

ЭНЕРГЕТИКА И ЭЛЕКТРОТЕХНИКА
ENERGY AND ELECTRICAL ENGINEERING

УДК 621.362: 537.322

DOI: 10.21822/2073-6185-2022-49-3-14-23

Оригинальная статья /Original Paper

Экспериментальные исследования термоэлектрической системы для лечения
заболеваний пародонта методом локальной гипотермии

С.Г.Магомедова¹, О.В.Евдулов¹, Р.А.-М.Магомадов², Т.Э.Саркаров¹, Д.А.Магомедов¹

¹Дагестанский государственный технический университет,

¹367026, г. Махачкала, пр. И.Шамиля, 70, Россия,

²Грозненский государственный нефтяной технический университет

им. М.Д. Миллионщикова,

²364051, г. Грозный, пр. Х.А. Исаева, д. 100, Россия

Резюме. Цель. Целью научной работы является экспериментальное исследование термоэлектрической системы (ТЭС) для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии. **Метод.** Описан экспериментальный стенд и методика проведения измерений опытных образцов термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии. Экспериментальный стенд выполнен на основе измерительного оборудования лаборатории полупроводниковых термоэлектрических приборов и устройств ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный технический университет». В первом варианте ТЭС два термоэлектрических модуля (ТЭМ) непосредственно сопрягаются с имитатором области пародонта через силиконовую прослойку, а во втором - тепловой контакт термомодуля с ним производится через специальную высокотеплопроводную насадку. **Результат.** Получены графики зависимости изменения во времени температуры контрольных точек опытных образцов ТЭС для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии при различных токах питания ТЭМ. Контрольными точками являлись холодные и горячие спаи ТЭМ, имитатор области пародонта, теплоотводы от горячих спаев термомодулей. **Вывод.** В результате измерений установлено, что добиться требуемого уровня понижения температуры области пародонта возможно при использовании стандартных ТЭМ фирмы ООО «Криотерм» (г. Санкт-Петербург) типа ТВ-17-1.4-1.15 и DRIFT-1,2. Продолжительность выхода образцов на режим в первом случае составляет 230 с., а во втором - 320 с. Ухудшение динамических характеристик второго варианта устройства связано с наличием высокотеплопроводной насадки. В результате натурных испытаний показано, что применение для отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ принудительного воздушного и жидкостного охлаждения является достаточным для соблюдения требуемых температурных режимов гипотермии.

Ключевые слова: пародонт, гипотермия, термоэлектрическая система, термоэлектрический модуль, экспериментальный стенд, методика измерений, температура, натурные испытания

Для цитирования: С.Г. Магомедова, О.В. Евдулов, Р.А.-М. Магомадов, Т.Э., Саркаров, Д.А. Магомедов. Экспериментальные исследования термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии. Вестник Дагестанского государственного технического университета. Технические науки. 2022;49(3):14-23. DOI:10.21822/2073-6185-2022-49-3-14-23

Experimental studies of thermoelectric system for treatment periodontal disease
by local hypothermia

S.G.Magomedova¹, O.V.Evdulov¹, R.A.-M.Magomadov², T.E.Sarkarov¹, D.A.Magomedov¹

¹Daghestan State Technical University,

¹70 I. Shamilya Ave., Makhachkala 367026, Russia

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

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

Abstract. Objective. The purpose of the article is an experimental study of a thermoelectric system (TES) for the treatment of periodontal diseases by the method of local hypothermia. **Method.** An experimental stand and a technique for measuring prototypes of TEC for the treatment of periodontal diseases by the method of local hypothermia are described. The experimental stand is made on the basis of the measuring equipment of the laboratory of semiconductor thermoelectric devices and devices of the FSBEI HE "Dagestan State Technical University". In the first version of the TES, two thermoelectric modules (TEMs) are directly mated with the simulator of the periodontal area through a silicone layer, and in the second, thermal contact between the thermomodule and it is made through a special highly thermally conductive nozzle. **Result.** Graphs of the time dependence of the temperature change of the control points of the experimental samples of thermal power plants for the treatment of periodontal diseases by the method of local hypothermia at various TEM supply currents were obtained. The control points were the cold and hot junctions of the TEM, periodontal simulator, heat sinks from the hot junctions of thermal modules. **Conclusion.** As a result of the measurements, it was found that it is possible to achieve the required level of decrease in the temperature of the periodontal area using standard TEMs of the Kryotherm LLC (St. Petersburg) type TV-17-1.4-1.15 and DRIFT-1.2. In this case, the duration of the output of the samples to the regime in the first case is 230 s, and in the second - 320 s. The deterioration of the dynamic characteristics of the second version of the device is associated with the presence of a highly thermally conductive nozzle. As a result of full-scale tests, it was shown that the use of forced air and liquid cooling to remove heat from TEM hot junctions is sufficient to comply with the required temperature regimes of hypothermia.

Key words: periodontium, hypothermia, thermoelectric system, thermoelectric module, experimental stand, measurement technique, temperature, natural tests.

For citation: S.G. Magomedova, O.V. Evdulov, R.A.-M. Magomadov, T.E. Sarkarov, D.A. Magomedov. Experimental studies of thermoelectric system for treatment periodontal disease by local hypothermia. Herald of the Daghestan State Technical University. Technical Science. 2022; 49 (3): 14-23. DOI: 10.21822 /2073-6185-2022-49-3-14-23

Введение. В настоящее время в стоматологической практике при лечении заболеваний пародонта и всей полости рта все большее распространение получают методы локального замораживания пораженных зон вплоть до 240 К [1-4]. Это обусловлено их высокой эффективностью при лечении таких заболеваний как стоматит, гингивит, пародонтит, лимфаденит, периодонтит, пульпит, трофические язвы полости рта, многоформная экссудативная эритема и др. Положительный эффект достигается противовоспалительным, противоотечным и анестезирующим действием локальной гипотермии, снижением проницаемости сосудистых стенок и стимулированием процессов регенерации тканей, а также восстановлением микроциркуляции крови [5-7].

Для проведения процедур, связанных с локальной гипотермией в стоматологии используются специальные криосистемы, работающие на основе жидкого азота и других хладагентов, а также компрессорные холодильники [8-10]. Их недостатками являются необходимость обязательного наличия криоагента, находящегося в специальном хранилище; значительные габаритные размеры; невозможность использования различных температурных режимов при проведении воздействия.

Постановка задачи. В этих условиях, несмотря на то, что применение локальной гипотермии в стоматологии имеет широкие возможности благодаря перечисленным преимуществам, на сегодняшний день техническая реализация такого воздействия остается на недостаточном уровне. Поэтому представляет интерес разработка новой аппаратуры для реализации лечебных процедур, связанных с локальным охлаждением области пародонта. В качестве таких технических средств перспективным является использование термоэлектрических приборов и устройств, позволяющих с высокой эффективностью осуществлять локальное замораживание [11, 12]. Приборы данного типа отличаются высокой надежностью работы, малыми габаритными

ми размерами и высокой экологичностью, практически неограниченным ресурсом эксплуатации [13-16].

Целью настоящей работы является экспериментальное исследование термоэлектрической системы (ТЭС) для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии.

Методы исследования. Для экспериментального исследования ТЭС, используемой при локальной гипотермии области пародонта, разработан измерительный стенд, структурная схема которого показана на рис.1.

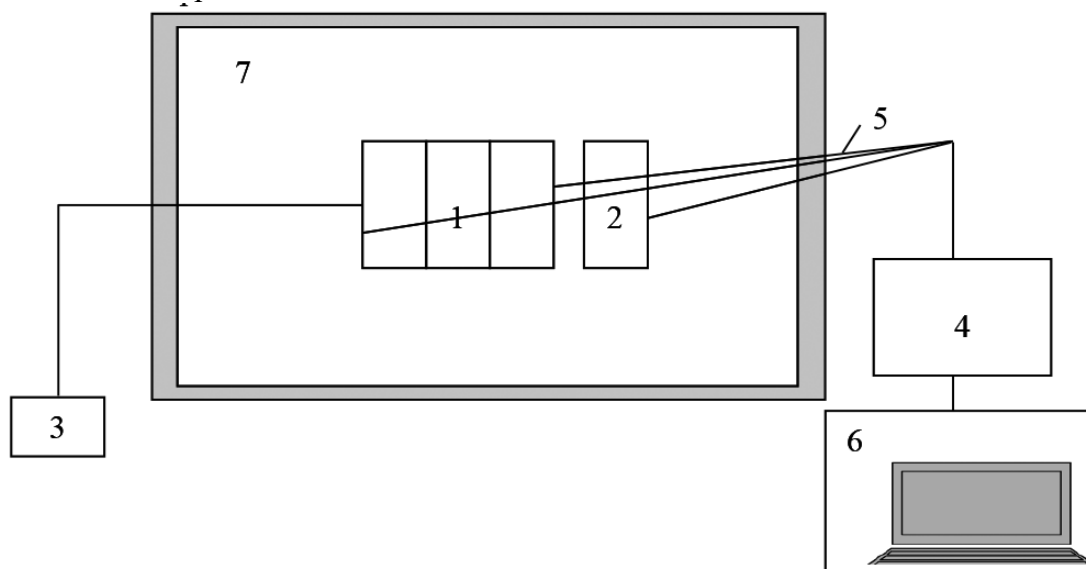


Рис. 1. Структурная схема экспериментального стенда для проведения натурных испытаний ТЭС, осуществляющей локальную гипотермию области пародонта

Fig. 1. Structural diagram of the experimental stand for field testing of TPP, which performs local hypothermia of the periodontal area

В состав стенда входят опытный образец ТЭС 1, имитатор области пародонта 2, регулируемый источник постоянного электрического тока 3 для питания ТЭС электрической энергией, измерительная аппаратура, включающая в себя многоканальный измеритель температуры ИРТМ 2402/МЗ 4, термопары 5, ПЭВМ 6. Исследования проводились в климатической камере 7 с возможностью регулирования значений температуры и влажности внутри ее рабочего объема.

При проведении экспериментальных исследований ТЭС рассматриваются ее два конструктивных варианта, в первом из которых ТЭС непосредственно сопрягается с имитатором области пародонта через силиконовую прослойку, а во втором тепловой контакт термомодуля с ним производится через специальную высокотеплопроводную насадку.

В первом конструктивном варианте в качестве источника холода применялись два ТЭС типа ТВ-17-1.4-1.15, во втором - ТЭС типа DRIFT-1,2 (производитель обоих типов ТЭС ООО «Криотерм», г. Санкт-Петербург).

Для отвода теплоты от горячих спаев ТЭС ТВ-17-1.4-1.15 использовалась система принудительного воздушного охлаждения, а для термомодуля DRIFT-1,2 - система принудительного жидкостного охлаждения.

Структура обеих конструкций ТЭС показана на рис.2, где 1 - ТЭС, 2 - тепловыравнивающая пластина, 3 - силиконовая прослойка, 4 - система принудительного воздушного охлаждения, 5 - система принудительного жидкостного охлаждения, 6 - высокотеплопроводная насадка.

Нахождение обеих теплоотводящих систем при эксплуатации прибора предполагается вне полости рта. Размеры контакта поверхности имитатора области пародонта и ТЭС составляют 30 на 15 мм, толщина высокотеплопроводной насадки, изготовленной из меди в виде усеченной пирамиды - 25 мм, толщина тепловыравнивающей пластины из меди - 1 мм, толщина силиконовой прослойки - 2 мм, параметры обоих типов ТЭС приведены в [17].

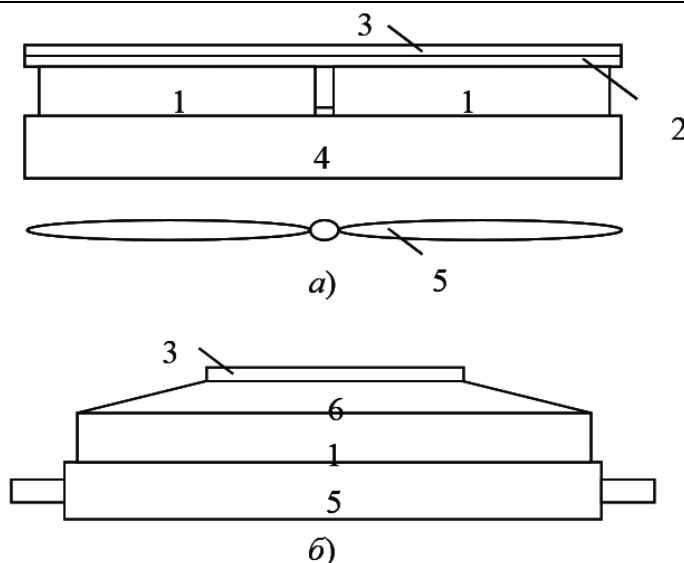


Рис. 2. Конструкция опытных образцов ТЭС для локальной гипотермии области пародонта: а - при использовании двух ТЭМ типа ТВ-17-1.4-1.15; б - при использовании ТЭМ типа DRIFT-1, 2
Fig. 2. Design of TES prototypes for local hypothermia of the periodontal area a - when using two TEMs of the TV-17-1.4-1.15 type; b - when using TEM type DRIFT-1, 2

В качестве имитатора области пародонта использовалась модель с интактными зубами GF-E02 (производитель - компания GF Dental, Италия) [18]. При этом тепловое воздействие осуществлялось на ее переднюю поверхность.

В качестве источника постоянного электрического тока использовался генератор электрической энергии Instek PSH-3630 (производитель - компания GOOD WILL INSTRUMENT CO., LTD., Тайвань) мощностью 1100 Вт и выходным током питания 30 А. Значение силы тока питания и напряжения фиксировались встроенными в генератор амперметром и вольтметром.

Для измерения температуры применен многоканальный измеритель температуры ИРТМ 2402/М3Ех-2 (производитель - компания НПП «Элемер», Россия). Количество каналов подключения - 24, точность измерения температуры - не более 0,5 К. Выход измерителя температуры подключался к ПЭВМ, где с помощью соответствующего интерфейса отслеживалось изменение температуры в контрольных точках во времени. Непосредственно определение температуры осуществлялось медь-константановыми термопарами, подключаемыми ко входу прибора ИРТМ 2402/М3Ех-2.

В качестве контрольных точек рассматривались поверхности холодных и горячих спаев ТЭМ, имитатора области пародонта, высокотеплопроводной насадки, систем воздушного и жидкостного теплоотвода. Также контролировалась температура внутри климатической камеры, значение которой обеспечивалось на уровне 309,6 К.

Перед проведением эксперимента осуществлялась проверка надежности тепловых и электрических контактов. Опыты проводились сериями по четыре эксперимента при равнозначных условиях в соответствии с методикой измерений, описанной в [19].

Обсуждение результатов. На основе измерительного стенда для проведения экспериментальных исследований опытного образца ТЭС для локальной гипотермии области пародонта, описанного в предыдущем параграфе, был проведен ряд опытов, на основе которых можно определить рабочие параметры системы, а также соответствие разработанной математической модели практике. К задачам, решаемым в процессе эксперимента, относилось измерение температуры в контрольных точках исследуемой ТЭС и имитатора области пародонта во времени при различных токах питания ТЭМ. Также осуществлялось сравнение полученных результатов с данными расчета путем вычисления разности полученных величин и определения характеристик, отражающих точность эксперимента.

В качестве определяющих условий при проведении эксперимента задавались следующие параметры: максимальный уровень снижения температуры поверхности имитатора области пародонта - 240 К, температура внешней среды -309,6 К, точность поддержания температуры - 0,5 К, температура воды в жидкостной системе отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ - 298 К. На рис.3 представлены графики изменения во времени температуры поверхности имитатора области пародонта, контактирующей с ТЭС для первого конструктивного варианта системы при токах питания ТЭМ 6, 7 и 7,9 А.

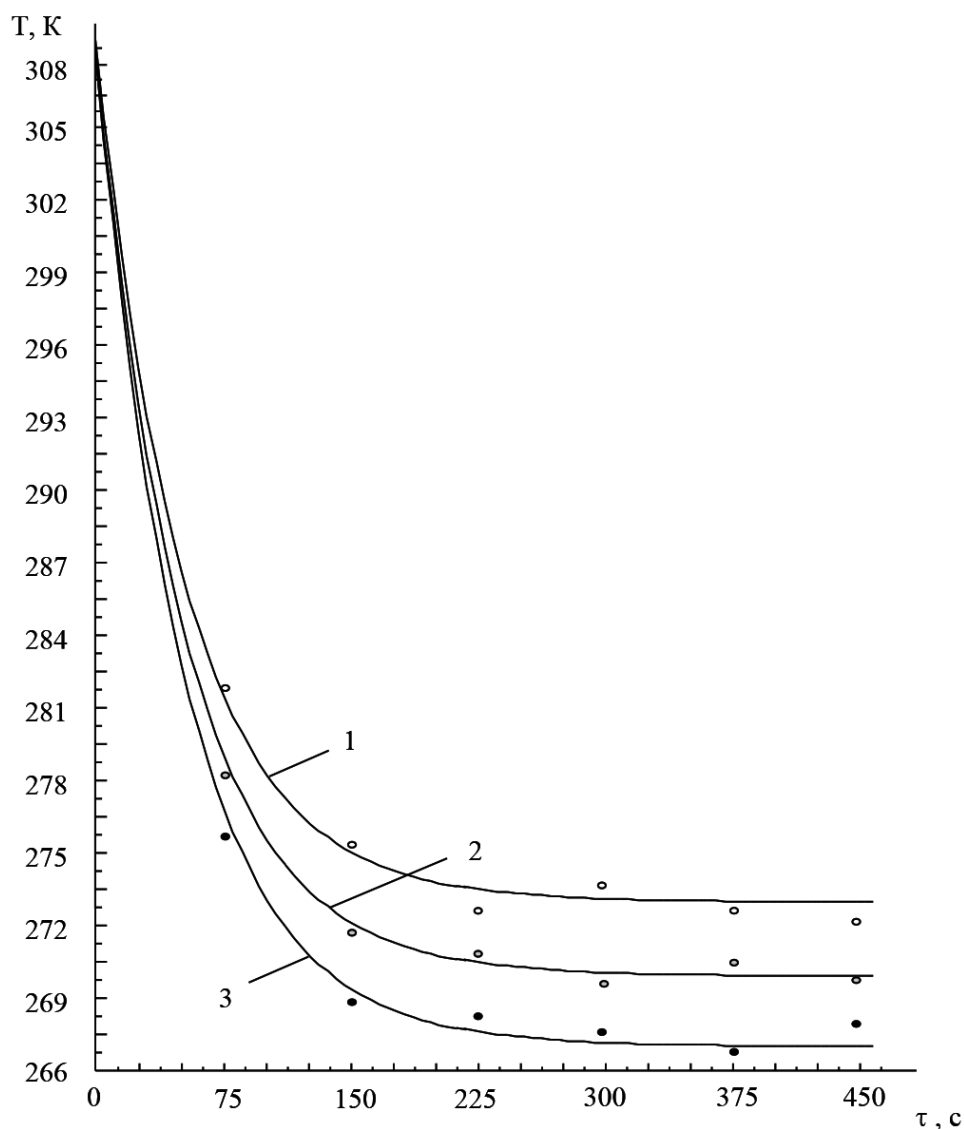


Рис. 3. Изменение температуры поверхности имитатора области пародонта во времени для различных значений $I_{ТЭМ}$ (первая конструкция) 1- $I_{ТЭМ}=6$ А, 2- $I_{ТЭМ}=7$ А, 3 - $I_{ТЭМ}=7,9$ А
Fig. 3. Change in the surface temperature of the periodontal area simulator in time for different values of $I_{ТЕМ}$ (first design) 1- $I_{ТЕМ}=6$ A, 2- $I_{ТЕМ}=7$ A, 3- $I_{ТЕМ}=7.9$ A

На рис.4 аналогичные зависимости для второго конструктивного варианта системы для токов питания ТЭМ 5,5, 6,5, 7,5 А. В соответствии с представленными данными при таких величинах тока питания термомодулей температура поверхности имитатора области пародонта снижается в первом случае до 267 К, 270 К и 273 К, во втором - до 242 К, 247,5 К и 251 К. При этом, длительность выхода поверхности имитатора области пародонта на стационарный режим работы для первого конструктивного варианта ТЭС соответствует полученным ранее результатам математического моделирования и составляет примерно 230 с.

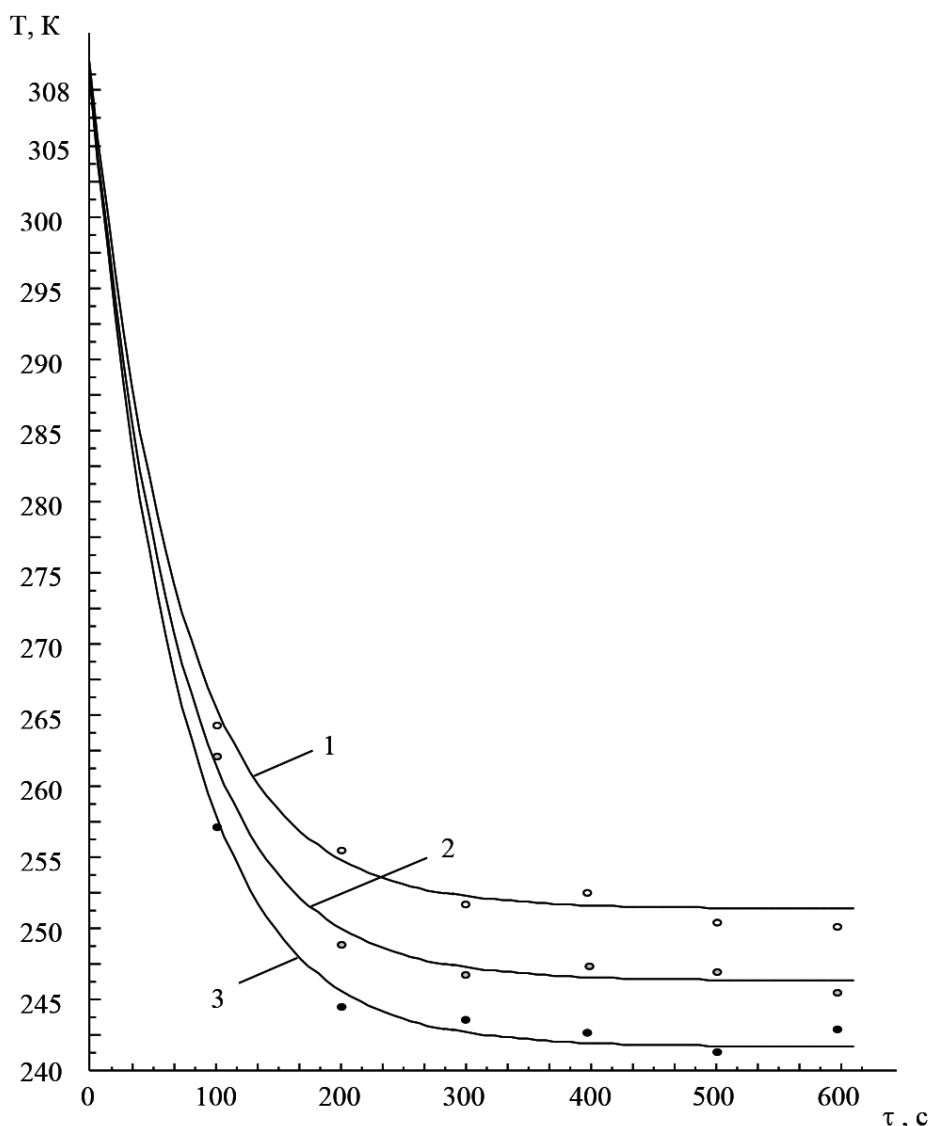


Рис. 4. Изменение температуры поверхности имитатора области пародонта во времени для различных значений $I_{ТЭМ}$ (вторая конструкция): 1- $I_{ТЭМ}=5,5$ А, 2- $I_{ТЭМ}=6,5$ А, 3 - $I_{ТЭМ}=7,5$ А
Fig.4. Change in the surface temperature of the periodontal area simulator in time for different values of I_{TEM} (second design): 1- $I_{TEM}=5.5$ A, 2- $I_{TEM}=6.5$ A, 3- $I_{TEM}=7.5$ A

Для второй конструкции ТЭС на продолжительность выхода прибора на рабочий режим оказывает существенное влияние наличие медной насадки, которая имеет относительно большие габаритные размеры по сравнению со всей системой. В данном случае время выхода на стационарный режим поверхности имитатора области пародонта составляет порядка 320 с. Снизить это время возможно путем подбора соответствующей конструкции насадки, которую можно, например, изготавливать не в виде цельнометаллической усеченной пирамиды, а в виде некоторого орехового стержня, полый конструкции, имеющей внутреннюю и внешнюю ореховые поверхности, сотовую структуру и т. п. Также в качестве высокотеплопроводной насадки может выступать тепловая труба, имеющая минимальные тепловые потери по своей длине [20].

В качестве общих мер по уменьшению длительности выхода прибора на режим могут быть использованы следующие мероприятия: использование мощных ТЭМ, обладающих повышенными инерционными параметрами; предварительное питание электрической энергией ТЭМ до начала проведения процедур с целью использования ТЭС уже работающей в своем оптимальном режиме; применение форсированного режима работы термомодулей, например,

начиная с режима максимальной холодопроизводительности и продолжая режимом максимального холодильного коэффициента; использование каскадных ТЭМ относительно высокой мощности. Для оценки распределения температуры по структуре ТЭС, а также определения теплового сопротивления между холодной поверхностью устройства и имитатором области пародонта проведено ее измерение на холодных и горячих сторонах системы, имитаторе биологического объекта. На рис.5 (первый конструктивный вариант ТЭС) и рис.6 (второй конструктивный вариант ТЭС) представлены графики изменения во времени этих величин при токах питания соответственно 7,9 и 7,5 А.

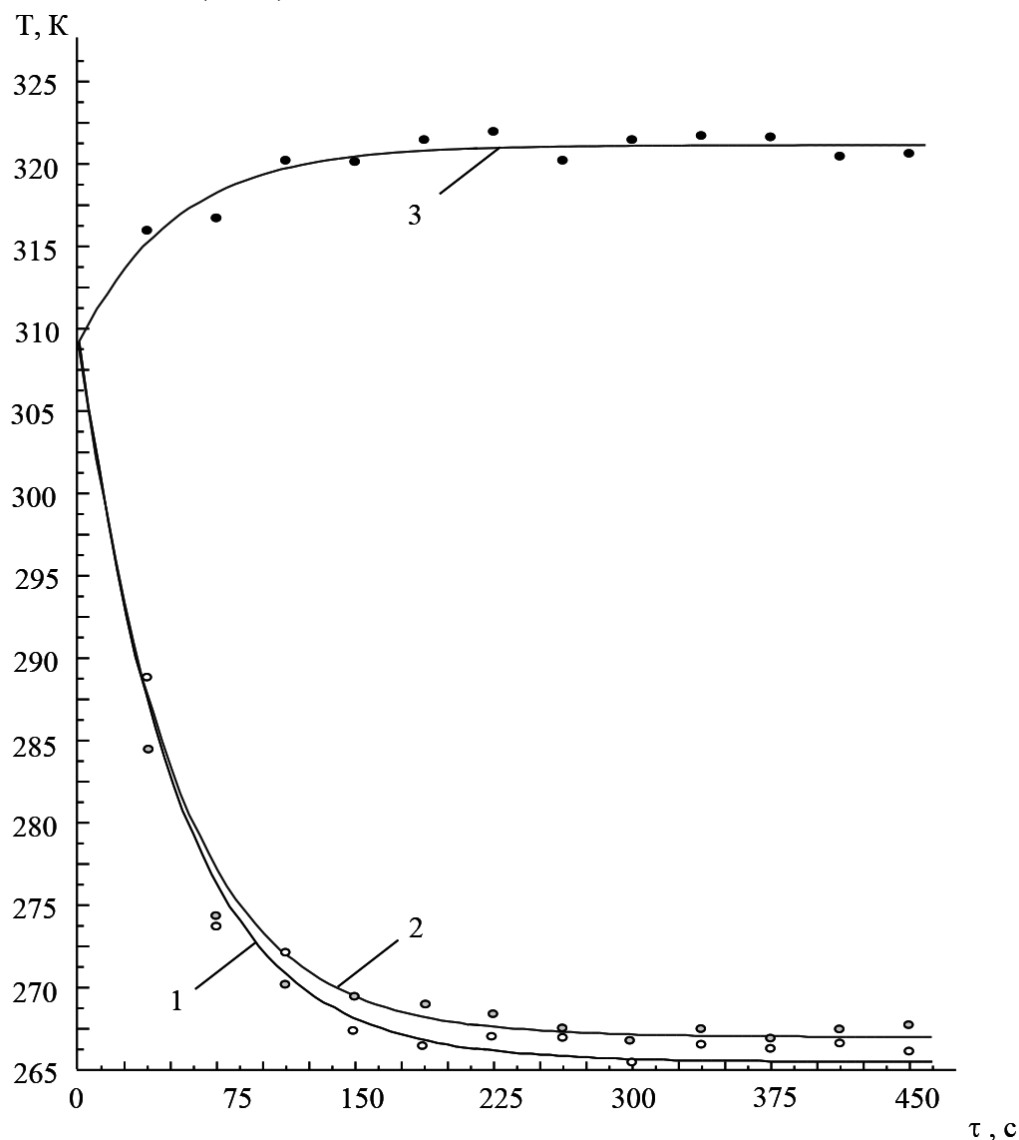


Рис. 5. Изменение температуры в различных точках системы ТЭС (первая конструкция) - имитатор области пародонта во времени для $I_{ТЭМ}=7,9$ А 1 - холодная поверхность ТЭС, 2 - имитатор области пародонта, 3 - горячая поверхность ТЭС

Fig. 5. Temperature change at various points of the TES system (first design) - simulator of the periodontal area in time for $I_{ТЭМ} = 7.9$ A 1 - cold surface of the TES, 2 - simulator of the periodontal area, 3 - hot surface of the TES

Исходя из результатов измерений следует, что перепад температур между холодными поверхностями ТЭС и имитатором биологического объекта составляет порядка 1,5 К. Такая разница температур связана с наличием силиконовой прослойки между поверхностями контакта устройства и имитатора области пародонта, а также внешними теплопритоками.

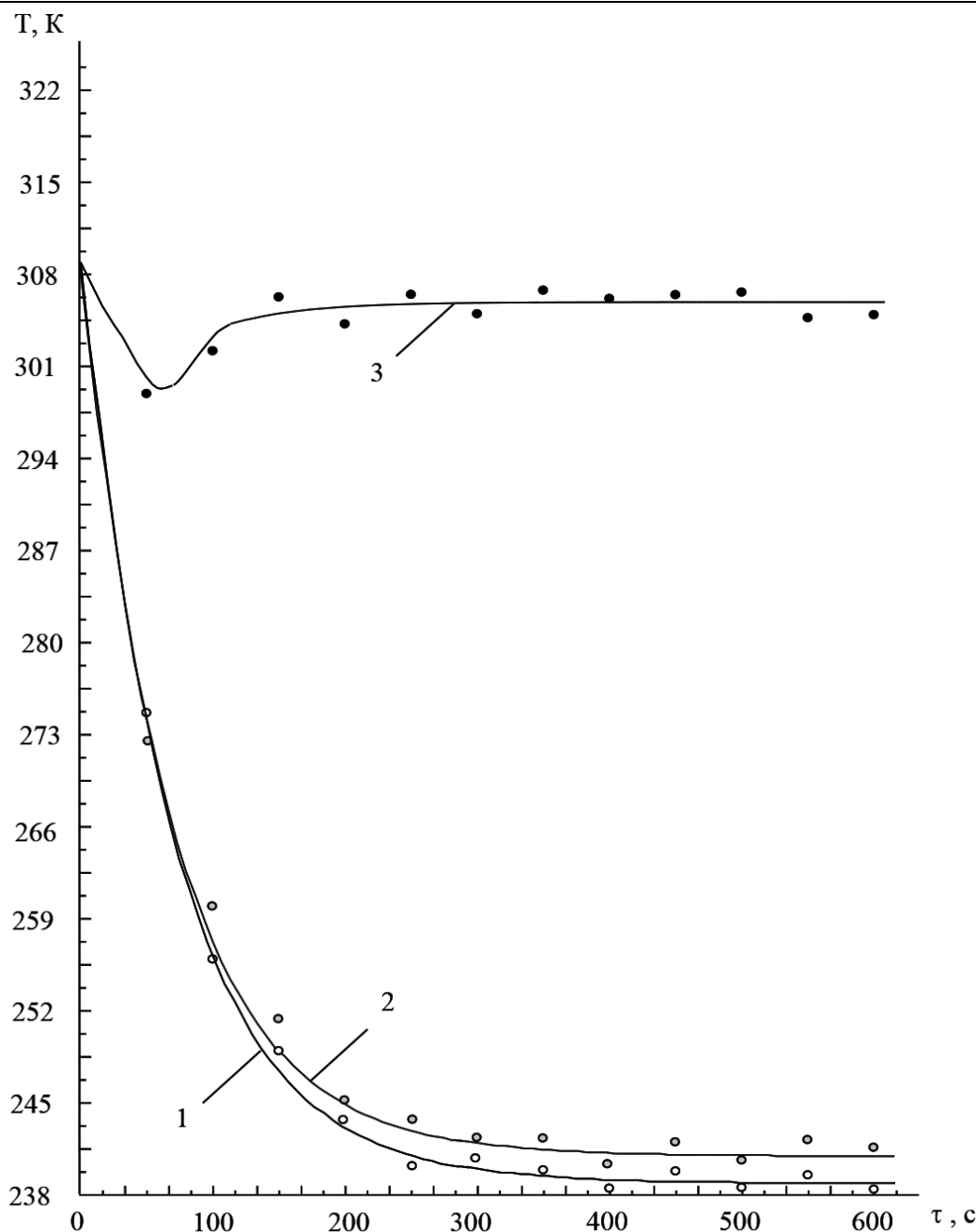


Рис. 6. Изменение температуры в различных точках системы ТЭС (вторая конструкция) - имитатор области пародонта во времени для $I_{ТЭМ}=7,5$ А 1 - холодная поверхность ТЭС, 2 - имитатор области пародонта, 3 - горячая поверхность ТЭС

Fig. 6. Temperature change at various points of the TES system (second design) - periodontal area simulator in time for $I_{ТЭМ} = 7.5$ A 1 - cold TPP surface, 2 - periodontal simulator, 3 - hot TPP surface

Представляет интерес ход температуры горячих спаев ТЭМ (соответствует их горячим поверхностям) в зависимости от конструкции системы. В первом случае воздушная система теплосъема находилась внутри климатической камеры, поэтому наблюдалось плавное увеличение температуры горячих спаев термомодулей до выхода в стационарный режим. Во втором случае применялась жидкостная система теплосъема при температуре воды 298 К. В данном случае температура горячих спаев ТЭМ сначала уменьшалась в течение примерно 60 с, а затем, также как и в первом случае, плавно увеличивалась до стационарного значения. Из результатов измерений следует, что значение температуры горячих спаев ТЭМ находится в приемлемых пределах вплоть до максимальной величины токов питания как для воздушной, так и для жид-

костной системы охлаждения, и не превышает 321 К. Данное обстоятельство определяет достаточно эффективный теплосъем в рассматриваемых условиях с горячих спаев ТЭМ и дает основание полагать о надежной работе разработанной системы.

Помимо оценки температурных потерь при сопряжении ТЭС и поверхности области пародонта через силиконовую пленку в результате проведения эксперимента также определялись потери теплоты по высокотеплопроводной насадке, используемой во втором конструктивном варианте прибора. Отслежено изменение во времени температуры по центральной оси насадки через каждые 6 мм при токе питания ТЭМ 7,5 А. Согласно измеренным данным температура, начиная от холодных спаев ТЭМ, в насадке увеличивается приблизительно на 0,6 К на каждые 6 мм. Таким образом, потери по ней в общем составляют примерно 2,5 К. Меры для снижения теплового сопротивления насадки описаны выше и заключаются в уменьшении габаритных размеров и повышении теплопроводности ее структуры теми или иными методами и приспособлениями.

Вывод. Разработаны и экспериментально исследованы 2 конструктивных варианта опытного образца ТЭС для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии, дающих возможность осуществлять его замораживание вплоть до уровня температур 240 К с высокой точностью регулировки температурных уровней.

В результате измерений установлено, что добиться требуемого уровня понижения температуры области пародонта возможно при использовании стандартных ТЭМ. При этом продолжительность выхода образцов на режим в первом случае составляет 230 с., а во втором - 320 с. Ухудшение динамических характеристик второго варианта устройства связано с наличием высокотеплопроводной насадки. В результате натурных испытаний показано, что применение для отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ принудительного воздушного и жидкостного охлаждения является достаточным для соблюдения требуемых температурных режимов гипотермии.

Библиографический список:

1. Данилина, Е.В. Локальная гипотермия в комплексном лечении заболеваний пародонта у беременных женщин с железодефицитной анемией / Е.В. Данилина, В.Ф. Михальченко, А.Г. Петрухин // Здоровье и образование в XXI веке. - 2012. - Т. 14, №7. - С.141-142.
2. Рабинович, С.А. Эффективность применения криотерапии при комплексном стоматологическом лечении / С.А. Рабинович, В.Ф. Прикул, Е.И. Шлыкова // Стоматология. - 2013. - № 4. - С. 78-81.
3. Pasquali P. Cryosurgery: a practical manual / P. Pasquali. - New York: Springer, 2015. - 441 p.
4. Papapanou, P.N. The prevalence of periodontitis in the US: forget what you were told / P.N. Papapanou // Journal of dental research. - 2012. - Vol.91. - P. 907-908.
5. Kassebaum, N.J. Global burden of severe periodontitis in 1990-2010: a systematic review and meta-regression / N.J. Kassebaum, [et al.] // Journal of dental research. - 2014. - Vol.93. - P. 1045-1053.
6. Тирская, О.М. Физиотерапевтическое лечение заболеваний пародонта / О.М. Тирская, В.Д. Молоков, А.В. Виноградова. - Иркутск: ИГМУ, 2015. - 34 с.
7. Боголюбов, В.М. Техника и методики физиотерапевтических процедур / В.М. Боголюбов, [и др.]. - М.: Бином, 2017. - 464 с.
8. Баранов, А.Ю. Выбор альтернативного криоагента для покрытия тепловой нагрузки в установке для общего криотерапевтического воздействия / А.Ю. Баранов, А.В. Василенок, Е.В. Соколова, С.Д. Чубова, А.М. Зиявидинов // Вестник Международной академии холода. - 2022. - № 1. - С.76-82.
9. Цыганов, Д.И. Криомедицина: процессы и аппараты / Д.И. Цыганов. - М.: САЙНС-ПРЕСС, 2011. - 304 с.
10. Будрик, В.В. Основы криотерапии, криохирургии и криоконсервации / В.В. Будрик. - М: Лика, 2014. - 190 с.
11. Евдулов, О.В. Моделирование теплофизических процессов при умеренном криовоздействии на зону пародонта с использованием термоэлектрической охлаждающей системы / О.В. Евдулов, С.Г. Магомедова, Э.А. Джабраилова // Эндодонтия Today. - 2020. - №18 (2). - С. 81-86.
12. Yevdulov, O.V. Investigation of thermoelectric system for local freezing of tissues of the larynx / O.V. Yevdulov, T.A. Ragimova // Journal of Thermoelectricity. - 2015. - № 2. - P. 86-94.
13. Hu, B. Thermoelectrics for medical applications: progress, challenges and perspectives / B. Hu, X.-L. Shi, Z.-G. Chen., J. Zou // Chemical engineering journal. - 2022. - Vol. 437. - P.135268.
14. Zaferani, S.H. Thermoelectric coolers as thermal management systems for medical application: design, optimization and advancement / S.H. Zaferani, R. Ghomashchi, M.W. Sams, Z.-G. Chen // Nano energy. - 2021. - Vol. 90. - P. 106572.
15. Исмаилов, Т.А. Термоэлектрическое устройство для остановки кровотечения / Т.А. Исмаилов, О.В. Евдулов, Набиев Н.А., Т.А. Рагимова // Медицинская техника. - 2019. - №2. - С. 12-14.

16. Евдулов, О.В. Термoeлектрическая система для извлечения инородных объектов из тела человека / О.В. Евдулов, С.Г. Магомедова, И.Ш. Миспахов, Н.А. Набиев, А.М. Насрулаев // Вестник Дагестанского государственного технического университета. Технические науки. - 2019. - Т. 46, № 1. - С. 32-41.
17. <http://kryotherm.spb.ru> (дата доступа 12.09.2022).
18. <https://www.gfdental.it> (дата доступа 12.09.2022).
19. Атрошенко Ю.К., Е.В. Иванова. Теплотехнические измерения и приборы. Томск: ТПУ, 2014. 151 с.
20. Теория теплообмена / Под. ред. А.И. Леонтьева. - М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2018. - 464 с.

References:

1. Danilina E.V. Local hypothermia in the complex treatment of periodontal diseases in pregnant women with iron deficiency anemia / E.V. Danilina, V.F. Mikhilchenko, A.G. Petrukhin // Health and education in the XXI century. 2012; 14(7):141-142. (In Russ)
2. Rabinovich, S.A. The effectiveness of cryotherapy in complex dental treatment / S.A. Rabinovich, V.F. Prikuls, E.I. Shlykova. *Dentistry*. 2013; 4: 78-81. (In Russ)
3. Pasquali P. Cryosurgery: a practical manual *New York: Springer*, 2015; 441.
4. Papapanou P.N. The prevalence of periodontitis in the US: forget what you were told. *Journal of dental research*. 2012; 91: 907-908.
5. Kassebaum, N.J. Global burden of severe periodontitis in 1990-2010: a systematic review and meta regression / N.J. Kassebaum, [et al.] *Journal of dental research*. 2014; 93: 1045-1053.
6. Tirskaia, O.M. Physiotherapeutic treatment of periodontal diseases / O.M. Tirskaia, V.D. Molokov, A.V. Vinogradova. - *Irkutsk: IGMU*, 2015; 34. (In Russ)
7. Bogolyubov V.M. Technique and methods of physiotherapeutic procedures [i. etc.]. *M.: Binom*, 2017; 464. (In Russ)
8. Baranov A.Yu., A.V. Vasilenok, E.V. Sokolova, S.D. Chubova, A.M. Ziyavidinov Choice of an alternative cryoagent to cover the heat load in the installation for general cryo-therapeutic exposure. *Bulletin of the International Academy of Refrigeration*. 2022; 1:76-82. (In Russ)
9. Tsyganov, D.I. Cryomedicine: processes and devices / D.I. Tsyganov. *M.: SCIENCE PRESS*, 2011; 304. (In Russ)
10. Budrik, V.V. Fundamentals of cryotherapy, cryosurgery and cryopreservation. - *M: Lika*, 2014;190. (In Russ)
11. Evdulov O.V., S. G. Magomedova, E.A. Dzhabrailova. Modeling of thermophysical processes with moderate cryoinfluence on the periodontal zone using a thermoelectric cooling system. *Endodontics Today*. 2020;18 (2): 81-86. (In Russ)
12. Yevdulov, O.V. Investigation of thermoelectric system for local freezing of tissues of the larynx / O.V. Yevdulov, T.A. Ragimova *Journal of Thermoelectricity*. 2015; 2: 86-94.
13. Hu, B. Thermoelectrics for medical applications: progress, challenges and perspectives / B. Hu, X.-L. Shi, Z.-G. Chen., J. Zou. *Chemical engineering journal*. 2022; 437:135268.
14. Zaferani, S.H. Thermoelectric coolers as thermal management systems for medical application: design, optimization and advancement / S.H. Zaferani, R. Ghomashchi, M.W. Sams, Z.-G. Chen. *Nano energy*. 2021;90: 106572.
15. Ismailov, T.A. Thermoelectric device to stop bleeding / T.A. Ismailov, O.V. Evdulov, Nabiev N.A., T.A. Ragimova // *Medical technology*. 2019; 2: 12-14. (In Russ)
16. Evdulov, O.V. Thermoelectric system for extracting foreign objects from the human body / O.V. Evdulov, S.G. Magomedova, I.Sh. Mispakhov, N.A. Nabiev, A.M. Nasrulaev. *Herald of the Daghestan State Technical University. Technical Science* 2019; 46(1): 32-41. (In Russ)
17. <http://kryotherm.spb.ru> (accessed 09/12/2022).
18. <https://www.gfdental.it> (accessed 12.09.2022).
19. Atroshenko Yu.K., E.V. Ivanova. Thermotechnical measurements and devices. *Tomsk: TPU*, 2014; 151 (In Russ)
20. Theory of heat and mass transfer / Under. ed. A.I. Leontiev. *M.: MSTU im. N.E. Bauman*, 2018; 464. (In Russ)

Сведения об авторах:

Магомедова Сарат Гусеновна. соискатель кафедры теоретической и общей электротехники; saratmag05@yandex.ru.

Евдулов Олег Викторович, доктор технических наук, доцент, доцент кафедры теоретической и общей электротехники; ole-ole-ole@rambler.ru

Магомадов Рустам Абу-Муслимович, кандидат технических наук, доцент, заведующий кафедрой электротехники и электропривода; rustmag_80@mail.ru.

Саркаров Таджидин Экберович, доктор технических наук, профессор, профессор кафедры теоретической и общей электротехники; sarkarovta@mail.ru.

Магомедов Давуд Ахмеднабиевич, доктор технических наук, профессор, профессор кафедры биотехнических и медицинских аппаратов и систем; kbimais@dstu.ru.

Information about authors:

Sarat G. Magomedova, Applicant, Department of Theoretical and General Electrical Engineering; saratmag05@yandex.ru.

Oleg V. Evdulov, Dr. Sci. (Eng.), Assoc. Prof., Department of Theoretical and General Electrical Engineering; ole-ole-ole@rambler.ru

Rustam A.-M. Magomadov, Cand. Sci. (Eng.), Assoc. Prof., Head of the Department of Electrical Engineering and Electric Drive; rustmag_80@mail.ru.

Tajidin E. Sarkarov, Dr. Sci. (Eng.), Prof., Department of Theoretical and General Electrical Engineering; sarkarovta@mail.ru.

Davud Ak., Magomedov, Dr. Sci. (Eng.), Prof., Department of Biotechnical and Medical Devices and Systems; kbimais@dstu.ru

Конфликт интересов/Conflict of interest.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов/The authors declare no conflict of interest.

Поступила в редакцию/Received 15.08.2022.

Одобрена после рецензирования/Revised 29.08.2022.

Принята в печать/Accepted for publication 29.08.2022.