

2. Yamamoto H., Yamamoto F. Myocardial protection in cardiac surgery: A historical review from the beginning to the current topics // Gen. Thorac. Cardiovasc. Surg. 2013. Vol. 61. PP. 485-496.
3. Gebhard M.-M., Bretschneider H.J., Schnabel P.A. Cardioplegia principles and problems // Physiology and pathophysiology of the heart / Ed. N. Sperelakis. – Boston: Kluwer, 1989. PP. 655-668.
4. Aass T., Stangeland L., Moen C.A. et al. Left ventricular dysfunction after two hours of polarizing or depolarizing cardioplegic arrest in a porcine model // Perfusion. 2019. Vol. 34. № 1. PP. 67-75.
5. Jennings R.B. Historical perspective on the pathology of myocardial ischemia/reperfusion injury // Circ. Res. 2013. Vol. 113. PP. 428-438.
6. Pandit S.V., Jalife J. Rotors and the dynamics of cardiac fibrillation // Circ. Res. 2013. Vol. 112. PP. 849-862.
7. Базаев Н.А., Тельшев Д.В. Комплексный алгоритм автоматического определения фибрилляции // Медицинская техника. 2009. № 2. С. 22-25.
8. Huizar J.F., Warren M.D., Shvedko A.G. et al. Three distinct phases of VF during global ischemia in the isolated blood-perfused pig heart // Am. J. Physiol. 2007. Vol. 293. PP. H1617-H1628.
9. Janse M.J. The effect of changes in heart rate on the refractory period of the heart. – Amsterdam: Mondeel-Offsetdrukkerij, 1971.
10. Гурьянов М.И. Организованная структура фибрилляции желудочков сердца собаки // Рос. физиол. журн. им. И.М. Сеченова. 2016. Т. 102. № 3. С. 297-306.
11. Гурьянов М.И. Организованная частотная структура электрокардиограммы при длительном развитии фибрилляции желудочков сердца в эксперименте // Современные технологии в медицине. 2016. Т. 8. № 3. С. 37-48.
12. The R Project for Statistical Computing / <https://www.r-project.org/> (дата обращения: 28.02.2020).
13. Кобзарь А.И. Прикладная математическая статистика. – М.: Физматлит, 2006.
14. Иванов Г.Г., Востриков В.А. Фибрилляция желудочков и желудочковые тахикардии – базовые положения и диагностические критерии // Вестн. РУДН. Сер. «Медицина». 2009. № 1. С. 75-80.
15. Noujaim S.F., Berenfeld O., Kalifa J. Universal scaling law of electrical turbulence in the mammalian heart // Proc. Natl. Acad. Sci. 2007. Vol. 104. PP. 20985-20989.

Марат Ильич Гурьянов,
д-р мед. наук, профессор,
медицинский факультет,
Санкт-Петербургский государственный
университет,
Петр Казимирович Яблонский,
д-р мед. наук, профессор,
директор,
Санкт-Петербургский НИИ
фтизиопульмонологии Министерства
здравоохранения РФ,
декан,
медицинский факультет,
Санкт-Петербургский государственный
университет,
г. С.-Петербург,
e-mail: mgurianov@yandex.ru

М.В. Денисов, М. Вальтер, С. Леонард, Д.В. Тельшев

Влияние конструкции роторного насоса крови на уровень гемосовместимости

Аннотация

Приводятся результаты исследования влияния изменения геометрии проточной части роторного насоса крови (РНК) на уровень гемосовместимости для поддержки пациентов с терминальной стадией сердечной недостаточности. В результате проведенного моделирования были получены семейства расходно-напорных характеристик для шести геометрических моделей РНК, отличающиеся геометрией лопаток импеллера и расстоянием от импеллера до диффузора. Для рабочей точки 4,5 л/мин и 80 мм рт. ст. было оценено влияние изменений геометрии на величину объема, где реализуются повышенные касательные напряжения, и получены значения минимального, максимального и осредненного времен пребывания частиц крови в полости насоса. Численное моделирование течения жидкости проводилось в программном комплексе вычислительной гидродинамики «Fluent ANSYS 19.0».

Введение

Ежегодно в мире диагностируется около 1 млн новых случаев сердечной недостаточности [1]. Золотым стандартом лечения сердечной недостаточности является трансплантация сердца, что связано с неэффективностью медикаментозного лечения [2]. В США ежегодно делается до 2000 трансплантаций сердца, для Российской Федерации эта цифра составляет около 100 трансплантаций ежегодно [3]. Следует отметить, что количество пациентов, ожидающих донорское сердце, значительно выше, чем количество доступных донорских органов. Развитие современных систем искусственного кровообращения позволяет значительно повысить не только уровень выживаемости пациентов с различными формами сердечной недостаточности, но и уровень их жизни в целом, так как такие системы обладают небольшими размерами, являются носимы-

ми и практически не ограничивая физическую активность человека.

В качестве примера такой системы можно привести аппарат вспомогательного кровообращения АВК «Спутник» [4], представляющий собой сложное медицинское устройство, основным модулем которого является роторный насос крови (РНК). Выживаемость пациентов с использованием такого типа устройств превышает 70 % в течение первых двух лет после имплантации [4]. Несмотря на то что АВК имеет небольшие размеры, миниатюризация является актуальной задачей, так как она позволяет снизить инвазивность процедуры имплантации и расширяет возможности применения АВК для пациентов с общей площадью тела менее 1,5 м² [1], [5], [6]. Задачей рассматриваемого исследования является оценка влияния изменения геометрии проточной части РНК на уровень гемосовместимости [7].

Материалы и методы

В данной работе проводилось исследование влияния изменения геометрии проточной части РНК, входящего в состав АВК «Спутник», на поведение потока жидкости с целью минимизации негативного влияния насоса на форменные элементы крови. Известно, что насос создает напор благодаря вращению рабочего колеса, на котором располагаются профилированные лопатки. Геометрия лопаток оказывает влияние на величину напора [8], что выражается следующей формулой:

$$H_e = \frac{u}{g} \left(u - \frac{Q_e}{A_2} \cdot \cot \beta^2 \right), \quad (1)$$

где H_e – эйлеров гидростатический напор; Q_e – расход через насос; u – периферическая скорость ротора; A_2 – эффективная площадь выходного отверстия; β^2 – угол лопатки на выходе насоса.

Из формулы (1) видно, что геометрическая форма лопатки оказывает непосредственное влияние на величину напора насоса. Зависимость напора от величины расхода через насос называется расходно-напорной характеристикой (РНХ), которая определяет его работу. Угол наклона кривой РНХ влияет на ширину диапазона применения насоса по расходу. Насос, характеризующийся более пологими РНХ, имеет существенное преимущество перед насосами с менее пологими РНХ, так как последние не способны поддерживать необходимый уровень напора при колебаниях расхода при неизменной скорости вращения ротора.

Другим важнейшим критерием применения РНК является безопасность его использования. Помимо обеспечения биосовместимости материалов, из которых изготавливается РНК, необходимо обеспечить минимальное механическое воздействие на кровь. Известно, что касательные напряжения, возникающие в потоке жидкости при воздействии на нее лопаток насоса, оказывают влияние на кровь, подвергая деформации эритроциты. Степень влияния касательных напряжений можно охарактеризовать пороговыми значениями в 9, 50 и 150 Па [9]. Касательные напряжения, соответствующие 9 Па, вызывают деградацию фактора Вонвильебранда, при 50 Па происходит активация тромбоцитов, при 150 Па эритроциты разрушаются, происходит гемолиз. Вычисление касательных напряжений SSS осуществлялось по формуле (2) на основе вязких напряжений по методу, описанному в [10]. Вязкие напряжения определяются значениями градиента скорости в расчетной области. Векторы i, j, k соответствуют направлениям осей x, y, z в неподвижной системе координат.

$$SSS = \left[\frac{1}{3} (\tau_{ii}^2 + \tau_{jj}^2 + \tau_{kk}^2) - \frac{1}{3} (\tau_{ii}\tau_{jj} + \tau_{jj}\tau_{kk} + \tau_{kk}\tau_{ii}) + (\tau_{ij}^2 + \tau_{jk}^2 + \tau_{ki}^2) \right]^{1/2}; \quad (2)$$

$$\tau_{ii} = -2\mu \frac{\partial v_x}{\partial x}; \quad \tau_{jj} = -2\mu \frac{\partial v_y}{\partial y}; \quad \tau_{kk} = -2\mu \frac{\partial v_z}{\partial z};$$

$$\tau_{ij} = -\mu \left(\frac{\partial v_x}{\partial y} + \frac{\partial v_y}{\partial x} \right); \quad \tau_{jk} = -\mu \left(\frac{\partial v_y}{\partial z} + \frac{\partial v_z}{\partial y} \right);$$

$$\tau_{ki} = -\mu \left(\frac{\partial v_z}{\partial x} + \frac{\partial v_x}{\partial z} \right).$$

Степень влияния насоса на уровень повреждения оценивалась не только по уровню SSS , но и по объему областей, где наблюдаются повышенные напряжения.

Для проведения исследования были подготовлены 6 геометрических моделей РНК, отличающихся друг от друга значениями угла входа лопаток импеллера и зазора между задней кромкой лопаток импеллера и передними кромками лопаток

диффузора. На рис. 1 показан вид с продольным сечением РНК с насаженными основными геометрическими размерами. Как видно из рисунка, РНК имеет следующие геометрические характеристики: длина элементов проточной части – 80,5 мм; диаметр трубки – 16 мм; зазор между лопатками импеллера и стенкой трубки – 0,2 мм; зазор между лопатками импеллера и ротором – 0,2 мм. РНК состоит из двух неподвижных частей – спрямляющего аппарата и диффузора – и одной подвижной – импеллера. Все компоненты располагаются в неподвижной проточной трубке. Импеллер имеет три лопатки с заданными профилем кривизны и углом установки. Спрямляющий аппарат имеет три пилона, установленных с шагом в 120°, и находится на входе в насос. Диффузор, имеющий также три закрученные в обратную сторону лопатки, располагается на выходе из насоса. Основной принцип работы РНК заключается в передаче вращающимся ротором кинетической энергии потоку жидкости. При набегании разогнанного потока на неподвижные лопатки диффузора кинетическая энергия движения преобразуется в потенциальную энергию давления, при этом направление движения потока выравнивается вдоль центральной оси РНК.

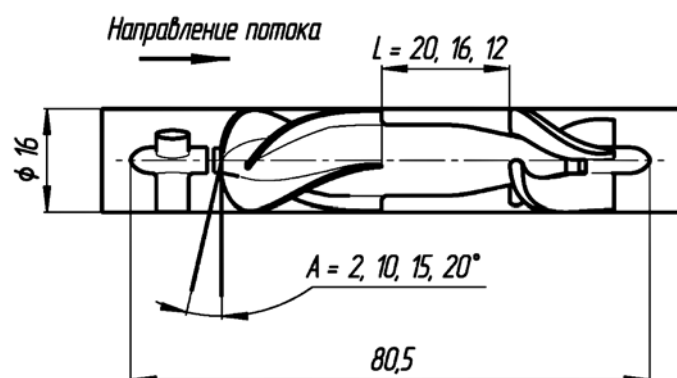


Рис. 1. Продольный разрез РНК

Моделирование течения жидкости осуществлялось методом конечных объемов на базе сгенерированных сетчатых расчетных областей. Расчетные области генерировались при помощи модуля «ANSYS V19.0 MESHING» на базе твердотельных геометрических моделей. Для каждой геометрической модели РНК были получены неструктурированные сетки с общим количеством ячеек порядка 8 млн, образованные семейством гексаэдров с характерным размером от 0,005 до 1 мм по объему расчетной области с учетом локальных сгущений. Особое внимание уделяется плотности сетки в области зазора между лопатками импеллера и стенкой проточной трубки. Для устойчивой сходимости решения в зазоре имеется не менее 10 слоев сетки, образованных призматическим слоем с высотой ячеек 5 мкм. Существенное повышение плотности ячеек в области зазора между лопатками импеллера и трубкой, где отмечается высокий градиент изменения параметров потока, позволяет обеспечить сходимость итеративного вычислительного процесса. В качестве рабочей среды использовалась жидкость, обладающая физическими свойствами крови. Известно, что кровь представляет собой неньютоновскую жидкость, но учитывая, что диаметр сечения кровеносного сосуда намного больше, чем размер эритроцита, и скорость сдвига выше 100 м/с, целесообразно применять ньютоновскую жидкость с постоянной вязкостью 0,0035 Па·с и постоянной плотностью 1055 кг/м³ [11].

Моделирование расходно-напорных характеристик РНК проводилось при скорости вращения ротора, равной 7000 об/мин. Исследование влияния деталей РНК на рабочую среду проводилось для рабочей точки потока 4,5 л/мин при перепаде давления 80 мм рт. ст. Граничными условиями являлись расход потока на входе в РНК и статическое давление на выходе. Учет турбулентности осуществлялся применением модели $k-\omega$ SST. Данная модель представляет собой сочетание двух наиболее используемых моделей турбулентности, при этом моделирование в области свободного потока происходит на основе $k-\epsilon$ модели, для пристеночных областей применяется $k-\omega$ модель [12].

Результаты и выводы

В ходе проведения исследования были получены семейства РНХ для всех шести моделей РНК. На *рис. 2* показаны РНХ для геометрических моделей насосов с изменяемым углом входа лопаток импеллера. Из *рисунка* видно, что в указанном диапазоне по расходу кривые имеют одинаковый наклон, но для РНК с углом входа 15° отмечается более высокий напор при равных условиях работы. Это позволяет незначительно снизить скорость вращения ротора. Кривая РНХ насоса с углом установки 20° характеризуется уменьшением напора, исходя из этого можно сделать вывод, что для данной принципиальной схемы РНК оптимальный угол входа лопаток импеллера находится в диапазоне от 15 до 20° .

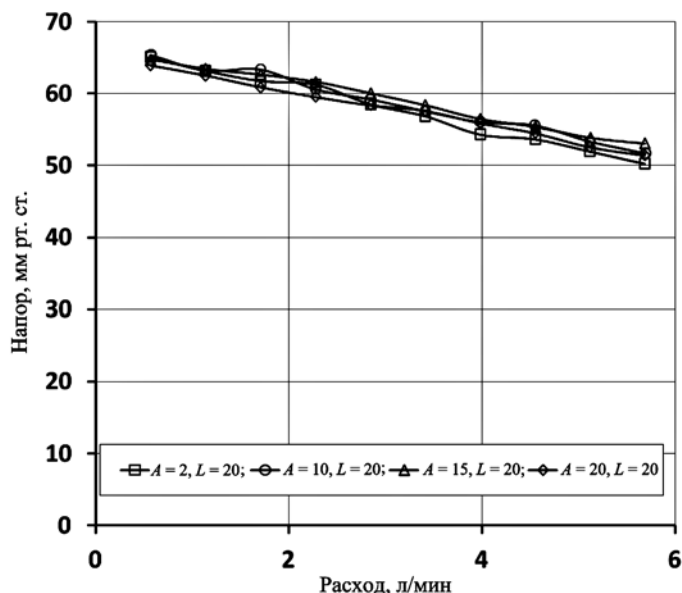


Рис. 2. Семейство кривых РНХ для геометрических моделей насосов с изменяемым углом входа лопаток импеллера

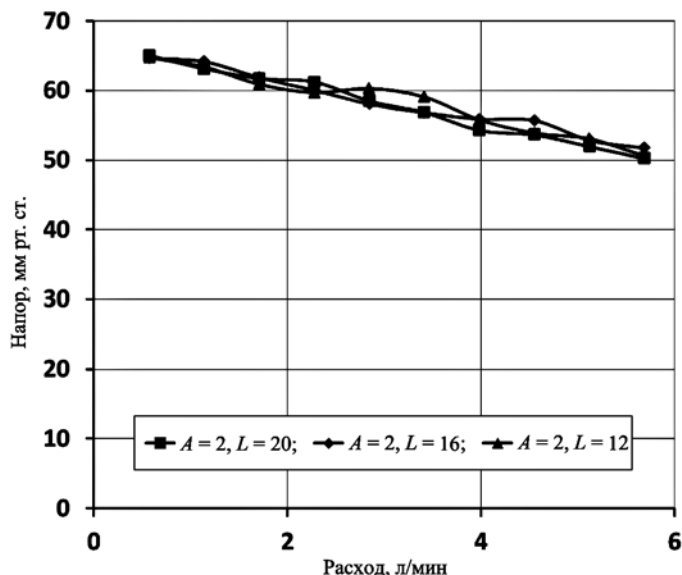


Рис. 3. Семейство кривых РНХ для геометрических моделей насосов с изменяемым расстоянием между задними кромками лопаток импеллера и передними кромками лопаток диффузора

На *рис. 3* показаны РНХ для геометрических моделей насосов с изменяемым расстоянием между задними кромками лопаток импеллера и передними кромками лопаток диффузора. Представленные кривые РНХ имеют практически одинаковый вид, существенных отличий не отмечено. Таким образом, можно утверждать, что изменение расстояния между задними кромками лопаток импеллера и передними кромками

лопаток диффузора с 20 до 12 мм не оказывает влияния на поведение кривых РНХ в указанном диапазоне изменения расхода. Данный результат следует учесть при проектировании новых осевых РНК с аналогичной конструктивной схемой, так как это позволит уменьшить длину насоса как минимум на 8 мм. Уменьшение габаритных размеров имплантируемых медицинских устройств особенно актуально, так как позволяет снизить инвазивность хирургического вмешательства.

На *рис. 4* показаны графики зависимости эффективности работы насоса от расхода. Из *рисунка* видно, что изменение геометрии проточной части РНК оказывает незначительное влияние на эффективность работы насоса, что объясняет поведение кривых РНК. Известно, что кривая эффективности имеет характерный пик в точке максимальной эффективности. Исходя из этого рассматриваемые РНК работают в зоне низкой эффективности, где данные изменения геометрии проточной части насоса не оказывают существенного влияния, так как кривые эффективности в диапазоне от 0 до 4 л/мин практически совпадают.

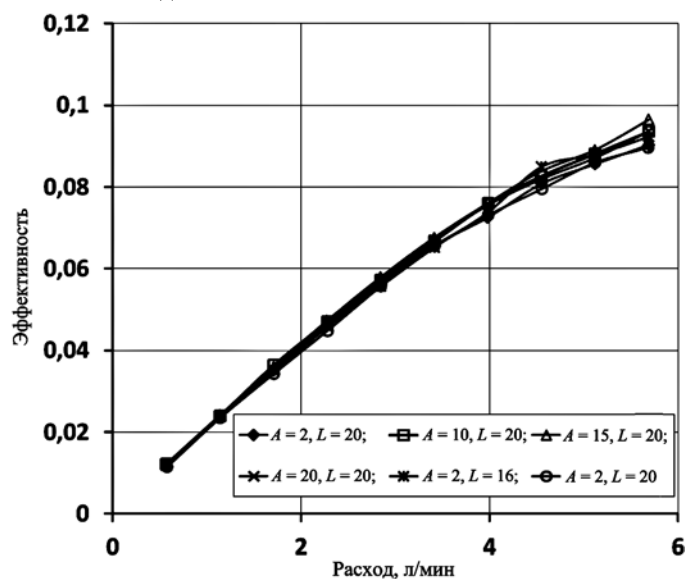


Рис. 4. Графики зависимости эффективности работы насоса от расхода

Для рабочей точки, соответствующей значениям $4,5$ л/мин для расхода и 80 мм рт. ст. для напора, были получены распределения касательных напряжений SSS по объему расчетной области. На *рис. 5* показана гистограмма распределения SSS по объему РНК.

Из *рисунка* видно, что значение объема областей с повышенными SSS меняется в зависимости от геометрии проточной части РНК и находится в диапазоне от $2,25$ до $2,45$ мл для SSS более 9 Па, от $0,62$ до $0,74$ мл для SSS более 50 Па и от $0,15$ до $0,18$ мл для SSS более 150 Па. Стоит отметить, что наименьшие значения SSS наблюдаются у РНК с углом входа лопаток импеллера, соответствующим значению 15° . Изменение расстояния между задними кромками лопаток импеллера и передними кромками лопаток диффузора не оказывает существенного влияния на значение SSS для пороговых значений более 9 и 50 Па. Для SSS более 150 Па можно наблюдать изменение величины объема с $0,14$ до $0,18$ мл. Таким образом, можно сделать вывод, что в рабочей точке, соответствующей значениям $4,5$ л/мин для расхода и 80 мм рт. ст. для напора, РНК оказывает наименьшее негативное влияние на кровь при угле входа лопаток импеллера, соответствующим 15° с зазором 20 мм.

Также оценивалось влияние РНК на кровь на основе времени нахождения частиц крови в полости РНК. Учитывались следующие параметры: минимальное, максимальное и среднее времена пребывания, приведенные в *табл. 1*. Из *таблицы* видно, что данные изменения геометрии проточной части РНК в рабочей точке $4,5$ л/мин для расхода и 80 мм рт. ст. для напора

не приводят к существенному изменению среднего времени пребывания частицы в полости насоса.

Таблица 1

Минимальное, максимальное и среднее времена пребывания частиц в РНК, где A – угол входа лопаток импеллера; L – расстояние между задними кромками лопаток импеллера и передними кромками лопаток диффузора

Вариант геометрии РНК	Минимальное время, с	Максимальное время, с	Среднее время, с
$A = 2^\circ, L = 20$ мм	0,0755	1,202	0,1967
$A = 10^\circ, L = 20$ мм	0,07679	1,373	0,1976
$A = 15^\circ, L = 20$ мм	0,0953	0,7111	0,223
$A = 20^\circ, L = 20$ мм	0,078	0,8636	0,1968
$A = 2^\circ, L = 16$ мм	0,07759	1,003	0,2138
$A = 2^\circ, L = 12$ мм	0,07608	1,359	0,1239

Также для оценки влияния изменения геометрии проточной части РНК на гемосовместимость было оценено поведение потока с точки зрения объема областей, где осевая проекция вектора скорости потока находится в пределах от $-0,1$ до $0,1$ м/с. Наличие в проточной части насоса областей, где наблюдается снижение скорости потока вплоть до его остано-

вки, может приводить к появлению застойных зон, вследствие чего появляется вероятность образования тромба в этих областях. На рис. 6 показана гистограмма, где представлены объемы застойных зон. Из рисунка видно, что данные изменения геометрии проточной части несущественно влияют на объем застойных зон. При этом стоит отметить, что минимальные значения наблюдаются для геометрии насосов, где угол установки лопаток импеллера соответствует значениям 2 и 20° , при этом уменьшение длины ротора приводит к несущественному увеличению объема застойных зон.

В ходе проведенного исследования была выполнена оценка влияния изменения геометрии проточной части РНК не только на поведение кривых РНК, но и на безопасность с точки зрения гемосовместимости. Было определено, что оптимальное значение угла входа лопаток импеллера находится в диапазоне от 15 до 20° , что соответствует максимальному подъему РНХ и повышает эффективность работы РНК. Также при угле, равном 15° , наблюдаются минимальные значения касательных напряжений для пороговых значений $9, 50$ и 150 Па. Для снижения массогабаритных характеристик РНК рекомендуется уменьшать расстояние между задними кромками лопаток импеллера и передними кромками лопаток диффузора с 20 до 12 мм, так как это позволяет уменьшить осевую длину корпуса насоса.

Данная работа выполнена в рамках проекта РФФИ 19-51-12005 и DFG 409796053.

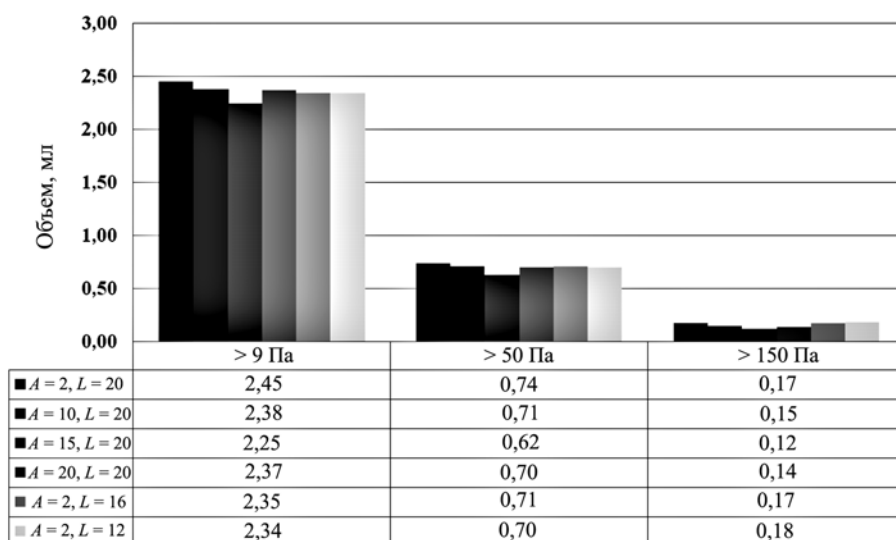


Рис. 5. Гистограмма распределения SSS по объему РНК

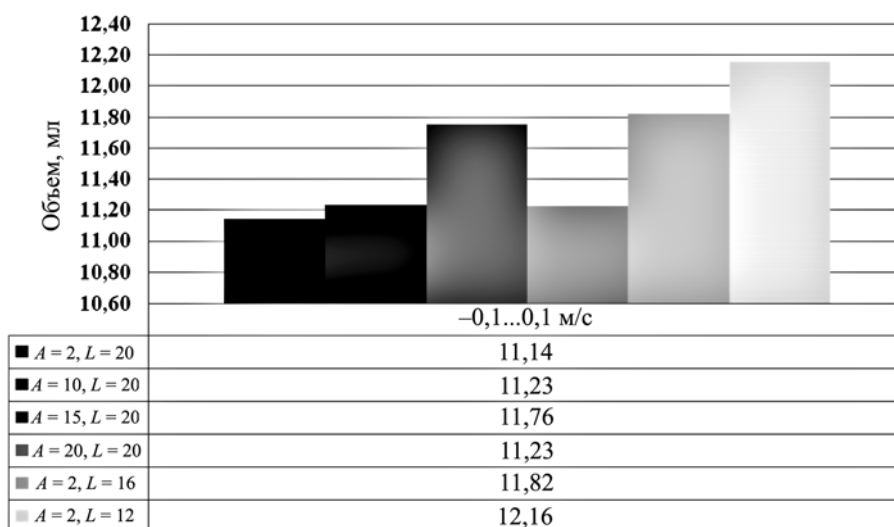


Рис. 6. Гистограмма распределения осевой скорости потока по объему РНК

Список литературы:

1. Miller L.W., Guglin M., Rogers J. Cost of ventricular assist devices: Can we afford the progress? // *Circulation*. 2013. Vol. 127. № 6. PP. 743-748.
2. Mulloy D.P., Bhamidipati C.M., Stone M.L., Ailawadi G., Kron I.L., Kern J.A. Orthotopic heart transplant versus left ventricular assist device: A national comparison of cost and survival // *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2013. Vol. 145. № 2. PP. 566-574.
3. Petukhov D.S., Selishchev S.V., Telyshev D.V. Development of left ventricular assist devices as the most effective acute heart failure therapy // *Biomedical Engineering*. 2015. Vol. 48. № 6. PP. 328-330.
4. Selishchev S.V., Telyshev D.V. Optimisation of the Sputnik-VAD design // *The International Journal of Artificial Organs*. 2016. Vol. 39. № 8. PP. 407-414.
5. 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.
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. Telyshev D., Denisov M., Pugovkin A., Selishchev S., Nesterenko I. The progress in the novel pediatric rotary blood pump Sputnik development // *Artificial Organs*. 2018. Vol. 42. № 4. PP. 432-443.
8. Stepanoff A.J. Centrifugal and axial flow pumps. – J. Wiley, 1948. 428 p.
9. Fraser K.H., Zhang T., Taskin M.E., Griffith B.P., Wu Z.J. A Quantitative Comparison of Mechanical Blood Damage Parameters in Rotary Ventricular Assist Devices: Shear Stress, Exposure Time and Hemolysis Index / *J. Biomech. Eng.* 2012. Vol. 134 (8).
10. Bludszuweit C. Model for a General Mechanical Blood Damage Prediction / *Artif. Organs*. 1995. Vol. 19 (7). PP. 583-589.
11. Sohrabi S., Liu Y. A cellular model of shear-induced hemolysis // *Artificial Organs*. 2017. Vol. 41. № 9. PP. 1-12.
12. Versteeg H.K., Malalasekera W. An introduction to computational fluid dynamics: The finite volume method. – 2nd ed. Harlow, UK: Pearson Education Limited, 2007.

Максим Валерьевич Денисов,

инженер,

Институт биомедицинских систем,

ФГАОУ ВО «НИУ «Московский

институт электронной техники»,

г. Москва, г. Зеленоград,

Мариан Вальтер,

д-р техн. наук, профессор,

Стеффен Леонард,

д-р мед. наук, д-р техн. наук, профессор,

Рейнско-Вестфальский технический

университет Аахена,

г. Аахен, Германия,

Дмитрий Викторович Тельшев,

канд. техн. наук, доцент,

Институт биомедицинских систем,

ФГАОУ ВО «НИУ «Московский

институт электронной техники»,

г. Москва, г. Зеленоград,

e-mail: denisov@bms.zone

Ю.И. Неронов

ЯМР-релаксометр для оценки возрастной потери мышечной ткани

Аннотация

Описан ЯМР-релаксометр настольного типа, который позволяет определять времена спин-спиновой релаксации протонов живых тканей. Времена спин-спиновой релаксации протонов зависят от среднестатистического числа парамагнитных центров в исследуемой среде и, в частности, отражают различие интенсивности процессов метаболизма клеточных структур мышечной ткани и жировой ткани. Этот метод позволяет регистрировать возрастные изменения (саркопению), связанные с замещением мышечного волокна соединительной тканью. Подобные релаксометры комфортны в использовании и являются перспективными для оценки жировой инфильтрации мышечных тканей.

Введение

Использование атомов радиоактивного углерода-14 и наблюдение за их движением позволили выявить, что в живом организме направленность реакций метаболизма обеспечивает периодическое обновление клеточных структур. Клетки скелетной мышечной ткани характеризуются как «долгожители», и срок их обновления оценивают в 15 лет. Особенностью стволовых клеток-предшественников этой ткани является то, что они могут реализовать как мышечный, так и жировой тип. Причем возрастным изменениям сопутствует тенденция к большей частоте жирового перерождения клеток-предшественников и соответственно к появлению жировой инфильтрации мышечной ткани.

Саркопения (возрастная потеря мышечной ткани [1]-[4]) может проходить без заметных изменений как формы, так и веса тела. Статистические данные свидетельствуют о том, что

с увеличением продолжительности жизни населения саркопения оказывается в числе первых пяти причин, которые, как правило, приводят к летальному исходу для пожилых людей.

В настоящее время для контроля соотношения мышечной и жировой ткани используют, как правило, биоэлектрический импедансный анализ (БИА). Однако электрические импульсы, используемые в методиках БИА, проходят через живые ткани по пути наименьшего сопротивления, и, в зависимости от насыщенности живых тканей водой, они могут обходить жировые отложения и занижать данные о наличии жира. Погрешность определения жировой массы методом БИА оценивают в 8...9 %. Но и такая погрешность нуждается в перепроверке, поскольку, например, режим потребления воды является источником систематических погрешностей.

Методы ЯМР позволяют независимо регистрировать сигналы от протонов воды и протонов жира. Чтобы контролировать и минимизировать развитие саркопении [5], представляет