

- Radio Communications (PIMRC). 9-12 Sept. 2018. Bologna, Italy. IEEE, 2018. PP. 356-360.
16. *Mukai Y., Suh M.* Development of a conformal woven fabric antenna for wearable breast hyperthermia // *Fashion and Textiles*. 2021. Vol. 8. № 1. PP. 1-12.
  17. *Andreuccetti D., Fossi R., Petrucci C.* An Internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz-100 GHz / IFAC-CNR, Florence (Italy), 1997. [Online]. Available at: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/> (accessed 10.07.2022).
  18. *Fear E.C. et al.* Enhancing breast tumor detection with near-field imaging // *IEEE Microwave Magazine*. 2002. Vol. 3. № 1. PP. 48-56.
  19. *Koulouridis S. et al.* Polymer-ceramic composites for microwave applications: Fabrication and performance assessment // *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 2006. Vol. 54. № 12. PP. 4202-4208.
  20. *Sedankin M.K. et al.* System of rational parameters of antennas for designing a multi-channel multi-frequency medical radiometer / 2020 International Conference on Actual Problems of Electron Devices Engineering (APEDE). IEEE, 2020. PP. 154-159.

*Светлана Викторовна Агасиева,*  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра нанотехнологий  
и микросистемной техники,  
ФГАОУ ВО «Российский университет  
дружбы народов»,  
*Михаил Константинович Седанкин,*  
ст. научный сотрудник,  
Центр НТИ «Фотоника»,  
ФГАОУ ВО «Российский университет  
дружбы народов»,

*ст. научный сотрудник,*  
лаборатория анализа техногенных рисков,  
ФГБУ ГНЦ РФ – ФМБЦ им. А.И. Бурназяна  
ФМБА России,  
*Виталий Юрьевич Леушин,*  
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,  
Центр НТИ «Фотоника»,  
ФГАОУ ВО «Российский университет  
дружбы народов»,  
*Александр Григорьевич Гудков,*  
д-р техн. наук, профессор,  
кафедра «Технологии приборостроения»,  
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана»,  
*Каролина Валерьевна Журавлева,*  
магистр,  
кафедра основ радиотехники,  
НИУ «Московский энергетический институт»,  
*Игорь Олегович Порохов,*  
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,  
Центр НТИ «Фотоника»,  
ФГАОУ ВО «Российский университет  
дружбы народов»,  
*Григорий Александрович Гудков,*  
техник,  
ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,  
*Сергей Георгиевич Веснин,*  
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,  
Центр НТИ «Фотоника»,  
ФГАОУ ВО «Российский университет  
дружбы народов»,  
г. Москва,  
e-mail: ooo.giperion@gmail.com

*Р.В. Ли, Н.Н. Потрахов, А.А. Ухов, С.В. Шаповалов, Л.Е. Клячкин,  
Н.Т. Баграев, А.М. Маляренко, В.А. Мазурок*

## Устройство для чрескожной стимуляции диафрагмы

### Аннотация

Представлены результаты разработки оригинального устройства для неинвазивной чрескожной стимуляции диафрагмы при помощи электромагнитного излучения терагерцового диапазона частот. Описаны структурная схема и конструкция терагерцового излучателя и управляемого источника тока для его питания, а также специализированное программное обеспечение для выбора и установки амплитудных и временных параметров стимулирующего сигнала.

### Введение

В настоящее время в связи с пандемией COVID-19 в мире резко увеличилось число пациентов с острой или хронической дыхательной недостаточностью, которым оказывается медицинская помощь путем искусственной вентиляции легких (ИВЛ). Одним из наиболее тяжелых осложнений ИВЛ и интубации трахеи является инфицирование дыхательных путей пациента с развитием вентилятор-ассоциированной пневмонии (ВАП) бактериальной и/или грибковой природы. Нивелировать гемодинамические эффекты ИВЛ позволяет чрескожная стимуляция диафрагмального нерва, осуществляющего иннервацию мышцы диафрагмы – главной инспираторной мышцы, обеспечивающей в физиологических условиях до 70 % жизненной емкости легких и до 90 % дыхательного объема [1]-[3]. В этом случае массообмен газа будет проходить в результате сокращения диафрагмы в ответ на ее электрическую стимуляцию, т. е. без формирования положительного давления в груд-

ной клетке [4]-[6]. В свою очередь, отсутствие необходимости в интубации трахеи в значительной степени устраняет риск инфицирования и снижает частоту ВАП [7].

Метод чрескожной стимуляции диафрагмы (ЧСД) может быть применен у широкого круга больных без хирургического вмешательства как в стационаре, так и в поликлинике, а также в домашних условиях [8]-[13]. Потенциальный круг нуждающихся в терапии широк: согласно данным Российского национального исследовательского медицинского университета имени Н.И. Пирогова, число пациентов с дыхательной недостаточностью, которым необходима кислородная терапия или длительная домашняя вентиляция легких, составляет около 8...10 человек на 10 000 населения. 3...5 % пациентов переносят тяжелое обострение с дыхательной недостаточностью, которое при отсутствии лечения может закончиться смертельным исходом. Также стоит отметить тот факт, что электро-стимуляция диафрагмы может с успехом применяться наряду с другими методами лечения больных бронхиальной астмой

[14]. По данным American Lung Association, каждый 11-й ребенок и каждый 12-й взрослый страдают астмой.

На сегодняшний день на рынке медицинской техники представлены аппараты для радиочастотной электрической стимуляции диафрагмы: электростимуляторы «Neurx dps» и «TransAeris System» компании «Synapse Biomedical Inc» (США). Однако их клиническое использование связано с инвазивностью при имплантации специальных электродов (посредством двухсторонней торакотомии), что может приводить к развитию инфекций, повреждению диафрагмального нерва при оперативном вмешательстве, пневмотораксу, развитию обструкции верхних дыхательных путей и парадоксальному движению ребер, а также к дискомфорту, испытываемому больными при сокращении близко расположенных мышц брюшной стенки, обратной зависимости эффекта электростимуляции от толщины подкожножирового слоя и нередко возникающей болезненности самой процедуры [1], [4]. В целом стоимость технологии и требование оперативного вмешательства не позволяют данным устройствам обеспечить широкий охват населения.

В качестве альтернативы предлагается создание устройства для неинвазивной ЧСД излучением терагерцового диапазона с целью воздействия на диафрагмальный нерв, отвечающий за сокращение диафрагмы. Основными преимуществами предлагаемого метода стимуляции, помимо неинвазивности, являются простота реализации при лечении хронических заболеваний дыхательной системы, отсутствие серьезных противопоказаний и тяжелых осложнений.

**Целью статьи** является описание принципа действия и конструкции оригинального устройства для неинвазивной чрескожной стимуляции диафрагмы при помощи электромагнитного излучения терагерцового диапазона частот.

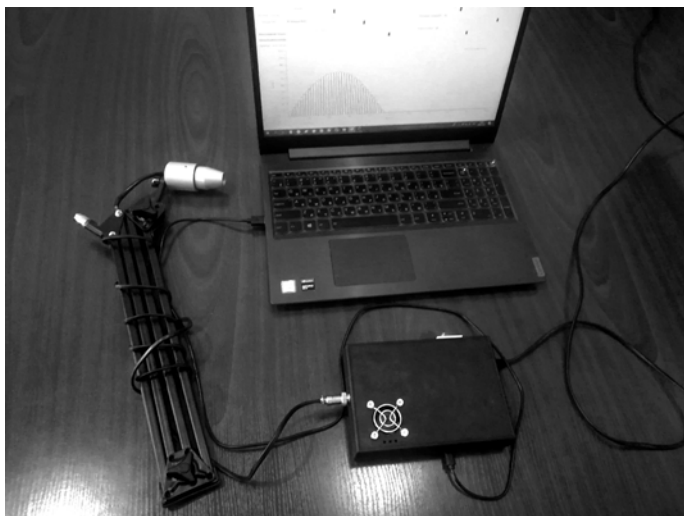


Рис. 1. Устройство для ЧСД. Кронштейн излучателя опционален

### Описание устройства

В состав разработанного устройства для ЧСД входят терагерцовый излучатель на основе кремниевой полупроводниковой структуры, управляемый источник тока для питания излучателя и персональный компьютер со специализированным

программным обеспечением для выбора и установки амплитудных и временных параметров стимулирующего сигнала (рис. 1).

Основной вид стимулирующего сигнала – последовательность серий прямоугольных импульсов с высокочастотным наполнением каждого импульса. В общем случае форма стимулирующего сигнала представлена на рис. 2.

Количество серий импульсов в последовательности, временной интервал (частота их следования), а также количество импульсов в серии, длительность, частота следования и амплитуда каждого импульса в серии могут изменяться в заданных пределах. Возможна также работа в непрерывном режиме без модуляции тока питания излучателя.

### 1 Терагерцовый излучатель

Терагерцовый излучатель (ТГИ) представляет собой управляемые генераторы дальнего ИК-диапазона длин волн от 1 до 700 мкм с ТГц- и ГГц-модуляциями во всем диапазоне спектра излучения.

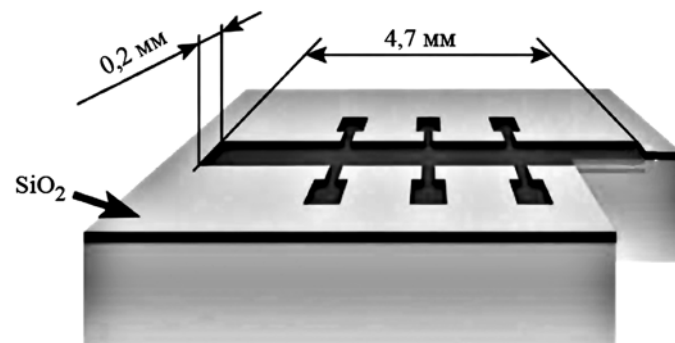


Рис. 3. Структура ТГИ

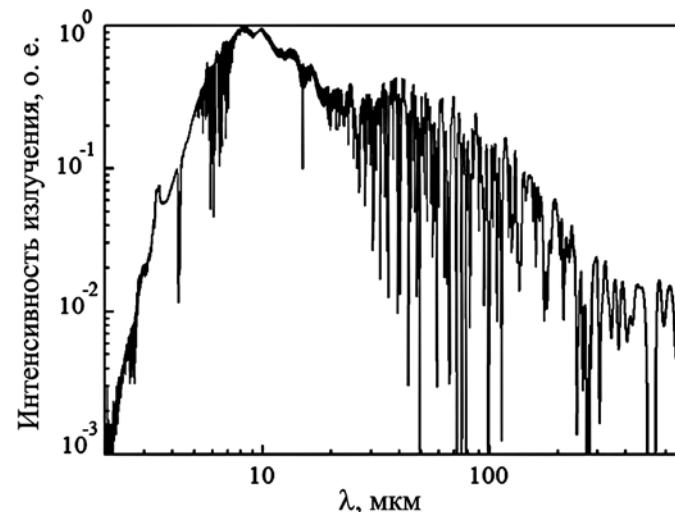


Рис. 4. Спектр излучения кремниевой наноструктуры.

Общая мощность излучения во всем диапазоне при пропускании постоянного тока 100 мА составляет 82,8 мВт. Спектр модулирован набором частот 9, 20, 90 ГГц, 1, 2,8 ТГц

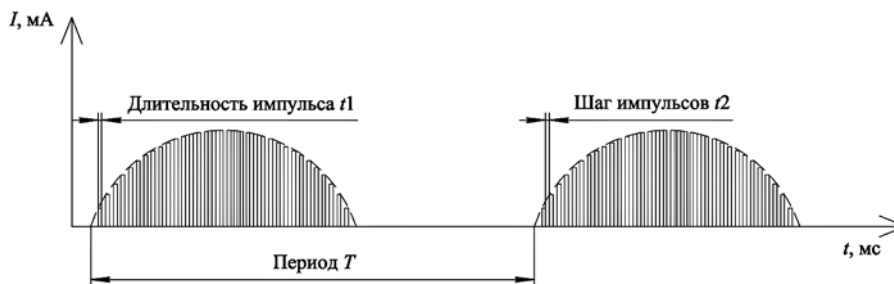


Рис. 2. Форма стимулирующего сигнала

Твердотельный излучатель изготавливается путем реализации квантово-размерных *p-n*-переходов на поверхности монокристаллического кремния с глубиной от 20 до 30 нм, которые содержат каскады сверхузких кремниевых квантовых ям шириной 2 нм, ограниченных дельта-барьерами, состоящими из дипольных центров бора с отрицательной корреляционной энергией, образующих структуру с размерами 0,2 x 4,7 мм (рис. 3) [15].

В ходе протекания продольного тока через структуру происходит ТГц-излучение. Характеристики излучения, представленные на рис. 4, были получены при помощи ИК-Фурье спектрометра.

## 2 Управляемый источник тока

Структурная схема управляемого источника тока (УИТ) представлена на рис. 5.

УИТ включает в себя импульсный АС/DC-преобразователь напряжения, источник питания на 150 В, микроконтроллер с цифро-аналоговым преобразователем (ЦАП), линейный источник тока и блок индикации, состоящий из трех светодиодов. Микроконтроллер также используется для организации связи с персональным компьютером (ПК) по интерфейсу USB при помощи проприетарного протокола.

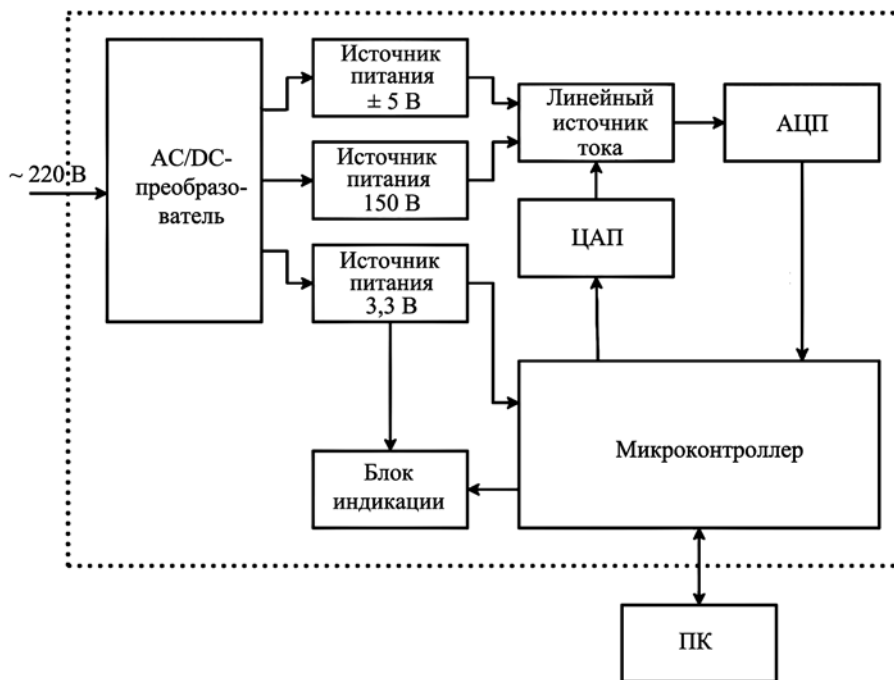


Рис. 5. Структурная схема УИТ (пояснения – в тексте статьи)

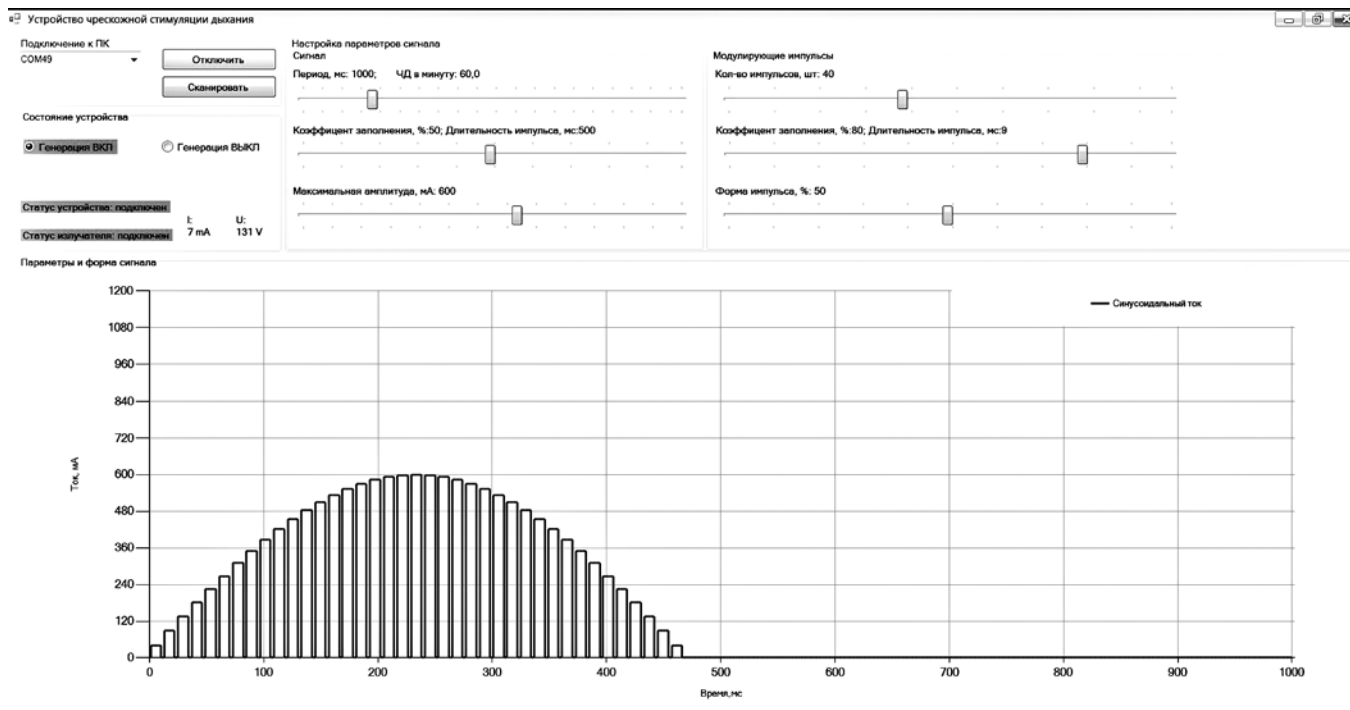


Рис. 6. Интерфейс специализированного ПО

Задаваемая при помощи ПК импульсная последовательность генерируется ЦАП микроконтроллера, а затем при помощи схемы линейного источника тока сигналы масштабируются до требуемых значений тока. Уровни напряжений на коллекторе и эмиттере выходного сигнала УИТ оцифровываются при помощи аналого-цифровых преобразователей (АЦП) микроконтроллера и обрабатываются программно для определения разрыва цепи питания терагерцового излучателя.

Электрическая схема УИТ размещена на двусторонней монтажной плате и установлена внутри малогабаритного прямоугольного корпуса, выполненного из ABS-пластика методом FDM-печати.

Для оперативной оценки функционального состояния устройства на верхней крышке корпуса УИТ установлены 3 светодиода: зеленый, синий и красный. Зеленый светодиод индицирует подключение УИТ к сети питания и персональному компьютеру, синий – генерирование последовательности импульсов тока, красный – подключение излучателя к УИТ.

УИТ питается от однофазной сети переменного тока 220 В, 50 Гц. Максимальная потребляемая мощность не превышает 22 Вт.

### 3 Специализированное программное обеспечение (ПО)

Управление работой УИТ, включая контроль его функционального состояния, а также визуализацию формы стимулирующего сигнала, осуществляется при помощи компьютера со специализированным ПО. Внешний вид рабочего окна программы представлен на рис. 6.

ПО предназначено для настройки всех амплитудных и временных параметров последовательности серий импульсов, вкл./выкл. режима генерирования, сигнализации о разрыве цепи питания ТГИ, вывода информации о текущих значениях тока и напряжения на нагрузке, а также о заданном и текущем времени питания ТГИ.

Осциллограмма (рис. 7) демонстрирует один из вариантов настройки УИТ. Амплитуда импульсов тока на нагрузке (ТГИ) в каждой серии импульсов нарастает и падает по синусоидальному закону в диапазоне от 0 до 100 мА. Частота следования серии – 1 Гц, длительность одного импульса в серии – 9 мс, частота следования импульса в серии – 139 Гц.

### Заключение

В результате выполненного комплекса работ создано устройство, которое может быть использовано для неинвазивной чрескожной стимуляции диафрагмального нерва с целью проведения терапевтических процедур при лечении целого ряда заболеваний.

Устройство обеспечивает широкие возможности по выбору параметров стимулирующего сигнала, что позволяет с успехом использовать его при разработке совместно со специалистами ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова» Минздрава РФ методики ЧСД терагерцовым излучением.

*Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 22-25-20214).*

### Список литературы:

1. DiMarco A.F., Kowalski K.E., Geertman R.T., Hromyak D.R. Spinal cord stimulation: A new method to produce an effective cough in patients with spinal cord injury // Am. J. Respir. Crit. Care Med. 2006. Vol. 173. № 12. P. 1386.
2. Shehu I., Peli E. Phrenic nerve stimulation // Eur. J. Anaesthesiol. Suppl. 2008. Vol. 42. P. 186.
3. Дзюблик А.Я., Степаненко А.В. Электростимуляция дыхательных мышц в комплексной терапии больных хроническим обструктивным бронхитом / Сб. научных труд. «Новые медицинские технологии в профилактике и лечении заболеваний органов дыхания»; под ред. П.П. Горбенко. – Л., 1990. С. 36.
4. Petrella, Ross A. Non-Invasive Picosecond Pulse System for Electrostimulation / Doctor of Philosophy (PhD), dissertation, Electrical/Computer Engineering, Old Dominion University, 2018 / [https://digitalcommons.odu.edu/ece\\_etds/29](https://digitalcommons.odu.edu/ece_etds/29).
5. Сафонов В.А., Тарасова Н.Н. Электрическая стимуляция дыхания. – М.: Учреждение РАМН НИИ общей патологии и патофизиологии РАМН, 2010.
6. Якунин В.Е., Сергиевский М.В. Коррекция дыхательных расстройств электростимуляцией некоторых структур дыхательного центра // Бюл. эксперим. биологии и медицины. 1981. Т. 43. № 3. С. 286.
7. Олейник В.П. Терапевтические аппараты и системы / Учеб. пособие. – Харьков: Нац. аэрокосмический ун-т «Харьк. авиац. ин-т», 2002. 93 с.
8. Еськов В.М., Филатова О.Е., Якунин В.Е. Способ регуляции дыхания // Бюл. изобретений. 1992. № 25 / А. с. № 1745268.
9. Буданцев В.С. Эффекты восстановления ритмической деятельности дыхательных нейронов и дыхания при электрической стимуляции медиальных структур дыхательного центра / Рац. предложение. Удост. № 702, выдано Куйбыш. мед. институтом от 21.12.1976.
10. Сафонов В.А., Тарасова Н.Н. Возможность восстановления естественного дыхания посредством чрескожной электростимуляции дыхательного центра / Механизмы функцио-

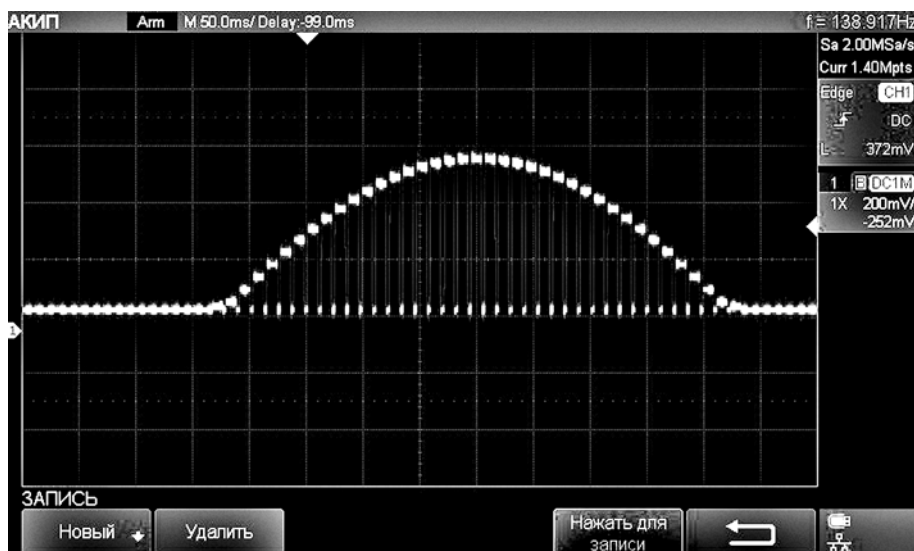


Рис. 7. Осциллограмма импульсной последовательности тока ТГИ

нирования висцеральных систем. Тез. докл. VII Всерос. конф. с междунар. участием, посв. 160-летию со дня рождения И.П. Павлова. СПб., 29 сентября-2 октября 2009 г. С. 389.

11. Osterholm J.L., Lemmon W.M., Hooker T.B., Pyneson J. Electrorespiration by stimulation of thoracic spinal cord // Surg. Forum. 1966. Vol. 17. P. 421.
12. DiMarco A.F., Connors A.F., Jr., Kowalski K.E. Gas exchange during separate diaphragm and intercostal muscle breathing // J. Appl. Physiol. 2004. Vol. 96. № 6. P. 2120.
13. DiMarco A.F., Kowalski K.E. Effects of chronic electrical stimulation on paralyzed expiratory muscles // J. Appl. Physiol. 2008. Vol. 104. № 6. P. 1634.
14. Карацурова Е.С., Карацуров Е.С. Электростимуляция диафрагмы у больных бронхиальной астмой // Терапевт. архив. 1993. Т. 65. № 3. С. 23.
15. Bagraev N.T., Grigoryev V. Yu., Klyachkin L.E., Malyarenko A.M., et al. High-Temperature Quantum Kinetic Effect in Silicon Nanosandwiches // Low Temperature Phys. 2017. Vol. 43. № 1. PP. 110-119.

Роман Вячеславович Ли,  
ассистент,  
Николай Николаевич Потрахов,  
д-р техн. наук, зав. кафедрой,  
Андрей Александрович Ухов,  
д-р техн. наук, профессор,

Станислав Владимирович Шаповалов,  
ассистент,  
кафедра электронных приборов и устройств,  
ФГБОУ ВПО «Санкт-Петербургский  
государственный электротехнический  
университет «ЛЭТИ»  
им. В.И. Ульянова (Ленина)»,  
Леонид Ефимович Клячкин,  
канд. физ.-мат. наук,  
зам. генерального директора по производству,  
Николай Таймуразович Баграев,  
д-р физ.-мат. наук,  
зам. генерального директора по науке,  
Анна Михайловна Маляренко,  
гл. технолог,  
ООО «Дипольные Структуры»,  
Вадим Альбертович Мазурок,  
д-р мед. наук, доцент, зав. кафедрой,  
кафедра анестезиологии и реаниматологии  
с клиникой,  
ФГБУ «Национальный медицинский  
исследовательский центр им. В.А. Алмазова»  
Министерства здравоохранения  
Российской Федерации,  
г. С.-Петербург,  
e-mail: rvli@etu.ru

*В.Т. Костава, Д.В. Тельшев, М.В. Зеливянская, И.А. Ефимов, И.Г. Лютова, А.А. Пуговкин*

## Первый опыт гидродинамических испытаний педиатрических биопротезов клапанов сердца в аортальной позиции

### Аннотация

При помощи модели большого круга кровообращения были изучены гидродинамические характеристики новых педиатрических биопротезов клапанов сердца посадочным диаметром 11 и 15 мм в аортальной позиции. Полученные первые результаты подтверждают перспективность дальнейших исследований по разработке биопротезов клапанов сердца для новорожденных и младенцев.

### Введение

Значительный прогресс, достигнутый в хирургическом лечении клапанозависимых критических пороков сердца, выявил острую потребность в протезах клапанов, подходящих по размерам новорожденным и младенцам [1]. Однако на сегодняшний день известен лишь один разрешенный к клиническому применению у педиатрических пациентов двухстворчатый механический клапан посадочным диаметром 15 мм («St. Jude Masters Series»; «Abbott Laboratories», США) [2], [3]. Поэтому очевидна актуальность разработки протезов клапанов малых и сверхмалых диаметров. Опираясь на успешный опыт разработки различных клапанных протезов, мы смогли найти новые конструкционные решения, позволяющие изготавливать каркасные биопротезы клапанов наименьшим посадочным диаметром 11 мм. В настоящей работе описаны первые результаты гидродинамических испытаний новых клапанов посадочным диаметром 11 и 15 мм в аортальной позиции, выполненных при помощи модели большого круга кровообращения.

### Материалы и методы

Гидродинамическим испытаниям были подвергнуты разработанные нами биопротезы сердечных клапанов посадочным диаметром 11 и 15 мм, показанные на рис. 1. Трехстворчатый запорный элемент клапанов был выполнен из перикар-

да свиньи, стабилизированного глутаровым альдегидом, и располагался на жестком титановом опорном каркасе. Для установки клапанов в аортальную позицию модели большого круга кровообращения были изготовлены пластиковые держатели для каждого посадочного диаметра.

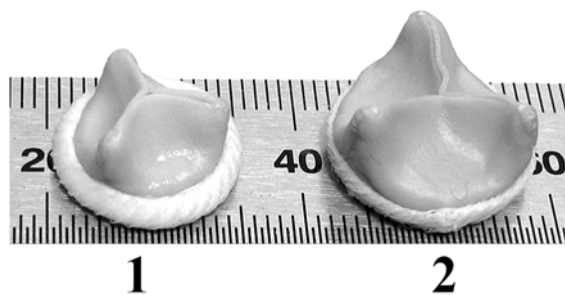


Рис. 1. Клапаны посадочным диаметром 11 (1) и 15 мм (2)

Клапаны испытывали на стенде пульсирующего потока «ViVibro Pulse Duplicator System» (SD2001-1; «ViVibro Labs, Inc.», Канада) [4], представляющем собой модель большого круга кровообращения. Стенд широко применяется для испытаний самых разнообразных протезов клапанов сердца и подробно описан в соответствующих публикациях [5]-[7]. На