

Моделирование теплофизических процессов при умеренном криовоздействии на зону пародонта с использованием термоэлектрической охлаждающей системы

Евдулов О.В., Магомедова С.Г., Джабраилова Э.А.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Дагестанский государственный технический университет» г. Махачкала, Россия

Резюме

Целью статьи является разработка математической модели и проведение численного эксперимента термоэлектрической системы (ТЭС) для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренного криовоздействия.

Методы. Разработана конструкция, физическая и математическая модель ТЭС для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренного криовоздействия, реализованная на основе решения нестационарной задачи теплопроводности для многослойной системы.

Результаты. В результате численного эксперимента получены данные, описывающие распределение температуры по толщине каждого из слоев в системе, учитывая тепловые потоки на спаях термоэлектрической батареи (ТЭБ), параметры области пародонта, изменение температуры различных точек системы ТЭС – область пародонта во времени. Установлено, что необходимый уровень проведения процедур, связанный с понижением температуры поверхности зоны пародонта до -40°C может быть реализован при холодопроизводительности ТЭБ 6000 Вт/м^2 , что соответствует мощности современных стандартно выпускаемых термоэлектрических модулей.

Выводы. Установлено, что подбор геометрических параметров ТЭБ и тока ее питания должен ориентироваться на ограничения по эксплуатации прибора, а также медицинские нормы и стандарты во избежание процесса обморожения прилежащих тканей. Предложен способ повышения эффективности системы, согласно которому используется предварительное охлаждение ТЭС внешним источником холода, а также применением форсированных режимов работы ТЭБ.

Ключевые слова: пародонт, термоэлектрическая система, криовоздействие, лечение воспалительных заболеваний, физическая и математическая модель, численный эксперимент.

Статья поступила: 13.04.2020; **исправлена:** 25.05.2020; **принята:** 30.05.2020.

Конфликт интересов: Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

Для цитирования: Евдулов О.В., Магомедова С.Г., Джабраилова Э.А. Моделирование теплофизических процессов при умеренном криовоздействии на зону пародонта с использованием термоэлектрической охлаждающей системы. *Эндодонтия today*. 2020; 18(2):0-0. DOI: 10.36377/1683-2981-2020-18-2-81-86.

Modeling of thermophysical processes with moderate cryogenic effect on the periodontal zone using a thermoelectric cooling system

O.V. Evdulov, S.G. Magomedova, E.A. Dzhabrailova

Federal State Budgetary Educational Institution of the Higher Education «Daghestan State Technical University», Makhachkala, Russia

Abstract

The aim of the article is to develop a mathematical model and conduct a numerical experiment of a thermoelectric system (TEP) for the treatment of inflammatory periodontal diseases by moderate cryotherapy.

Materials and methods. A design, a physical and mathematical model of TES for the treatment of inflammatory periodontal diseases by moderate cryotherapy, developed on the basis of solving the unsteady heat conduction problem for a multilayer system, has been developed.

Results. As a result of a numerical experiment, data were obtained that describe the temperature distribution over the thickness of each of the layers in the system, taking into account the heat fluxes on the junctions of the thermoelectric battery (TEB), the parameters of the periodontal region, the temperature change at various points of the thermal power plant system – the periodontal region in time. It has been established that the necessary level of procedures associated with lowering the surface temperature of the periodontal zone to -40°C can be realized with a cooling capacity of TEB of 6000 W/m^2 , which corresponds to the power of modern standard produced thermoelectric modules.

Conclusions. It was established that the selection of the geometrical parameters TEB and its power supply should

be guided by the restrictions on the operation of the device, as well as medical norms and standards in order to avoid frostbite of adjacent tissues. A method for increasing the efficiency of the system is proposed, according to which the preliminary cooling of thermal power plants by an external source of cold is used, as well as by the use of forced operating modes of thermal fuel cells TEB.

Keywords: periodontal disease, thermoelectric system, cryotherapy, treatment of inflammatory diseases, physical and mathematical model, numerical experiment.

Received: 13.04.2020; **revised:** 25.05.2020; **accepted:** 30.05.2020.

Conflict of interests: The authors declare no conflict of interests.

For citation: O.V. Evdulov, S.G. Magomedova, E.A. Dzhabrailova. Modeling of thermophysical processes with moderate cryogenic effect on the periodontal zone using a thermoelectric cooling system. *Endodontics today*. 2020; 18(2):0-0. DOI: 10.36377/1683-2981-2020-18-2-81-86.

ВВЕДЕНИЕ

Одним из современных методов физиотерапии, получивших теоретическое и практическое признание в экспериментальной и клинической медицине, является криотерапия – физический метод лечения, основанный на использовании холодного фактора для отведения тепла из тканей, органов или всего тела человека, в результате чего температура снижается в пределах криоустойчивости без выраженных сдвигов терморегуляции организма [1-7]. Многообразие ответных реакций организма на локальное криовоздействие позволило распространить его практически на все медицинские дисциплины. Установлена высокая эффективность применения криогенного метода в офтальмологии, оториноларингологии, гинекологии, урологии, онкологии, дерматологии [8-13].

Известно, что криотерапия оказывает анальгезирующее, противовоспалительное, противоотечное, гемостатическое, спазмолитическое, антигипоксическое действие, стимулирует репаративно-трофические реакции и иммунный статус, улучшает трофику тканей. Локальное охлаждение снимает гиперемии, отек, стаз, нормализует лимфоток, уровень ферментативных реакций, ослабляет аллергический компонент. Также установлено, что анальгетический эффект достигается за счет резкого снижения проводимости нервной ткани, активизации эндорфинных систем торможения, нейтрализации химических реакций на ацетилхолин, гистамин, простагландин, что ведет к выраженной анальгезии и локальной анестезии.

В стоматологической практике криолечение успешно используется в комплексной терапии заболеваний воспалительного, дистрофического и опухолевого характера [14]. Успешным является применение методов криоаналгезии и криорефлексотерапии не повреждающими дозами жидкого азота в комплексном лечении стоматалгии. Доказана эффективность криовоздействия в области различных эрозивных и язвенных поражений слизистой оболочки полости рта. Проведены исследования, посвященные применению локального криовоздействия на очаги поражения при хроническом рецидивирующем афтозном стоматите. При этом наблюдается уменьшение отека и ускоренная регенерация пораженных участков слизистой оболочки полости рта. Установлено, что использование неинвазивного и безболезненного метода криотерапии при воспалительных заболеваниях (хейлит, стоматит, лимфаденит, периостит, пульпит, трофические язвы полости рта, многоформная экссудативная эритема) позволяет значительно купировать болевую реакцию, уменьшить отечность тканей (слизистых оболочек, кожных покровов, лимфоидной ткани), снизить прони-

цаемость сосудистой стенки и стимулировать процессы регенерации (при гемангиомах, телеангиоэктазии, герпетическом стоматите, катаральном и язвенном гингивите, хронической трещине губы). Помимо этого, криотерапия приводит к восстановлению микроциркуляции (при воспалительных заболеваниях пародонта: гингивитах, пародонтитах), в основе которой лежит ритмическая смена вазоконстрикции и вазодилатации, а также повышает фагоцитарную активность лейкоцитов и стимулирует биосинтетические процессы. У пациентов с аллергическими осложнениями, вызванными лекарственными препаратами, а также у пациентов с контактным аллергическим стоматитом, развившимся в результате использования ортопедической съемной конструкции из акриловой пластмассы, использование метода криотерапии позволяет сократить фазность аллергического воспаления, а также периоды гидратации и дегидратации и обеспечивает в дальнейшем активный восстановительный процесс.

В настоящее время в стоматологической практике для криотерапии применяются технические средства, работающие на основе жидкого азота. К ним относятся, например такие аппараты, как КПРК-01, КПРК-02, КР-4, КУАС-01, КАС-10-УЧ-2, Криоэлектроника-1, Крио-01-Еламед, КриоИней, Азокриод, АЛК-Криомед, Мороз-ММ, Ятрань, Cryolaser, CryoSkinии др. Основным недостатком всех перечисленных приборов является обязательное наличие криоагента (жидкого азота), для длительного хранения которого требуются специальные хранилища. Однако оснащение стоматологических клиник подобного рода хранилищами криоагента является с финансовой точки зрения невыгодным, кроме этого применения криоаппаратов в полевых условиях достаточно затруднительно. Другим недостатком современных приборов, реализующих криовоздействие в стоматологической практике, является неточность дозировки теплового воздействия, а также сложность его локализации в нужной области (возникает риск попадания криоагента на близлежащие зоны с возможным их обморожением).

В этих условиях несмотря на то, что применение криогенного метода в стоматологии имеет широкие возможности благодаря ряду перечисленных выше преимуществ, на сегодняшний день техническая реализация криовоздействия остается на недостаточном уровне. Поэтому представляет интерес разработка новых технических средств для реализации лечебных процедур, связанных с криовоздействием на область пародонта. В качестве таких технических средств перспективным представляется использование приборов и устройств, исполнительным элемен-

том в которых являются термоэлектрические преобразователи энергии.

ЦЕЛЬ

Разработка математической модели и проведение численного эксперимента ТЭС для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренного криовоздействия.

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Структурная схема ТЭС приведена на рис. 1 [15].

Прибор состоит из воздействующего элемента 1 с термоэлектрической системой изменения температуры воздействия, блока контроля и регулирования температуры 2. В состав воздействующего элемента 1 входят две высокотеплопроводные пластины 3, выполненные таким образом, чтобы их поверхности, приводимые в контакт с передней и задней зонами десны (область пародонта) с нанесенным на них слоем эластичного материала 4 (например, силикона) повторяли профиль последних, а противоположные поверхности являлись плоскими. К плоским поверхностям пластин, противоположным контакту с биологическим объектом присоединены своими воздействующими спаями термоэлектрические модули 5, опорными спаями контактирующие с радиаторными системами 6. Пластины 3, термоэлектрические модули 5 и радиаторные системы 6 с помощью крепежного приспособления 7, выполненного таким образом, чтобы имела возможность регулирования расстояние между пластинами 1 (например, с помощью болтового соединения), образуют механически прочную конструкцию.

Перед эксплуатацией система тщательно дезинфицируется и затем поверхностями пластин 3 с нанесенным эластичным материалом 4 посредством крепежного приспособления 7 приводится в плотный меха-

нический контакт с передней и задней зонами десны. Далее посредством блока контроля и регулирования температуры 2 на термоэлектрические модули 5 подается постоянный электрический ток такой полярности, чтобы их воздействующие спаяи, и, следовательно, эластичный материал 4, охладились. Величина тока питания, а также продолжительность охлаждения определяются спецификой лечебной процедуры по назначению врача. Излишек теплоты, выделяющейся на опорных спаях термоэлектрических модулей, отводится в окружающую среду посредством радиаторных систем 6.

В соответствии с конструктивным описанием ТЭС и принципа ее работы разработаны физическая и расчетная модель прибора, имеющие вид, изображенный на рис. 2-3.

Расчетная модель ТЭС для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренного криовоздействия в стационарных условиях представляет собой составную систему, состоящую из плотно соприкасающихся слоев 1, 2, 3. Слой 1, толщиной представляет собой первую ТЭБ, приведенную в тепловой контакт с внешней поверхностью области пародонта; слой 2, толщиной – непосредственно область пародонта; слой 3, толщиной – вторую ТЭБ, сопряженную с внутренней поверхностью области пародонта. Предполагается, что данная система изолирована с боковых поверхностей; поглощаемая и выделяемая ТЭБ мощность равномерно распределена по всей по-

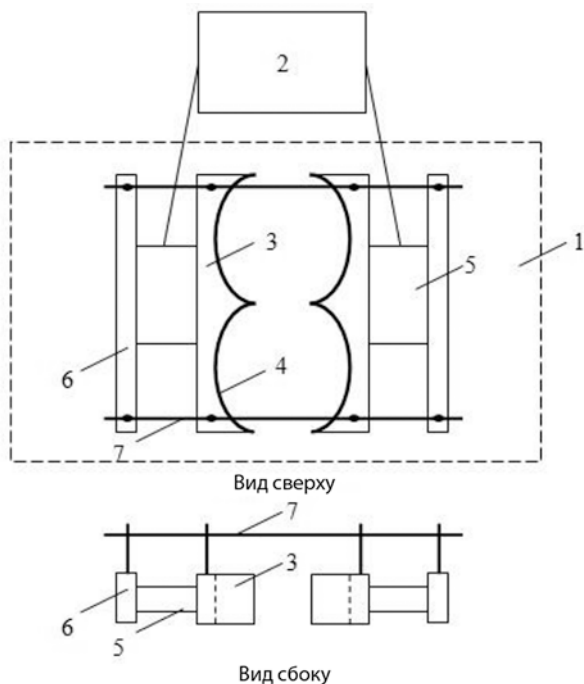


Рис. 1. Структурная схема ТЭС для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренного криовоздействия
Fig. 1. Block diagram of TES for the treatment of inflammatory periodontal diseases by moderate cryotherapy



Рис. 2. Физическая модель ТЭС для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренного криовоздействия
Fig. 2. Physical model of TES for the treatment of inflammatory periodontal diseases by moderate cryotherapy

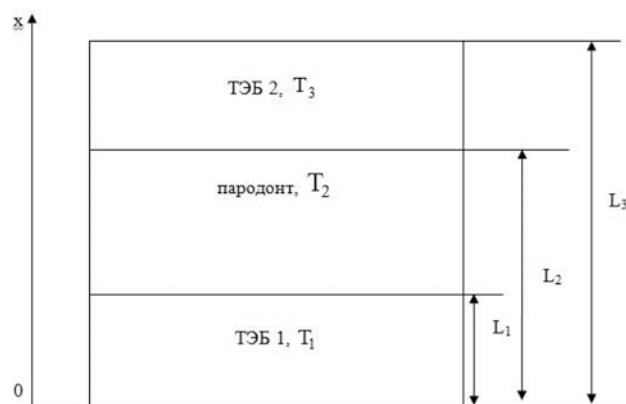


Рис. 3. Расчетная модель ТЭС для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренного криовоздействия
Fig. 3. Calculation model of TES for the treatment of inflammatory periodontal diseases by moderate cryotherapy

верхности соприкосновения с областью пародонта; температура горячих спаев ТЭБ фиксирована (равна температуре теплоотводящей системы); мощность тепловыделений в пародонте фиксирована, не зависит от температуры и равномерно распределена по объему; коэффициент теплопроводности пародонта имеет определенную величину, также независимую от температуры; передача тепла во всех слоях системы осуществляется только теплопроводностью.

Математическая формулировка задачи расчета теплообмена в модели, описывающей работу ТЭС для лечения воспалительных заболеваний пародонта имеет вид:

где T_1, T_2, T_3 – распределение температуры по тол-

$$\frac{\partial T_1}{\partial \tau} = a_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2} + \frac{I_1^2 r_1}{c_1 \rho_1}, \quad (1)$$

$$\frac{\partial T_2}{\partial \tau} = a_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2} + \frac{q_2}{c_2 \rho_2} + q_{\text{вн}}, \quad (2)$$

$$\frac{\partial T_3}{\partial \tau} = a_3 \frac{\partial^2 T_3}{\partial x^2} + \frac{I_3^2 r_3}{c_3 \rho_3}, \quad (4)$$

$$\beta_{\text{тс}} (T_1|_{x=0} - T_{\text{тс}}) = \lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial x} \Big|_{x=0}, \quad (5)$$

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial x} \Big|_{x=L_1} - q_1 = \lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial x} \Big|_{x=L_1}, \quad (6)$$

$$\lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial x} \Big|_{x=L_2} - q_2 = \lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial x} \Big|_{x=L_2}, \quad (7)$$

$$\beta_{\text{тс}} (T_3|_{x=L_3} - T_{\text{тс}}) = \lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial x} \Big|_{x=L_3}, \quad (8)$$

щине соответственно первой ТЭБ, области пародонта; второй ТЭБ; r_1, l_1 и r_3, l_3 – сопротивление и величина тока питания соответственно первой и второй ТЭБ; $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ – коэффициент теплопроводности соответственно первой ТЭБ, области пародонта, второй ТЭБ; a_1, a_2, a_3 – коэффициент температуропроводности соответственно первой ТЭБ, области пародонта, второй ТЭБ; ρ_1, ρ_2, ρ_3 – плотность соответственно первой ТЭБ, области пародонта, второй ТЭБ; $q_{\text{вн}}$ – количество тепла, выделяемого в единицу времени в области пародонта; $T_{\text{тс}}$ – температура системы отвода теплоты с горячих спаев ТЭБ; $\beta_{\text{тс}}$ – коэффициент теплообмена между горячими спаями ТЭБ и теплоотводящей системой; q_1, q_2 – холодопроизводительность первой и второй ТЭБ. Решение системы уравнений (1)-(8) получено с использованием численного метода конечных разностей в пакете прикладных программ MathCad (автор Алеен Раздов, Массачусетский технологический институт, США).

РЕЗУЛЬТАТЫ

Численный эксперимент дал возможность получить графики, описывающие распределение температуры по толщине каждого из слоев в расчетной модели, учитывая тепловые потоки на спаях ТЭБ, параметры области пародонта, изменение температуры различных точек системы ТЭС – область пародонта во времени.

Результаты расчетов представлены на рис. 4-5. Вычисления производились при $T_{\text{тс}} = 22^\circ\text{C}$, $\beta_{\text{тс}} = 10 \text{ Вт}/(\text{м}^2 \cdot \text{К})$, $\lambda_1 = \lambda_3 = 1,5 \text{ Вт}/(\text{м} \cdot \text{К})$, $\lambda_2 = 0,2 \text{ Вт}/(\text{м} \cdot \text{К})$, $q_{\text{вн}} = 30 \text{ Вт}$,

$r_1 = r_2 = 0,5 \text{ Ом}$, толщина ТЭБ 1 и ТЭБ 2 – 4 мм, толщина пародонта – 15 мм, $\rho_1 = \rho_3 = 979 \text{ кг}/\text{м}^3$, $\rho_2 = 1000 \text{ кг}/\text{м}^3$.

По результатам моделирования в соответствие с значениями холодопроизводительности ТЭБ определяются ее электрические и геометрические параметры по стандартным методикам расчета, по стандартным методикам расчета, изложенным в литературе [16-18].

ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 4 рассмотрено распределение температур по толщине каждого слоя ТЭБ 1 – область пародонта – ТЭБ 2 при одинаковом тепловом потоке с внешней и внутренней поверхности пародонта, равно – $6000 \text{ Вт}/\text{м}^2$. Как следует из графика, распределение температуры по ТЭБ носит линейный характер. Это связано с тем, что при данных величинах тока питания обе ТЭБ функционируют в оптимальных режимах. При этом количество теплоты, поглощаемой (выделяемой) в единицу времени на их внутренних спаях, значительно превышает величину джоулевого тепла, выделяющегося в объеме. На графике также предоставлена информация об уровне теплового воздействия непосредственно на область пародонта. Как следует из приведенных зависимостей, при осуществлении теплового воздействия одинаковой направленности и примерно одинаковой величины, перепад температуры по толщине пародонта незначителен и определя-

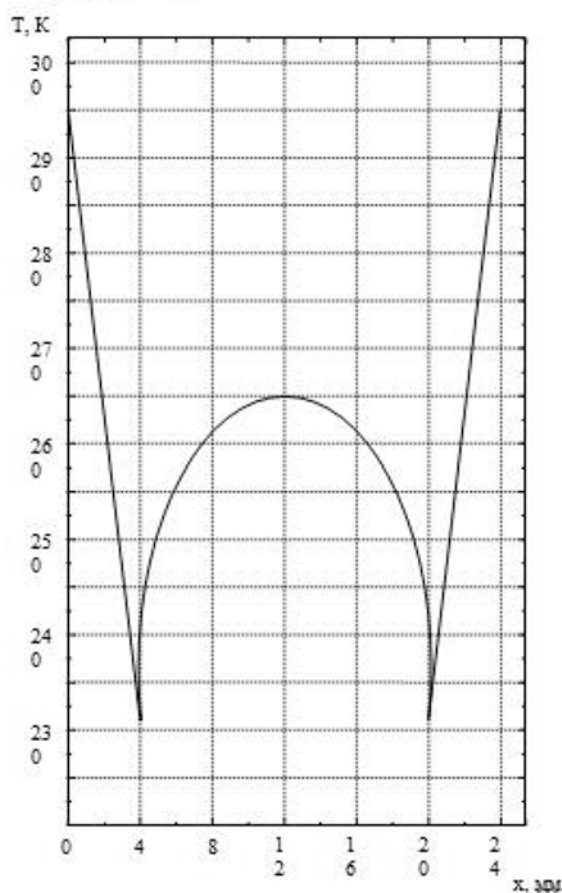


Рис. 4. Распределение температуры по толщине системы ТЭБ 1 – область пародонта – ТЭБ 2 при $q_1 = q_2 = -6000 \text{ Вт}/\text{м}^2$

Fig. 4. temperature Distribution over the thickness of the system TEB 1 – periodontal area – TEB 2 at $q_1 = q_2 = -6000 \text{ W}/\text{m}^2$

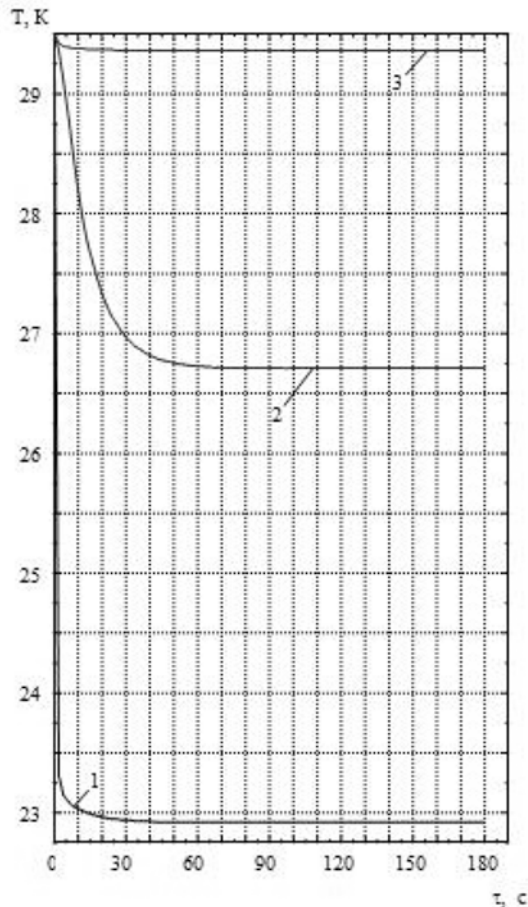


Рис. 5. Изменение температуры системы ТЭБ 1 – область пародонта – ТЭБ 2 во времени при $q_1 = q_2 = -6000 \text{ Вт/м}^2$:

1 – температура контакта ТЭБ и области пародонта, 2 – температура в центре зоны пародонта, 3 – температура горячих спаев ТЭБ

Fig. 5. Temperature Change of the system TEB 1 – periodontal area – TEB 2 in time at $q_1 = q_2 = -6000 \text{ W/m}^2$:

1 – the temperature of the TEB contact and the periodontal area, 2 – the temperature in the center of the periodontal zone, 3 – the temperature of the TEB hot junctions

ется разностью в величинах тепловых потоков на его противоположных поверхностях.

При анализе рис. 4 необходимо отметить, что полученные данные не учитывают потери теплоты, связанные с наличием теплового сопротивления между поверхностью пародонта и ТЭБ, определяемого наличием специальной прослойки, выполняющей антисептические функции, а также смягчающей механический контакт ткани и поверхности термобатарей. С учетом того, что такого рода прослойки изготавливаются из материалов на основе силикона, и толщина их варьируется в пределах 2-3 мм, тепловые потери в этом случае будут составлять порядка 1,5-2°C. Поэтому с точки

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ:

1. Баранов А.Ю., Малышева Т.А. О выборе методики исследования эффектов общего криотерапевтического воздействия. Биомедицина. 2015 (2):37-46.
2. Зубкова С.М. Роль тепловой компоненты в лечебном действии физических факторов. Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2011 (6):3-10.

зрения практики, полученный на рис. 4 график будет расположен выше по оси температур на соответствующую величину.

На рис. 5 представлено изменение различных точек системы во времени. Согласно представленным данным продолжительность выхода в стационарный режим зоны контакта поверхности пародонта и ТЭБ составляет примерно 5 мин., что дает возможность сделать вывод об удобстве и комфортности проведения медицинских процедур с использованием рассматриваемого термоэлектрического прибора. Для того, чтобы интенсифицировать процесс достижения прибором требуемого температурного уровня процедур представляется целесообразным вывод ТЭС на рабочий режим до проведения сеанса воздействия, т. е его включение до контакта с поверхностью пародонта. Другим возможным вариантом является предварительное охлаждение ТЭС внешним охлаждающим устройством, например бытовым холодильником, а также использования для быстрого достижения требуемого уровня температур экстремальных режимов работы ТЭБ, например режима максимальной холодопроизводительности.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. В настоящее время в стоматологической практике активно используется криолечение, показывающее хорошие результаты в комплексной терапии заболеваний воспалительного, дистрофического и опухолевого характера.

2. Предложена конструкция физическая и расчетная модель ТЭС для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренного криодействия, в которой в качестве исполнительного элемента использована ТЭБ, работающая в режиме охлаждения.

3. Разработана математическая модель ТЭС, реализованная на основе решения нестационарной задачи теплопроводности для многослойной системы.

4. В результате численного эксперимента получены данные, описывающие распределение температуры по толщине каждого из слоев в системе, учитывая тепловые потоки на спаях ТЭБ, параметры области пародонта, изменение температуры различных точек системы ТЭС – область пародонта во времени.

5. Установлено, что необходимый уровень проведения процедур, связанный с понижением температуры поверхности зоны пародонта до -40°C может быть реализован при холодопроизводительности ТЭБ 6000 Вт/м^2 , что соответствует мощности современных стандартно выпускаемых термоэлектрических модулей.

6. Указано, что подбор геометрических параметров ТЭБ и тока ее питания должен ориентироваться на ограничения по эксплуатации прибора, а также медицинские нормы и стандарты во избежание процесса обморожения прилежащих тканей.

7. Предложен способ повышения эффективности системы, согласно которому используется предварительное охлаждение ТЭС внешним источником холода, а также применением форсированных режимов работы ТЭБ.

3. Ежов В.В. Физиотерапия и физиопрофилактика как методы и средства сохранения и восстановления здоровья. Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2011 (4):33-36.

4. Боголюбов В.М., Улащик В.С. Комбинирование и сочетание лечебных физических факторов. Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2004 (5):39-45.

5. Miroslav Savic, Borut Fonda, Nejc Sarabon, Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin. *Journal of thermal biology*. 2013 (8):186-191.

6. 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):106-116.

7. 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):32-35.

8. Кузнецов О.Ф. Криомассаж – эффективная технология восстановительной терапии. *Физиотерапия, бальнеология и реабилитация*. 2003 (5):39-46.

9. 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):167-170.

10. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Хазанова М.А., Магомедов Р.А.-М. Математическая модель термоэлектрической системы для локального теплового воздействия на руку человека. *Термоэлектричество*. 2014(1): 77-86.

11. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Рагимова Т.А. Исследование термоэлектрической системы для локального замораживания тканей гортани. *Термоэлектричество*. 2015(2):86-94.

12. 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):32-38.

13. 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): 186-191.

14. Янушевич О.О. и др. Физиотерапия заболеваний пародонта. *Стоматолог*. 2008 (5): 21-24.

15. Евдулов О.В., Магомедова С.Г. Термоэлектрическая система для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренного криовоздействия. *Международный научный журнал "Инновационное развитие"*. 2018 (5):14-16.

16. Анатыхук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства. *Справочник*. – Киев: Наукова Думка.1979:385.

17. Анатыхук Л.И. Термоэлектрические преобразователи энергии. Киев, Черновцы: Институт термоэлектричества. 2003 (2): 376.

18. Булат, Л.П. Термоэлектричество – вчера, сегодня, завтра. *Холодильная техника*. 2016 (4) 14-18.

REFERENCES:

1. Baranov A. Yu., Malysheva T. A. About the choice of methods for studying the effects of General cryotherapy. *Biomedicine*. 2015 (2):37-46.

2. Zubkova S.M. The role of the thermal component in the therapeutic effect of physical factors. *Physiotherapy, balneology and rehabilitation*. 2011 (6):3-10.

3. Ezhov V. V. Physical therapy and fiziopatologice as methods and means of maintaining and restoring health. *Physiotherapy, balneology and rehabilitation*. 2011(4):33-36.

4. Bogolyubov V. M., Ulashchik V. S. Combination and combination of therapeutic physical factors. *Physiotherapy, balneology and rehabilitation*. 2004 (5):39-45.

5. Miroslav Savic, Borut Fonda, Nejc Sarabon, Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin. *Journal of thermal biology*. 2013 (8):186-191.

6. 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):106-116.

7. Khodarev N. V., Zhemchuzhnova N. L., Olympieva E. V., Zhinko M. N., Neshin S. G. Influence of General air cryotherapy on the antioxidant status of blood. *Physiotherapy, balneology and rehabilitation*. 2012 (1):32-35.

8. Kuznetsov O. F. Cryomassage is an effective technology of rehabilitation therapy. *Physiotherapy, balneology and rehabilitation*. 2003 (5):39-46.

9. Ismailov T. A., Evdulov O. V., Ragimova T. A. Experimental stand for measuring the performance characteristics of a thermoelectric

device for local freezing of laryngeal tissues. *Polzunovskii Herald*. 2010 (2):167-170.

10. Ismailov T. A., Evdulov O. V., Khazanova M. A., Magomedov R. A.-M. Mathematical model of a thermoelectric system for local thermal effects on the human hand. *Thermoelectricity*. 2014 (1): 77-86.

11. Ismailov T. A., Evdulov O. V., Ragimova T. A. Investigation of a thermoelectric system for local freezing of laryngeal tissues. *Thermoelectricity*. 2015 (2):86-94.

12. 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):32-38.

13. 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): 186-191.

14. Yanushevich O. O. Physical therapy of periodontal disease. *Dentist*. 2008 (5): 21-24.

15. Evdulov O. V., Magomedova S. G. Thermoelectric system for the treatment of inflammatory periodontal diseases by moderate cryotherapy. *International scientific journal "Innovative development"*. 2018 22(5):14-16.

16. Anatychuk L. I. Thermoelements and thermoelectric devices. *Guide*. – Kiev. 1979:385.

17. Anatychuk L. I. Thermoelectric energy converters. *Kiev. Institute of thermoelectricity*. 2003 (2): 376.

18. Bulat, L. P. Thermoelectricity-yesterday, today, tomorrow. *Refrigeration equipment*. 2016 (4) 14-18.

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ:

Евдулов Л.В. – доцент кафедры теоретической и общей электротехники, кандидат технических наук, доцент, ORCID ID: 0000-0002-4223-5903.

Магомедова С.Г. – аспирант кафедры теоретической и общей электротехники, ORCID ID: 0000-0002-2558-7245.

Джабраилова Э.А. – аспирант кафедры теоретической и общей электротехники, ORCID ID: 0000-0002-1160-7241.

ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный технический университет», Махачкала.

AUTHOR INFORMATION:

O.V. Evdulov – Assoc.Prof., Department of Theoretical and General Electrical Engineering, Candidate of technical Sciences, associate Professor, ORCID ID: 0000-0002-4223-5903.

S.G. Magomedova – Postgraduate Student, Department of Theoretical and General Electrical Engineering, ORCID ID: 0000-0002-2558-7245.

E.A. Dzhabrailova – Postgraduate Student, Department of Theoretical and General Electrical Engineering, ORCID ID: 0000-0002-1160-7241.

"Daghestan State Technical University", Makhachkala.

Координаты для связи с авторами / Coordinates for communication with authors:

Магомедова С.Г. / S.G. Magomedova, E-mail: saratmag05@yandex.ru