

6. Chan W.K., Wong Y.W., Ding Y., Chua L.P., Yu S.C.M. Numerical investigation of the effect of blade geometry on blood trauma in a centrifugal blood pump // *Artif. Organs*. 2002. Vol. 26 (9). PP. 785-793.
7. Song X., Throckmorton A.L., Wood H.G., Antaki J.F., Olsen D.B. Computational fluid dynamics prediction of blood damage in a centrifugal pump // *Artif. Organs*. 2003. Vol. 27 (10). PP. 938-941.
8. 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. Vol. 25 (5). PP. 341-347.
9. Day S.W., Song X., Throckmorton A., Kirk J.B., Olsen D.B. Comparison of blood damage predictions from empirical measurements and computations to in vitro and in vivo observations in a centrifugal blood pump reported in the literature numerical modeling computational fluid dynamics / A.S.A.I.O. Annual Conference, 2006.
10. Mitoh A., Yano T., Sekine K., Mitamura Y., Okamoto E., Kim D.W., Yozu R., Kawada S. Computational fluid dynamics analysis of an intra-cardiac axial flow pump // *Artif. Organs*. 2003. Vol. 27 (1). PP. 34-40.
11. Chua L.P., Song G., Lim T.M., Zhou T. Numerical analysis of the inner flow field of a biocentrifugal blood pump // *Artif. Organs*. 2006. Vol. 30 (6). PP. 467-477.
12. Chua L.P., Su B., Lim T.M., Zhou T. Numerical simulation of an axial blood pump // *Artif. Organs*. 2007. Vol. 31 (7). PP. 560-570.
13. Farinas M.I., Garon A., Lacasse D., N'dri D. Asymptotically consistent numerical approximation of hemolysis // *J. Biomech. Eng.* 2006. Vol. 128 (5). PP. 688-696.
14. Zhang J., Gellman B., Koert A., Dasse K., Gilbert R.J., Griffith B.P., Wu Z.J. Computational and experimental evaluation of the fluid dynamics and hemocompatibility of the CentriMag blood pump // *Artif. Organs*. 2006. Vol. 30 (3). PP. 168-177.
15. Garon A., Farinas M.-I. Fast Three-dimensional numerical hemolysis approximation // *Artif. Organs*. 2004. Vol. 28 (11). PP. 1016-1025.
16. Froment G.F., Bischoff K.B., Wilde J.D. *Chemical reactor analysis and design*. Vol. 3. – New York: Wiley, 2010.
17. Pauli L., Nam J., Pasquali M., Behr M. Transient stress-based and strain-based hemolysis estimation in a simplified blood pump // *Int. J. Num. Meth. Biomed. Eng.* 2013. Vol. 29. PP. 1148-1160.
18. Arora D., Behr M., Pasquali M. Hemolysis estimation in a centrifugal blood pump using a tensor-based measure // *Int. J. Artif. Organs*. 2006. Vol. 30 (7). PP. 539-537.
19. Giersiepen M., Wurzinger L.J., Opitz R., Reul H. Estimation of shear stress-related blood damage in heart valve prostheses – in vitro comparison of 25 aortic valves // *Int. J. Artif. Organs*. 1990. 13 (5). PP. 300-306.
20. Heuser G.A. Couette viscometer for short time shearing of blood // *Biorheology*. 1980. Vol. 17. PP. 17-24.
21. Bludszuweit C. Model for a general mechanical blood damage prediction // *Artif. Organs*. 1995. Vol. 19 (7). PP. 583-589.
22. Belyaev L.V., Ivanchenko A.B., Zhdanov A.V., Morozov V.V. Mathematical modeling of the operation of pediatric systems of auxiliary blood circulation of pulsatile type with different types of inlet valves // *Biomedical Engineering*. 2016. Vol. 50 (4). PP. 224-228.
23. Myagmar O. Evaluation of CFD based hemolysis prediction methods / 2011. Thesis. Rochester Institute of Technology. Accessed from: <http://scholarworks.rit.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=6826&context=theses>.
24. Gu L., Smith W.A. Evaluation of computational models for hemolysis estimation // *A.S.A.I.O. Journal*. 2005. Vol. 51 (3). P. 202.
25. Bumrungratch J. Mechanism design of ventricular assist device (2016). Thesis. Queensland University of Technology / Accessed from: http://eprints.qut.edu.au/94239/1/Jeerakit_Bumrungratch_Thesis.pdf.
26. Nosé Y. Design and Development Strategy for the Rotary Blood Pump // *Artif. Organs*. 1998. Vol. 22 (6). PP. 438-446.

Леонид Викторович Беляев,
 канд. техн. наук, доцент,
 Александр Борисович Иванченко,
 канд. техн. наук, доцент,
 Алексей Валерьевич Жданов,
 канд. техн. наук, доцент,
 Валентин Васильевич Морозов,
 д-р техн. наук, профессор,
 Владимирский государственный университет
 им. А.Г. и Н.Г. Столетовых,
 г. Владимир,
 e-mail: blv_vlsu@mail.ru

Д.В. Тельшев, А.А. Пуговкин, С.В. Селищев

Стенд имитации работы сердечно-сосудистой системы для испытаний педиатрического роторного насоса крови

Аннотация

Описывается стенд имитации работы сердечно-сосудистой системы ребенка, предназначенный для воспроизведения физиологических характеристик сердечно-сосудистой системы ребенка в различных состояниях сердечной недостаточности, а также для проведения доклинических испытаний имплантируемых роторных насосов крови в составе педиатрических систем вспомогательного кровообращения при использовании их для поддержки механической функции сердца.

Введение

Системы вспомогательного кровообращения (СВК) успешно используются в качестве хирургического метода лечения взрослых пациентов на терминальных стадиях сердечной недостаточности. Существуют три основных направления для применения СВК у взрослых пациентов: мост к трансплантации, целенаправленное лечение и мост к восстановлению собственной механической функции сердца пациента с последующей реимплантацией СВК [1]-[3]. В настоящее время педиат-

рические системы вспомогательного кровообращения (ПСВК) все чаще успешно применяются у пациентов с сердечной недостаточностью в качестве моста к трансплантации сердца [4], [5].

Важнейшим инструментом для развития СВК являются стенды сердечно-сосудистой системы, позволяющие воспроизводить физиологические характеристики сердечно-сосудистой системы человека [6]-[8]. Физиологические и гемодинамические характеристики сердечно-сосудистой системы ребенка в возрасте 5...10 лет значительно отличаются от характеристик

сердечно-сосудистой системы взрослого человека, включая размеры сердца, частоту сердечных сокращений, систолическое и диастолическое давление, минутный объем крови [9]-[11]. Указанные различия не позволяют использовать один и тот же стенд сердечно-сосудистой системы для воспроизведения работы системы кровообращения и взрослого, и ребенка. На этом основании для проведения доклинических испытаний имплантируемых педиатрических насосов крови (ИПНК) [12]-[14] в составе ПСВК был разработан педиатрический стенд имитации работы сердечно-сосудистой системы.

Материалы и методы

Педиатрический стенд имитации работы сердечно-сосудистой системы состоит из гидравлического контура, пневматической системы управления пульсирующими желудочками и электронной системы измерения, фиксирующей и обрабатывающей показания датчиков давления и расхода жидкости в гидравлическом контуре и датчиков давления воздуха в пневматической системе управления. Фотоизображение стенда представлено на *рис. 1*.

Гидравлический контур стенда состоит из двух пульсирующих искусственных желудочков (ИЖ) [15], четырех закрытых резервуаров, воспроизводящих сконцентрированные па-

раметры основных сосудов сердечно-сосудистой системы ребенка, а также двух регулируемых винтовых дросселей, необходимых для воспроизведения сосудистого сопротивления большого и малого кругов кровообращения. Все составляющие гидравлического контура последовательно соединены магистралями гибких лабораторных трубок из поливинилхлорида (TYGON E-3603; «Compagnie de Saint-Gobain», Курбева, Иль-де-Франс, Франция), имеющих внутренний диаметр 12,7 мм. На *рис. 2* представлена гидравлическая принципиальная схема гидравлического контура стенда.

Резервуары гидравлического контура воспроизводят сконцентрированные параметры аорты и полых вен большого круга кровообращения, артериальной и венозной систем малого круга кровообращения. Каждый резервуар имеет номинальный объем 2000 мл и снабжен дополнительным выходом для регулирования давления воздуха внутри резервуара, что позволяет изменять его гидродинамическую емкость. Давление регулируется нагнетанием и разрежением воздуха с помощью медицинского шприца (BD Perfugon 50 ml syringe; «Becton, Dickinson and Company», Франклин Лейкс, Нью-Джерси, США) и измеряется в каждом резервуаре с помощью четырех датчиков давления (PSE543-R06; «SMC Corporation», Йорба-Линда, Калифорния, США).



Рис. 1. Фотоизображение педиатрического стенда имитации работы сердечно-сосудистой системы

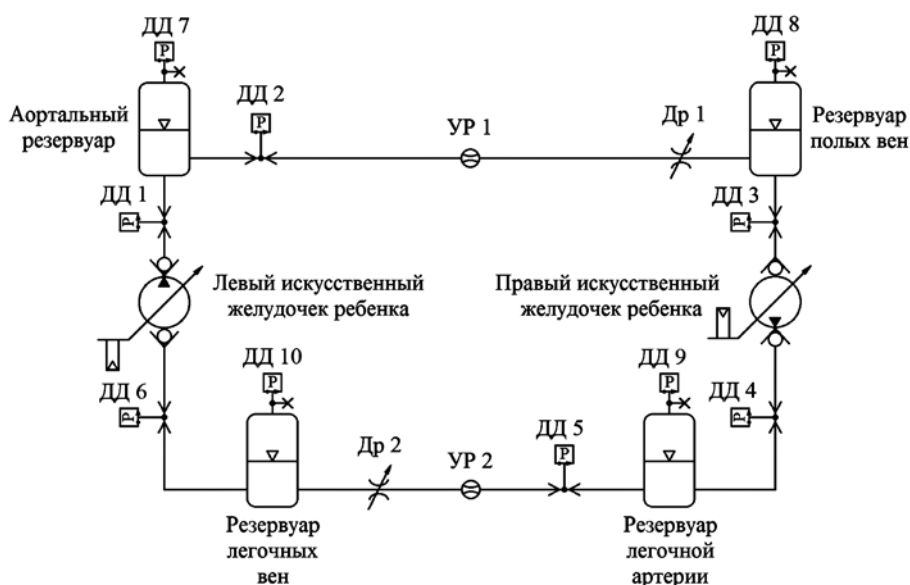


Рис. 2. Гидравлическая принципиальная схема гидравлического контура педиатрического стенда имитации работы сердечно-сосудистой системы: ДД – датчик давления; Др – дроссель; УР – ультразвуковой расходомер

В качестве рабочей жидкости в гидравлическом контуре могут использоваться дистиллированная вода либо водный раствор глицерина с объемной концентрацией растворенного глицерина 40 %. Динамическая вязкость данного раствора при комнатной температуре соответствует динамической вязкости крови при физиологической температуре.

Для управления сократительной деятельностью ИЖ используется пневматическая система управления, включающая в себя пневматическую станцию и модуль управления пневматической станцией.

Пневматическая станция состоит из диафрагменного насоса (8010 ZD-25; «Gardner Denver Thomas GmbH», Фюрстенфельдбрук, Германия) для создания давления, вакуумного насоса (M41BX A.C. 04; «Agilent Technologies Italia spa», Вальмадрера, Италия) для создания разрежения, двух регуляторов давления (IR2000-F02; «SMC Corporation», Йорба-Линда, Калифорния, США), двух вакуумных регуляторов (IRV10-C08; «SMC Corporation», Йорба-Линда, Калифорния, США), двух резервуаров давления и двух резервуаров разрежения. Регуляторы давления и вакуумные регуляторы служат для задания необходимых уровней давления и разрежения на входах модуля управления пневматической станцией. Герметичные резервуары давления и разрежения служат для подавления вибра-

ции воздуха, исходящей от насосов, и тем самым улучшают качество сигналов давления и разрежения.

Модуль управления пневматической станцией включает в себя два модуля пьезоэлектрических клапанов, пьезоэлектрический усилитель (E-464 PICA Piezo Driver/Amplifier; «Physik Intrumente (PI) GmbH & Co. KG») и электронную систему управления. Модуль пьезоэлектрических клапанов представляет собой набор из 14 пар платформа-клапан и обеспечивает требуемое параллельное подключение пьезоэлектрических клапанов (VEMC-BS-26-B-9-D2-W9-22D1; «Festo AG & Co. KG», Эслинген-Беркхайм, Германия) между собой. Модуль пьезоэлектрических клапанов обладает двумя входными и двумя выходными штуцерами для присоединения пневматических магистралей.

Модуль управления пневматической станцией представляет собой систему с обратной связью. Пневматическая станция создает необходимые уровни давления и разрежения на входах модулей пьезоэлектрических клапанов. Модули пьезоэлектрических клапанов служат для регулирования подачи и отвода воздуха, проходящего в пневматическую камеру каждого из ИЖ. Работой пьезоэлектрических клапанов управляет электронная система управления посредством датчика давления, показания которого поступают на вход аналого-цифрового

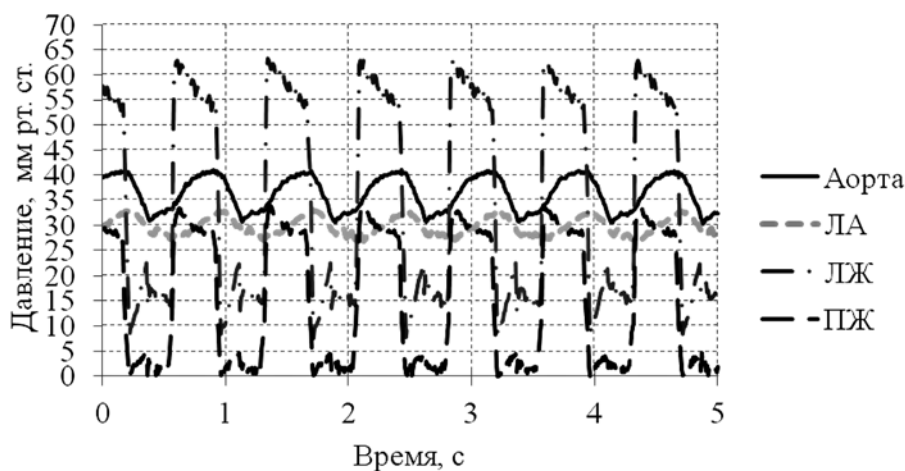


Рис. 3. Распределение давлений в педиатрическом стенде имитации работы сердечно-сосудистой системы при острой сердечной недостаточности для частоты сердечных сокращений 80 уд/мин: ЛА – легочная артерия; ЛЖ – левый желудочек; ПЖ – правый желудочек

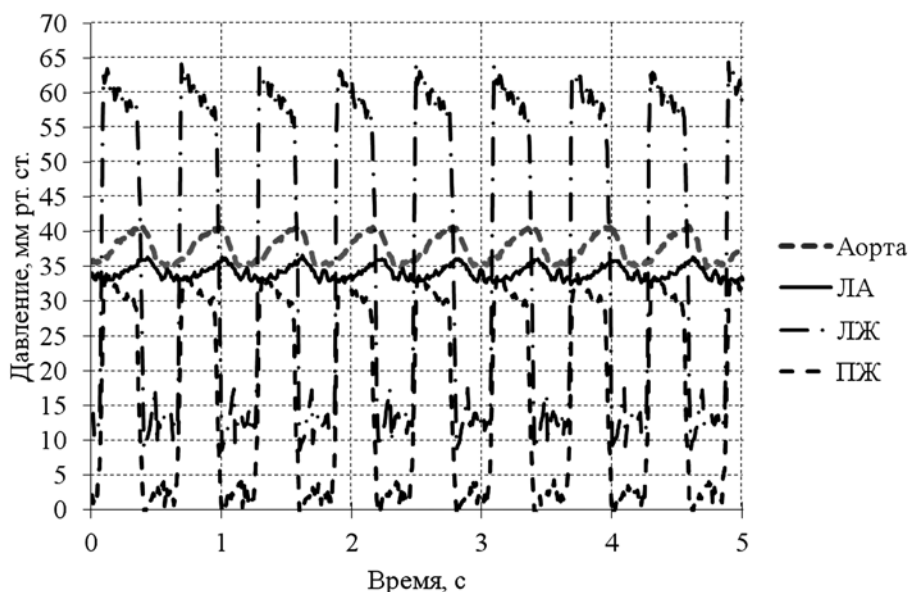


Рис. 4. Распределение давлений в педиатрическом стенде имитации работы сердечно-сосудистой системы при острой сердечной недостаточности для частоты сердечных сокращений 100 уд/мин: ЛА – легочная артерия; ЛЖ – левый желудочек; ПЖ – правый желудочек

преобразователя (АЦП), входящего в состав модуля аналоговых входов (NI 9205; «National Instruments Corporation», Остин, Техас, США). Модуль аналоговых входов подключается к шасси сбора данных (сDAQ-9174 4-Slot USB Chassis; «National Instruments Corporation», Остин, Техас, США).

Электронная система управления основывается на генерации управляющего сигнала, задаваемого с помощью программного обеспечения (среда разработки приложений LabVIEW; «National Instruments Corporation», Остин, Техас, США) на персональном компьютере (ПК). Далее сигнал подается на цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП), откуда поступает на вход пьезоэлектрического усилителя, откуда, в свою очередь, передается на пьезоэлектрические клапаны. ЦАП входит в состав модуля аналоговых выходов (NI 9264; «National Instruments Corporation», Остин, Техас, США), который подключается к шасси сбора данных.

Электронная система измерения включает в себя систему измерения давления, систему измерения расхода и систему обработки данных. Система измерения давления состоит из шести датчиков давления жидкости в магистралях гидравлического контура (PSE563-C01; «SMC Corporation», Йорба-Линда, Калифорния, США), четырех датчиков давления воздуха в резервуарах гидравлического контура и двух датчиков давления пневматической системы управления (PSE543A-R06; «SMC Corporation», Йорба-Линда, Калифорния, США). Датчики давления жидкости в гидравлическом контуре подключаются к переходникам (1/2" 1/2" LL connector; «Terumo Corporation», Токио, Япония). Датчики измеряют давление на входах и выходах левого и правого ИЖ, а также на выходах закрытого резервуара аорты и закрытого резервуара легочной артерии. Датчики давления воздуха в резервуарах гидравлического контура подключаются к трехходовым кранам (3-way stopcock; «Terumo Corporation», Токио, Япония). Давление воздуха на выходах модулей пьезоэлектрических клапанов соответствует давлению внутри пневматической части пульсирующего ИЖ.

Система измерения расхода представляет собой ультразвуковой расходомер, состоящий из двух ультразвуковых датчиков расхода (ME11PXL Clamp-on Tubing Flowsensors; «Transonic Systems Inc.», Итака, Нью-Йорк, США), двух модулей для регистрирования потока через трубки (TS410 Tubing Flow Module; «Transonic Systems Inc.», Итака, Нью-Йорк, США), которые подключаются к многоканальному терминалу (T402 Multi-Channel Research Console; «Transonic Systems Inc.», Итака, Нью-Йорк, США).

Выходные сигналы систем измерения, полученные с датчиков, поступают в систему обработки данных, которая включает в себя шасси сбора данных и ПК. Через последовательный интерфейс USB данные с шасси сбора данных поступают на ПК, где происходит их дальнейшая программная обработка. Частота дискретизации выходных сигналов систем измерения составляет 100 Гц.

Результаты

На рис. 3 и 4 представлены графики распределения давлений в педиатрическом стенде имитации работы сердечно-сосудистой системы при воспроизведении состояния острой сердечной недостаточности для частот сердечных сокращений (ЧСС) 80 и 100 уд/мин соответственно. В табл. 1 приведены основные характеристики воспроизводимого стендом состояния острой сердечной недостаточности, соответствующие возрасту 5 и 10 лет при ЧСС 100 и 80 уд/мин соответственно.

В табл. 1 приняты следующие сокращения: $P_{Ao,c}$ – систолическое аортальное давление; $P_{Ao,d}$ – диастолическое аорталь-

ное давление; $P_{ЛА,c}$ – систолическое давление в легочной артерии; $P_{ЛА,d}$ – диастолическое давление в легочной артерии; Q – минутный объем жидкости, протекающей в гидравлическом контуре педиатрического стенда имитации работы сердечно-сосудистой системы; ЛЖ – левый желудочек.

Полученные характеристики воспроизводимого стендом состояния острой сердечной недостаточности соответствуют физиологическим характеристикам острой сердечной недостаточности у детей в возрасте 5...10 лет [10], [11].

Заключение

Педиатрический стенд имитации работы сердечно-сосудистой системы позволяет воспроизводить различные состояния сердечной недостаточности, наблюдаемые у пациентов-детей в возрасте 5...10 лет, что позволяет использовать его для проведения доклинических испытаний ИПНК в составе ПСВК.

Полученные результаты станут основой для проведения исследований, направленных на изучение влияния ИПНК в составе ПСВК на воспроизводимые состояния сердечной недостаточности, а также поведения ИПНК в условиях данных состояний.

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 № 14.581.21.0014 от 22 сентября 2015 г. Уникальный идентификатор проекта RFMEFI58115X0014.

Список литературы:

- Lorts A., Zafar F., Adachi I., Morales D.L.S. Mechanical Assist Devices in Neonates and Infants // Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery, Pediatric Cardiac Surgery Annual. 2014. Vol. 17 (1). PP. 91-95.
- Jhun C.S., Reibson J.D., Cysyk J.P. Effective Ventricular Unloading by Left Ventricular Assist Device Varies With Stage of Heart Failure. Cardiac Simulator Study // ASAIO Journal. 2011. Vol. 57 (5). PP. 407-413.
- Vandenbergh S., Shu F., Arnold D.K., Antaki J.F. A simple, economical, and effective portable paediatric mock circulatory system / Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2011. Vol. 225. PP. 648-656.
- Rossano J.W., Dipchand A.I., Edwards L.B., Goldfarb S., Kucheryavaya A.Y., Levvey B.J., Lund L.H., Meiser B., Yusef R.D., Stehlik J. The Registry of the International Society for Heart and Lung Transplantation: Nineteenth Pediatric Heart Transplantation Report – 2016; Focus Theme: Primary Diagnostic Indications for Transplant // The Journal of Heart and Lung Transplantation. 2016. Vol. 35. № 10. PP. 1185-1195.
- Rossano J.W., Lorts A., VanderPluym C.J., Jeema A., Guleserian K.J., Bleiweis M.S., Reinhartz O., Blume E.D., Rosenthal D.N., Naftel D.C., Cantor R.S., Kirklin J.K. Outcomes of pediatric patients supported with continuous-flow ventricular assist devices: A report from the Pediatric Interagency Registry for Mechanical Circulatory Support (PediMACS) // The Journal of Heart and Lung Transplantation. 2016. Vol. 35. № 5. PP. 585-590.
- Timms D.L., Gregory S.D., Greatrex N.A., Percy M.J., Fraser J.F., Steinseifer U. A Compact Mock Circulation Loop for the In Vitro Testing of Cardiovascular Devices // Artificial Organs. 2010. Vol. 35 (4). PP. 384-391.

Таблица 1

Характеристики воспроизводимого педиатрическим стендом имитации работы сердечно-сосудистой системы состояния острой сердечной недостаточности

ЧСС, уд/мин	$P_{Ao,c}$, мм рт. ст.	$P_{Ao,d}$, мм рт. ст.	$P_{ЛА,c}$, мм рт. ст.	$P_{ЛА,d}$, мм рт. ст.	Q , л/мин	Фракция выброса ЛЖ, %
80	40,79 ± 0,11	30,6 ± 0,2	32,91 ± 0,14	27,0 ± 0,2	1,15 ± 0,04	17,7 ± 0,5
100	40,67 ± 0,07	34,88 ± 0,11	36,2 ± 0,2	32,5 ± 0,2	0,85 ± 0,04	13,14 ± 0,11

7. Huang F., Ruan X., Zou J., Qian W., Fu X. A Fast Building and Effective Hydraulic Pediatric Mock Circulatory System for the Evaluation of a Left Ventricular Assist Device // *ASAIO Journal*. 2013. Vol. 59. PP. 575-585.
8. Pantalos G.M., Ionan C., Koenig S.C., Gillars K.J., Horrell T., Sahetya S., Colyer J., Gray L.A.J. Expanded Pediatric Cardiovascular Simulator for Research and Training // *ASAIO Journal*. 2010. Vol. 56. PP. 67-72.
9. Сапин М.Р., Сивоглазов В.И. *Анатомия и физиология человека (с возрастными особенностями детского организма)*. – М.: Издательский центр «Академия», 2002. 448 с.
10. Munoz R., Schmitt C.G., Roth S.J., Cruz E. (Eds.) *Handbook of Pediatric Cardiovascular Drugs*. – London: Springer, 2008. 367 p.
11. Vetter V.L., Bell L.M. (Ed.) *Pediatric Cardiology: The requisites in Pediatrics*. – Philadelphia: Elsevier, 2006. 382 p.
12. Денисов М.В., Селищев С.В., Тельшиев Д.В., Фролова Е.А. Разработка медико-технических требований и моделирование расходно-напорных характеристик педиатрического роторного насоса крови «Спутник» // *Медицинская техника*. 2016. № 5. С. 5-8.
13. Бокерия Л.А., Бокерия О.Л., Селищев С.В., Тельшиев Д.В., Ле Т.Г., Сатюкова А.С., Шварц В.А., Глушко Л.А. Экспериментальное определение нормализованного индекса гемолиза для имплантируемого педиатрического роторного насоса крови «Спутник» // *Медицинская техника*. 2016. № 6. С. 42-45.
14. Тельшиев Д.В., Денисов М.В., Селищев С.В. Влияние геометрии ротора на расходно-напорные характеристики имплантируемого педиатрического насоса крови «Спутник» // *Медицинская техника*. 2016. № 6. С. 45-49.
15. Porphiriev A.O., Pugovkin A.A., Selishchev S.V., Telyshev D.V. Development of Artificial Ventricles for Modeling the Cardiovascular System // *Biomedical Engineering*. 2016. Vol. 49. № 6. PP. 331-334.

Дмитрий Викторович Тельшиев,
 канд. техн. наук, доцент,
 Александр Анатольевич Пуговкин,
 инженер,
 Сергей Васильевич Селищев,
 д-р физ.-мат. наук, профессор,
 зав. кафедрой,
 кафедра биомедицинских систем,
 Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
 г. Москва, г. Зеленоград,
 e-mail: telyshev@bms.zone

Г.В. Саврасов, Н.В. Беликов, И.В. Хайдукова

Исследование механических свойств протезов кровеносных сосудов при изменении параметров окружающей среды

Аннотация

Представлены сравнительные данные биомеханических характеристик протезов кровеносных сосудов при различных условиях проведения испытаний. Испытания прочностных и вязкоупругих характеристик были проведены в нормальных условиях (на воздухе при комнатной температуре) и в условиях, приближенных к внутренней среде организма (в физрастворе при 37 °С). Были обнаружены статистически значимые различия упругого гистерезиса и модуля Юнга, стандартно измеряемого в участке линейной деформации, при испытаниях в разных условиях. Результаты испытаний доказывают необходимость проведения измерения механических характеристик в условиях, близких к *in vivo*, по предложенной методике.

Введение

В ходе создания протезов кровеносных сосудов и определения их параметров важными этапами являются моделирование и проведение технических испытаний. При этом исходные данные о свойствах самого материала, таких как продольная и поперечная прочность, получают из механических испытаний. В рамках данных испытаний, регламентируемых [1], может не учитываться ряд важных параметров, влияющих на исследуемые характеристики, таких как температура человеческого тела и наличие жидкой среды, так как в настоящий момент они проводятся в нормальных условиях [2]. Также не регламентирован порядок измерения вязкоупругих свойств протезов для их максимального соответствия ткани сосудов.

Несмотря на то что в статьях [3]-[7] было предложено проводить испытания в жидкости или с использованием влажных образцов [8], а проводить испытания при температуре 37 °С было предложено в статьях [3], [5], зависимость результатов от температуры и жидкости была отмечена только в исследовании [9]. В данном исследовании было установлено, что при измерении механических свойств в жидкости при 37 °С данные свойства были схожи со свойствами артерий.

В связи с отсутствием обоснования необходимых условий проведения механических испытаний, а также в связи с существующими различиями в методиках проведения испытаний в

данной статье была предложена методика испытаний и определено влияние условий, близких к *in vivo*, на такие характеристики протезов кровеносных сосудов, как модуль Юнга и упругий гистерезис.

Материалы и методы

Испытания проводились на образцах в форме двусторонних лопаток, вырубленных из ПТФЭ протезов при помощи специального штампа. Толщина определялась механическим толщиномером с инструментальной погрешностью 0,25 мкм. Образцы, изготовленные из одного протеза, измерялись группой, и результат усреднялся.

Полученные образцы закреплялись в зажимах с абразивным покрытием испытательной машины «INSTRON 3365» в свободном состоянии. При испытании в условиях, приближенных к *in vivo*, образцы погружались в термостатическую камеру «BioPuls 3130-100 Instron», заполненную физиологическим раствором – 0,9%-ным изотоническим раствором NaCl – температурой (37 ± 1) °С и выдерживались в среде в течение 15 мин до начала проведения испытания [10].

Испытание проводили со скоростью 10 мм/мин с предварительным натяжением до 0,01 Н. При испытании на одноосное растяжение использовался датчик с диапазоном измерений 5 кН ± 0,25 %. В случае испытаний на гистерезис использовался датчик с диапазоном 10 Н ± 0,05 %. Сигнал с датчика записывался с частотой 10 Гц.