

УДК 681.382
DOI: 10.17586/0021-3454-2024-67-7-615-621

ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО
ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ПАНАРИЦИИ МЕТОДОМ ЛОКАЛЬНОЙ ГИПОТЕРМИИ

О. В. Евдулов, А. М. Ибрагимова*, З. М. Дайзиев

Дагестанский государственный технический университет, Махачкала, Россия

** ibrasya@mail.ru*

Аннотация. Рассматривается термоэлектрическое устройство для лечения панариция методом локальной гипотермии пораженного участка пальца. Описана конструкция прибора, проведены его экспериментальные исследования. Согласно результатам исследований для реализации методики локальной гипотермии при лечении панариция термоэлектрическое устройство в полной мере обеспечивает необходимые режимы теплового воздействия. Сопоставление теоретических и экспериментальных данных показывает, что их отличие составляет 7–8 %.

Ключевые слова: термоэлектрическое устройство, термоэлектрический модуль, панариций, лечение, локальная гипотермия, температура, опытный образец, экспериментальный стенд, измерение

Благодарности: исследование выполнено при поддержке Российского научного фонда, грант № 23-29-00130; <https://rscf.ru/project/23-29-00130/>.

Ссылка для цитирования: Евдулов О. В., Ибрагимова А. М., Дайзиев З. М. Термоэлектрическое устройство для лечения панариция методом локальной гипотермии // Изв. вузов. Приборостроение. 2024. Т. 67, № 7. С. 615–621. DOI: 10.17586/0021-3454-2024-67-7-615-621.

THERMOELECTRIC DEVICE FOR THE TREATMENT OF PANARITUM BY LOCAL HYPOTHERMIA

O. V. Yevdulov, A. M. Ibragimova*, Z. M. Daiziev

Dagestan State Technical University, Makhachkala, Russia

** ibrasya@mail.ru*

Abstract. A thermoelectric device for treating panaritium by local hypothermia of the affected area of the finger is considered. The design of the device is described, and its experimental studies are conducted. According to the results of the studies, the thermoelectric device fully provides the necessary thermal action modes for implementing the local hypothermia technique in treating panaritium. Comparison of theoretical and experimental data shows that their difference is 7–8%.

Keywords: thermoelectric device, thermoelectric module, panaritium, treatment, local hypothermia, temperature, prototype, experimental stand, measurement

Acknowledgments: the study was supported by the Russian Science Foundation, grant No. 23-29-00130; <https://rscf.ru/project/23-29-00130/>.

For citation: Yevdulov O. V., Ibragimova A. M., Daiziev Z. M. Thermoelectric device for the treatment of panaritium by local hypothermia. *Journal of Instrument Engineering*. 2024. Vol. 67, N 7. P. 615–621 (in Russian). DOI: 10.17586/0021-3454-2024-67-7-615-621.

Введение. В практике лечения воспалительных и гнойных заболеваний большой процент составляют поражения тканей пальцев человека, так называемый панариций и его разновидности. Доля пациентов с этим заболеванием достигает 30 % [1] относительно общего количества больных с воспалительными и гнойными процессами. Эта проблема особенно важна вследствие высокой частоты ее возникновения, длительной нетрудоспособности больного и нередко неблагоприятных функциональных результатов лечения [2]. Использование медикаментозных методов, ориентированных в основном на применение антибиотиков, во многих случаях является недостаточно эффективным из-за приспособляемости микроорганизмов внутри раны и снижения иммунореактивности макроорганизма. При использовании хирургических методов лечения часто требуется проведение повторных операций, наблюдаются неблагоприятные функциональные и эстетические исходы.

В этих условиях в медицинской практике при лечении разновидностей панариция на первый план выходят физиотерапевтические методы, такие как гидромассаж, фонофорез, гальванизация, электрофорез, ультрафиолетовое и сверхвысокочастотное излучение, лазерная терапия, лечение магнитным полем и ультразвуком, тепловое воздействие [3, 4]. При этом последняя из перечисленных процедур, связанная с локальным прогреванием пораженного участка различными средствами, часто применяется на ранних стадиях панариция в сочетании с медицинскими препаратами. Несмотря на эффективность такого метода лечения, он сопровождается побочными эффектами — отеками воспаленных тканей пальцев, усилением застойных явлений в очаге воспаления, ухудшением микроциркуляции крови и лимфы. Другим возможным вариантом теплового воздействия при лечении панариция является локальная гипотермия пораженной области. В отличие от нагрева, в этом случае все перечисленные побочные эффекты сводятся к нулю, а сама процедура обладает хорошим этиопатогенетическим лечебным эффектом.

При этом следует отметить, что техническое обеспечение данного метода лечения панариция является недостаточным. В лечебной практике для его реализации на сегодняшний день применяются лишь различного рода холодные компрессы, аппликации льда, холодные ванны, криогели и криоаэрозоли, что не позволяет обеспечить точность проведения тепловых процедур и необходимую длительность воздействия, „комфортность“ восприятия процедур пациентами. В этой связи для проведения локальной гипотермии пальцев целесообразна разработка новых устройств с высокими эксплуатационными показателями. По основным массогабаритным, надежностным и энергетическим показателям для создания подобных приборов подходят устройства на основе термоэлектрических модулей, работающих в режиме охлаждения [5–10].

В настоящей статье представлены результаты разработки и исследования термоэлектрического устройства (ТЭУ) для лечения панариция методом локальной гипотермии с использованием экспериментальных методов.

Материалы и методы. Конструкция ТЭУ для лечения панариция представлена на рис. 1: *а* — вид сверху, *б* — вид прибора в разрезе. В состав ТЭУ входит корпус 1, по боковым поверхностям имеющий вентиляционные отверстия 2, емкость для лечебного раствора 3 и подставку 4 грибовидной формы для кисти с возможностью регулирования ее высоты с помощью ножки 5. В корпусе также расположены металлические стаканы 6, внешней поверхностью сопряженные с холодными спаями термоэлектрических модулей (ТЭМ) 7, горячие спаи которых контактируют с пластинчатым радиатором 8. Вентиляторный агрегат 9 предназначен для обдува пластинчатого радиатора. Емкость с лечебным раствором 3 соединена с металлическими стаканами 6 посредством соединительных трубопроводов 10, 11 и 12. ТЭМ запитываются электрической энергией от регулируемого источника постоянного электрического тока.

При проведении лечебных процедур кисть пациента располагается на подставке 4, причем ее высота регулируется посредством ножки 5 таким образом, чтобы пальцы находились в металлических стаканах 6. Далее емкость 3 заполняется лечебным раствором, в качестве которого используется, например, раствор перманганата калия. За счет соединительных трубопроводов 10, 11 и 12 лечебный раствор из емкости 3 попадает в металлические стаканы 6. После

начала работы источника постоянного электрического тока ТЭМ 7 начинают охлаждать лечебный раствор в металлических стаканах и соответственно помещенные в них фаланги пальцев с пораженными панарицием областями. Пластинчатый радиатор 8 и вентиляторный агрегат 9 осуществляют отвод тепла от горячих спаев ТЭМ с тем, чтобы обеспечить необходимую продолжительность проведения медицинских процедур.

Были проведены экспериментальные исследования описанной конструкции ТЭУ в целях определения его параметров и экспериментальной проверки влияния конструктивных, теплофизических и режимных факторов на характеристики устройства, а также оценки точности созданной ранее математической модели прибора [4]. Математическая модель ТЭУ для лечения панариция методом местной гипотермии [4] реализована на основе решения задачи нестационарной теплопроводности для многослойного тела со сложной геометрией. Произведен расчет температурного поля структуры, включающей в себя область пальца, находящегося в стакане с лечебным раствором, охлаждаемым ТЭМ, стакана и лечебного раствора. Расчет выполнен с использованием численного метода конечных элементов в пакете прикладных программ Elcut. Результаты вычислений получены в виде двумерных и одномерных графиков изменения температуры в пространственных и временных координатах для различных значений холодопроизводительности ТЭМ и внешних факторов. На основе картины изменения температуры структуры ТЭУ — биологического объекта воздействия — определены значения требуемой холодопроизводительности ТЭМ, а также их тип с соответствующими электрическими и геометрическими характеристиками, параметры системы отвода тепла с горячих спаев модулей.

Экспериментальные исследования ТЭУ проводились в климатической камере, температура внутри которой составляла 296 К, относительная влажность 40 %. В качестве источников холода использовались два стандартных ТЭМ типа ТВ-63-1.0-2.0 (производитель — ООО „Криотерм“, Россия [11]) для каждого металлического стакана. Питание ТЭМ осуществлялось источником электрической энергии GPR-1850HD (производитель — GW Instek, Тайвань [12]). Для проведения измерений использовались встроенные в источник электрической энергии амперметр и вольтметр, а также многоканальный измеритель температуры ИРТМ 2402/М3Ех-2 (производитель — компания НПП „Элемер“, Россия [13]), подключаемый к ПЭВМ. Непосредственно определение температуры осуществлялось медь-константановыми термопарами, подключаемыми к входу прибора РТМ 2402/М3Ех-2. В качестве контрольных точек рассматривались поверхности холодных и горячих спаев ТЭМ, поверхность первой фаланги пальца и поверхность пластинчатого радиатора.

Экспериментальные исследования ТЭУ проводились в климатической камере, температура внутри которой составляла 296 К, относительная влажность 40 %. В качестве источников холода использовались два стандартных ТЭМ типа ТВ-63-1.0-2.0 (производитель — ООО „Криотерм“, Россия [11]) для каждого металлического стакана. Питание ТЭМ осуществлялось источником электрической энергии GPR-1850HD (производитель — GW Instek, Тайвань [12]). Для проведения измерений использовались встроенные в источник электрической энергии амперметр и вольтметр, а также многоканальный измеритель температуры ИРТМ 2402/М3Ех-2 (производитель — компания НПП „Элемер“, Россия [13]), подключаемый к ПЭВМ. Непосредственно определение температуры осуществлялось медь-константановыми термопарами, подключаемыми к входу прибора РТМ 2402/М3Ех-2. В качестве контрольных точек рассматривались поверхности холодных и горячих спаев ТЭМ, поверхность первой фаланги пальца и поверхность пластинчатого радиатора.

Обсуждение результатов. На рис. 2 представлена временная зависимость изменения температуры в перечисленных выше контрольных точках ТЭУ при работе ТЭМ в режиме охлаждения для значения тока питания (I) последнего, равного 1,8 А. Согласно представленным данным изменение температуры поверхности холодных спаев ТЭМ и поверхности первой фаланги пальца (кривые 1, 2 соответственно) носит монотонный убывающий характер, а температура поверхности горячих спаев ТЭМ и пластинчатого радиатора (кривые 2, 4) монотонно возрастает до своей стабилизации. По достижении данного состояния температура поверхности холодных спаев ТЭМ составляет 280 К, горячих спаев ТЭМ — 324 К, первой фаланги пальца — 287 К, пластинчатого радиатора — 318 К. При этом температура холодных и горячих спаев ТЭМ стабилизируется относительно быстро, в течение примерно 150 с, продолжительность выхода

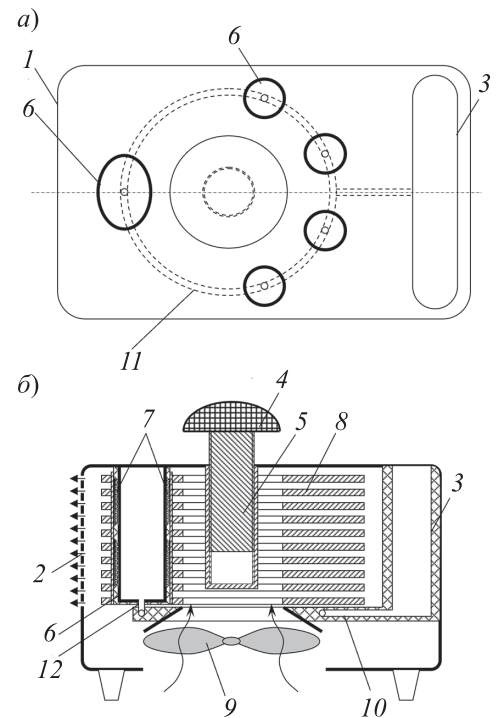


Рис. 1

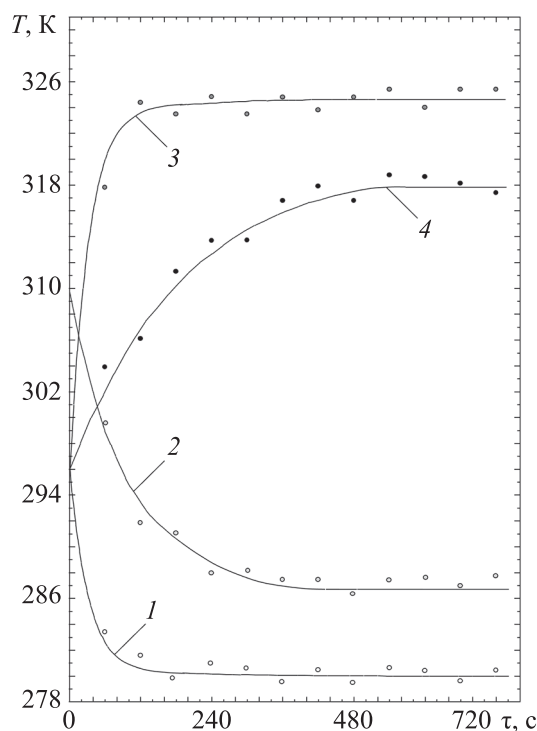


Рис. 2

в первоначальный момент эксплуатации прибора, т. е. использования режима максимальной холодопроизводительности. Другой вариант сокращения продолжительности выхода системы на необходимый температурный уровень — включение устройства до проведения медицинских процедур с целью вывода прибора на требуемый уровень охлаждения и уже затем проведение процедуры. В этом случае время выхода на требуемый режим работы ТЭУ существенно уменьшится. В соответствии с результатами работы [15] разница составит примерно 1,3 раза.

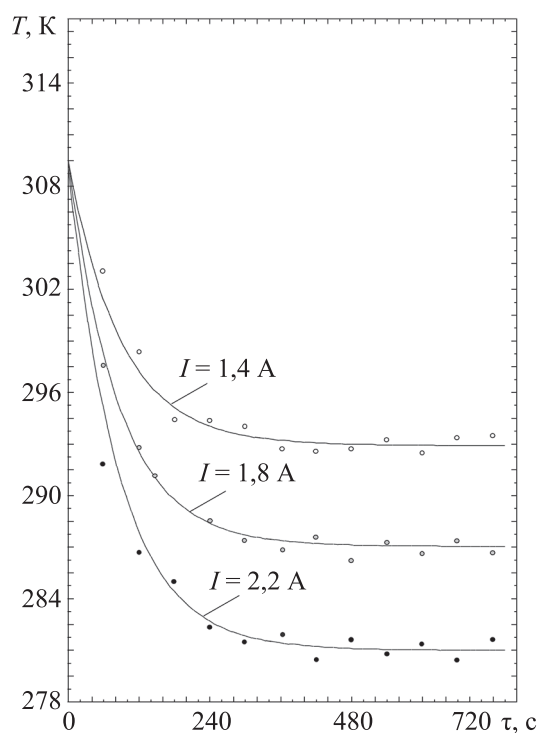


Рис. 3

в стационарный режим температуры первой фланги пальца составляет 420 с, а пластинчатого радиатора — 520 с. Данное обстоятельство непосредственно связано с размерами объектов, значениями их теплопроводности и теплоемкости, а также наличием между пальцем и холодной поверхностью металлического стакана, охлаждаемого ТЭМ, лечебного раствора.

Изменение во времени температуры поверхности первой фланги пальца при различных значениях тока питания ТЭМ, равных 1,4, 1,8 и 2,2 А, продемонстрировано на рис. 3. Согласно приведенным зависимостям увеличение значения I приводит к уменьшению температуры поверхности первой фланги пальца, что равносильно увеличению холодопроизводительности термомодулей. Так, увеличение тока с 1,4 до 2,2 А снижает ее температуру с 293 до 281 К, что в полной мере реализует существующие лечебные методики, связанные с локальной гипотермией пальцев при лечении панариция [14]. При этом сократить продолжительность выхода системы ТЭУ (объекта воздействия) в стационарный режим можно путем использования форсированного режима работы

Надежность функционирования устройства существенно зависит от эффективного отвода тепла от горячих спаев ТЭМ. На рис. 4, а для оценки возможностей пластинчатого радиатора с обдувом посредством вентиляторного агрегата для отвода тепла от горячих спаев термомодулей представлены данные об изменении его температуры во времени при охлаждающем воздействии и значениях тока питания ТЭМ, равных 1,4, 1,8 и 2,2 А, а на рис. 4, б — аналогичные графики для температуры поверхности горячих спаев ТЭМ. Согласно данным зависимостям следует вывод, что температура горячих спаев ТЭМ не превышает 326 К для максимального значения тока питания 2,2 А данного типа термомодулей, а пластинчатый радиатор может обеспечивать надежную работу ТЭУ на протяжении всего времени проведения лечебных процедур.

По результатам измерений произведено сопоставление полученных результатов с вычислениями. На графиках (см. рис. 2–4) помимо данных измерений, изображенных точками, представлены также и результаты вычислений в виде сплошных кривых. Сопоставление первых и вторых показывает

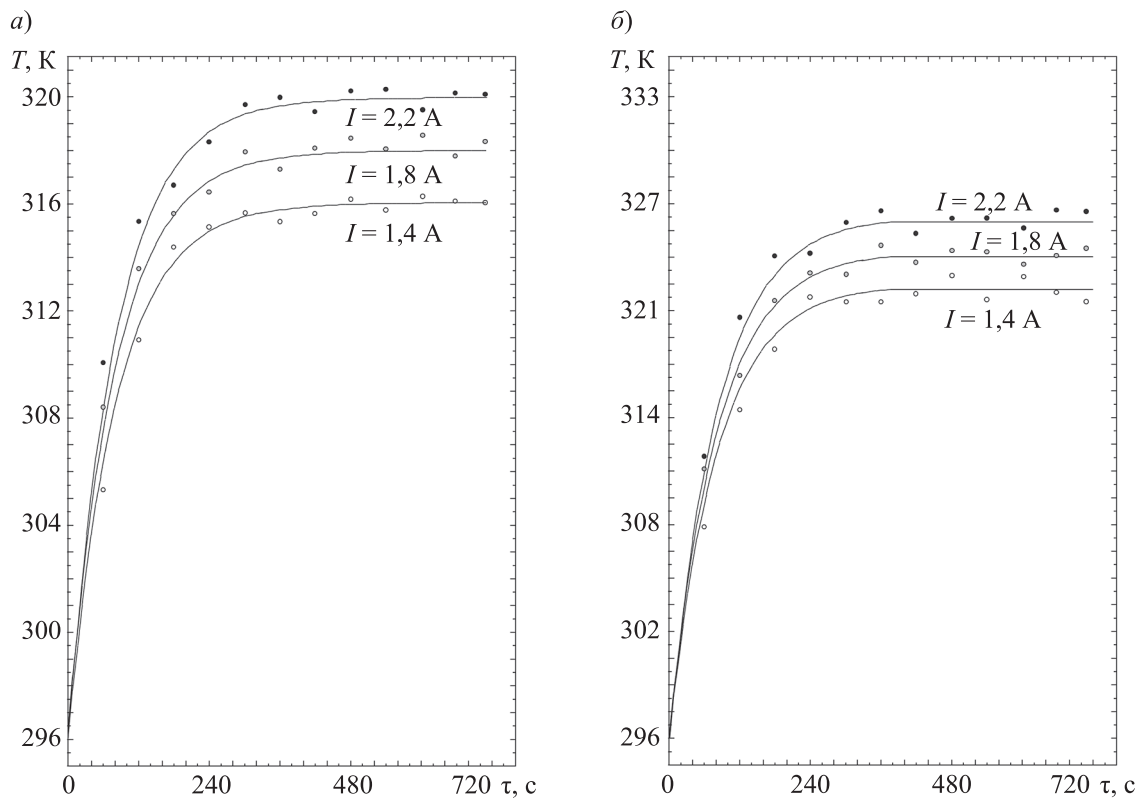


Рис. 4

их хорошую корреляцию. При этом максимальное расхождение результатов эксперимента и расчета составляет 7–8 %. Отклонение результатов моделирования от результатов измерений связано с неидеальностью условий проведения последних (наличие теплопритоков, неидеальность контактов, как тепловых, так и электрических, в структуре ТЭУ, погрешности измерения некоторых параметров), неточностью измерительных приборов и принятыми в математической модели упрощениями.

Закключение. Для лечения панариция эффективным методом является локальная гипотермия пораженной области. Для осуществления данной процедуры разработана конструкция ТЭУ, корпус которого содержит 5 встроенных металлических стаканов, при проведении процедур наполняемых лечебным раствором и охлаждаемых ТЭМ, пластинчатый радиатор и вентиляторный агрегат для отвода тепла от горячих спаев термомодулей. Разработан опытный образец прибора, в состав которого входят десять ТЭМ типа ТВ-63-1.0-2.0. Проведены его экспериментальные исследования, согласно которым для реализации методики локальной гипотермии при лечении панариция ТЭУ в полной мере обеспечивает необходимые режимы теплового воздействия. При этом потребляемый электрический ток составляет 1,2...2,2 А, а время выхода температуры объекта воздействия (пальца) в стационарный режим 420 с. Для обеспечения стабильной работы устройства достаточным является использование пластинчатого радиатора с обдувом его вентиляторным агрегатом. При сопоставлении теоретических и экспериментальных данных установлено, что их отличие составляет 7-8 %.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Сонис А. Г., Столяров Е. А., Алексеев Д. Г., Безрукова М. А. Гнойно-воспалительные заболевания пальцев кисти и стопы (введение в проблему) // Московский хирургический журнал. 2020. № 1 (71). С. 62–69.
2. Баранов Д. А., Вечеркин В. А., Птицын В. А., Коряшкин П. В., Жила Н. Г. Проблема неудовлетворительных результатов лечения детей с гнойно-воспалительными заболеваниями кисти // Российский вестник детской хирургии, анестезиологии и реаниматологии. 2023. Т. 13, № 5. С. 22.

3. Чепурная Ю. Л., Мелконян Г. Г., Гульмурадова Н. Т., Сорокин А. А. Развитие комплексного лечения гнойно-воспалительных заболеваний кисти при использовании лазерного излучения // *Лазерная медицина*. 2021. Т. 25, № 1. С. 55–64.
4. Евдулов О. В., Евдулов Д. В., Исабекова Т. И., Аминов Г. И., Аминова И. Ю. Математическая модель термоэлектрического устройства для лечения панариция методом местной гипотермии // *Медицинская техника*. 2022. № 2 (332). С. 51–54.
5. Snyder G. J., LeBlanc S., Crane D. et al. Distributed and localized cooling with thermoelectrics // *Future Energy*. 2021. Vol. 5. P. 748–751.
6. Исмаилов Т. А., Евдулов О. В., Магомадов Р. А.-М. Охлаждающие системы на базе сильноточных термоэлектрических полупроводниковых преобразователей. СПб: Политехника, 2020. 285 с.
7. Hu B., Shi X.-L., Chen Z.-G., Zou J. Thermoelectrics for medical applications: progress, challenges and perspectives // *Chemical Engineering Journal*. 2022. Vol. 437. P. 135268.
8. Zaferani S. H., Ghomashchi R., Sams M. W., Chen Z.-G. Thermoelectric coolers as thermal management systems for medical application: design, optimization and advancement // *Nano energy*. 2021. Vol. 90. P. 106572.
9. Finn P.-A., Asker C., Wan K. et al. Thermoelectric materials: current status and future challenges // *Frontiers in Electronic Materials*. 2021. Vol. 1. P. 1–13.
10. Tan H., Fu H., Yu J. Evaluating optimal cooling temperature of a single-stage thermoelectric cooler using thermodynamic second law // *Applied Thermal Engineering*. 2017. Vol. 123. P. 845–851.
11. <http://www.kryotherm.spb.ru>, 01.04.2024.
12. <https://www.gwinstek.com/en-global/products/index>, 01.04.2024.
13. <https://www.elemer.ru/>, 01.04.2024.
14. Красенков Ю. В., Татьяначенко В. К., Манулик Н. А., Эдилов А. В., Давыденко А. В., Богданов В. Л. Профилактика гипертрофических рубцов у больных гнойно-воспалительными заболеваниями мягких тканей // *Московский хирургический журнал*. 2024. № 1. С. 78–84.
15. Евдулов О. В., Магомадов Р. А.-М., Мирземагомедова М. М., Мирземагомедов Р. Г., Аминов Г. И. Термоэлектрическая система для теплового воздействия на конечности человека // *Медицинская техника*. 2022. № 2 (332). С. 1–4.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

- | | |
|--------------------------------------|---|
| Олег Викторович Евдулов | — д-р техн. наук, доцент; Дагестанский государственный технический университет, кафедра теоретической и общей электротехники;
E-mail: ole-ole-ole@rambler.ru |
| Асият Магомедовна Ибрагимова | — соискатель; Дагестанский государственный технический университет, кафедра теоретической и общей электротехники;
E-mail: ibrasya@mail.ru |
| Запир Магомеднабиевич Дайзиев | — аспирант; Дагестанский государственный технический университет, кафедра теоретической и общей электротехники;
E-mail: zapir1977@mail.ru |

Поступила в редакцию 05.04.2024; одобрена после рецензирования 13.04.2024; принята к публикации 16.05.2024.

REFERENCES

1. Sonis A.G., Kolyarov E.A., Alekseyev D.G., Besrukova M.A. *Moscow Surgical Journal*, 2020, no. 1(71), pp. 62–69. (in Russ.)
2. Baranov D.A., Vecherkin V.A., Ptitsyn V.A., Koryashkin P.V., Zhila N.G. *Russian Journal of Pediatric Surgery, Anesthesia and Intensive Care*, 2023, no. 5(13), pp. 22. (in Russ.)
3. Chepurnaya Y.L., Melkonyan G.G., Gulmuradova N.T., Sorokin A.A. *Lazernaya Medicina*, 2021, no. 1(25), pp. 55–64. (in Russ.)
4. Yevdulov O.V., Yevdulov D.V., Isabekova T.I., Aminov G.I., Aminova I.Yu. *Biomedical Engineering*, 2022, no. 2(332), pp. 146–150.
5. Snyder G.J., LeBlanc S., Crane D. et al. *Future energy*, 2021, vol. 5, pp. 748–751.
6. Ismailov T.A., Yevdulov O.V., Magomadov R.A.-M. *Okhlazhdayushchiye sistemy na baze sil'notochnnykh termoelektricheskikh poluprovodnikovyykh preobrazovateley* (Cooling Systems Based on High-Current Thermoelectric Semiconductor Converters), St. Petersburg, 2020, 285 p. (in Russ.)
7. Hu B., Shi X.-L., Chen Z.-G., Zou J. *Chemical engineering journal*, 2022, vol. 437, p. 135268.
8. Zaferani S.H., Ghomashchi R., Sams M.W., Chen Z.-G. *Nano energy*, 2021, vol. 90, p. 106572.

9. Finn P.-A., Asker C., Wan K. et al. *Frontiers in electronic materials*, 2021, vol. 1, pp. 1–13.
10. Tan H., Fu H., Yu J. *Applied Thermal Engineering*, 2017, vol. 123, pp. 845–851.
11. <http://www.kryotherm.spb.ru>. (in Russ.)
12. <https://www.gwinstek.com/en-global/products/index>. (in Russ.)
13. <https://www.elemer.ru/>. (in Russ.)
14. Krasenkov Yu.V., Tatyanchenko V.K., Manulik N.A., Edilov A.V., Davydenko A.V., Bogdanov V.L. *Moscow Surgical Journal*, 2024, no. 1, pp. 78–84. (in Russ.)
15. Yevdulov O.V., Magomadov R.A.M., Mirzemagomedova M.M., Mirzemagomedov R.G., Aminov G.I. *Biomedical Engineering*, 2022, no. 2(332), pp. 79–83.

DATA ON AUTHORS

- | | |
|-----------------------------|--|
| Oleg V. Yevdulov | — Dr. Sci., Associate Professor; Dagestan State Technical University, Department of Theoretical and General Electrical Engineering; E-mail: ole-ole-ole@rambler.ru |
| Asiyat M. Ibragimova | — Applicant; Dagestan State Technical University, Department of Theoretical and General Electrical Engineering; E-mail: ibrasya@mail.ru |
| Zapir M. Daiziev | — Post-Graduate Student; Dagestan State Technical University, Department of Theoretical and General Electrical Engineering; E-mail: zapir1977@mail.ru |

Received 05.04.2024; approved after reviewing 13.04.2024; accepted for publication 16.05.2024