

Для цитирования: Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Хазамова М.А., Рагимова Т.А., Магомадов Р.А.-М. Термоэлектрическое устройство для внутриполостной гипотермии. Вестник Дагестанского государственного технического университета. Технические науки. 2019;46 (3):20-31. DOI:10.21822/2073-6185-2019-46-3-20-31

For citation: T.A. Ismailov, O.V. Evdulov, M.A. Hazamova, T.A. Ragimova, R.A.-M. Magomadov. Thermoelectric Device for Intracavitary Hypothermia. Herald of Daghestan State Technical University. Technical Sciences. 2019; 46 (3):20-31. (In Russ.) DOI:10.21822/2073-6185-2019-46-3-20-31

ЭНЕРГЕТИЧЕСКОЕ, МЕТАЛЛУРГИЧЕСКОЕ И ХИМИЧЕСКОЕ МАШИНОСТРОЕНИЕ

УДК 621.362: 537.322

DOI: 10.21822/2073-6185-2019-46-3-20-31

ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ВНУТРИПОЛОСТНОЙ ГИПОТЕРМИИ

Исмаилов Т.А.¹, Евдулов О.В.¹, Хазамова М.А.¹, Рагимова Т.А.¹, Магомадов Р.А.-М.²

¹ Дагестанский государственный технический университет,
¹ 367026, г. Махачкала, пр. Имама Шамиля, 70, Россия

² Грозненский государственный нефтяной технический университет
им.М.Д. Милионищикова,

² 364051 г. Грозный, проспект им. Х.А. Исаева, 100, Россия

Резюме. Цель Целью статьи является разработка термоэлектрического устройства (ТЭУ) для внутриполостной гипотермии, его экспериментальные исследования, а также создание методик проведения лечебных процедур с помощью данного прибора. **Метод** Разработана конструкция термоэлектрического устройства для внутриполостной гипотермии, состоящая из двух термоэлектрических батарей (ТЭБ), соединенных между собой посредством цельнометаллического теплопровода, снабженная воздействующим аппликатором и жидкостным теплообменником. Проведены экспериментальные исследования прибора на специально разработанном стенде, включающем в себя климатическую камеру, источник электрической энергии, измеритель температуры, подключаемый к ПЭВМ. **Результат** Получены данные об изменении температуры в контрольных точках устройства во времени. Рассмотрено изменение во времени температуры наконечника устройства, теплопровода, теплоотводящей системы при различных токах питания термоэлектрических батарей. Описаны методики лечения некоторых ЛОР заболеваний с помощью разработанного прибора. **Вывод** Установлено, что без нагрузки температура аппликатора стабилизируется приблизительно через 4-4,5 минуты. При этом увеличение силы тока дополнительной ТЭБ с 5 до 12 А при токе питания основной ТЭБ 23 А снижает значение температуры с 237 К до 224 К. В процессе проведения процедур необходимого уровня снижения температуры биологического объекта удастся достичь при токе питания основной и дополнительной термоэлектрических батарей, соответственно равном 23 и 12 А через 2,5 мин. Методики лечения ЛОР заболеваний позволяют в полной мере реализовать возможности ТЭУ.

Ключевые слова: гипотермия, внутренняя полость, термоэлектрическое устройство, термоэлектрическая батарея, охлаждающее воздействие, теплообмен, экспериментальный стенд, натурные испытания, измерение, лечебные процедуры

THERMOELECTRIC DEVICE FOR INTRACAVITARY HYPOTHERMIA

T.A. Ismailov¹, O.V. Evdulov¹, M.A. Hazamova¹, T.A. Ragimova¹, R.A.-M. Magomadov²

¹Daghestan State Technical University,

¹70 I. Shamilya Ave., Makhachkala 367026, Russia

²M.D. Milyionshchikov Grozny State Oil Technical University,

²100 H.A. Isaeva Ave., Grozny 2364051, Russia

Abstract Objectives In this research, we aimed to develop a thermoelectric device (TED) for intracavitary hypothermia, to carry out experimental studies into its functional characteristics, as well as to develop treatment procedures using this device. **Method** A TED design for intracavitary hypothermia was developed, consisting of two thermoelectric batteries (TEBs) interconnected using an all-metal heat pipeline equipped with an influencing applicator and a liquid heat exchanger. Experimental studies of the device were carried out on a designed bench, which included a climatic chamber, a source of electrical energy and a temperature meter connected to a PC. **Results** Temperature changes at the control points of the device were recorded over time. Changes in the time taken to stabilise temperatures of the device tip, heat pipe and heat sink system at different TEB supply currents were investigated. Possible methods for treating some ENT diseases using the developed device are described. **Conclusion** It is shown that the temperature of the applicator is stabilised after approximately 4-4.5 minutes without load. At the same time, an increase in the current of the additional TEB from 5 to 12 A at the main TEB current of 23 A reduces the temperature from 237 K to 224 K. In the process of carrying out the procedures, the necessary level of a decrease in the temperature of a biological object can be reached at the supply current of the main and additional TEBs equal to 23 and 12 A, respectively, after 2.5 minutes. The full potential of the TED device will be realised through the developed of methods for treating ENT diseases.

Keywords: hypothermia, internal cavity, thermoelectric device, thermoelectric battery, cooling effect, heat exchange, experimental bench, field tests, measurement, therapeutic procedures

Введение. На сегодняшний день в медицинской практике широко применяются немедикаментозные методы проведения лечебных процедур [1-6]. Одной из их разновидностей является метод теплового воздействия на отдельные зоны человеческого организма, связанный с их локальным охлаждением (гипотермией). Локальная гипотермия активно используется при воздействии на внутренние полости, что широко применяется в оториноларингологии, гинекологии, проктологии, урологии, стоматологии, косметологии и т.п. [7-12].

Применяемые на сегодняшний день средства для внутриполостной гипотермии 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 [13-17]. Данные технические средства не всегда отвечают требованиям безопасности в связи с возможностью разгерметизации компрессионных систем, биологической агрессивностью используемых хладагентов, инерционностью рабочих процессов и низкой точностью дозирования охлаждающего воздействия. Использование жидких хладагентов в таких устройствах усложняет их конструкцию и обслуживание, сокращает время работы 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 данных условиях целесообразным является использование в качестве источника холода в системах для гипотермии внутренних полостей ТЭБ. Их применение имеет следующие пре-

имущества: 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 [18-22].

Постановка задачи. Целью работы является разработка термоэлектрического устройства (ТЭУ) для внутриполостной гипотермии, его экспериментальные исследования, а также создание методик проведения лечебных процедур с помощью данного прибора.

Методы исследования. Объектом исследований является опытный образец ТЭУ для внутриполостной гипотермии, схематическое исполнение которого в составе экспериментального стенда показано на рис.1, а внешний вид на рис.2. Прибор содержит две ТЭБ, основную 2 и дополнительную 3, контактирующие с торцевыми поверхностями медного теплопровода 1. Отвод тепла от горячих спаев ТЭБ 2 осуществляется с помощью жидкостного теплообменного аппарата 4, а дополнительная ТЭБ 3 холодными спаями приведена в контакт с воздействующим аппликатором. Для исключения нежелательного влияния температуры окружающей среды на процесс охлаждения аппликатора теплопровод 1, ТЭБ 2 и 3 имеют теплоизоляцию 5 по боковой поверхности.

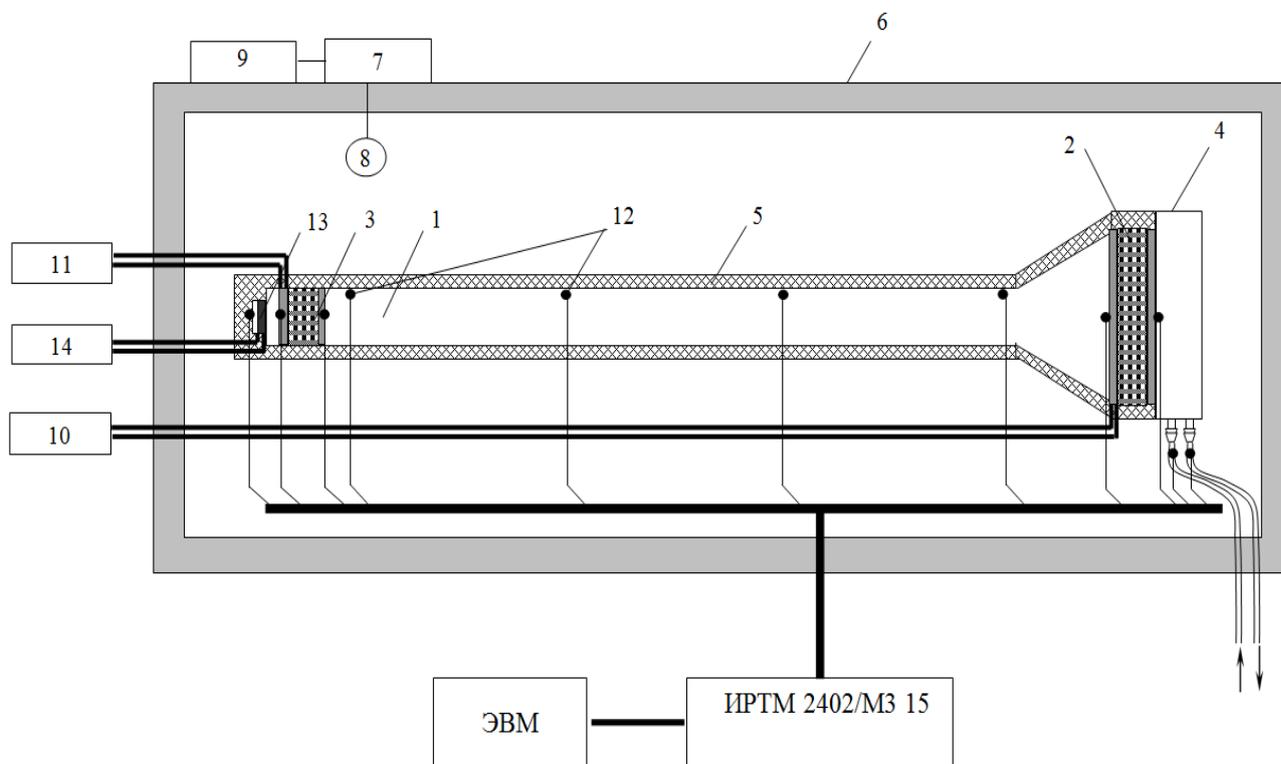


Рис.1. Структурная схема экспериментального стенда устройства для внутриполостной гипотермии

Fig. 1. Block diagram of the experimental stand of the device for intracavitary hypothermia



Рис. 2. Внешний вид термоэлектрического прибора для внутрисполостного теплового воздействия с дополнительной термоэлектрической батареей
Fig. 2. Appearance of a thermoelectric device for intracavitary thermal exposure with an additional thermoelectric battery

Экспериментальные исследования прибора проводились в теплоизолированной климатической камере 6 (рис.1), температура и влажность в которой определяются датчиками температуры 7 и влажности 8 и выводятся на дисплей 9. Питание ТЭБ осуществлялось источниками электрической энергии 10 и 11. Нагрузка на аппликатор моделировалась намотанной на него нихромовой проволокой 13, подключенной к индивидуальному источнику питания 14. Сбор экспериментальных данных осуществлялся автоматически с помощью измерителя температуры ИРТМ 2402/М3 15 посредством термопар 12.

В ходе эксперимента определялись напряжения и ток на ТЭБ, температура окружающей среды, температуры в различных точках опытного образца устройства. Термопары размещались на наконечнике, горячих и холодных спаев ТЭБ, на входе и выходе жидкостного теплообменного аппарата, на поверхности теплопровода. Опрос датчиков и регистрация снимаемых данных осуществлялась 1 раз в 2 секунды с записью в текстовый файл и регистрацией текущего времени каждого измерения.

Исследовалась работа прибора с одной (основной) и с двумя ТЭБ (основной и дополнительной). Для каждой из модификаций устройства измерения проводились для случая холостой работы прибора, с тепловой нагрузкой. В соответствии со значением максимального тока питания для используемой основной и дополнительной ТЭБ, работу устройства тестировали для четырех значений питающего тока (10 А; 15 А; 20 А и 23 А) основной батареи и трех значений питающего тока дополнительной ТЭБ (5 А; 10 А; 15 А).

Исходя из технических требований, предъявляемых к устройству при его эксплуатации, в процессе эксперимента задавались следующими исходными данными: температурный диапазон воздействия – от 223 до 248 К; температура окружающей среды – от 298 до 300 К; точность поддержания температуры – 0,5 К; охлаждение опорных спаев основной ТЭБ производилось жидкостным теплообменным аппаратом.

Обсуждение результатов. Результаты экспериментальных исследований.

Для оценки продолжительности выхода ТЭС на рабочий режим были проведены исследования при холостом ходе прибора. На рис.3 изображены графики зависимости изменения температуры наконечника во времени при различных токах питания ТЭБ без нагрузки.

Согласно указанным зависимостям продолжительность выхода устройства в стационарный режим составляет 4,5-5 минут. При этом с увеличением силы тока, температура наконечника снижается. На рис.3, а представлены зависимости изменения температуры наконечника во времени для различных токов питания при использовании в ТЭУ только основной ТЭБ. В соответствии с полученными данными максимальный уровень снижения температуры в данном случае составляет 237 К при максимальном токе в 23 А и повышается на 2, 4 и 8 К для токов питания соответственно 20 А, 15 А и 10 А.

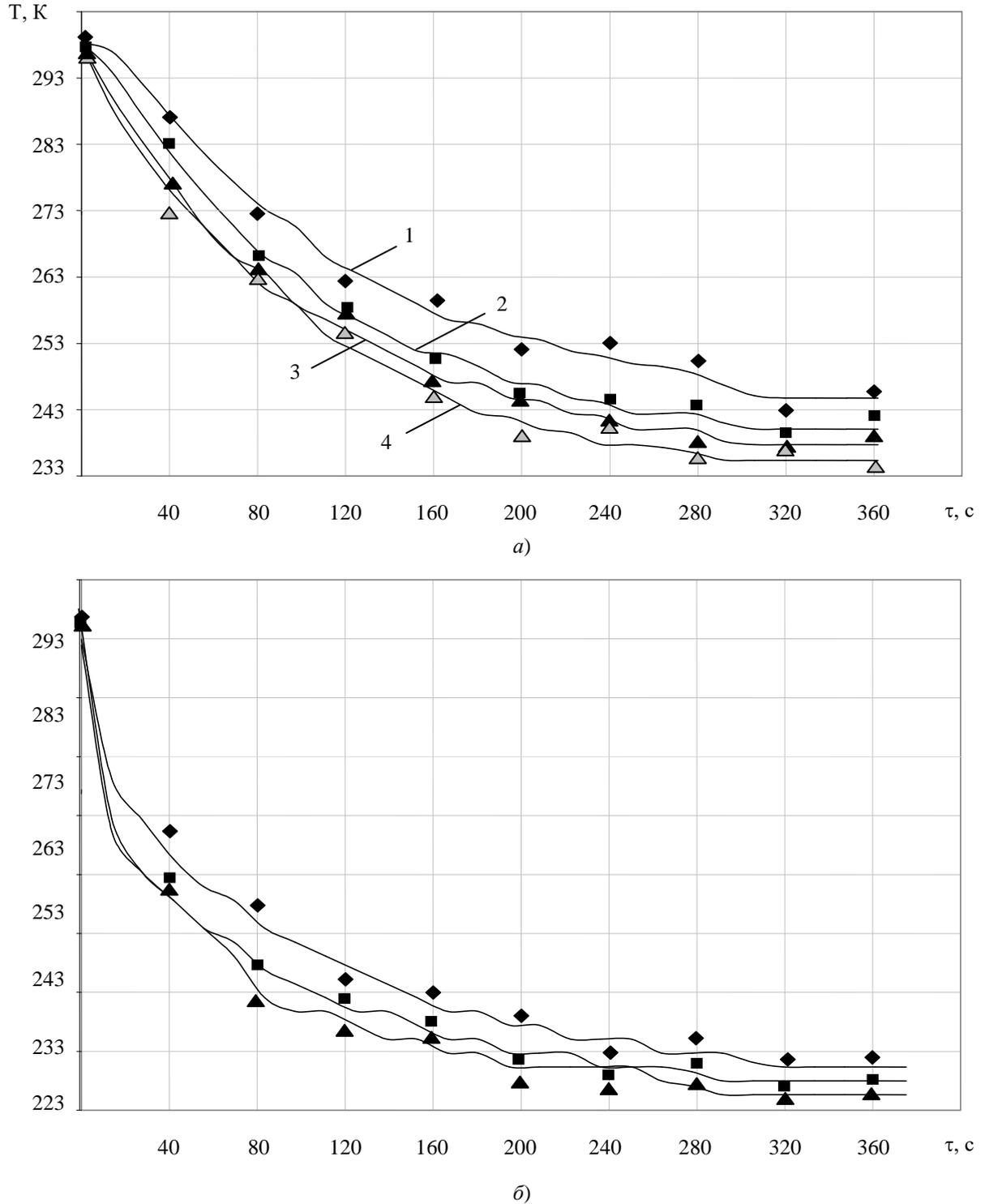


Рис.3. Изменение температуры наконечника во времени при различных значениях тока питания ТЭБ, без нагрузки а) конструкция системы с одной ТЭБ: 1 – 30 А, 2 – 40 А, 3 – 45 А, 4 – 50 А; б) конструкция системы с двумя ТЭБ, ток питания основной ТЭБ 50 А, дополнительной ТЭБ: 1 – 5 А, 2 – 10 А, 3 – 12 А
Fig. 3. Changing the temperature of the tip over time at various values of the thermopile power supply current, without load a) system design with one thermopile: 1 - 30 A, 2 - 40 A, 3 - 45 A, 4 - 50 A; b) the design of the system with two thermopiles, the supply current of the main thermopile is 50 A, the additional thermopile: 1 - 5 A, 2 - 10 A, 3 - 12 A

На рис.3, б представлены зависимости изменения температуры наконечника во времени для различных токов питания при использовании в устройстве основной и дополнительной ТЭБ.

Графики показывают, что при использовании дополнительной ТЭБ увеличение силы тока окончного каскада с 5 А до 12 А при питании основного каскада оптимальным для данного типа ТЭБ током (23 А) температура наконечника снижается с 237 К до 224 К.

Одним из важных факторов стабильной и надежной работы устройства является эффективный съем тепла с горячих спаев ТЭБ.

Для оценки надежности теплосъема устройства регистрировалось изменение температуры горячих спаев основной ТЭБ во времени, которое представлено на рис.4.

Для рассмотренного случая, соответствующего токам питания основной и дополнительной ТЭБ 23 А и 10 А величина температуры горячего спаев не превышает 302 К при температуре охлаждающей жидкости 291 К и скорости течения 0,07 л/с.

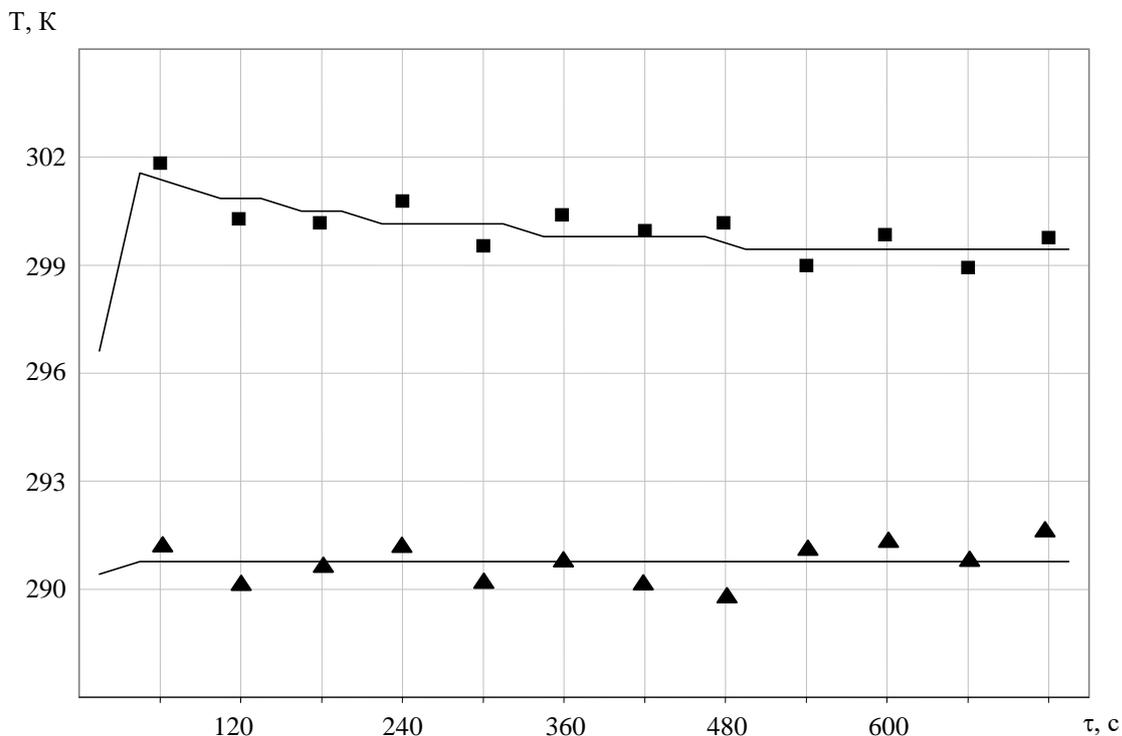


Рис.4. Изменение температуры горячих спаев основной ТЭБ во времени без нагрузки, ток питания ТЭБ - 23 А, дополнительной ТЭБ – 10 А. 1 – охлаждающая жидкость, 2 – горячий спай основной ТЭБ
Fig. 4. The temperature change of the hot junctions of the main thermopile in time without load, the thermopile supply current is 23 А, the additional thermopile is 10 А. 1 - coolant, 2 - hot junction of the main thermopile

Для оценки изменения температуры вдоль теплопровода, имеющего длину 150 мм, получены зависимости изменения температуры по его длине для различных моментов времени без нагрузки, которые изображены на рис.5.

Согласно приведенным графикам максимальный перепад температуры по длине теплопровода при токах питания основной и дополнительной ТЭБ соответственно 23 А и 10 А, составляет 14 К и приходится на начальный момент включения устройства.

По выходу прибора в стационарный режим этот перепад не превышает 3 К и указывает на относительную равномерность распределения температуры по длине теплопровода.

На рис.6-7 представлены графики изменения температуры аппликатора во времени при наличии тепловой нагрузки. В соответствии с [10] величина тепловой нагрузки принята равной

1 Вт, что соотносится со средним уровнем тепловыделений ткани живого человека.

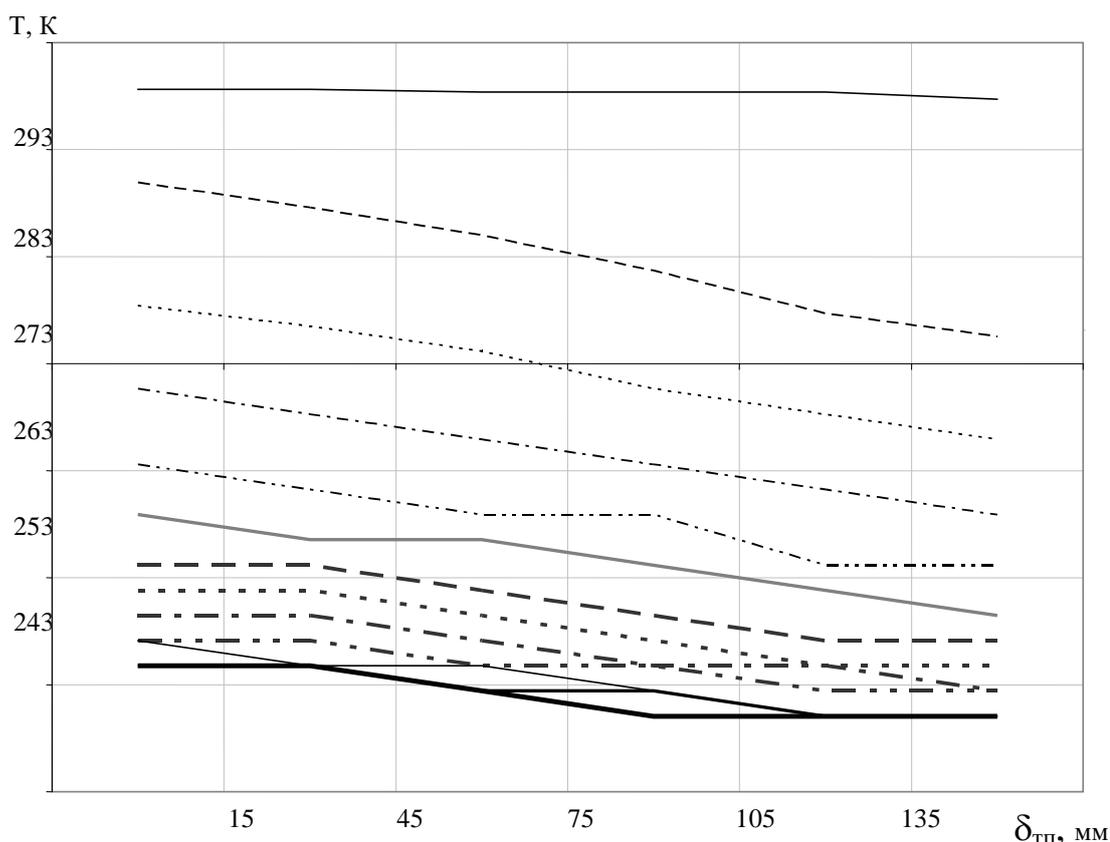


Рис.5. Распределение температуры по длине теплового мостика без нагрузки, ток питания основной ТЭБ - 23 А, ток питания дополнительной ТЭБ - 10 А 1 - $\tau=0$, 2 - $\tau=2$ мин., 3 - $\tau=4$ мин., 4 - $\tau=6$ мин., 5 - $\tau=8$ мин., 6 - $\tau=10$ мин., 7 - $\tau=12$ мин., 8 - $\tau=14$ мин., 9 - $\tau=16$ мин., 10 - $\tau=18$ мин., 11 - $\tau=20$ мин., 12 - $\tau=22$ мин.

Fig. 5. The temperature distribution along the length of the thermal bridge without load, the main thermopile power supply current is 23 A, the secondary thermopile power supply current is 10 A 1 - $\tau=0$, 2 - $\tau=2$ min., 3 - $\tau=4$ min., 4 - $\tau=6$ min., 5 - $\tau=8$ min., 6 - $\tau=10$ min., 7 - $\tau=12$ min., 8 - $\tau=14$ min., 9 - $\tau=16$ min., 10 - $\tau=18$ min., 11 - $\tau=20$ min., 12 - $\tau=22$ min.

Согласно полученным данным при токах питания дополнительной ТЭБ 5 А, 10 А и 12 А температура наконечника по достижению стационарного режима без тепловой нагрузки составляет 224 К, 227 К и 239 К, что соответствует температурам наконечника на графиках в начальный момент времени.

Как показывают зависимости на рис.6, действие нагрузки на систему повышает температуру аппликатора примерно на 6 К, для каждого тока, соответственно ее значение для этих случаев составляет 230 К, 233 К и 245 К. При этом продолжительность выхода на стационарный режим не превышает 2,5 минут.

Аналогичная зависимость была получена и для модификации системы с одной основной ТЭБ.

Повышение температуры по отношению к начальной составило 2,5 К и достигло значения 245 К для оптимального тока питания используемой ТЭБ 23 А. Указанные данные проиллюстрированы на рис.7.

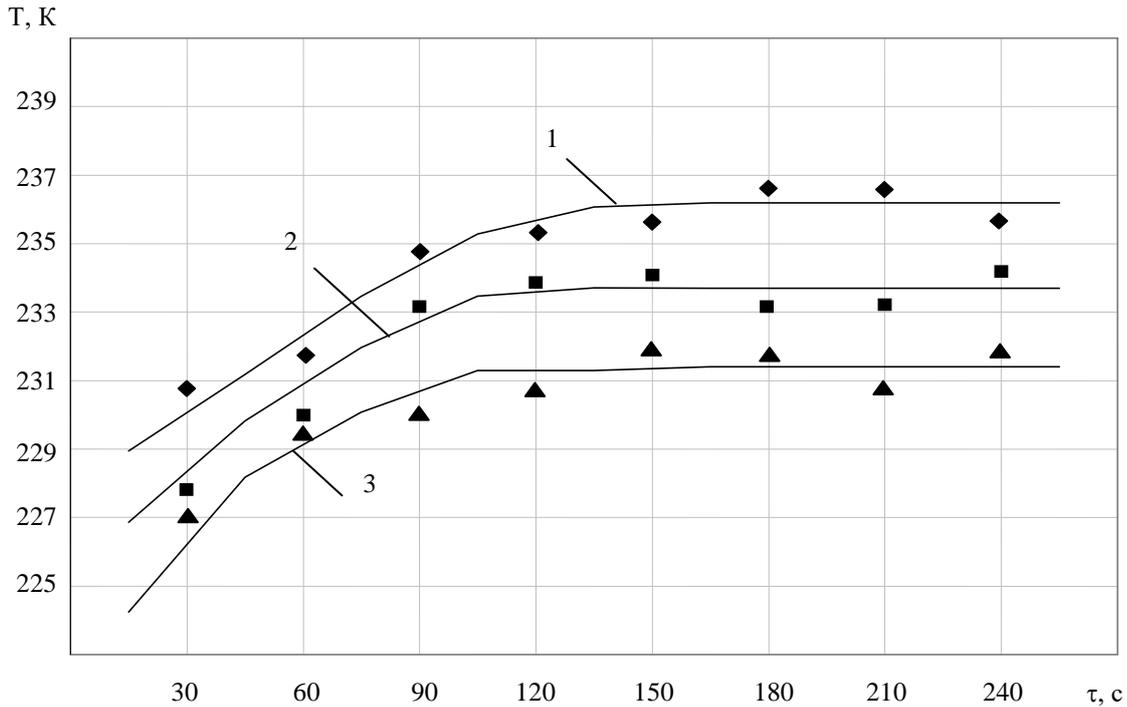


Рис.6. Изменение во времени температуры наконечника при различных значениях тока питания дополнительной ТЭБ с нагрузкой; ток питания основной ТЭБ 23 А 1 – 5 А, 2 – 10 А, 3 -12 А
 Fig. 6. Change in time of the tip temperature at various values of the supply current of the additional thermopile with load; supply current of the main fuel and energy complex 23 А 1 - 5 А, 2 - 10 А, 3 -12 А

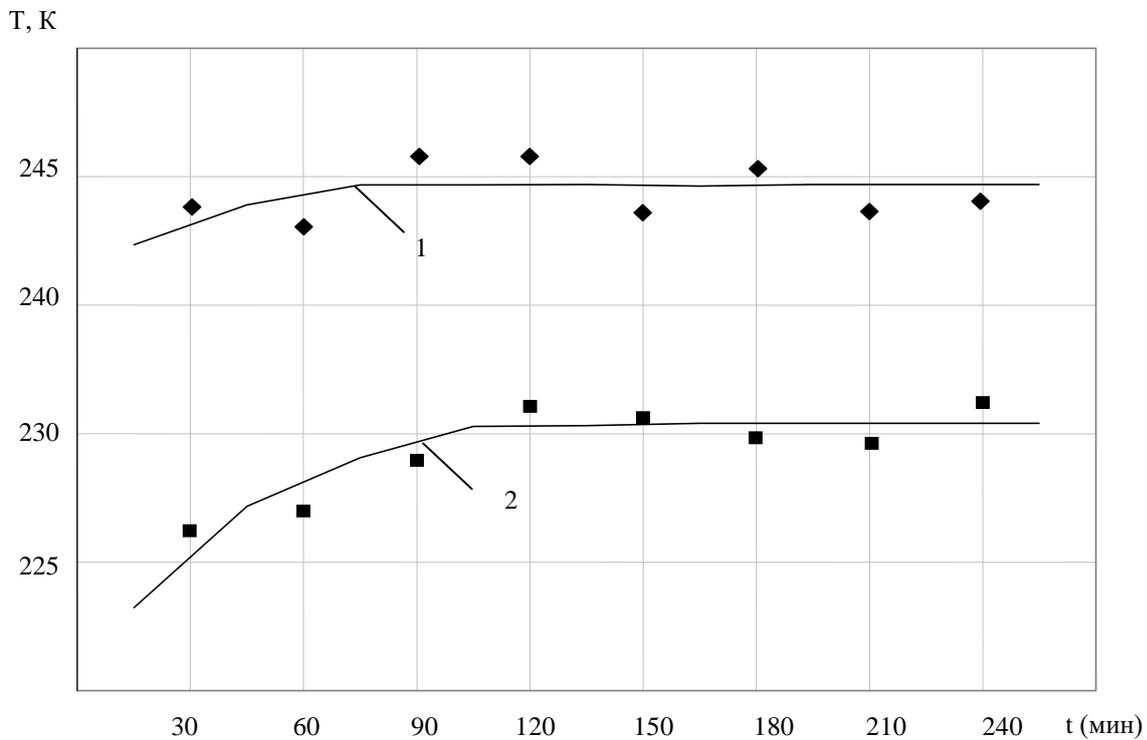


Рис.7. Изменение во времени температуры наконечника с одной (1) и двумя ТЭБ (2), с нагрузкой, ток питания основной ТЭБ – 23 А; ток питания дополнительной ТЭБ – 10 А
 Fig. 7. Change in time of the temperature of the tip with one (1) and two thermopiles (2), with a load, the supply current of the main thermopile is 23 А; additional thermopile power supply current - 10 А

Описание методик проведения лечебных процедур с помощью ТЭУ. Общая методика проведения процедур с помощью разработанного устройства следующая. Перед началом сеанса больного усаживают в больничное кресло, где он может принять удобное положение. Предварительно перед воздействием проводят легкую местную анестезию той зоны, в которой будет проводиться лечение 10% раствором лидокаина. Необходимость такой обработки связана с риском механических повреждений внутриполостных тканей при вводе прибора в организм человека.

С помощью регулировки блока контроля и управления задается необходимая величина тока питания ТЭБ, соответствующая температурному режиму проведения процедур. ТЭУ устанавливается на подставку, врач запускает прибор в работу. При выходе прибора на режим, в подставке загорается сигнальная лампочка и подается звуковой сигнал. После чего устройство извлекается из подставки, вводится в полость человека и осуществляется криовоздействие по заданному тепловому режиму в соответствии с лечебной методикой. Месторасположение прибора, продолжительность, температурный уровень и кратность теплового воздействия зависит от разновидности заболевания. Лечение может производиться амбулаторно. Перед эксплуатацией ТЭУ стерилизуется. При проведении процедур после каждого прикосновения аппликатора к слизистой оболочке, производится его обработка салфеткой, смоченной спиртом с целью удаления слюны и слизи. При несоблюдении этих требований возможен риск возникновения нежелательных адгезивных эффектов.

Могут быть предложены следующие методики с использованием разработанного ТЭУ при лечении некоторых ЛОР заболеваний.

Методика криогенного лечения небных миндалин в случае хронического тонзиллита состоит в такой последовательности. Первоначально воспаленная зона небных миндалин промывается антисептиком. Промывание производится ежедневно 3-5 раз перед процедурой. Далее в соответствии с методикой, холодным концом аппликатора прикасаются к поверхности небных миндалин таким образом, чтобы устья крипт не замораживались. Прикосновения холодным аппликатором к небной миндалине производится 2-5кратно, в зависимости от ее морфологии и расстоянием между лакунами в области верхнего, среднего и нижнего полюса с продолжительностью прикосновения порядка 0,5 мин.

Методика лечения локальным охлаждением гипертрофического фарингита и микоза зависит от анатомических особенностей больного. При проведении сеанса выполняется от 3-4 до 12-15 прикосновений аппликатором, охлажденным до температуры -40°C с экспозицией в 0,5 мин. При воздействии на гипертрофированную лимфоидную ткань ротоглотки экспозиция составляет порядка 1-2 мин. После лечения описанным методом регенеративной криотерапии в случае фарингита в течение 4-6 недель идет циклическая реакция с существенной активизацией регенеративных процессов. Сеанс повторяется 3-8 раз с интервалом в 2-3 месяца.

В случае лечения синдрома надгортанника (состоящего в возникновении механического контакта корня языка и надгортанника, сопровождающегося ощущением комка в горле, в хронических случаях приводящего к деформации вестибулярного отдела гортани, а также перекрытию дыхательных путей) осуществляют криовоздействие с использованием выпуклого аппликатора на зону небных миндалин, боковых валиков, корня языка и задней стенки глотки. Процедура повторяется 5-7кратно с интервалом 2-4 раза в месяц.

При профилактической иммуностимулирующей криотерапии сначала проводят легкую местную анестезию путем обрызгивания оболочки глотки 10% лидокаином, а уже затем осуществляют криовоздействие на эту зону. Для большинства пациентов осуществляют локальное замораживание лимфоидных гранул, боковых валиков, сосуда задней стенки глотки. Указанная процедура представляет собой разновидность профилактических мероприятий для снижения количества простудных заболеваний, ОРВИ и гриппа и проводится в среднем два раза в год.

Методика регенеративной криотерапии при синдроме апноэ и храпе состоит в локальном охлаждающем воздействии на мышцы мягкого неба и небного язычка аппликатором, охлажденным до температуры -40°C с минутной экспозицией. Охлаждение этих зон активизирует реге-

неративные процессы в них и улучшает сократительную способность мышечных волокон. Проведение регенеративной криотерапии легко реализуется в поликлиниках, дополнительной квалификации за исключением освоения методики криогенного лечения для практикующего врача не требуется. К противопоказаниям по применению ТЭУ относятся острые воспалительные процессы в верхних дыхательных путях.

Вывод. Одним из эффективных методов лечения заболеваний в оториноларингологии, гинекологии, проктологии, урологии, стоматологии является внутриволостная гипотермия. Реализация данной методики может быть осуществлена за счет использования в качестве источника холода ТЭБ.

Разработана конструкция ТЭУ для внутриволостной гипотермии, состоящая из двух ТЭБ, соединенных между собой посредством цельнометаллического теплопровода, снабженная воздействующим аппликатором и жидкостным теплообменником. Проведены натурные испытания ТЭУ на экспериментальном стенде. Установлено, что без нагрузки температура аппликатора стабилизируется приблизительно через 4-4,5 минуты. При этом увеличение силы тока дополнительной ТЭБ с 5 до 12 А при токе питания основной ТЭБ 23 А снижает значение температуры с 237 К до 224 К. В процессе проведения процедур необходимого уровня снижения температуры биологического объекта удается достичь при токе питания основной и дополнительной ТЭБ соответственно равном 23 и 12 А через 2,5 мин. Разработаны и описаны методики проведения физиотерапевтических процедур для лечения некоторых ЛОР заболеваний.

Библиографический список:

1. Баранов А.Ю. Искусственный холод на службе здоровья // Вестник Международной академии холода. - 2006. - № 1. - С. 15-18.
2. Баранов А.Ю. Разработка техники и технологии криотерапии // Холодильная техника. - 2006. - № 12. - С. 42-47.
3. Баранов А.Ю., Малышева Т.А. Моделирование процесса охлаждения поверхности кожного покрова пациента // Вестник Международной академии холода. - 2017. - № 1. - С. 84-88.
4. Боголюбов В.М., Улащик В.С. Комбинирование и сочетание лечебных физических факторов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. - 2004. - № 5. - С. 4-11.
5. Ежов В.В. Физиотерапия и физиопрофилактика как методы и средства сохранения и восстановления здоровья // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. - 2011. - № 4. - С. 33-36.
6. Tiffany Field. Massage therapy research review // Complementary therapies in clinical practice. - 2016. - № 24. - P. 19-31.
7. Баранов А.Ю., Малышева Т.А. О выборе методики исследования эффектов общего криотерапевтического воздействия // Биомедицина. - 2015. - № 2. - С. 37-46.
8. Баранов А.Ю., Малышева Т.А. Экспериментальная проверка результатов измерения температуры поверхности кожного покрова пациента до и после общего криотерапевтического воздействия // Лечебная физкультура и спортивная медицина. - 2016. - № 4 (136). - С. 40-46.
9. Буренина И.А. Современные методики криотерапии в клинической практике // Вестник современной клинической медицины. - 2014. - т. 7. - С. 57-61.
10. Зубкова С.М. Роль тепловой компоненты в лечебном действии физических факторов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. - 2011. - № 6. - С. 3-10.
11. 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. - P.32-38.
12. Miroslav Savic, Borut Fonda, Nejc Sarabon, Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin // Journal of thermal biology. - 2013. - № 38. - P. 186-191.
13. 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.
14. Даниченко М.Ю. Разработка криогенной системы и инструментов для хирургии и терапии // Медицинская техника. - 2007. - №6. - С.24-27.
15. Кузнецов О.Ф. Криомассаж – эффективная технология восстановительной терапии // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. - 2003. - № 5. - С.39-46.
16. Savic Miroslav, Borut Fonda, Nejc Sarabon Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin // Journal of thermal biology. - 2013. - № 38. - P.186-191.

17. Ходарев Н.В., Жемчужнова Н.Л., Олемпиева Е.В., Жинко М.Н., Нешин С.Г. Влияние общей воздушной криотерапии на антиоксидантный статус крови // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. - 2012. - № 1. - С.32-35.
18. 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.
19. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Рагимова Т.А. Исследование термоэлектрической системы для локального замораживания тканей гортани // Термоэлектричество. - 2015. - № 2. - С. 86-94.
20. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Рагимова Т.А. Экспериментальный стенд для измерения рабочих характеристик термоэлектрического устройства для локального замораживания тканей гортани // Ползуновский вестник. - 2010. - №2. - С. 167-170.
21. Булат, Л.П. Термоэлектричество - вчера, сегодня, завтра // Холодильная техника. - 2016. - № 4. - С.14-18.
22. Булат Л.П., Сергиенко О.И., Савоскула В.А. Термоэлектрические преобразователи энергии: экологические аспекты // Физика и техника полупроводников. - 2017. - №7. - С.970-974.

References:

1. Baranov A.YU. Iskusstvennyy kholod na sluzhbe zdorov'ya // Vestnik Mezhdunarodnoy akademii kholoda. - 2006. - № 1. - S. 15-18. [Baranov A.Yu. Artificial cold in the service of health // Bulletin of the International Academy of Refrigeration. 2006. No. 1. pp 15-18. (In Russ.)]
2. Baranov A.YU. Razrabotka tekhniki i tekhnologii krioterapii // Kholodil'naya tekhnika. - 2006. - № 12. - S. 42-47. [Baranov A.Yu. Development of equipment and technology for cryotherapy // Refrigeration equipment. - 2006. No. 12. pp. 42-47. (In Russ.)]
3. Baranov A.YU., Malysheva T.A. Modelirovaniye protsessa okhlazhdeniya poverkhnosti kozhnogo pokrova patsiyenta // Vestnik Mezhdunarodnoy akademii kholoda. - 2017. - № 1. - S. 84-88. [Baranov A.Yu., Malysheva T.A. Modeling the process of cooling the surface of the patient's skin // Bulletin of the International Academy of Refrigeration. 2017. No. 1. pp. 84-88. (In Russ.)]
4. Bogolyubov V.M., Ulashchik V.S. Kombinirovaniye i sochetaniye lechebnykh fizicheskikh faktorov // Fizio-terapiya, bal'neologiya i reabilitatsiya. - 2004. - № 5. - S. 4-11. [Bogolyubov V.M., Ulashchik V.S. Combination and combination of therapeutic physical factors // Physio-therapy, balneology and rehabilitation. 2004. No. 5. pp. 4-11 (In Russ.)]
5. 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. [Yezhov V.V. Physiotherapy and physioprophylaxis as methods and means of maintaining and restoring health // Physiotherapy, balneology and rehabilitation. 2011. No. 4. pp. 33-36. (In Russ.)]
6. Tiffany Field. Massage therapy research review // Complementary therapies in clinical practice. 2016. No. 24. pp. 19-31.
7. Baranov A.YU., Malysheva T.A. O vybore metodiki issledovaniya effektivnosti obshchego krioterapevticheskogo vozdeystviya // Biomeditsina. - 2015. - № 2. - S. 37-46. [Baranov A.Yu., Malysheva T.A. On the choice of methods for studying the effects of general cryotherapeutic exposure // Biomedicine. 2015. No. 2. pp. 37-46. (In Russ.)]
8. Baranov A.YU., Malysheva T.A. Eksperimental'naya proverka rezul'tatov izmereniya temperatury poverkhnosti kozhnogo pokrova patsiyenta do i posle obshchego krioterapevticheskogo vozdeystviya // Lechebnaya fizkul'tura i sportivnaya meditsina. - 2016. - № 4 (136). - S. 40-46. [Baranov A.Yu., Malysheva T.A. Experimental verification of the results of measuring the temperature of the surface of the skin of a patient before and after general cryotherapeutic exposure // Physiotherapy and Sports Medicine. 2016. No. 4 (136). pp. 40-46. (In Russ.)]
9. 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. Vol. 7. pp. 57-61. (In Russ.)]
10. 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 the thermal component in the therapeutic effect of physical factors // Physiotherapy, balneology and rehabilitation. 2011. No. 6. pp. 3-10. (In Russ.)]
11. 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. No. 2. pp.32-38.
12. Miroslav Savic, Borut Fonda, Nejc Sarabon. Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin // Journal of thermal biology. 2013. No. 38. pp. 186-191.
13. 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. No. 61. pp. 106-116.
14. Danichenko M.YU. Razrabotka kriogennoy sistemy i instrumentov dlya khirurgii i terapii // Meditsin-skaya tekhnika. - 2007. - №6. - S.24-27. [Danichenko M.Yu. Development of a cryogenic system and instruments for surgery and therapy // Medical Technique. 2007. No. 6. pp.24-27. (In Russ.)]

15. Kuznetsov, O.F. Kriomassazh – effektivnaya tekhnologiya vosstanovitel'noy terapii // Fizioterapiya, bal'neologiya i reabilitatsiya. - 2003. - № 5. - S.39-46. [Kuznetsov, O.F. Cryomassage - an effective technology of rehabilitation therapy // Physiotherapy, balneology and rehabilitation. 2003. No. 5. pp.39-46. (In Russ.)]
16. Savic Miroslav, Borut Fonda, Nejc Sarabon Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin // Journal of thermal biology. 2013. No. 38. pp.186-191.
17. Khodarev N.V., Zhemchuzhnova N.L., Olempiyeva Ye.V., Zhinko M.N., Neshin S.G. Vliyaniye obshchey vozduшной krioterapii na antioksidantnyy status krovi // Fizioterapiya, bal'neologiya i reabilitatsiya. - 2012. - № 1. - S.32-35. [Khodarev N.V., Zhemchuzhnova N.L., Olempieva E.V., Zhinko M.N., Neshin S.G. The effect of general air cryotherapy on the antioxidant status of blood // Physiotherapy, balneology and rehabilitation. 2012. No. 1. pp.32-35. (In Russ.)]
18. Ismailov T.A., Evdulov O.V., Khazamova M.A., Magomadov R.A.-M. A mathematical model of a thermoelectric system for local heat exposure on a human hand // Thermoelectricity. - 2014. - No. 1. S. 77-86.
19. Ismailov T.A., Evdulov O.V., Ragimova T.A. Study of a thermoelectric system for local freezing of laryngeal tissues // Thermoelectricity. 2015. No. 2. pp. 86-94.
20. Ismailov T.A., Yevdulov O.V., Ragimova T.A. Eksperimental'nyy stend dlya izmereniya rabochikh kharakteristik termoelektricheskogo ustroystva dlya lokal'nogo zamorazhivaniya tkaney gortani // Polzunovskiy vestnik. - 2010. - №2. - S. 167-170. [Ismailov T.A., Evdulov O.V., Ragimova T.A. An experimental bench for measuring the working characteristics of a thermoelectric device for local freezing of laryngeal tissues // Polzunovsky Bulletin. 2010. No. 2. pp. 167-170. (In Russ.)]
21. Bulat, L.P. Termoelektrichestvo - vchera, segodnya, zavtra // Kholodil'naya tekhnika. - 2016. - № 4. - S.14-18. [Bulat, L.P. Thermoelectricity - yesterday, today, tomorrow // Refrigeration. 2016. No. 4. pp.14-18. (In Russ.)]
22. Bulat L.P., Sergiyenko O.I., Savoskula V.A. Termoelektricheskiye preobrazovateli energii: ekologicheskiye aspekty // Fizika i tekhnika poluprovodnikov. - 2017. - №7. - S.970-974. [Bulat L.P., Sergiyenko O.I., Savoskula V.A. Thermoelectric energy converters: environmental aspects // Physics and technology of semiconductors. 2017. No. 7. pp.970-974. (In Russ.)]

Сведения об авторах.

Исмаилов Тагир Абдурашидович, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой теоретической и общей электротехники, заслуженный деятель науки РФ, президент ДГТУ; e-mail: dstu@dstu.ru

Евдулов Олег Викторович, кандидат технических наук, доцент кафедры теоретической и общей электротехники; e-mail: ole-ole-ole@rambler.ru

Хазамова Мадина Абдулаевна, кандидат технических наук, доцент кафедры теоретической и общей электротехники; e-mail: kaftoe2016@yandex.ru

Регимова Тамилла Арслановна, кандидат технических наук, доцент кафедры теоретической и общей электротехники; e-mail: ragimovatamila@yandex.ru

Магоматов Рустам Абу-Муслимович, кандидат технических наук, доцент, заведующий кафедрой «Электротехника и электропривод»; e-mail: alternativa9372@mail.ru

Information about the authors.

Tagir A.Ismailov, Dr. Sci. (Technical), Prof., Department of Theoretical and General electrical engineering. Honored Worker of Science of the Russian Federation, President DSTU; e-mail: dstu@dstu.ru

Oleg V. Evdulov, Cand.Sci. (Technical), Assoc.Prof., Department of Theoretical and General Electrical Engineering. Electrical Engineering; e-mail: ole-ole-ole@rambler.ru

Madina A.Khazamova, Cand.Sci.(Technical), Assoc.Prof., Department of Theoretical and General Electrical Engineering; e-mail: kaftoe2016@yandex.ru

Tamila A.Ragimova, Cand.Sci.(Technical), Assoc.Prof., Department Theoretical and General Electrical Engineering; e-mail: ragimovatamila@yandex.ru

Rustam A.-M.Magomadov, Cand.Sci. (Technical), Assoc.Prof., Head of the Department «Electrical Engineering and Electric Drive»; e-mail: alternativa9372@mail.ru

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Поступила в редакцию 23.06.2019.

Принята в печать 06.09.2019.

Conflict of interest

The authors declare no conflict of interest.

Received 23.06.2019.

Accepted for publication 06.09.2019.