

ими просвет в канале в поперечном сечении. Уменьшение длины лопаток импеллера с 22 до 10 мм путем пропорционального масштабирования профиля лопаток позволяет снизить массогабаритные характеристики РНК и, как следствие, сделать насос более миниатюрным; при этом следует учитывать, что для поддержания необходимого уровня гемодинамики необходимо повышать скорость вращения ротора с 7100 до 8200 об/мин для рабочей точки 2,2 л/мин при напоре 11 мм рт. ст. При этом повышение скорости вращения ротора существенно не влияет на среднее время пребывания частиц в полости насоса, а также на величину объема областей, где наблюдаются повышенные скалярные касательные напряжения.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда. Соглашение № 18-79-10008.

Список литературы:

1. Tanner K., Sabrine N., Wren C. Cardiovascular malformations among preterm infants // *Pediatrics*. 2005. Vol. 116. № 6. PP. 833-838.
2. Jayakumar K.A., Addonizio L.J., Kichck-Christant M.R. et al. Cardiac transplantation after the Fontan or Glenn procedure // *Journal of the American College of Cardiology*. 2004. Vol. 44. № 10. PP. 2065-2072.
3. Gentles T.L., Mayer J.E., Gauvreau K. et al. Fontan operation in five hundred consecutive patients: Factors influencing early and late outcome // *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 1997. Vol. 114. № 3. PP. 376-391.
4. Throckmorton A.L., Chopski S.G. Pediatric circulatory support: Current strategies and future directions. Biventricular and univentricular mechanical assistance // *ASAIO Journal*. 2008. Vol. 54. № 5. PP. 491-497.
5. Senzaki H., Masutani S., Ishido H. et al. Cardiac rest and reserve function in patients with Fontan circulation // *Journal of the American College of Cardiology*. 2006. Vol. 47. № 12. PP. 2528-2535.
6. Denisov M.V., Selishchev S.V., Telyshev D.V., Frolova E.A. Development of medical and technical requirements and simulation of the flow-pressure characteristics of the sputnik pediatric rotary blood pump // *Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 50. № 5. PP. 296-299.
7. Selishchev S.V., Telyshev D.V. Ventricular assist device Sputnik: Description, technical features and characteristics // *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*. 2015. Vol. 29. № 3. PP. 207-210.
8. Telyshev D.V., Denisov M.V., Selishchev S.V. The Effect of Rotor Geometry on the H-Q Curves of the Sputnik Implantable Pediatric Rotary Blood Pump // *Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 50. № 6. PP. 420-424.
9. Telyshev D.V., Denisov M.V., Pugovkin A., Selishchev S.V., Nesterenko I.V. The Progress in the Novel Pediatric Rotary Blood Pump Sputnik Development // *Artificial Organs*. 2018. Vol. 42. № 4. PP. 432-443.
10. Telyshev D.V., Denisov M.V., Selishchev S.V. Numerical Simulation of Blood Flow in a Rotary Pump for Use in Pediatric Cardiac Surgery in Patients with Fontan Procedure // *Biomedical Engineering*. 2018. № 6. PP. 32-35.
11. Telyshev T., Denisov M., Markov A., Fresiello L., Verbelen T., Selishchev S. Energetics of blood flow in Fontan circulation under VAD support // *Artificial Organs*. 2020. Vol. 44. № 1. PP. 50-57.
12. Fraser K.H., Zhang T., Taskin M.E. et al. A quantitative comparison of mechanical blood damage parameters in rotary ventricular assist devices: Shear stress, exposure time and hemolysis index // *Journal of Biomechanical Engineering*. 2012. Vol. 134. № 8.
13. Thamsen B., Blumel B., Schaller J. et al. Numerical analysis of blood damage potential of the HeartMate II and HeartWare HVAD rotary blood pumps // *Artificial Organs*. 2015. Vol. 39. № 8. PP. 651-659.

Максим Валерьевич Денисов,
инженер,

Дмитрий Викторович Тельшиев,
канд. техн. наук, доцент,

Институт биомедицинских систем,
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский
университет «Московский институт
электронной техники»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: denisov@bms.zone

Л.В. Беляев, А.В. Жданов, Н.С. Довбыш

Определение ресурса работы насосов крови для пневматических систем вспомогательного кровообращения на основе математического моделирования напряженно-деформированного состояния подвижной диафрагмы

Аннотация

Представлены результаты расчета ресурса работы насосов крови на основании энергетического критерия разрушения диссипативного типа для пневматических систем вспомогательного кровообращения на основе математического моделирования напряженно-деформированного состояния диафрагм толщиной 0,3 и 0,5 мм. Дана оценка влияния толщины диафрагмы на ресурс ее работы при симметричном и пилообразном циклах изменения нагрузки. Определены амплитуды максимальных эквивалентных напряжений и коэффициенты запаса прочности для разных толщин диафрагмы.

Введение

Одним из видов систем механической поддержки кровообращения, чаще всего применяемых в качестве так называемого моста к трансплантации сердца, являются паракорпоральные системы вспомогательного кровообращения (ВК) пульсирующего типа с пневматическим приводом [1], которые рассчитаны на длительный срок применения и должны обеспечивать расчетный срок службы 50...100 млн циклов работы насоса крови (НК) с высокой надежностью [2]. С другой стороны, американским Агентством по клиническому приме-

нению вновь разрабатываемых медицинских устройств разрешается начинать медико-биологические исследования систем ВК только при соблюдении следующих условий: проведение лабораторных испытаний, работа разрабатываемых систем ВК на протяжении периода не менее одного года с соблюдением требуемого уровня надежности [3]. Определение ресурса работы может занять еще более длительный период времени.

Анализ литературных источников показывает, что на данный момент для оценки ресурса работы НК наиболее часто используются гидродинамические стенды. Так, в работе [4] приведены результаты оценки ресурса работы системы «Penn

State/3M EТАН» («Penn State University», США, штат Пенсильвания). По результатам исследования ресурс работы составил 2 года. В работе [5] описаны результаты одновременного испытания двенадцати систем ВК «Novacor N100PC» («Novacor SASU», Франция), которые требуют наличия соответствующего количества параллельно работающих стенов. Ресурс работы систем ВК «NovacorN100PC» также составил 2 года. Сокращение времени лабораторно-стендовых исследований может быть достигнуто при проведении ускоренных испытаний за счет увеличения значений параметров функционирования систем. Так, в работе [6] приведены результаты исследований ресурса работы системы «Baylor TАН» («Baylor University», США, штат Техас), которые показывают, что повышение температуры, прокачиваемой по стенду, на 5 град позволяет уменьшить длительность испытаний в два раза. Также уменьшение длительности испытаний возможно за счет увеличения частоты работы систем, при этом длительность испытаний сокращается прямо пропорционально увеличению частоты работы систем [7]. В своей работе Феликс Граф с соавторами [8] описывают результаты одновременного исследования ресурса двенадцати двухслойных мембран системы «ReinHeart TАН» («Reinheart TАН GMBH», Германия). Исследование проводилось на стендовой установке, имитирующей гидродинамический стенд. Максимальный ресурс работы составил 6,7 года.

Таким образом, приведенная статистика показывает, что подход, основанный только на использовании результатов по оценке ресурса работы пульсирующих систем ВК, полученных при проведении лабораторно-стендовых испытаний, занимает очень много времени даже при проведении ускоренных испытаний. В связи с этим актуальной задачей является разработка методики прочностного анализа и прогнозирования ресурса мембранных насосов крови для систем ВК пульсирующего типа на основе математического моделирования.

Материалы и методы

Проведя декомпозицию системы «насос крови», можно выделить следующие основные компоненты (рис. 1а): корпус насоса крови; диафрагма, воспринимающая управляющее воздействие от пневмопривода по заданному закону (рис. 1б); искусственные клапаны сердца, обеспечивающие однонаправленный поток крови; коннекторы для соединения насоса крови с магистральями, подшитыми к естественному сердцу.

Анализ конструктивных элементов и учет принципа функционирования диафрагменных насосов крови показывают, что элементами, испытывающими циклические нагрузки и наиболее подверженными разрушению, являются корпус, мембрана и искусственные клапаны сердца. Необходимо отметить, что корпус насоса крови подвержен незначительным циклическим нагрузкам, связанным с периодическим изменением объема, хотя это и приводит к снижению объема выброса, а напряжения, возникающие при этом, не являются критическими с точки зрения оценки ресурса его работы. С другой стороны, применяемые в данных видах устройств искусственные клапаны сердца имеют гарантированный двадцатилетний срок службы

(800 млн циклов работы) [9], подтвержденный многочисленными экспериментальными исследованиями и длительным успешным опытом применения в клинической практике.

Таким образом, основным элементом насоса крови, критически влияющим на ресурс его работы, является подвижная диафрагма, которая должна не только выдерживать указанное ранее количество циклов работы, но и обеспечивать требуемые гемодинамические характеристики его работы [10].

Учет условий работы диафрагмы предъявляет особые требования к конструкционным материалам для ее изготовления. Они должны обладать высокой износостойкостью, необходимыми демпфирующими, теплофизическими, электрическими и эластичными свойствами [11], стойкостью к действию биологических жидкостей, обеспечивая биосовместимость и восстановление формы после деформирования, а также стабильность свойств после стерилизации [12]. Материалами, наиболее полно отвечающими указанным требованиям, являются термопластичные полиуретаны, которые обладают всеми необходимыми свойствами, имеют соответствующие сертификаты и являются технологичными в изготовлении [13].

Моделирование напряженно-деформированного состояния диафрагмы НК проводилось в системе «ANSYS WORKBENCH» («ANSYS, Inc.», США) на основании ее 3D-модели с использованием пятипараметрической модели Муни-Ривлина [14]. 3D-модель диафрагмы представляет собой цилиндрический диск с наружным диаметром D , рабочим диаметром d ($D - d = 2h$) и толщинами 0,5 и 0,3 мм. В силу геометрической симметрии диафрагмы и действующей нагрузки рассматривалась ее одна четвертая часть (рис. 2а). Толщина диафрагмы была представлена тремя слоями объемных 8-узловых конечных элементов. Конечно-элементная модель диафрагмы содержит 77068 и 207884 узлов, 56409 и 153744 элементов при ее толщине, равной 0,5 и 0,3 мм соответственно. Нагрузка задавалась в виде линейно нарастающей в течение 3 с разности управляющего и систолического давлений (ΔP) от 0 до 810 мм рт. ст. (что превышает реальную разность давлений в 6 раз) с шагом 0,1 с. При расчетах рассматривались симметричный и пилообразный циклы изменения нагрузки (рис. 2б).

Расчет ресурса диафрагмы НК проведен на основании энергетического критерия разрушения диссипативного типа (Ψ), определяемого экспериментально и являющегося характеристикой эластомера, который используется для изготовления диафрагм НК [15]. Диссипация энергии играет существенную роль в механизме длительного циклического разрушения эластомеров. Модель разрушения, построенная на этих принципах, имеет вид [16]

$$\Delta P = \frac{1}{k_1 T} \frac{G_0 \varepsilon_0^2 \Psi}{2} N, \quad (1)$$

где N – количество циклов до разрушения; T – температура в центральной области массива материала; G_0 – мгновенный модуль сдвига; Ψ – энергетический критерий разрушения диссипативного типа; ε_0 – амплитуда эквивалентной деформации;

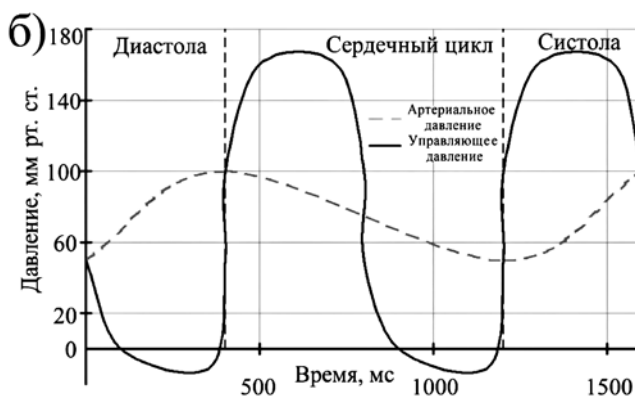
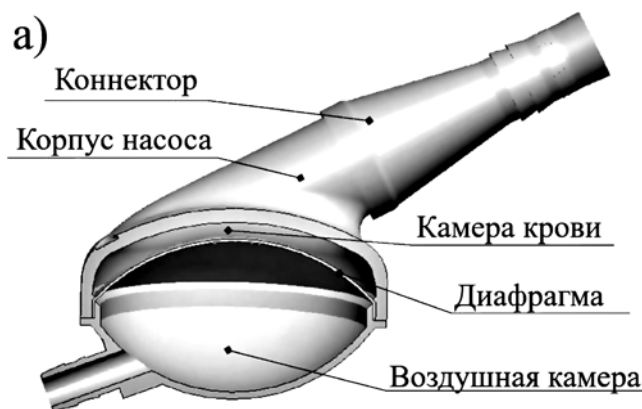


Рис. 1. Диафрагменный насос крови (а); график изменения управляющего и артериального (выходного) давлений (б)

k_1 – постоянная, являющаяся характеристикой материала, не зависящая от типа конструкции элемента и вида деформации.

Циклический характер нагружения диафрагмы НК систем ВК определяет усталостный характер разрушения в процессе эксплуатации. Для расчета запаса прочности по критериям усталостного разрушения использовалась следующая зависимость, позволяющая учитывать наличие концентраторов напряжений, влияние асимметрии цикла изменения напряженно-го состояния в расчетной зоне, состояния поверхности и масштабный эффект [17]:

$$n = \frac{\sigma_{-1}}{\frac{K_\sigma}{\varepsilon_\sigma \beta_\sigma} \sigma_{a.eq.} + \psi_\sigma \sigma_1}, \quad (2)$$

где $\sigma_{a.eq.}$ – амплитуда эквивалентных напряжений цикла; σ_1 – максимальное главное напряжение цикла; K_σ – эффективный коэффициент концентрации напряжений; ε_σ – коэффициент, учитывающий масштабный эффект; β_σ – коэффициент, учитывающий состояние поверхности; $\psi_\sigma = \sigma_{-1} / \sigma_b$ – коэффициент, учитывающий влияние средних напряжений цикла на сопротивление усталости; σ_{-1} – предел выносливости материала; σ_b – предел прочности материала.

Для определения амплитуды эквивалентных напряжений (A) в условиях трехмерного напряженного состояния использовалась зависимость, полученная на основании гипотезы Губера-Мизеса-Генки:

$$\sigma_{a.eq.} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_{xa} - \sigma_{ya})^2 + (\sigma_{ya} - \sigma_{za})^2 + (\sigma_{xa} - \sigma_{za})^2 + 6(\tau_{xya}^2 + \tau_{yza}^2 + \tau_{xza}^2)}, \quad (3)$$

где σ_{xa} , σ_{ya} , σ_{za} , τ_{xya} , τ_{yza} , τ_{xza} – амплитуды нормальных и касательных напряжений.

Результаты

В ходе проведения моделирования напряженно-деформированного состояния диафрагмы НК были получены максимальные значения эквивалентных напряжений (рис. 3а), представленные в виде кривых, в зависимости от нагрузки для обеих толщин диафрагмы, которые были использованы для расчета коэффициента запаса прочности (n) (рис. 3б) и ресурса работы диафрагмы НК при пилообразном ($A1$, $n1$) и симметричном ($A2$, $n2$) циклах нагружения.

Анализ картин распределения эквивалентных напряжений показывает, что максимальные значения находятся в зоне S для обеих исследуемых толщин. Большие значения амплитуды

ды эквивалентных напряжений наблюдаются у диафрагмы с толщиной 0,3 мм и составляют 27 МПа. Оценка влияния вида кривой графика изменения давлений показывает, что большие значения амплитуды эквивалентных напряжений характерны для толщины диафрагмы, равной 0,3 мм при симметричном цикле нагружения, и составляют 7,7 МПа.

Превышение указанных значений наблюдается во всем диапазоне рабочих нагрузок. Полученные значения коэффициента запаса прочности находятся в пределах от 1 до 5,5, а большее значение соответствует толщине диафрагмы 0,5 мм при пилообразном цикле нагружения и равно 5,5.

Анализ графиков коэффициента запаса прочности показывает, что в диапазоне рабочих нагрузок 0...600 мм рт. ст. наблюдается наибольшее влияние вида кривой графика изменения давлений, а в диапазоне 600...800 мм рт. ст. кривые практически совпадают, т. е. вид кривой графика изменения давлений различается незначительно для обеих толщин диафрагм.

Расчетный ресурс работы диафрагм составил 50 и 57,6 млн циклов при симметричном виде нагружения и 52,4 и 59,2 млн циклов при пилообразном виде нагружения для толщин 0,3 и 0,5 мм соответственно. Анализ полученных величин ресурса работы диафрагмы показывает, что они имеют близкие значения как при симметричном виде кривой графика изменения давлений, так и при пилообразном, а большее значение ресурса работы характерно для большей толщины диафрагмы. Симметричный вид кривой наиболее соответствует реальному изменению управляющего давления, однако требует больше вычислительных ресурсов в отличие от пилообразного вида кривой графика изменения давлений при близких значениях ресурса работы, что позволяет упростить процесс моделирования и сократить время расчетов при проектировании рассматриваемых систем.

Заключение

В данной статье приведены результаты ресурса работы диафрагмы НК для систем ВК на основе математического моделирования ее напряженно-деформированного состояния. Полученные результаты показали, что расчетное значение ресурса работы находится около нижней границы в 50 млн циклов в силу принятых при моделировании допущений. Однако необходимо отметить, что полученные значения количества циклов ресурса работы соответствуют разности управляющего и систолического давлений, в четыре раза превышающей их реальные значения, используемые на практике, а в рабочем диапазоне обеспечивается расчетный коэффициент запаса более пяти. Полученные расчетные значения являются лишь одним из этапов оценки ресурса работы диафрагмы НК. В на-

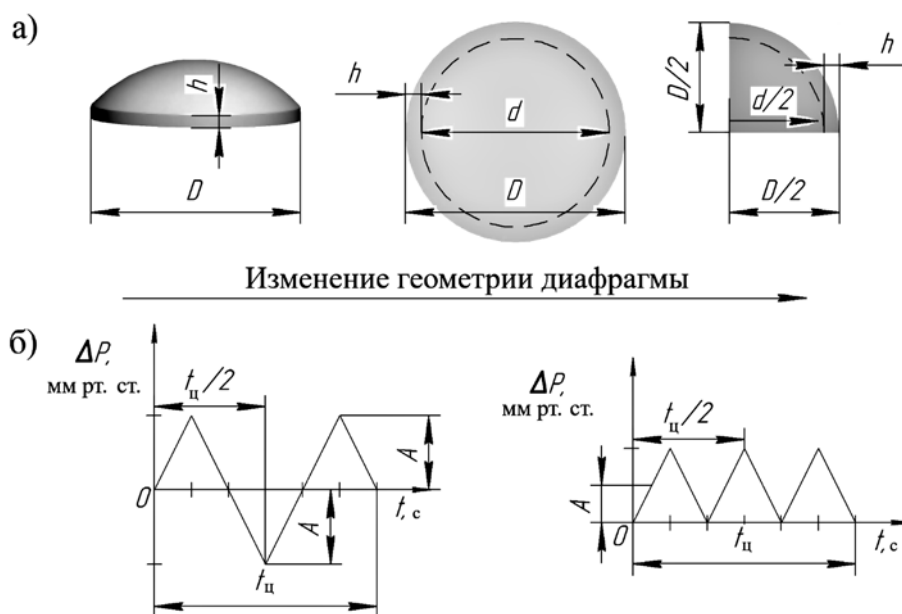


Рис. 2. Модель диафрагмы (а); графики изменения нагрузки (б)

стоящее время ведутся исследования, связанные с экспериментальным определением ресурса работы, которые, в свою очередь, могут потребовать корректировки изложенного подхода, но, учитывая указанные выше замечания, данный подход может быть использован для приближенной оценки ресурса работы диафрагмы при разработке насосов крови для пневматических систем вспомогательного кровообращения на этапе проектирования.

Проведение исследований по определению ресурса работы насосов крови для пневматических систем вспомогательного кровообращения выполнено при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (проект № 20-08-00310).

Список литературы:

1. Weiss W.J., Carney E.L., Clark J.B. et al. Chronic In Vivo Testing of the Penn State Infant Ventricular Assist Device // ASAIO Journal. 2012. Vol. 58. PP. 65-72.
2. Haut Donahue T.L., Rosenberg G., Jacobs & William C.R., Weiss J. Finite element analysis of stresses developed in blood sacs of a pusher plate blood pump // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2003. Vol. 6 (1). PP. 7-15.

3. Lee J. Long-term mechanical circulatory support system reliability recommendation by the national clinical trial initiative subcommittee // ASAIO Journal. 2009. Vol. 55. Iss. 6. PP. 534-542.
4. Zapanta C.M., Snyder A.J., Weiss W.J. et al. Durability testing of a completely implantable electric total artificial heart // ASAIO Journal. 2005. Vol. 51 (3). PP. 214-223.
5. Lee J., Miller P.J., Chen H. et al. Reliability model from the in vitro durability tests of a left ventricular assist system // ASAIO Journal. 1999. Vol. 45. PP. 595-601.
6. Orime Y., Takatani S., Ohara Y. et al. The Baylor-ABI electromechanical total artificial heart. Accelerated endurance testing // ASAIO Journal. 1993. Vol. 39 (3). PP. 172-176.
7. Legendre D., DaSilva O., Andrade A. et al. Endurance test on a textured diaphragm for the auxiliary total artificial heart // Artificial organs. 2003. Vol. 27 (5). PP. 457-460.
8. Gräf F., Rossbroich R., Finocchiaro T., Steinseifer U. Investigation of the Durability of a Diaphragm for a Total Artificial Heart // Artificial organs. 2015. Vol. 40. PP. 1016-1022.
9. Орловский П.И., Гриценко В.В., Юхнев А.Д. и др. Искусственные клапаны сердца. – СПб.: ОЛМА Медиа Групп, 2007. С. 464.

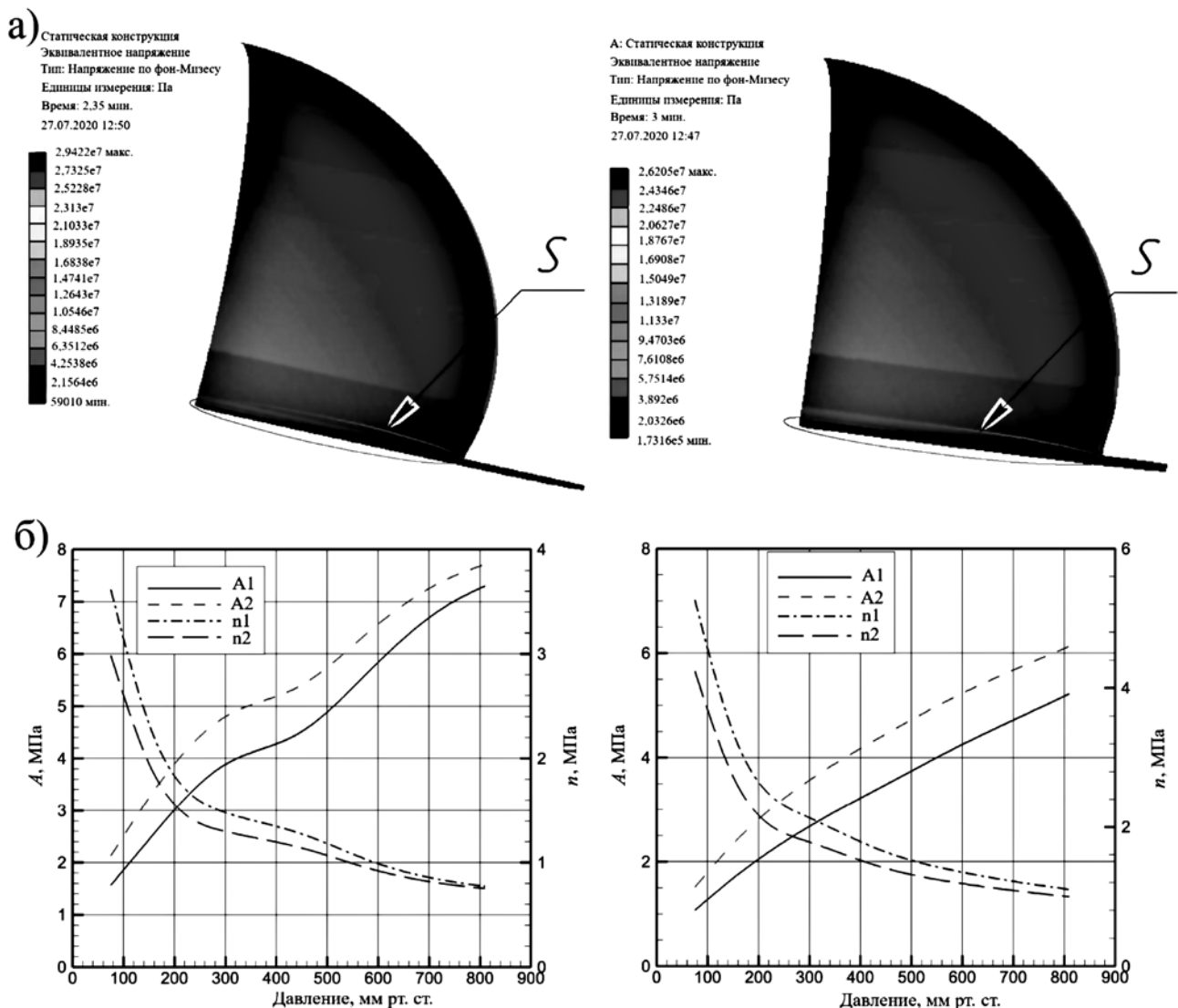


Рис. 3. Результаты моделирования напряженно-деформированного состояния диафрагмы для толщин 0,3 (слева) и 0,5 мм (справа): а) распределение эквивалентных напряжений для симметричного цикла нагружения; б) амплитуды эквивалентных напряжений и коэффициенты запаса прочности

10. Haut Donahue T.L., Dehlin W., Gillespie J., Weiss W.J., Rosenberg G. Finite element analysis of stresses developed in the blood sac of a left ventricular assist device // *Medical Engineering & Physics*. 2009. Vol. 31. PP. 454-460.
11. Hayahi K. Fatigue properties of segmented polyether polyurethanes for cardiovascular application // *ASTM STP*. 1994. Vol. 1173. PP. 9-19.
12. Abraham G.A., Frontini P.M., Cuadrado T.R. Physical and mechanical behavior of sterilized biomedical segmented polyurethanes // *Journal of Applied Polymer Science*. 1997. Vol. 65 (6). PP. 1193-1203.
13. Belyaev L.V., Zhdanov A.V., Morozov V.V. Materials and technologies for pulsative Russian artificial heart ventricle manufacturing / *International Conference on Mechanical, System and Control Engineering, ICMSC*. 2017. PP. 22-26. St. Petersburg, May 19-21.
14. Belyaev L.V. et al. A Comparative Study of Hyperelastic Constitutive Models to Characterize the Behaviour of a Biopolymer Material for Diaphragm of Blood Pump Manufacturing // *Journal IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. 2020. Vol. 739. PP. 1-6.
15. Булат А.Ф., Говоруха В.В., Дырда В.И. Закономерность разрушения эластомеров при длительном циклическом нагружении // *Геотехническая механика*. 2004. № 52. С. 3-95.
16. Дырда В.И., Толстенко А.В., Калганов Е.В. Определение долговечности упруго-наследственных сред с использованием обобщенных критериев разрушения // *Восточно-Европейский журнал передовых технологий*. 2013. Т. 4. № 7 (64). С. 4-7.
17. Биргер И.А., Шорр Б.Ф., Иосилевич Е.Б. Расчет на прочность деталей машин. – М.: Машиностроение, 1979. С. 702.

Леонид Викторович Беляев,
канд. техн. наук, доцент,
Алексей Валерьевич Жданов,
канд. техн. наук, доцент,
Никита Сергеевич Довбыш,
магистрант,
кафедра «Технология машиностроения»,
ФГБОУ ВО «Владимирский государственный
университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых»,
г. Владимир,
e-mail: blv_vlsu@mail.ru

Х. Ким, Д.А. Чувилов, Д.В. Аладин, О.О. Варламов, Л.Е. Адамова, В.Г. Осипов

Создание базы знаний для миварной экспертной системы диагностики сахарного диабета

Аннотация

Продукционные экспертные системы, основанные на правилах, уже достаточно давно используются в медицине. В настоящей статье показано применение миварной экспертной системы для задачи диагностики сахарного диабета и описан пример ее создания. Сначала создают базу знаний в виде миварной сети параметров и правил, затем заносят ее в КЭСМИ, получают параметры человека и выполняют диагностику. Создан прототип миварной базы знаний в виде таблиц параметров и правил, который включает в себя 62 параметра и 27 правил. В перспективе миварная база знаний будет эволюционно наращиваться.

Введение

Как всем известно, сахарный диабет (СД) [1] входит в число самых распространенных в мире хронических заболеваний. По данным Международной федерации диабета (IDF), в мире зарегистрировано более 430 млн человек, которые болеют сахарным диабетом. К 2040 году прогнозируется рост числа людей, больных диабетом, до 642 млн человек. Типичными проявлениями недуга являются постоянное чувство жажды и частые позывы к мочеиспусканию, раздражение и зуд кожи, слабость, в том числе мышечная, дневная сонливость, стремительное похудение на фоне повышенного аппетита. Анализ научной литературы, а также другие материалы врачей-эндокринологов [1], которые предоставил профессор Древаль А.В., позволили выявить причинно-следственные зависимости в виде продукционных правил «Если..., То...» для диагностики сахарного диабета. Как известно, основой диагностики сахарного диабета служит анализ крови на содержание глюкозы и некоторых других веществ. Важны параметры человека, его состояние, образ жизни, возможные проявления симптомов. Так как диагностирование заболеваний – это сложная экспертная область, в которой знания описываются в продукционной форме, то для ее моделирования целесообразно применять миварный конструктор экспертных систем КЭСМИ Wi!Mi «Разуматор».

Миварные технологии логического искусственного интеллекта

Создание логически рассуждающих экспертных систем, основанных на правилах, остается актуальной и практически значимой проблемой. В настоящее время активно развиваются миварные [2] технологии логического искусственного интеллекта, на основе которых можно решить поставленную в рассматриваемой работе научную задачу. На основе запатентованного способа логической обработки миварных баз знаний [3] создан конструктор экспертных систем КЭСМИ Wi!Mi «Разуматор» [4]. В настоящее время Wi!Mi используется для научных исследований и решения различного класса задач вместе с методами вычислительной обработки данных [5]: описания этических аспектов в медицине [6], создания автономных машин [7] и автомобилей [8], автоматизированных систем управления [9], реконструкции дорожно-транспортных происшествий и аварий [10], мониторинга соблюдения правил дорожного движения [11]. Кроме традиционных применений экспертных систем (ЭС) для создания рекомендательных систем и систем поддержки принятия решений (СППР), линейная сложность миварного логического вывода [3], [4] позволила успешно применять миварные технологии для планирования [12] в реальном времени действий роботов [13], тракторов [14], групп комбайнов [15] и различных транспортных [16] средств