента и

скорости вращения ротора предложен в [20]. Абсолютная ошибка в оценке потока в диапазоне от 0 до 10 л/мин на воде и вязкой жидкости не превысила 0,51 и 0,77 л/мин соответственно.

В [21] предложен метод определения расхода центробежного насоса, который способен отражать динамику восстановления желудочка. Он представляет собой динамическую модель насоса, которая была проверена на гидродинамическом стенде, и описывается следующим уравнением:

$$Q = aI + bI^2 + cI^3 + d\omega + e\omega^2 + g\omega I + h\omega^2 I + k - m \frac{d\omega}{dt},$$

где Q – расход насоса; I – электрический ток; ω – скорость насоса; $a...m$ – коэффициенты. Средняя разница между оценочным и измеренным средним расходом насоса в динамических условиях составила $(0,06 \pm 0,31)$ л/мин. Поскольку расходная характеристика насоса в динамических условиях включает в себя информацию о взаимодействии сердца и насоса, из нее были получены диагностические индексы, характеризующие сократимость желудочка сердца.

Алгоритм увеличения пульсаций путем модуляции скорости РНК синхронно с сердечным циклом предложен в [22]. При его разработке использовали гидродинамический стенд с частотой сердечных сокращений 140 уд/мин и насос «Micromed DeBakey». Модуляции скорости были подобраны таким образом, чтобы обеспечить расход насоса, аналогичный расходу при постоянной скорости. Предложенный алгоритм позволяет удвоить индекс пульсаций по сравнению с режимом постоянной скорости при аналогичных уровне среднего аортального давления и расходе насоса.

В [23] предложен контроллер для управления расходом имплантируемого роторного насоса крови. Оценка расхода производилась с помощью динамической модели, использующей в качестве входных параметров величины скорости насоса и тока двигателя. Основная задача управления заключалась в регулировке расхода относительно требуемого значения. Предложенный контроллер был успешно протестирован на математической модели сердечно-сосудистой системы.

Системы управления режимами работы РНК

Данные системы управления нацелены на определение и управление режимами работы РНК, такими как обратный поток через насос или коллапс желудочка во время сердечного цикла [24].

Так, в [25] тестируются несколько алгоритмов определения коллапса желудочка на гидродинамическом стенде, которые позволяют определить момент начала коллапса и могут быть реализованы в системе управления РНК.

В [26] описывается система определения коллапса желудочка сердца, которая позволяет определить три состояния: нормальную работу насоса, приближение к коллапсу, работу в режиме коллапса желудочка. Для этого используется метод опорных векторов Лагранжа, который комбинирует шесть индексов, полученных на основе временной диаграммы потока через насос. Данная система была протестирована с использованием результатов *in vivo* испытаний двух роторных насосов.

В [24] предложены индексы для определения коллапса желудочка сердца из временной диаграммы скорости насоса, которые позволяют сделать это с чувствительностью 98,9 % и специфичностью 99,7 %.

В [27] разработана система определения момента закрытия аортального клапана (АК) на основе интегрированной зависимости входного давления насоса от его мощности за один сердечный цикл. Для расчета используются результаты испытаний на животных. Показано, что рассчитываемая зависимость давления от мощности достигает максимума тогда, когда изменение скорости насоса приводит к полностью закрытому состоянию АК. Авторы позиционируют свою работу в качестве экспериментальной основы для разработки контроллера автоматического управления.

Целый ряд работ [28]-[34] преследует аналогичную цель – оценку состояния АК при работающем РНК. Таким образом,

данную функциональность можно считать востребованной в клинической практике, в том числе для реализации стратегий управления, нацеленных на восстановление миокарда.

В [35] предложен метод определения физиологически значимых режимов работы роторного насоса крови с использованием динамической модели РНК. Данный метод впоследствии был адаптирован и проверен на математической модели сердечно-сосудистой системы с использованием требуемого уровня расхода насоса в качестве цели управления [36], продемонстрирована возможность достижения требуемого уровня расхода и предотвращения нежелательных состояний в сердечно-сосудистой системе при различных физиологических изменениях.

Системы физиологического управления

Основная задача данных систем заключается в обеспечении физиологического кровообращения, т. е. такого расхода РНК, который соответствует потребностям организма. Пример такой работы описан в [37], в которой предлагается универсальная схема управления роторными (центробежным и осевым) насосами крови, обеспечивающая физиологический расход насоса за счет поддержания фиксированной разницы давлений между левым желудочком и аортой. Она также дополнена алгоритмом предотвращения коллапса желудочка сердца за счет поддержания дифференциальной скорости насоса выше заданного порогового значения. Система управления протестирована на модели сердечно-сосудистой системы в состоянии покоя и при выполнении физических упражнений. На данный момент для измерения перепада давления авторы предлагают использовать датчики давления.

Подобный алгоритм обеспечения физиологического кровообращения предложен в [38]; основная идея заключается в поддержании среднего аортального давления на уровне 100 мм рт. ст. и увеличении пульсового давления до 20 мм рт. ст. Для этого используется модуляция скорости насоса с использованием индексов, полученных из временной диаграммы аортального давления, для определения амплитуды и синхронизации модуляции скорости с сердечным циклом. Предложенный алгоритм протестирован на модели сердечно-сосудистой системы и в предварительных *in vitro* испытаниях.

В [39] описывается метод получения профилей скорости, синхронизированных с сердечным циклом, который может оптимизировать взаимодействие АВК и сердечно-сосудистой системы и послужить началом персонализированных стратегий управления АВК. В работе используется математическая модель сердечно-сосудистой системы и РНК. В качестве результатов приводятся профили скорости, синхронизированные с сердечным циклом, которые являются оптимальными по отношению к выбранной в данной работе цели управления – максимизации потока через аортальный клапан и минимизации ударной работы.

В ряде работ [40]-[42] предлагается метод физиологического управления, имеющий сходство с механизмом Старлинга. Для определения требуемого потока через насос используется линейное соотношение между средним потоком Q_{VAD} и пульсациями потока $Q_{VAD, PULS}$. Данное соотношение получено из зависимости потока через насос от конечно-диастолического давления левого желудочка сердца с заменой P_{LVED} на $Q_{VAD, PULS}$ и аналогично кривой Старлинга.

В конце каждого временного шага t , после измерения или оценки $Q_{VAD, t}$ и $Q_{VAD, PULS, t}$ определяется новое положение рабочей точки OP , относительно управляющей линии CL_n (рис. 1). При изменении состояния сердечно-сосудистой системы происходит отклонение рабочей точки от управляющей линии. В этом случае рассчитывается новое значение среднего потока через насос в следующий момент времени $Q_{VAD, t+1}$, которое служит для приведения $Q_{VAD, PULS, t}$ к новой рабочей точке OP_{t+1} на управляющей линии CL_n , что описывается следующим уравнением:

$$Q_{VAD, t+1} = \left[\sqrt{(Q_{VAD, t})^2 + (Q_{VAD, PULS, t})^2} \right] \sin \theta_n,$$

где $Q_{VAD, t+1}$ – требуемый поток через насос; $Q_{VAD, t}$ – средний расход насоса; $Q_{VAD, PULS, t}$ – величина пульсаций потока через насос; θ_n – угол наклона управляющей линии CL_n .

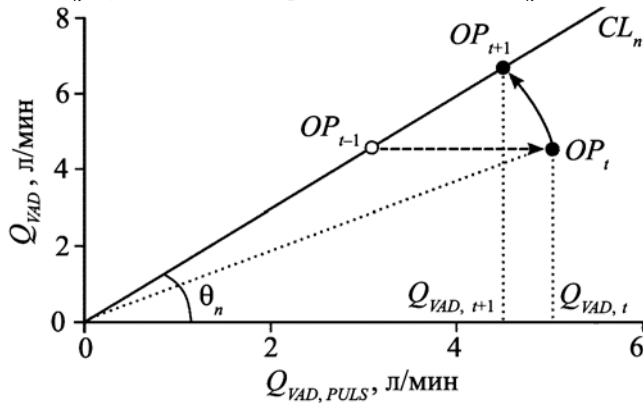


Рис. 1. Пример определения новой рабочей точки на управляющей линии CL_n при изменении состояния сердечно-сосудистой системы [43]

Выбор пульсаций потока через насос считается наиболее подходящим для стабильного управления кровообращением и данного типа контроллера [43]. Метод протестирован на модели сердечно-сосудистой системы в состояниях, моделирующих физические упражнения и резкую потерю крови. Сходство с механизмом Старлинга, описывающим реакцию биологического сердца на изменение в преднагрузке, дает возможность предотвратить сценарии избыточной или недостаточной откачки крови из желудочка сердца.

Другие варианты контроллера для физиологического управления АВК, основанные на схожих принципах, представлены в [44], [45]. Так, в [45] скорость насоса и соответственно его расход регулируются в зависимости от конечно-диастолического объема левого желудочка сердца. Данный контроллер был протестирован на гидродинамическом стенде, где левожелудочковой объем известен, таким образом проблема измерения объема в данной работе не рассматривается. Результаты демонстрируют высокую чувствительность контроллера к преднагрузке, возможности быстрой регулировки скорости насоса и предотвращения сценариев избыточной и недостаточной откачки крови из желудочка сердца. Позднее был предложен метод калибровки аналогичных контроллеров, чувствительных к преднагрузке [46], который проверен на численной модели кровообращения.

В [47] указывается, что физиологические системы управления, использующие конечно-диастолическое давление левого желудочка в качестве замены преднагрузки, наилучшим образом показывают себя на гидродинамическом стенде при предотвращении коллапса желудочка сердца.

Заключение

В работе проведен обзор алгоритмов, методов и систем управления для аппаратов вспомогательного кровообращения с акцентом на их возможности и преимущества при лечении сердечной недостаточности, рассмотрены возможности систем управления АВК, которые на данный момент находят применение в клинической практике.

Отмечено, что на данный момент наиболее востребованной функцией систем управления является оценка состояния аортального клапана при работающем роторном насосе крови, что необходимо для сохранения функциональности аортального клапана, обеспечения возможности восстановления миокарда и разработки новых стратегий лечения пациентов с умеренными формами сердечной недостаточности.

В работе не были рассмотрены системы управления для аппаратов вспомогательного кровообращения обоих желудочков сердца. Недостатки систем управления, требующих измерения давления в левом желудочке или аорте, могут быть преодолены путем неинвазивной оценки, аналогично описанной в [48].

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014-2020 годы»); соглашение № 14.579.21.0102 от 22 сентября 2015 г.; уникальный идентификатор проекта RFMEFI57915X0102.

Список литературы:

1. Lima B., Mack M., Gonzalez-Stawinski G.V. Ventricular assist devices: The future is now // Trends in Cardiovascular Medicine. 2015. Vol. 25. № 4. PP. 360-369.
2. Patel C.B., Cowger J.A., Zuckermann A. A contemporary review of mechanical circulatory support // The Journal of Heart and Lung Transplantation. 2014. Vol. 33. № 7. PP. 667-674.
3. Garbade J., Barten M.J., Bittner H.B., Mohr F.-W. Heart Transplantation and Left Ventricular Assist Device Therapy: Two Comparable Options in End-Stage Heart Failure? // Clinical Cardiology. 2013. Vol. 36. № 7. PP. 378-382.
4. Schumer E.M., Black M.C., Monreal G., Slaughter M.S. Left ventricular assist devices: Current controversies and future directions // European Heart Journal. 2015. PP. 1-8.
5. Holley C.T., Harvey L., John R. Left ventricular assist devices as a bridge to cardiac transplantation // Journal of Thoracic Disease. 2014. Vol. 6. № 8. PP. 1110-1119.
6. Kyo S., Minami T., Nishimura T. et al. New era for therapeutic strategy for heart failure: Destination therapy by left ventricular assist device // Journal of Cardiology. 2012. Vol. 59. № 2. PP. 101-109.
7. Lenneman A.J., Birks E.J. Treatment strategies for myocardial recovery in heart failure // Current treatment options in cardiovascular medicine. 2014. Vol. 16. № 3. PP. 1-9.
8. AlOmari A.-H.H., Savkin A.V., Stevens M. et al. Developments in control systems for rotary left ventricular assist devices for heart failure patients: A review // Physiological Measurement. 2013. Vol. 34. № 1. PP. 1-27.
9. Bozkurt S. Physiologic outcome of varying speed rotary blood pump support algorithms: A review study // Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine. 2015. PP. 1-16.
10. Walter M., Heinke S., Schwandtner S., Leonhardt S. Control strategies for mechanical heart assist systems / 2012 IEEE International Conference on Control Applications (CCA) // IEEE. 2012. PP. 57-62.
11. Reyes C., Voskoboynikov N., Chorpenning K. et al. Accuracy of the HVAD Pump Flow Estimation Algorithm // ASAIO Journal. 2016. Vol. 62. № 1. PP. 15-19.
12. Chorpenning K., Brown M.C., Voskoboynikov N. et al. HeartWare controller logs a diagnostic tool and clinical management aid for the HVAD pump // ASAIO Journal. 2014. Vol. 60. № 1. PP. 115-118.
13. Cheung A., Chorpenning K., Tamez D. et al. Design Concepts and Preclinical Results of a Miniaturized HeartWare Platform: The MVAD System // Innovations. 2015. Vol. 10. № 3. PP. 150-155.
14. Kapur N., Paruchuri V., Esposito M. et al. A Novel Algorithm to Promote Native Aortic Valve Function Using the Next Generation Heartware MVAD // The Journal of Heart and Lung Transplantation. 2013. Vol. 32. № 4. Supplement. PP. 53-54.
15. Kishimoto Y., Takewa Y., Arakawa M. et al. Development of a novel drive mode to prevent aortic insufficiency during continuous-flow LVAD support by synchronizing rotational speed with heartbeat // Journal of Artificial Organs. 2013. Vol. 16. № 2. PP. 129-137.
16. Healy A.H., Koliopoulou A., Drakos S.G. et al. Patient-Controlled Conditioning for Left Ventricular Assist Device-Induced Myocardial Recovery // The Annals of Thoracic Surgery. 2015. Vol. 99. № 5. PP. 1794-1796.

17. Stanfield J.R., Selzman C.H. In Vitro Hydrodynamic Analysis of Pin and Cone Bearing Designs of the Jarvik 2000 Adult Ventricular Assist Device // *Artificial Organs*. 2013. Vol. 37. № 9. PP. 825-833.
18. Slaughter M.S., Pagani F.D., Rogers J.G. et al. Clinical management of continuous-flow left ventricular assist devices in advanced heart failure // *The Journal of Heart and Lung Transplantation*. 2010. Vol. 29. № 4. PP. 1-39.
19. Pektok E., Demirozu Z.T., Arat N. et al. Remote Monitoring of Left Ventricular Assist Device Parameters After HeartAssist 5 Implantation // *Artificial Organs*. 2013. Vol. 37. № 9. PP. 820-825.
20. Hijikata W., Rao J., Abe S. et al. Estimating Flow Rate Using the Motor Torque in a Rotary Blood Pump // *Sensors and Materials*. 2015. Vol. 27. № 4. PP. 297-308.
21. Granegger M., Moscato F., Casas F. et al. Development of a Pump Flow Estimator for Rotary Blood Pumps to Enhance Monitoring of Ventricular Function // *Artificial Organs*. 2012. Vol. 36. № 8. PP. 691-699.
22. Bozkurt S., van Tuijl S., Schampaert S. et al. Arterial pulsatility improvement in a feedback-controlled continuous flow left ventricular assist device: An ex-vivo experimental study // *Medical Engineering and Physics*. 2014. Vol. 36. № 10. PP. 1288-1295.
23. Lim E., Alomari A.-H.H., Savkin A.V. et al. A Method for Control of an Implantable Rotary Blood Pump for Heart Failure Patients Using Noninvasive Measurements // *Artificial Organs*. 2011. Vol. 35. № 8. PP. 174-180.
24. Ng S.-C., Lim E., Mason D.G. et al. Evaluation of Suction Detection During Different Pumping States in an Implantable Rotary Blood Pump // *Artificial Organs*. 2013. Vol. 37. № 8. PP. 145-154.
25. Ochsner G., Amacher R., Daners M. Emulation of ventricular suction in a hybrid mock circulation / 2013 European Control Conference (ECC). 2013, July. PP. 3108-3112.
26. Wang Y., Simaan M. A Suction Detection System for Rotary Blood Pumps Based on the Lagrangian Support Vector Machine Algorithm // *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*. 2013, May. Vol. 17. № 3. PP. 654-663.
27. Jansen-Park S.-H., Spiliopoulos S., Deng H. et al. A monitoring and physiological control system for determining aortic valve closing with a ventricular assist device // *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*. 2014. Vol. 46. № 3. PP. 356-360.
28. Granegger M., Schima H., Zimpfer D., Moscato F. Assessment of Aortic Valve Opening During Rotary Blood Pump Support Using Pump Signals // *Artificial Organs*. 2014. Vol. 38. № 4. PP. 290-297.
29. Ooi H.-L., Ng S.-C., Lim E. et al. Robust Aortic Valve Non-Opening Detection for Different Cardiac Conditions // *Artificial Organs*. 2014. Vol. 38. № 3. PP. 57-67.
30. Alonazi K., Lovell N., Dokos S. Simulation of motor current waveform as an index for aortic valve open-close condition during ventricular support / 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2014, Aug. PP. 3013-3016.
31. Hayward C., Lim C. P., Schima H. et al. Pump Speed Waveform Analysis to Detect Aortic Valve Opening in Patients on Ventricular Assist Device Support // *Artificial Organs*. 2015. Vol. 39. № 8. PP. 704-709.
32. Granegger M., Masetti M., Laohasurayodhin R. et al. Continuous monitoring of aortic valve opening in rotary blood pump patients // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2015. № 99. PP. 1-7.
33. Ooi H.-L., Seera M., Ng S.-C. et al. Classification of implantable rotary blood pump state with class noise // *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*. 2015. № 99. PP. 1-9.
34. Wang Y., Faragallah G., Simaan M. Detection of aortic valve dynamics in bridge to-recovery feedback control of the Left Ventricular Assist Device // *European Control Conference (ECC)*. 2014, June. PP. 140-145.
35. Петухов Д.С., Тельшиев Д.В. Моделирование изменений в динамике течения крови через имплантируемый осевой насос // *Медицинская техника*. 2014. № 6. С. 44-47.
36. Петухов Д.С., Тельшиев Д.В., Селищев С.В. Метод управления роторным насосом крови для системы вспомогательного кровообращения левого желудочка сердца // *Современные технологии в медицине*. 2016. № 2. С. 28-33.
37. Wang Y., Koenig S.C., Slaughter M.S., Giridharan G.A. Rotary Blood Pump Control Strategy for Preventing Left Ventricular Suction // *ASAIO Journal*. 2015. Vol. 61. № 1. PP. 21-30.
38. Huang F., Ruan X., Fu X. Pulse-Pressure-Enhancing Controller for Better Physiologic Perfusion of Rotary Blood Pumps Based on Speed Modulation // *ASAIO Journal*. 2014. Vol. 60. № 3. PP. 269-279.
39. Amacher R., Asprion J., Ochsner G. et al. Numerical optimal control of turbo dynamic ventricular assist devices // *Bioengineering*. 2013. Vol. 1. № 1. PP. 22-46.
40. Bakouri M., Salamonsen R., Savkin A. et al. Feasible approach to control the operation of implantable rotary blood pumps for heart failure patients / 9th Asian Control Conference (ASCC). 2013, June. PP. 1-6.
41. Bakouri M., Salamonsen R., Savkin A. et al. Physiological control of implantable rotary blood pumps for heart failure patients / 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2013, July. PP. 675-678.
42. Bakouri M.A., Salamonsen R.F., Savkin A.V. et al. A Sliding Mode-Based Starling-Like Controller for Implantable Rotary Blood Pumps // *Artificial Organs*. 2014. Vol. 38. № 7. PP. 587-593.
43. Salamonsen R.F., Lim E., Gaddum N. et al. Theoretical Foundations of a Starling-Like Controller for Rotary Blood Pumps // *Artificial Organs*. 2012. Vol. 36. № 9. PP. 787-796.
44. Mansouri M., Salamonsen R.F., Lim E. et al. Preload-Based Starling-Like Control for Rotary Blood Pumps: Numerical Comparison with Pulsatility Control and Constant Speed Operation // *PLoS ONE*. 2015. Vol. 10. № 4. PP. 1-16.
45. Ochsner G., Amacher R., Wilhelm M.J. et al. A Physiological Controller for Turbodynamic Ventricular Assist Devices Based on a Measurement of the Left Ventricular Volume // *Artificial Organs*. 2014. Vol. 38. № 7. PP. 527-538.
46. Dual S.A., Ochsner G., Meboldt M., Schmid D.M. Clinical calibration of a volume sensor based physiological controller for ventricular assist device / Abstracts from the XLII Congress of the European Society for Artificial Organs (ESAO) // ESAO. 2015. P. 404.
47. Pauls J.P., Stevens M.C., Bartnikowski N. et al. Evaluation of Physiological Control Systems for Rotary Left Ventricular Assist Devices: An In-Vitro Study // *Annals of Biomedical Engineering*. 2016. PP. 1-11.
48. Pennings K., van Tuijl S., van de Vosse F. N. et al. Estimation of left ventricular pressure with the pump as «sensor» in patients with a continuous flow LVAD // *The International Journal of Artificial Organs*. 2015. Vol. 38. № 8. PP. 433-443.

Дмитрий Сергеевич Петухов,
аспирант,

Дмитрий Викторович Тельшиев,
канд. техн. наук, доцент,
ст. научный сотрудник,

кафедра биомедицинских систем,

Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,

г. Москва, г. Зеленоград,

e-mail: dmitry.spetukhov@gmail.com