

**Для цитирования:** Евдулов О.В., Магомадов Р.А.-М., Магомедова С.Г., Набиев Н.А. Моделирование и теоретическое исследование термоэлектрической системы для внутриполостной гипотермии. Вестник Дагестанского государственного технического университета. Технические науки. 2018;45(4):32-41. DOI:10.21822/2073-6185-2018-45-4-32-41

**For citation:** Evdulov O.V., Magomedova S.G., Magomadov R.A.-M., Nabiev N.A. Modeling and theoretical research of Thermoelectric system for intracolar hypothermia. Herald of Daghestan State Technical University. Technical Sciences. 2018; 45(4): 32-41. (In Russ.) DOI:10.21822/2073-6185-2018-45-4-32-41

## ЭНЕРГЕТИЧЕСКОЕ, МЕТАЛЛУРГИЧЕСКОЕ И ХИМИЧЕСКОЕ МАШИНОСТРОЕНИЕ

УДК 621.362: 537.322

DOI: 10.21822/2073-6185-2018-45-4-32-41

### МОДЕЛИРОВАНИЕ И ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ВНУТРИПОЛОСТНОЙ ГИПОТЕРМИИ

**Евдулов О.В.<sup>1</sup>, Магомадов Р.А.<sup>2</sup>, Магомедова С.Г.<sup>3</sup>, Набиев Н.А.<sup>4</sup>**

<sup>1,3,4</sup> Дагестанский государственный технический университет,

<sup>1,3,4</sup> 367026, г. Махачкала, пр. Имама Шамиля, 70, Россия,

<sup>2</sup> Грозненский государственный нефтяной технический университет  
им. М.Д. Милионицикова,

<sup>2</sup> 364051 г. Грозный, проспект им. Х.А. Исаева, 100, Россия,

<sup>1</sup> e-mail: [ole-ole-ole@rambler.ru](mailto:ole-ole-ole@rambler.ru), <sup>2</sup> e-mail: [rustmag\\_80@mail.ru](mailto:rustmag_80@mail.ru),

<sup>3</sup> e-mail: [saratmag05@yandex.ru](mailto:saratmag05@yandex.ru), <sup>4</sup> e-mail: [alternativa9372@mail.ru](mailto:alternativa9372@mail.ru),

**Резюме.** Целью статьи является моделирование и теоретическое исследование термоэлектрической системы (ТЭС) для внутриполостной гипотермии, изучение процессов, протекающих в ней с учетом влияния параметров объекта воздействия и характеристик термоэлектрической батареи (ТЭБ). **Метод.** Предложена физическая модель ТЭС для внутриполостной гипотермии, состоящей из двух ТЭБ, соединенных между собой посредством цельнометаллического теплового мостика, снабженная воздействующим наконечником и жидкостным теплообменником. Разработана квазистационарная математическая модель ТЭС, как совокупность взаимосвязанных между собой теплообменных систем, ТЭБ и теплопровода, характеризующихся теплоемкостью, теплопроводностью и тепловым сопротивлением, что позволяет оценить продолжительность выхода прибора на рабочий режим с учетом теплофизических свойств биологического объекта. **Результат.** Получены зависимости изменения температуры различных частей ТЭС во времени для случая работы прибора в режиме холостого хода и при наличии тепловой нагрузки. Рассмотрено изменение во времени температуры объекта воздействия, наконечника, теплопровода и теплообменного аппарата при различных токах питания ТЭБ, а также для различных значений температуры жидкости в теплообменном аппарате. **Вывод.** Установлено, что без нагрузки температура воздействующего наконечника стабилизируется приблизительно через 4-4,5 минуты. При этом увеличение силы тока дополнительной ТЭБ с 5 до 15 А при токе питания основной ТЭБ 50 А снижает рабочее значение  $T_n$  с 235 К до 220 К. В процессе проведения процедур необходимого уровня снижения температуры ткани гортани (273 К) удается достичь при токе питания основной и дополнительной ТЭБ, соответственно равном 25 и 10 А через 2 мин. При фиксированной температуре опорных спаев основной ТЭБ предельное снижение температуры воздействующего наконечника ограничено величиной оптимального тока ТЭБ. Получить более глубокое охлаждение при данной величине тока питания можно, уменьшив значение температуры опорных спаев основной ТЭБ.

**Ключевые слова:** гипотермия, внутренняя полость, термоэлектрическая система, термоэлектрическая батарея, тепловое воздействие, температурное поле, математическая модель

## POWER, METALLURGICAL AND CHEMICAL MECHANICAL ENGINEERING

### MODELING AND THEORETICAL RESEARCH OF THERMOELECTRIC SYSTEM FOR INTRACOLAR HYPOTHERMIA

Oleg V. Evdulov<sup>1</sup>, Sarat G. Magomedova<sup>3</sup>, Rustam A.-M. Magomadov<sup>2</sup>, Nabi A. Nabiyev<sup>4</sup>

<sup>1,3-5</sup> Daghestan State Technical University,

<sup>1,3-5</sup> 70 I. Shamilya Ave., Makhachkala 367026, Russia,

<sup>2</sup> M.D. Milyonshchikov Grozny State Oil Technical University,

<sup>2</sup> 100 H.A. Isaeva Ave., Grozny 2364051, Russia,

<sup>1</sup> e-mail: [ole-ole-ole@rambler.ru](mailto:ole-ole-ole@rambler.ru), <sup>2</sup> e-mail: [rustmag\\_80@mail.ru](mailto:rustmag_80@mail.ru),

<sup>3</sup> e-mail: [saratmag05@yandex.ru](mailto:saratmag05@yandex.ru), <sup>4</sup> e-mail: [alternativa9372@mail.ru](mailto:alternativa9372@mail.ru),

**Abstract Objectives** The purpose of the article is to simulate and theoretical study of the thermoelectric system (TPP) for intracavitary hypothermia, the study of the processes occurring in it taking into account the influence of the parameters of the object of influence and characteristics of a thermoelectric battery (TEB). **Method** A physical model of thermal power plants for intracavitary hypothermia, consisting of two thermopiles, interconnected through an all-metal thermal bridge, equipped with an acting tip and a liquid heat exchanger is proposed. A quasi-stationary mathematical model of thermal power plants has been developed as a set of interconnected heat exchange systems, thermopile and heat conductor characterized by heat capacity, thermal conductivity and thermal resistance, which allows us to estimate the duration of the device output to the operating mode, taking into account the thermal properties of the biological object. **Result** The dependences of the temperature change of different parts of TPPs in time are obtained for the case of operation of the device in idling mode and in the presence of heat load. The temporal variation of the temperature of the object of influence, the conductor, the heat pipe and the heat exchanger at different currents of supply of thermopile and also for different values of the temperature of the liquid in the heat exchanger is considered. **Conclusion** It is established that without load, the temperature of the acting tip stabilizes in approximately 4–4.5 minutes. At the same time, an increase in the current strength of an additional thermopile from 5 to 15 A at the current supply of the main thermopile 50 A reduces the operating value of T from 235 K to 220 K. During the procedures, the required level of laryngeal tissue temperature decrease (273 K) can be achieved at the main power supply current and additional thermopile, respectively, equal to 25 and 10 A after 2 min. At a fixed temperature of the reference junctions of the main thermopile, the limiting decrease in the temperature of the acting tip is limited by the magnitude of the optimal thermopile current. It is possible to obtain deeper cooling at a given value of the supply current by reducing the temperature of the reference junctions of the main thermopile.

**Keywords:** hypothermia, internal cavity, thermoelectric system, thermoelectric battery, thermal effect, temperature field, mathematical model

**Введение.** В настоящее время в медицинской практике широкое распространение получают немедикаментозные методы проведения лечебных процедур [1-3]. К одним из наиболее распространенных из них относятся методы теплового воздействия на отдельные зоны человеческого организма, реализующие гипотермию. Локальная гипотермия активно используется при воздействии на внутренние полости, что широко применяется в оториноларингологии, гинекологии, проктологии, урологии, стоматологии, косметологии и т.п. [4-10].

Применяемые на сегодняшний день средства для внутрисполостного охлаждающего воздействия подразумевают использование жидкого теплоносителя и представляют собой металлические стержни, предварительно охлажденные в жидком азоте или кислороде, так называемые пассивные криозонды, а также системы с открытой и закрытой циркуляцией жидкого хладагента [11-14]. Данные технические средства не всегда отвечают требованиям безопасности в связи с возможностью разгерметизации компрессионных систем, биологической агрессивности

стью используемых хладагентов, инерционностью рабочих процессов и низкой точностью дозирования охлаждающего воздействия. Использование жидких хладагентов в реализации устройств по данному направлению в достаточной степени усложняет их конструкции и обслуживание, сокращает время работы устройств в связи с ограниченным объемом хладагента, не позволяет достичь необходимого уровня регулировки и контроля температуры воздействия, не решает проблему адгезивного эффекта, что требует наличия дополнительных устройств нагрева. Указанные недостатки препятствуют широкому внедрению эффективных методик внутриполостной гипотермии.

В этих условиях целесообразным является применение в качестве исполнительного элемента в системах для гипотермии внутренних полостей ТЭБ. Использование их имеет следующие преимущества: исключает использование жидких хладагентов, что делает устройство независимым от центров производства и доставки криогенных жидкостей; обеспечивает неограниченный ресурс работы, экологичность, бесшумность прибора; повышает точность дозировки и контроля воздействия, предполагает организацию режима реверса путем переключения направления тока питания прибора [15-20].

При этом конструкция охлаждающей системы, основанной на использовании ТЭБ, должна соответствовать ряду специфических признаков, состоящих в необходимости обеспечения температурных параметров устройства в соответствии с медицинскими методиками проведения процедур, соответствующих существующим гигиеническим нормам, высокой надежности воздействия, точной локализации очага холода, безопасности и др.

**Постановка задачи.** В связи с этим целью работы является моделирование и теоретическое исследование ТЭС для внутриполостной гипотермии, изучение процессов, протекающих в ней с учетом влияния параметров объекта воздействия и характеристик ТЭБ.

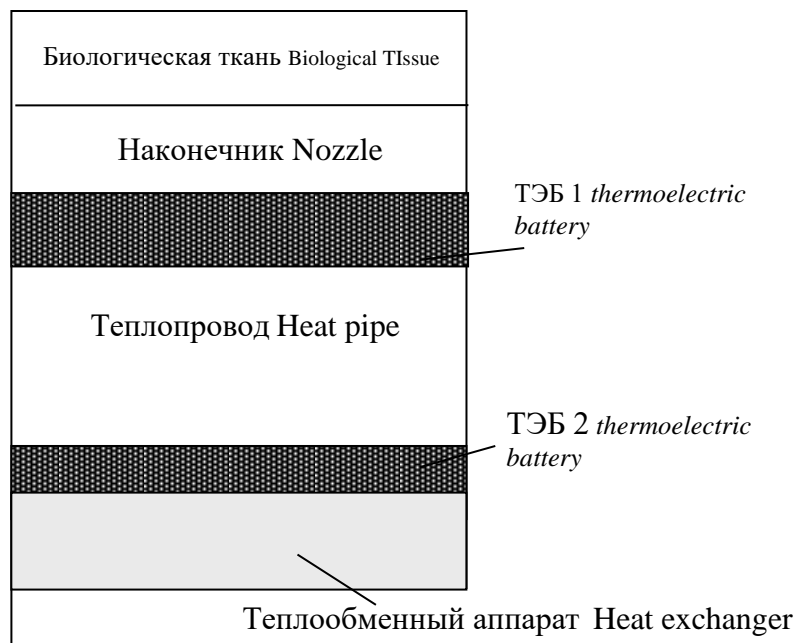
**Методы исследования.** ТЭС для внутриполостной гипотермии должна учитывать определенные ограничения, связанные со следующими специфическими условиями ее эксплуатации: труднодоступность объекта воздействия; высокая влажность рабочей среды; высокая степень локализации воздействия и точности дозировки теплоты; наличие значительных теплопритоков к объекту воздействия из окружающей среды.

Система должна соответствовать всем перечисленным условиям. Она может быть реализована различными конструктивными решениями, среди которых наиболее целесообразными представляются следующие:

1. ТЭБ как источник холода представляет собой самостоятельный (автономный) узел, а охлаждение осуществляется посредством передачи тепла за счет использования высокотеплопроводного протяженного материала (например, медного или алюминиевого теплопровода), либо за счет транспортировки теплоносителя (жидкости, газа);
2. осуществляется непосредственный контакт ТЭБ с объектом воздействия через воздействующий высокотеплопроводный наконечник;
3. совмещенный вариант, когда имеет место использование основной ТЭБ как отдельного автономного узла и дополнительной ТЭБ, имеющей непосредственный тепловой контакт с биологическим объектом.

Анализ возможностей каждой из перечисленных схем, а также режимов проведения лечебных процедур, дает возможность сделать вывод о том, что более предпочтителен третий вариант, который позволяет получить высокие тепловые мощности (в отличие от второго варианта, когда может быть использована только маломощная и малогабаритная ТЭБ) и снизить тепловые потери по длине теплопровода для сопряжения основной ТЭБ и объекта воздействия. При этом большую роль в анализе работы ТЭС будет играть знание не только стационарных характеристик прибора, но и особенностей переходных процессов системы прибор - объект воздействия. Это связано с необходимостью оценки такого показателя работы системы, как продолжительность выхода на заданный режим работы, а также определения его динамических характеристик.

Для оценки указанных показателей построена квазистационарная модель переходного процесса, которая рассматривает ТЭС для внутриполостной гипотермии как единую совокупность элементов: теплообменных устройств (радиаторов, теплопровода), ТЭБ, теплоизоляции, воздействующего наконечника, обеспечивающих снижение температуры биологического объекта за требуемое время до необходимой величины. Тепловая модель для такой системы представлена на рис. 1 [21].



**Рис. 1. Расчетная схема ТЭС для внутриполостной гипотермии**  
**Fig. 1. The design scheme of TPP for intracavitary hypothermia**

Наконечник из высокотеплопроводного материала с теплоемкостью  $c_n$  и тепловой проводимостью  $\sigma_n$  первыми спаями сопряжен с биологической тканью, имеющей соответственно теплоемкость  $c_t$  и тепловую проводимость  $\sigma_t$ . Вторые спая ТЭБ 1 сопряжены с торцевой поверхностью теплопровода, имеющего теплоемкость  $c_{тп}$  и тепловую проводимость  $\sigma_{тп}$ , вторая торцевая поверхность которого приведена в тепловой контакт с первыми спаями второй ТЭБ 2. Вторые спая ТЭБ2 посредством жидкостного теплообменного аппарата с теплоемкостью  $c_p$  и тепловой проводимостью  $\sigma_p$  поддерживаются при температуре  $T_p$ . Температура протекающей по теплообменному аппарату жидкости поддерживается равной  $T_{ж}$ . Через ТЭБ 1 и ТЭБ 2 протекает ток, имеющий плотность соответственно  $j_1$  и  $j_2$ . Кроме того, предполагается, что теплообмен между тканью и кровью происходит в любой точке рассматриваемого биологического объекта и характеризуется удельной мощностью объемных источников теплоты  $Q_{вн}$ .

Тепловая модель описывается следующей системой уравнений [68]:

$$\left. \begin{aligned}
 \frac{dT_m}{d\tau} &= \frac{1}{m_m c_m} \left[ \sigma_m (T_n - T_m) + Q_{вн} + k_{cp} (T_{cp} - T_m) \right] \\
 \frac{dT_n}{d\tau} &= \frac{1}{m_n c_n} \left[ n_1 S_1 \left[ -\alpha_1 j_1 T_n + \frac{1}{2} j_1^2 \rho_1 h_1 + \frac{\lambda_1}{h_1} (T_{mn} - T_n) \right] - k_{cp} (T_{cp} - T_n) \right] \\
 \frac{dT_{mn}}{d\tau} &= \frac{1}{m_{mn} c_{mn}} \left[ n_2 S_2 \left[ -\alpha_2 j_2 T_{mn} + \frac{1}{2} j_2^2 \rho_2 h_2 + \frac{\lambda_2}{h_2} (T_p - T_{mn}) \right] + n_1 S_1 \left[ e_1 j_1 T_n + \frac{1}{2} j_1^2 \rho_1 h_1 + \frac{\lambda_1}{h_1} (T_{mn} - T_n) \right] - k_{cp} (T_{cp} - T_n) \right] \\
 \frac{dT_p}{d\tau} &= \frac{1}{m_p c_p} \left[ n_2 S_2 \left[ \alpha_2 j_2 T_{mn} + \frac{1}{2} j_2^2 \rho_2 h_2 - \frac{\lambda_2}{h_2} (T_p - T_{mn}) \right] - \sigma_p (T_p - T_{ж}) \right]
 \end{aligned} \right\} (1)$$

где  $T_t$  – температура биологической ткани;  $T_n$  – температура наконечника устройства, имеющего тепловой контакт с биологическим объектом;  $T_{тп}$  – температура теплопровода;  $m_t$  – средняя масса ткани;  $m_{н,тп,р}$  – масса наконечника, теплопровода и радиатора ТЭБ 2;  $\alpha_{1,2}$  – коэффициент термо-э.д.с. ТЭ в ТЭБ;  $\rho_{1,2}$  – удельное электрическое сопротивление ТЭБ;  $h_{1,2}$  – высота ТЭ в ТЭБ;  $\lambda_{1,2}$  – коэффициент теплопроводности материала ТЭБ;  $T_{cp}$  – температура окружающей среды,  $k_{cp}$  – коэффициент теплообмена с окружающей средой.

Начальные условия для оценки переходного режима до выхода прибора на рабочий режим задаются при холостом ходе устройства (контакт устройства с биологическим объектом отсутствует), исходя из предположения, что в начальный момент времени ТЭС находится в термодинамическом равновесии с окружающей средой и температура всех точек системы равна ее температуре. При этом система уравнений (1) записывается в виде:

$$\left. \begin{aligned} \frac{dT_n}{dt} &= \frac{1}{m_n c_n} \left[ n_1 S_1 \left[ -e_1 j_1 T_n + \frac{1}{2} j_1^2 \rho_1 h_1 + \frac{\lambda_1}{h_1} (T_{тп} - T_n) \right] - k_{cp} (T_{cp} - T_n) \right] \\ \frac{dT_{тп}}{dt} &= \frac{1}{m_{тп} c_{тп}} \left[ n_2 S_2 \left[ -e_2 j_2 T_{тп} + \frac{1}{2} j_2^2 \rho_2 h_2 + \frac{\lambda_2}{h_2} (T_p - T_{тп}) \right] + n_1 S_1 \left[ e_1 j_1 T_n + \frac{1}{2} j_1^2 \rho_1 h_1 + \frac{\lambda_1}{h_1} (T_{тп} - T_n) \right] - k_{cp} (T_{cp} - T_n) \right] \\ \frac{dT_p}{dt} &= \frac{1}{m_p c_p} \left[ n_2 S_2 \left[ e_2 j_2 T_{тп} + \frac{1}{2} j_2^2 \rho_2 h_2 - \frac{\lambda_2}{h_2} (T_p - T_{тп}) \right] - \sigma_p (T_p - T_{ж}) \right] \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

Для оценки длительности тепловой процедуры начальными являются условия, полученные из (1), а объект воздействия имеет температуру, равную 309 К. Также считается, что температуры наконечника, теплопровода и теплообменного аппарата равны соответствующим температурам спаев.

Данное допущение завышает величину времени выхода на режим, и полученные впоследствии результаты будут являться оценкой сверху. Также предполагаем, что температурные поля объекта воздействия, наконечника, теплопровода и теплообменного аппарата однородны.

Решение системы (1) и (2) осуществлено численным образом в пакете прикладных программ МАТНСАД методом конечных разностей. Расчет производился при следующих исходных данных:  $\alpha_{1,2} = 350 \cdot 10^{-6}$  В/К;  $h_{1,2} = 0,002$  м;  $\lambda = 3$  Вт/м·К;  $\rho = 0,0001$  Ом·м;  $c_{н,тп,р} = 380$  Дж/кг·К;  $c_t = 3458$  Дж/кг·К.

При этом тепловые проводимости определялись по формулам:

$$\sigma_n = \frac{\lambda_n \cdot S_n}{\delta_n}, \quad \sigma_{тп} = \frac{\lambda_{тп} \cdot S_{тп}}{\delta_{тп}}, \quad \sigma_p = \frac{\lambda_p \cdot S_p}{\delta_p}, \quad \sigma_t = \frac{\lambda_t \cdot S_t}{\delta_t}, \quad (3)$$

где  $\lambda_n, \lambda_{тп}, \lambda_p, \lambda_t$  – коэффициенты теплопроводности наконечника, теплопровода, теплообменного аппарата, биологической ткани соответственно;  $S_{н,тп,р,т}$  – площадь поверхностей соприкосновения наконечника и биологического объекта, наконечника и ТЭБ 1, теплопровода и ТЭБ 2, ТЭБ 2 и теплообменного аппарата соответственно;  $\delta_n, \delta_{тп}, \delta_p, \delta_t$  – толщина соответственно наконечника, теплопровода, радиатора, биологической ткани.

Численные значения исходных величин в выражениях (3) принимались следующими:  $\lambda_n = 389$  Вт/м·К;  $\lambda_{тп} = 389$  Вт/м·К;  $\lambda_p = 389$  Вт/м·К;  $\lambda_t = 0,2$  Вт/м·К;  $S_n = 25 \cdot 10^{-6}$  м<sup>2</sup>;  $S_{тп} = 10^{-4}$  м<sup>2</sup>;  $S_p = 36 \cdot 10^{-4}$  м<sup>2</sup>;  $\delta_n = 0,01$  м;  $\delta_{тп} = 0,13$  м;  $\delta_p = 0,02$  м;  $\delta_t = 0,01$  м,  $k_{cp} = 10$  Вт/(м<sup>2</sup>·К).

**Обсуждение результатов.** На рис. 2-7 приведены результаты расчета изменения температуры различных частей ТЭС во времени при  $T_{cp} = 298$  К для случая работы прибора в режиме холостого хода (рис. 2-4) и при наличии тепловой нагрузки (рис. 5-7).

Рассмотрено изменение во времени температуры объекта воздействия, наконечника, теплопровода и жидкостного теплообменного аппарата при различных токах питания ТЭБ, а также для различных значений  $T_{ж}$ .

Как следует из результатов расчетов, зависимости носят монотонный убывающий характер. Согласно приведенным графикам без тепловой нагрузки температура наконечника стаби-

лизируется приблизительно через 4-4,5 минуты (рис. 2-4), что соответствует продолжительности его выхода на рабочий режим.

Данное обстоятельство необходимо учитывать при проведении медицинских процедур, то есть целесообразным является включение прибора до проведения процедур с целью вывода его на рабочий режим и уже затем воздействие на пациента.

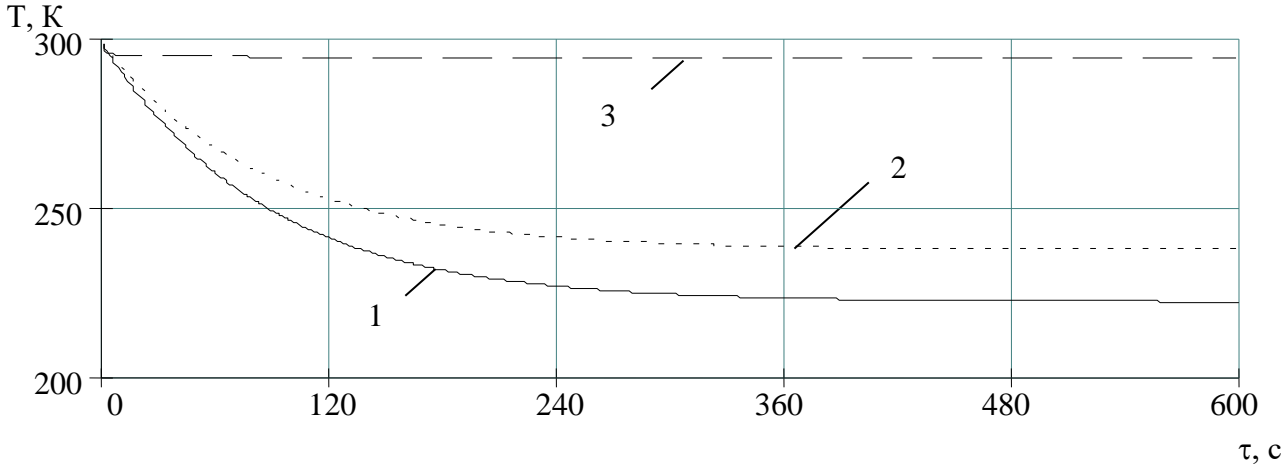


Рис. 2. Изменение температуры отдельных частей ТЭС во времени без тепловой нагрузки: 1 – температура наконечника; 2 – температура теплопровода; 3 – температура жидкостного теплообменного аппарата

Fig. 2. Temperature variation of individual parts of TPP over time without heat load: 1 - tip temperature; 2 - heat conductor temperature; 3 - temperature of the liquid heat exchanger

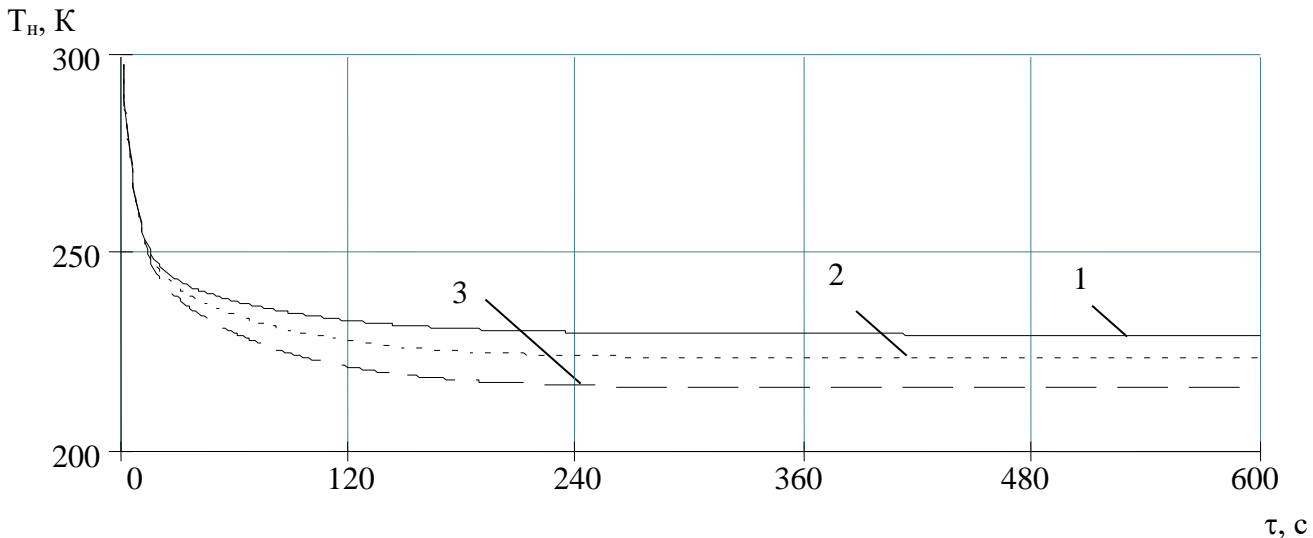
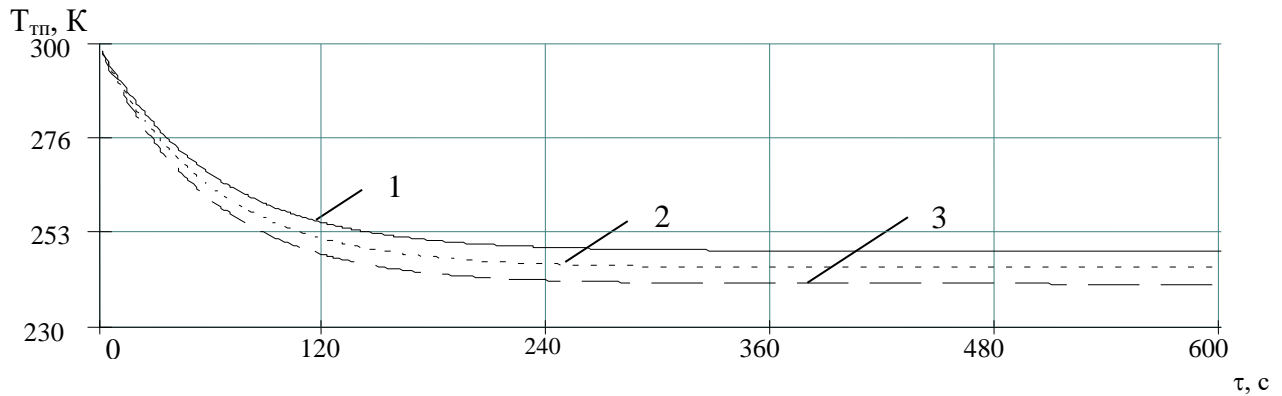


Рис. 3. Изменение температуры воздействующего наконечника во времени без нагрузки при различных токах питания дополнительной ТЭБ 1 – 5 А, 2 – 10 А, 3 – 15 А

Fig. 3. Temperature change of the acting tip in time without load at different supply currents of additional thermopile 1–5 А, 2–10 А, 3–15 А

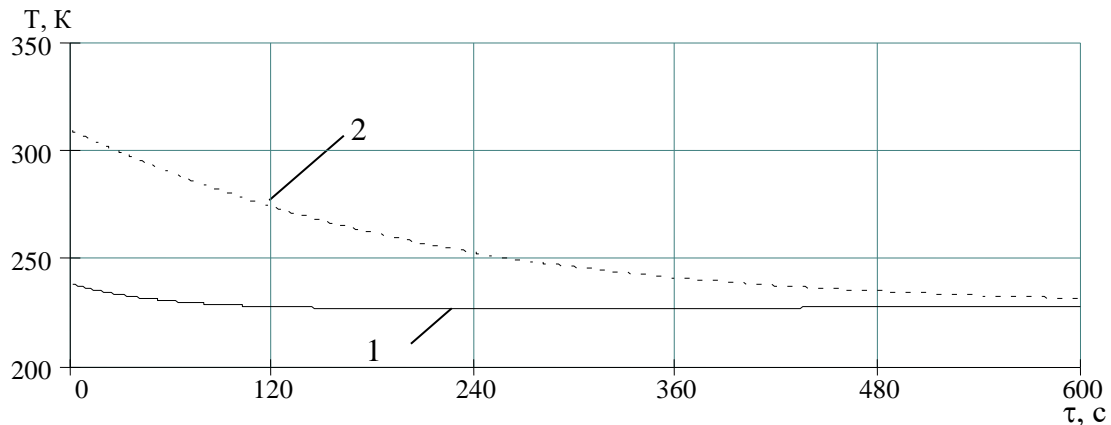
При этом увеличение силы тока, протекающего через ТЭБ вплоть до оптимального понижает температуру наконечника, например, в соответствии с рис. 4 увеличение силы тока дополнительной ТЭБ с 5 до 15 А при токе питания основной ТЭБ 50 А снижает рабочее значение  $T_n$  с 235 К до 220 К. Дальнейшее увеличение силы тока вызывает превалирование теплоты Джоуля над теплотой Пельтье, увеличивающее температуру объекта воздействия.

Таким образом, при фиксированной температуре  $T_j$  предельное снижение температуры воздействующего наконечника ограничено величиной оптимального для данного типа ТЭБ тока питания.

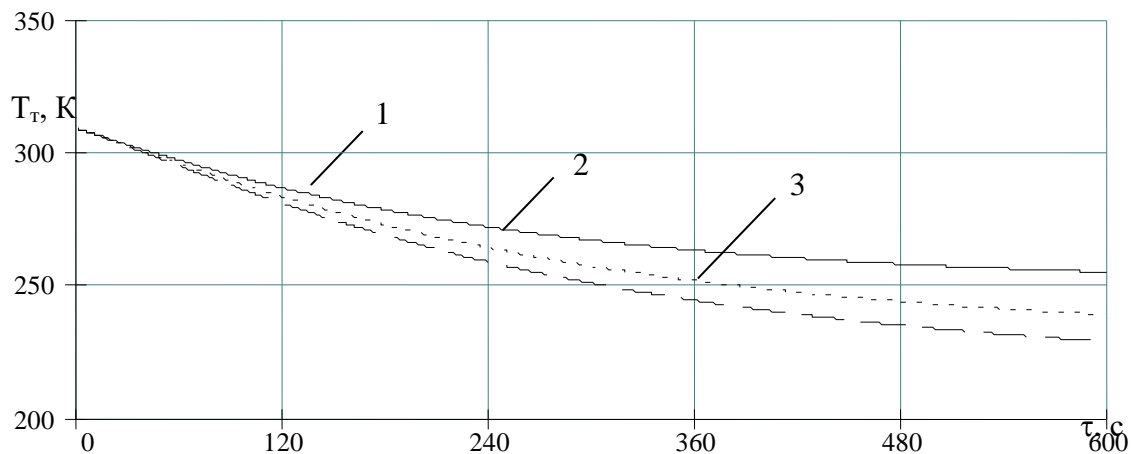


**Рис. 4. Изменение температуры теплового мостика во времени без нагрузки при различных токах питания дополнительной ТЭБ 1 – 5 А, 2 – 10 А, 3 – 15 А**  
**Fig. 4. Temperature variation of the thermal bridge in time without load at various supply currents of additional thermopile 1 - 5 A, 2 - 10 A, 3 - 15 A**

На рис. 5 изображено температурное поле ТЭС – объект воздействия, где представлен временной ход температур охлаждаемой ткани, наконечника и теплопровода. Согласно полученным данным при токе питания основной и дополнительной ТЭБ соответственно равном 25 и 10 А температура ткани достигает 273 К через 2 мин.



**Рис. 5. Изменение температуры ТЭС - объект воздействия во времени 1 – температура воздействующего наконечника 2 – температура объекта воздействия**  
**Fig. 5. Temperature variation of the TPP - an object of influence in time 1 - temperature of the acting tip 2 - temperature of the object of influence**



**Рис. 6. Изменение температуры объекта воздействия во времени при различных токах питания основной ТЭБ 1 – 20 А, 2 – 35 А, 3 – 50 А**  
**Fig. 6. Temperature variation of the object of exposure in time with different supply currents of the main thermopile 1 - 20 A, 2 - 35 A, 3 - 50 A**

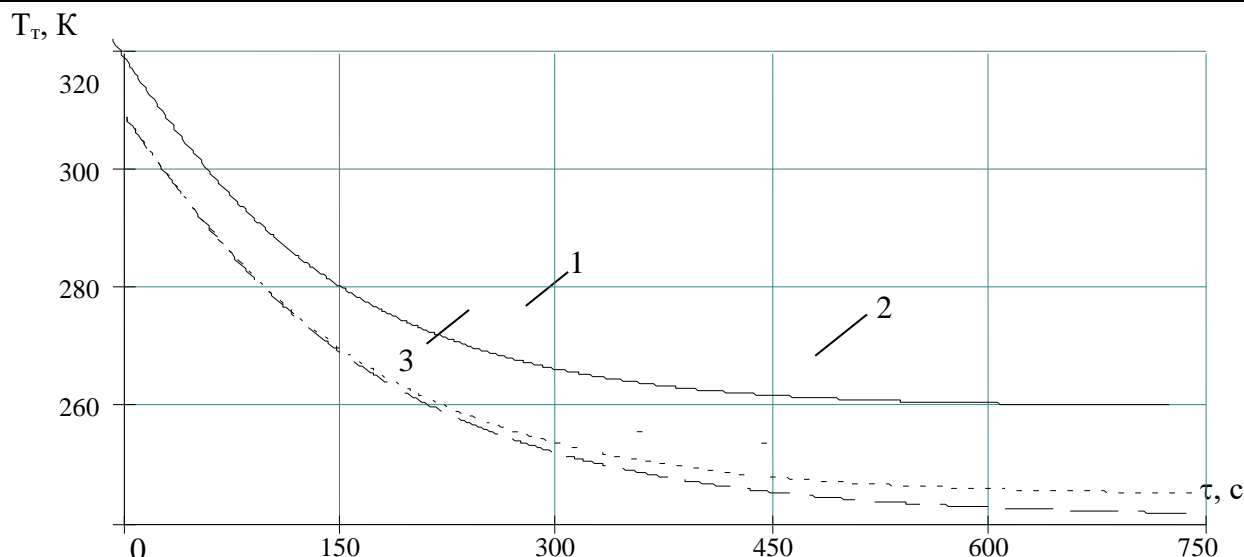


Рис. 7. Изменение температуры объекта воздействия во времени при различных температурах жидкости в теплообменном аппарате 1 – 298 К, 2 – 293 К, 3 – 288 К

Fig. 7. The temperature change of the object of exposure in time at different temperatures of the liquid in the heat exchanger 1 - 298 K, 2 - 293 K, 3 - 288 K

Снизить продолжительность достижения требуемой температуры ткани можно, увеличив силу тока ТЭБ. Согласно графикам зависимостей, приведенным на рис. 6, увеличение силы тока с 20 до 50 А позволит сократить это время с 4 до 1,5 мин. При изменении силы тока от 20 А до оптимального значения, при котором имеет место максимальное понижение температуры на холодном спае ТЭБ (в настоящем случае 50 А), отношение изменения температуры к изменению силы тока уменьшается. Для указанного случая (по достижению стационарного режима, соответствующего 10 мин.) при увеличении тока питания с 20 А до 35 А температура ткани понижается с 257 К до 242 К, увеличение силы тока с 35 А до 50 А понижает температуру с 238 К до 230 К. Дальнейшее увеличение силы тока вызывает преобладание теплоты Джоуля, увеличивающее температуру ткани. Получить более глубокое понижение температуры объекта воздействия можно, уменьшив значение  $T_{ж}$ . На рис.7 показано изменение температуры ткани гортани во времени для различных значений температуры жидкости в теплообменнике (ток питания – 30 А). Из графика следует, что для понижения температуры ткани, например, до 250 К при температуре  $T_{ж}=288$  К требуется на 2 мин. меньше времени, чем в случае, когда  $T_{ж}=298$  К.

**Вывод.** Реализация данной методики может быть осуществлена за счет использования в качестве источника холода ТЭБ. В результате исследования разработана конструкция ТЭС для внутрисполостной гипотермии, состоящая из двух ТЭБ, соединенных между собой посредством цельнометаллического теплового мостика, снабженная воздействующим наконечником и жидкостным теплообменником. Создана квазистационарная математическая модель ТЭС, которая рассматривает устройство как единую совокупность элементов – (теплообменника, теплопровода, ТЭБ, теплоизоляции, воздействующего наконечника), обеспечивающих снижение температуры биологического объекта за требуемое время до необходимой величины. Установлено, что без нагрузки температура воздействующего наконечника стабилизируется приблизительно через 4-4,5 минуты. При этом увеличение силы тока дополнительной ТЭБ с 5 до 15 А при токе питания основной ТЭБ 50 А снижает рабочее значение  $T_n$  с 235 К до 220 К. В процессе проведения процедур необходимого уровня снижения температуры ткани гортани (273 К) удастся достичь при токе питания основной и дополнительной ТЭБ соответственно равном 25 и 10 А через 2 мин. При фиксированной температуре  $T_{ж}$  предельное снижение температуры воздействующего наконечника ограничено величиной оптимального тока ТЭБ. Получить более глубокое охлаждение при данной величине тока питания можно, уменьшив значение  $T_{ж}$ .

#### Библиографический список:

1. Ежов В.В. Физиотерапия и физиопрофилактика как методы и средства сохранения и восстановления здоровья // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2011. № 4. С.33-36.



2. Miroslav Savic, Borut Fonda, Nejc Sarabon, Actual temperature during and thermal response after whole-body cryo-therapy in cryo-cabin // *Journal of thermal biology*. 2013. № 38. P. 186-191.
3. Verhagen John. Massage therapy has short-term benefits for people with common musculoskeletal disorders compared to no treatment: a systematic review // *Journal of physiotherapy*. 2015. № 61. P. 106-116.
4. Боголюбов В.М., Улащик В.С. Комбинирование и сочетание лечебных физических факторов // *Физиотерапия, бальнеология и реабилитация*. 2004. № 5. С.4-11.
5. Буренина И.А. Современные методики криотерапии в клинической практике // *Вестник современной клинической медицины*. 2014. Т. 7. С. 57-61.
6. Ginsburg G.S., McCarthy J.J. Personalized medicine: Revolutionizing drug discovery and patient care // *Trends biotechnol*. 2001. №. 19. pp. 27-32.
7. Hua Zhang, Hong Chen, Hao Wang, Duoduo Li, Baolin Jia, Zhongjian Tan, Bin Zheng, Zhiwen Weng Effect of Chinese tuina massage therapy on resting state brain functional network of patients with chronic neck pain // *Journal of traditional Chinese medical sciences*. 2015. №2. pp. 32-38.
8. Jolanta Krukowska, Adam Lukasiak, Jan Czernicki Impact of magneto stimulation on nerve and muscle electrical excitability in patients with increased muscle tone // *Polish annals of medicine*. 2012. №19. pp.17-24.
9. Зубкова С.М. Роль тепловой компоненты в лечебном действии физических факторов // *Физиотерапия, бальнеология и реабилитация*. 2011. № 6. С. 3-10.
10. Tiffany Field. Massage therapy research review // *Complementary therapies in clinical practice*. 2016. № 24. - P. 19-31.
11. Баранов А.Ю. Криогенная физиотерапия // *Физиотерапия, бальнеология и реабилитация*. 2005. № 3. - С. 25-31.
12. Баранов А.Ю. Искусственный холод на службе здоровья // *Вестник Международной академии холода*. - 2006. № 1. С.15-18.
13. Портнов В. В. Локальная воздушная криотерапия: механизм действия и применение в практике // *Курортные ведомости*. 2009. №2. С. 21-29.
14. Баранов А.Ю. Разработка техники и технологии криотерапии / *Холодильная техника*. 2006. № 12. С. 42-47.
15. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Аминов Г.И., Юсуфов Ш.А. Приборы для локального температурного воздействия на человеческий организм // *Известия вузов. Северо-Кавказский регион. Технические науки*. - 2003. - №2. С. 3-6.
16. Sennoga Twaha, Jie Zhu, Yuying An, Bo Li. A comprehensive review of thermoelectric technology: Materials, applications, modelling and performance improvement // *Renewable and sustainable energy reviews*. - 2016. - vol. 65. pp. 698-726.
17. Анатычук Л.И. Современное состояние и некоторые перспективы термоэлектричества // *Термоэлектричество*. 2007. №2. С. 21-29.
18. Булат Л.П. Прикладные исследования и разработки в области термоэлектрического охлаждения в России // *Холодильная техника*. 2009. № 7. С. 14-19.
19. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Хазамова М.А., Магомадов Р.А.-М. Математическая модель термоэлектрической системы для локального теплового воздействия на руку человека // *Термоэлектричество*. - 2014. № 1. С. 77-86.
20. Такенобу Кадзикава, Риодзи Фунахами. Новейшие разработки в области технологии термоэлектрического генерирования электроэнергии в Японии // *Термоэлектричество*. 2016. № 1. С. 4-11.
21. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Рагимова Т.А. Исследование термоэлектрической системы для локального замораживания тканей гортани // *Термоэлектричество*. 2015. № 2. С. 86-94.

#### References:

1. Yezhov V.V. Fizioterapiya i fizioprafilaktika kak metody i sredstva sokhraneniya i vosstanovleniya zdorov'ya // *Fizioterapiya, bal'neologiya i reabilitatsiya*. 2011. № 4. S.33-36. [Ezhov V.V. Physiotherapy and physiotherapy as methods and means of maintaining and restoring health // *Physiotherapy, balneology and rehabilitation*. 2011. No. 4. pp.33-36. (in Russ.)]
2. Miroslav Savic, Borut Fonda, Nejc Sarabon, Actual temperature during and thermal response after the whole body cryotherapy in cryo-cabin // *Journal of thermal biology*. 2013. No. 38. P. 186-191.
3. Verhagen John. Massage therapy has a musculoskeletal disorder for patients with common conditions compared to no treatment: a systematic review // *Journal of physiotherapy*. 2015. No. 61. P. 106-116.
4. Bogolyubov V.M., Ulashchik V.S. Kombinirovaniye i sochetaniye lechebnykh fizicheskikh faktorov // *Fizioterapiya, bal'neologiya i reabilitatsiya*. 2004. № 5. S.4-11. [Bogolyubov V.M., Ulashchik V.S. Combination and combination of therapeutic physical factors // *Physiotherapy, balneology and rehabilitation*. 2004. No. 5. P.4-11. (in Russ.)]
5. Burenina I.A. Sovremennyye metodiki krioterapii v klinicheskoy praktike // *Vestnik sovremennoy klinicheskoy meditsiny*. 2014. Т. 7. S. 57-61. [Burenina I.A. Modern methods of cryotherapy in clinical practice // *Bulletin of modern clinical medicine*. 2014. Т. 7. pp. 57-61. (in Russ.)]
6. Ginsburg G.S., McCarthy J.J. Personalized medicine: Revolutionizing drug discovery and patient care // *Trends biotechnol*. 2001. No. 19. pp. 27-32.

7. Hua Zhang, Hong Chen, Hao Wang, Li Duong, Baolin Jia, Zhongjian Tan, Bin Zheng, Wang sciences. 2015. №2. pp. 32-38.
8. Jolanta Krukowska, Adam Lukasiak, Jan Czernicki, Polish annals of medicine. 2012. № 19. pp.17-24.
9. Zubkova S.M. Rol' teplovoy komponenty v lechebnom deystvii fizicheskikh faktorov // Fizioterapiya, bal'neologiya i reabilitatsiya. 2011. № 6. S. 3-10. [Zubkova S.M. The role of heat components in the therapeutic action of physical factors // Physiotherapy, balneology and rehabilitation. 2011. No. 6. P. 3-10. (in Russ.)]
10. Tiffany Field. Massage therapy research review // Complementary therapies in clinical practice. 2016. № 24. pp. 19-31.
11. Baranov A.YU. Kriogennaya fizioterapiya // Fizioterapiya, bal'neologiya i reabilitatsiya. 2005. № 3. - S. 25-31. [Baranov A.Y. Cryogenic physiotherapy // Physiotherapy, balneology and rehabilitation. 2005. № 3. - p. 25-31. (in Russ.)]
12. Baranov A.YU. Iskusstvennyy kholod na sluzhbe zdorov'ya // Vestnik Mezhdunarodnoy akademii kholoda. - 2006. № 1. S.15-18. [Baranov A.Y. Artificial cold in the service of health // Bulletin of the International Academy of Cold. - 2006. No. 1. P.15-18. (in Russ.)]
13. Portnov V. V. Lokal'naya vozdušnaya krioterapiya: mekhanizm deystviya i primeneniye v praktike // Kurortnyye vedomosti. 2009. №2. S. 21-29. [Portnov V.V. Local air cryotherapy: mechanism of action and application in practice // Spa lists. 2009. №2. Pp. 21-29. (in Russ.)]
14. Baranov A.YU. Razrabotka tekhniki i tekhnologii krioterapii // Kholodil'naya tekhnika. 2006. № 12. S. 42-47. [Baranov A.Y. Development of technology and cryotherapy // Refrigeration. 2006. No. 12. P. 42-47. (in Russ.)]
15. Ismailov T.A., Yevdulov O.V., Aminov G.I., Yusufov SH.A. Pribory dlya lokal'nogo temperaturnogo vozdeystviya na chelovecheskiy organizm // Izvestiya vuzov. Severo-Kavkazskiy region. Tekhnicheskiye nauki. 2003. №2. S. 3-6. [Ismailov T.A., Evdulov O.V., Aminov G.I., Yusufov Sh.A. Devices for local temperature effects on the human body // News of universities. North Caucasus region. Technical science. 2003. №2. pp. 3-6. (in Russ.)]
16. Ssennoga Twaha, Jie Zhu, Yuying An, Bo Li. A comprehensive review of thermoelectric technology: Materials, applications, modeling and performance improvement // Renewable and sustainable energy reviews. 2016. Vol. 65. pp. 698-726.
17. Anatyshuk L.I. The current state and some prospects of thermoelectricity/Thermoelectricity. 2007. №2. pp. 21-29.
18. Bulat L.P. Prikladnyye issledovaniya i razrabotki v oblasti termoelektricheskogo okhlazhdeniya v Rossii // Kholodil'naya tekhnika. 2009. № 7. S. 14-19. [Bulat L.P. Applied research and development in the field of thermoelectric cooling in Russia // Refrigeration equipment. 2009. No. 7. P. 14-19. (in Russ.)]
19. Ismailov T.A., Evdulov O.V., Khazamova M.A., Magomadov R.A.-M. Mathematical model of thermoelectric system for local thermal effects on the human hand /Thermoelectricity. 2014. № 1. P. 77-86.
20. Takenobu Kajikawa, Ryoji Funachami Newest Developments in the Field of Thermoelectric Power Generation Technology in Japan / Thermoelectricity. 2016. No. 1. P. 4-11.
21. Ismailov T.A., Evdulov O.V., Ragimova T.A. Research of thermoelectric system for local freezing of laryngeal tissues / Thermoelectricity. 2015. № 2. pp. 86-94.

**Сведения об авторах:**

**Евдулов Олег Викторович** – кандидат технических наук, доцент, кафедра теоретической и общей электротехники.

**Магомедова Сарат Гусеновна** – аспирант, кафедра теоретической и общей электротехники.

**Магоматов Рустам Абу-Муслимович** – кандидат технических наук, доцент, заведующий кафедрой «Электротехника и электропривод».

**Набиев Наби Абдулаевич** – аспирант, кафедра теоретической и общей электротехники.

**Information about the authors:**

**Oleg V. Evdulov** – Cand.Sci. (Technical), Assoc.Prof., Department of Theoretical and General Electrical Engineering.

**Sarat G.Magomedova** – Postgraduate Student, Department of Theoretical and General Electrical Engineering.

**Rustam A.-M.Magomadov**– Cand.Sci. (Technical), Assoc.Prof., Head of the Department «Electrical Engineering and Electric Drive».

**Nabi A. Nabiyev**– Postgraduate Student, Department of Theoretical and General Electrical Engineering.

**Конфликт интересов**

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Поступила в редакцию 12.11.2018.

Принята в печать 22.12.2018.

**Conflict of interest.**

The authors declare no conflict of interest.

**Received** 12.11.2018.

**Accepted for publication** 22. 12.2018.