

УДК 621.362

# Математическая модель термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии

Д-р техн. наук О. В. ЕВДУЛОВ<sup>1</sup>, С. Г. МАГОМЕДОВА<sup>1</sup>,  
канд. техн. наук Р. А.-М. МАГОМАДОВ<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Дагестанский государственный технический университет

<sup>2</sup>Грозненский государственный нефтяной технический университет имени академика  
М. Д. Миллионщикова

E-mail: ole-ole-ole@rambler.ru

*В статье проведено математическое моделирование и исследование термоэлектрической системы (ТЭС) для локальной гипотермии области пародонта. В качестве объекта исследований выступает конструкция, в которой термоэлектрический модуль (ТЭМ), являющийся источником холода, через специальную антисептическую прослойку приводится в тепловой контакт с областью пародонта, подвергаемой замораживанию. Отвод теплоты от горячих спаев ТЭМ осуществляется за счет воздушного, либо жидкостного теплообменного аппарата. Разработана математическая модель данного прибора. Математическая модель ТЭС состоит в решении задач по определению температурного поля области пародонта в зависимости от различной мощности ТЭС и расчета ТЭМ с определением его электрических параметров. Первая задача реализуется путем решения трехмерной нестационарной задачи теплопроводности для слоистой структуры сложной формы, учитывающей наличие объектов с различными теплофизическими параметрами, условий теплообмена на границах сред второго и третьего рода. Вторая — путем определения электрических параметров ТЭМ при использовании пакета прикладных программ Thermoelectric system calculation производства ООО «Криотерм», г. Санкт-Петербург. В результате численного эксперимента получены графики изменения температуры в различных точках области пародонта и ТЭС в зависимости от мощности ТЭМ, параметров термомодуля, внешних условий, определены динамические характеристики системы. Установлено, что проведения локальной гипотермии могут быть использованы два типа стандартных ТЭМ производителя ООО «Криотерм» ТВ-17-1.4-1.15 и DRIFT-1,2 со следующими параметрами соответственно: мощность — 3–4 Вт и 18–40 Вт, сила тока питания — 6–7 А и 3,8–7,6 А, потребляемая электрическая мощность — 13–14 Вт и 50–200 Вт при перепаде температур между холодными и горячими спаями 45 К.*

**Ключевые слова:** пародонт, гипотермия, термоэлектрическая система, термоэлектрический модуль, температура, математическое моделирование, численный эксперимент.

## Информация о статье:

Поступила в редакцию 21.09.2022, одобрена после рецензирования 10.10.2022, принята к печати 10.11.2022

DOI: 10.17586/1606-4313-2022-21-4-60-67

Язык статьи — русский

## Для цитирования:

Евдулов О. В., Магомедова С. Г., Магомадов Р. А.-М. Математическая модель термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии // Вестник Международной академии холода. 2022. № 4. С. 60–67. DOI: 10.17586/1606-4313-2022-21-4-60-67

## Mathematical modeling of a thermoelectric system for local hypothermia of the periodontal region

D. Sc. O. V. YEVDULOV<sup>1</sup>, S. G. MAGOMEDOVA<sup>1</sup>,

Ph. D. R. A.-M. MAGOMADOV<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Dagestan State Technical University

<sup>2</sup>Grozny state petroleum technical university named after academician M. D. Millionshchikov

E-mail: ole-ole-ole@rambler.ru

*The article is devoted to mathematical modeling and research of a thermoelectric system (TES) for local hypothermia of the periodontal region. The object of research is a design in which a thermoelectric module (TEM), which is a source of cold, is brought into thermal contact with the periodontal area subjected to freezing through a special antiseptic layer.*

*Heat removal from the hot joints of the TEM is carried out by an air or liquid heat exchanger. The mathematical model of the thermal power plant consists in solving problems of determining the temperature field of the periodontal region depending on the different power of the thermal power plant and calculating the TEM with the determination of its electrical parameters. The first problem is realized by solving a three-dimensional unsteady thermal conductivity problem for a layered structure of complex shape, taking into account the presence of objects with different thermophysical parameters, heat exchange conditions at the boundaries of the second, and third kind media. The second is by determining the electrical parameters of the TEM using the Thermoelectric system calculation application software package produced by the Cryotherm Company, St. Petersburg. As a result of the numerical experiment, graphs of temperature changes at various points of the periodontal region and thermal power plants were obtained depending on the power of the TEM, the parameters of the thermal module, external conditions, and the dynamic characteristics of the system were determined. It is established that for local hypothermia two types of standard TEM produced by Cryotherm could be used: TB-17-1.4-1.15 and DRIFT-1,2. Their parameters are shown to be as follows: power — 3–4 W and 18–40 W, power supply current — 6–7 A and 3.8–7.6 A, electrical power consumption — 13–14 W and 50–200 W with a temperature difference between cold and hot junctions of 45 K.*

**Keywords:** periodontal disease, hypothermia, thermoelectric system, thermoelectric module, temperature, mathematical modeling, numerical experiment.

#### Article info:

Received 21/09/2022, approved after reviewing 10/10/2022, accepted 10/11/2022

DOI: 10.17586/1606-4313-2022-21-4-60-67

Article in Russian

#### For citation:

Yevdulov O. V., Magomedova S. G., Magomadov R. A.-M. Mathematical modeling of a thermoelectric system for local hypothermia of the periodontal region. *Journal of International Academy of Refrigeration*. 2022. No 4. p. 60–67. DOI: 10.17586/1606-4313-2022-21-4-60-67

## Введение

В настоящее время в стоматологической практике при лечении заболеваний пародонта все большее распространение получают методы локального замораживания пораженных зон вплоть до 240 К [1]–[4]. Это обусловлено их высокой эффективностью при лечении таких болезней, как стоматит, гингивит, пародонтит, лимфаденит, периостит, 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.

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 те-

пловое воздействие, отличающихся высокой надежностью работы, малыми габаритными размерами и высокой экологичностью, практически неограниченным ресурсом эксплуатации [11]–[14].

Для локальной гипотермии области пародонта может быть использована структура, в которой ТЭМ, являющийся источником холода, через специальную антисептическую прослойку (например, из силикона) приводится в тепловой контакт с областью пародонта, подвергаемой гипотермии [15]. Отвод теплоты от горячих спаев ТЭМ осуществляется за счет воздушного, либо жидкостного теплообменного аппарата. В качестве ТЭМ могут применяться либо высокоэффективные однокаскадные термомодули, имеющие большие плотности тепловых потоков на своей рабочей поверхности (в основном работающие в режиме максимальной холодопроизводительности), либо многокаскадные термомодули при криовоздействии, вплоть до температур, близких к 240 К.

Целью работы является математическое моделирование ТЭС для локального охлаждения области пародонта, а также теоретическое исследование происходящих в ней процессов теплопередачи.

## Постановка математической задачи исследований

Математическая модель исследуемой ТЭС включает в себя решение следующих задач: определение температурного поля области пародонта в зависимости от различной мощности ТЭС и расчет ТЭМ с определением его электрических параметров.

При построении математической модели ТЭС для локальной гипотермии рассматривается объект воздействия — зона пародонта, включающая в себя области десны, альвеолярной кости, периодонтальной связки и цемента корня зуба, дентина, пульпы.

Для моделирования процесса локальной гипотермии области пародонта представляется целесообразным введение следующих допущений: область пародонта симметрична относительно центрального поперечного сечения, при этом рассматривается ее передняя половина; исследуется трехмерная модель области пародонта, в которой границы раздела зон имеют форму сферического сегмента; области периодонтальной связки и цемента корня зуба объединяются ввиду незначительной толщины (менее 1 мм) и близости по своим теплофизическим параметрам; тепловой поток по поверхности десны, контактирующей через силиконовую прослойку с ТЭС, распределяется равномерно; наличие силиконовой прослойки между ТЭС и десной учитывается путем введения соответствующего поправочного коэффициента, соответствующего тепловому сопротивлению силиконовой прослойки по рекомендациям, данным в работе [3], предполагается наличие внутреннего источника тепловыделений в области десны; каждая из выделенных областей пародонта имеет свои теплофизические характеристики и плотность, значение которых постоянно и не зависит от температуры. Принятые допущения обусловлены идентичностью свойств и симметрией составляющих структурных частей области пародонта относительно центрального поперечного сечения в соответствии с [16], изотропией свойств всех рассматриваемых областей биологического объекта [2] и ТЭС [12], наличием существенных тепловыделений только в мышечных тканях, к которым относится ткань десны, как это отмечено в работе [7].

С учетом данных упрощений структура области пародонта, принятая в модели, имеет вид, изображенный на рис. 1. Здесь: 1 — десна, 2 — альвеолярная кость, 3 — область периодонтальной связки и цемента корня зуба, 4 — дентин, 5 — пульпа.

Исходными уравнениями для расчета температурного поля данной структуры являются трехмерные дифференциальные уравнения нестационарной теплопроводности для каждой области пародонта. При этом начальным условием является равенство температуры всех зон пародонта 309,6 К, а граничными условиями являются наличие теплового потока на внешней поверхности десны, соответствующей холодопроизводительности ТЭС и равенство тепловых потоков на границе сопряжения всех объектов.

Математическая формулировка задачи определения температурного поля пародонта при локальной гипотермии посредством исследуемой ТЭС имеет вид:

$$\lambda_1 \left( \frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_1}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_1}{\partial z^2} \right) + Q_1 = \rho_1 C_1 \frac{\partial T_1}{\partial \tau},$$

$$\lambda_2 \left( \frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_2}{\partial z^2} \right) = \rho_2 C_2 \frac{\partial T_2}{\partial \tau},$$

$$\lambda_3 \left( \frac{\partial^2 T_3}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial z^2} \right) = \rho_3 C_3 \frac{\partial T_3}{\partial \tau}, \quad (1)$$

$$\lambda_4 \left( \frac{\partial^2 T_4}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_4}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_4}{\partial z^2} \right) = \rho_4 C_4 \frac{\partial T_4}{\partial \tau},$$

$$\lambda_5 \left( \frac{\partial^2 T_5}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_5}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_5}{\partial z^2} \right) = \rho_5 C_5 \frac{\partial T_5}{\partial \tau}.$$

Начальные условия:

$$T_1 = T_2 = T_3 = T_4 = T_5 = 309,6 \text{ К при } \tau = 0.$$

Граничные условия определяют равенство тепловых потоков на границах соприкосновения выделенных областей пародонта, а также наличие теплового потока, соответствующего холодопроизводительности ТЭС на поверхности десны, и имеют следующий вид:

$$q_{n-1} = \lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n} \quad \text{на поверхности контакта ТЭС — десна,}$$

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n} = \lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n} \quad \text{на поверхности контакта десна — альвеолярная кость,}$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n} = \lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n} \quad \text{на поверхности контакта альвеолярная кость — область периодонтальной связки и цемента корня зуба,}$$

$$\lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n} = \lambda_4 \frac{\partial T_4}{\partial n} \quad \text{на поверхности контакта область периодонтальной связки и цемента корня зуба — дентин,}$$

$$\lambda_4 \frac{\partial T_4}{\partial n} = \lambda_5 \frac{\partial T_5}{\partial n} \quad \text{на поверхности контакта дентин — пульпа,}$$

относительно центрального поперечного сечения и по бокам выделенной области пародонта предполагается наличие теплопритоков от поверхности с температурой 309,6 К, теплообмен между холодной поверхностью ТЭС и антисептической прослойкой осуществляется за счет процесса теплопередачи, при этом математически наличие прослойки учитывается путем учета ее теплового сопротивления, определяемого по выражениям, приведенным в [11], где  $T$  — температура;  $\lambda$  — коэффициент теплопроводности;  $C$  — теплоемкость;  $\rho$  — плотность;  $x, y, z$  — координаты;  $Q_d$  — количество теплоты, выделяемое в единицу объема в единицу времени в десне;  $q_{TЭС}$  — количество теплоты, поглощаемое в единицу времени на единицу поверхности соприкосновения ТЭС и десны (в данном случае соответствует мощности ТЭС с учетом теплового сопротивления насадки и антисептической прокладки, поделенной на площадь контакта с десной  $S_{TЭС}$ ); индексы переменных соответствуют рис. 1;  $n$  — нормаль к поверхности контакта ТЭС и областей пародонта,  $n = xh + yg + zk$ ;  $h, g, k$  — единичные вектора.

Решение системы дифференциальных уравнений (1) с начальными и граничными условиями получено численным методом конечных элементов [17]. Он реализован в пакете прикладных программ Elcut (производитель — компания ООО «Тор», Санкт-Петербург) [18], отличающимся высокой производительностью при решении задач подобного рода.

На основе данных о значении мощности ТЭС в составе ТЭС осуществлен подбор его типа, а также расчет электрических параметров термомодуля по программе Thermoelectric system calculation (производитель ООО «Криотерм», Санкт-Петербург) [19].

### Результаты исследования

Исходными данными для расчета являлись следующие численные данные: десна —  $\lambda = 0,6 \text{ Вт/(м·К)}$ ;  $C = 3458 \text{ Дж/(кг·К)}$ ;  $\rho = 1041 \text{ кг/м}^3$ ; альвеолярная кость —  $\lambda = 0,5 \text{ Вт/(м·К)}$ ;  $C = 2938 \text{ Дж/(кг·К)}$ ;  $\rho = 1290 \text{ кг/м}^3$ ; область

периодонтальной связки и цемента корня зуба —  $\lambda = 0,48$  Вт/(м·К);  $C = 3000$  Дж/(кг·К);  $\rho = 1260$  кг/м<sup>3</sup>; дентин —  $\lambda = 0,66$  Вт/(м·К);  $C = 1181$  Дж/(кг·К);  $\rho = 1300$  кг/м<sup>3</sup>; пульпа —  $\lambda = 0,55$  Вт/(м·К);  $C = 3600$  Дж/(кг·К);  $\rho = 1100$  кг/м<sup>3</sup>,  $Q_d = 0,5$  Вт [16]. Сечение области пародонта в поперечном направлении с размерами в миллиметрах изображено на рис. 2. Высота области пародонта предполагается равной 15 мм.

**Результаты исследования**

Результаты произведенных расчетов представлены на рис. 3–11. На рис. 3 показано трехмерное температурное поле области пародонта при действии источника холода мощностью  $Q_{TЭС} = 10$  Вт ( $Q_{TЭС} = q_{TЭС}/S_{TЭС}$ ) в стационарном режиме.

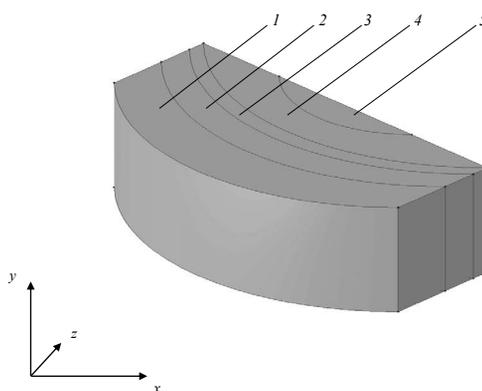


Рис. 1. Структура области пародонта, принятая в модели  
Fig. 1. The periodontal region structure used in the model

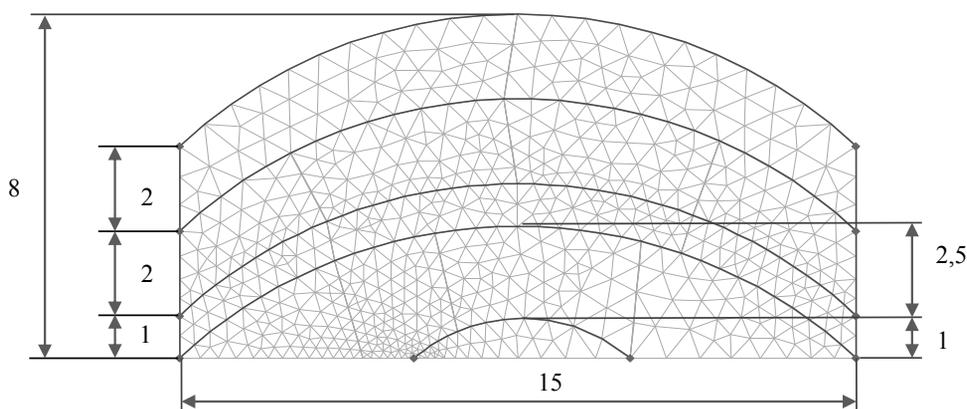


Рис. 2. Сечение области пародонта в поперечном направлении с размерами  
Fig. 2. Cross section of the of the periodontal region with dimensions

Соответствующая двумерная картина в поперечном сечении области пародонта изображена на рис. 4, а на рис. 5, 6 представлены двумерные температурные поля поперечного сечения зоны пародонта при мощностях источника холода, соответственно 9 и 8 Вт.

По данным рис. 3 может быть проанализирована качественная картина распределения температуры в структуре пародонта. На поверхности контакта десны

и ТЭС наблюдается ее минимальное значение. Далее имеет место рост температуры в направлении к области пульпы, где температура пародонта имеет максимальное значение, чуть менее своей начальной величины, равной 309,6 К. Температура пародонта по бокам выше, чем в ее центральной части. Данное обстоятельство связано с теплопритоками в зону гипотермии от соседних областей пародонта. С уменьшением мощности

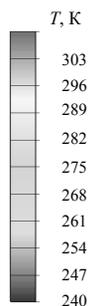
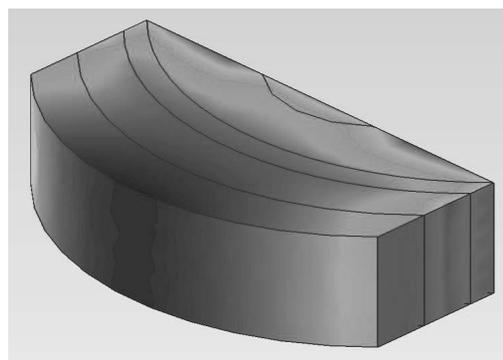


Рис. 3. Трехмерное температурное поле области пародонта при мощности источника холода 10 Вт

Fig. 3. Three-dimensional temperature field of the periodontal region at the source power of 10 W

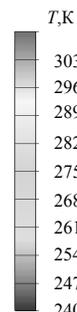
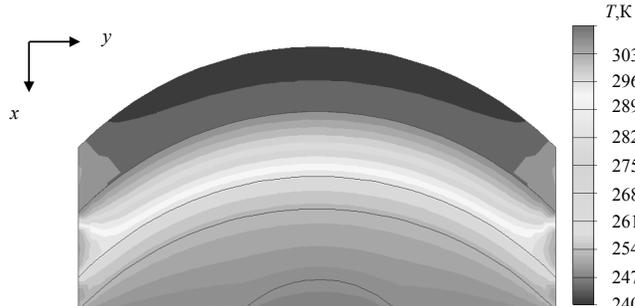


Рис. 4. Двумерное температурное поле области пародонта при мощности источника холода 10 Вт

Fig. 4. Two-dimensional temperature field of the periodontal region at the source power of 10 W

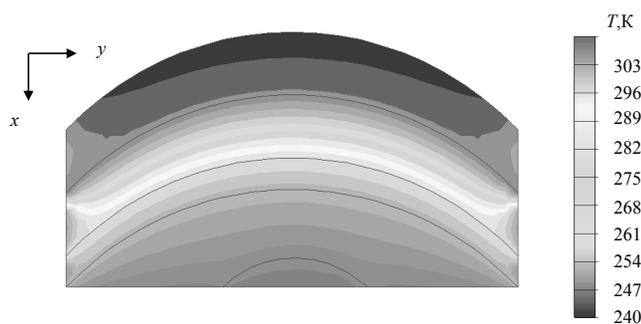


Рис. 5. Двумерное температурное поле области пародонта при мощности источника холода 9 Вт

Fig. 5. Two-dimensional temperature field of the periodontal region at the source power of 9 W

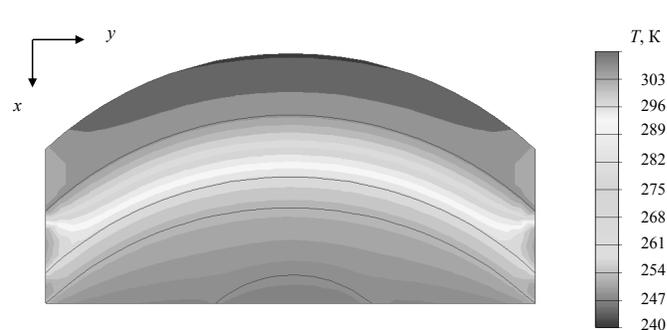


Рис. 6. Двумерное температурное поле области пародонта при мощности источника холода 8 Вт

Fig. 6. Two-dimensional temperature field of the periodontal region at the source power of 8 W

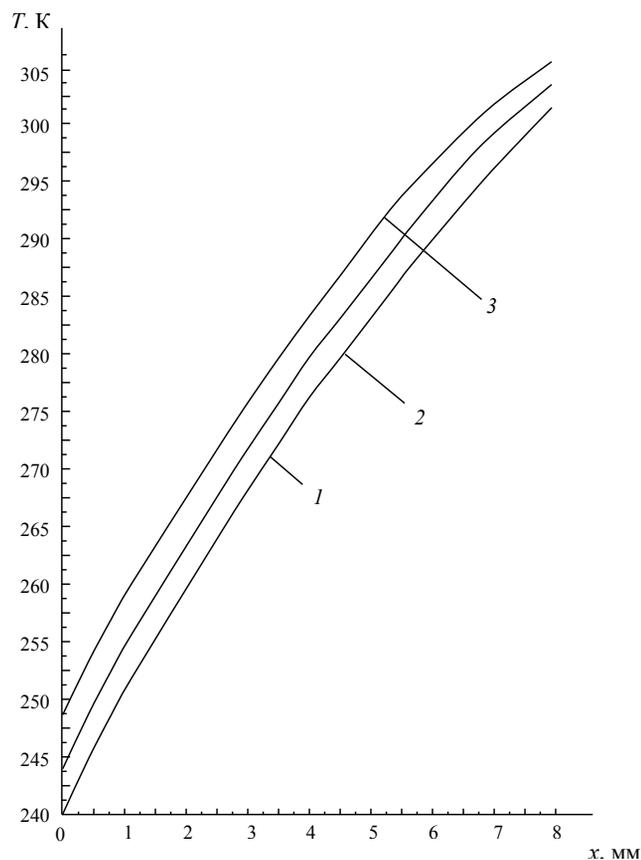


Рис. 7. Изменение температуры вдоль центральной оси в поперечном направлении области пародонта при различных мощностях источника холода: 1 —  $Q_{ТЭС} = 10$  Вт, 2 —  $Q_{ТЭС} = 8,5$  Вт, 3 —  $Q_{ТЭС} = 7$  Вт

Fig. 7. Temperature changes along central axis in cross direction of the of the periodontal region the at various power of the cold source: 1 —  $Q_{ТЭС} = 10$  W, 2 —  $Q_{ТЭС} = 8,5$  W, 3 —  $Q_{ТЭС} = 7$  W

источника холода, что очевидно, температура пародонта выше.

Для количественного анализа картины температурного поля области пародонта при ее локальном охлаждении более информативными являются одномерные графики. На рис. 7 изображены графики изменения температуры вдоль центральной оси в поперечном направ-

лении области пародонта, а на рис. 8, 9 вдоль центральной дуги областей десны и дентина в продольном направлении при различных мощностях источника холода. В соответствие с зависимостями, при увеличении мощности источника холода, температура области пародонта уменьшается. Так при увеличении мощности ТЭМ с 7 до 10 Вт наблюдается снижение температуры поверхности десны с 248 до 240 К, альвеолярной кости — с 266 до 258 К, области периодонтальной связки и цемента корня зуба — с 281 по 274 К, 4-дентина — с 291 по 283 К, 5-пульпы — с 302 по 296 К. При этом на температурное поле области пародонта при локальной гипотермии определенное влияние оказывают теплопритоки от соседних к ней зон.

В условиях численного эксперимента указанное влияние состоит в повышении температуры по бокам выделенной области пародонта относительно ее центра примерно на 3,5 К. Данное обстоятельство следует учитывать при проведении лечебных процедур, в частности, путем охвата большей площади воздействия приблизительно на 20%, по отношению к требуемой.

Для анализа инерционности исследуемой ТЭС, на рис. 10 представлены графики изменения температуры во времени в центре поверхности, ближней к источнику холода, десны, альвеолярной кости, области периодонтальной связки и цемента корня зуба, дентина и пульпы при  $Q_{ТЭС} = 10$  Вт. На рис. 11 изображены соответствующие графики изменения температуры поверхности десны во времени, при различных величинах  $Q_{ТЭС}$ .

Согласно полученным данным длительность выхода системы на стационарный режим работы лежит в относительно небольших пределах. Для случая, соответствующего приведенным зависимостям, время, необходимое для стабилизации температуры пародонта лежит в пределах 210 с. Причем продолжительность выхода в стационарный режим приблизительно одинакова для всех точек области пародонта. Сократить ее величину можно путем использования форсированного режима работы в первоначальный момент времени эксплуатации ТЭС (использовать режим максимальной холодопроизводительности). Другим вариантом снизить продолжительность выхода системы на необходимый температурный уровень является включение устройства до проведения процедур с целью вывода прибора на требуемый

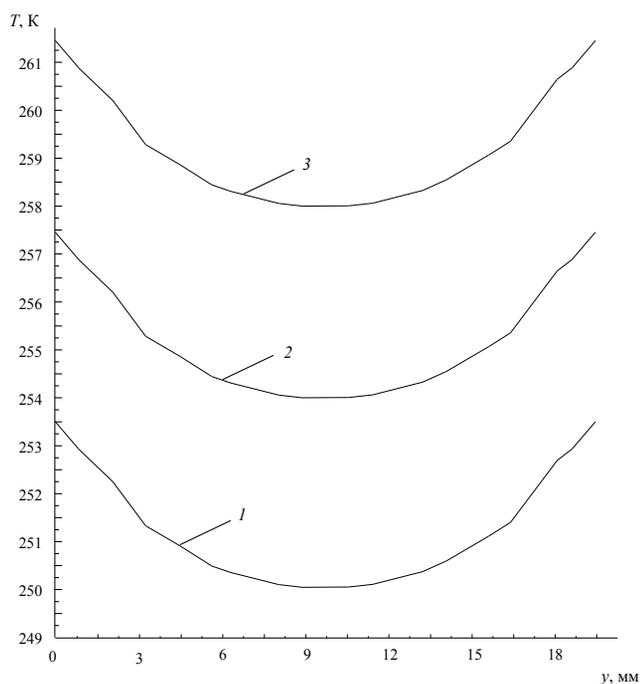


Fig. 8. Temperature changes along the central arch of the gingiva region in cross direction of the of the periodontal region the at various power of the cold source: 1 —  $Q_{ТЭС} = 10 \text{ W}$ , 2 —  $Q_{ТЭС} = 8.5 \text{ W}$ , 3 —  $Q_{ТЭС} = 7 \text{ W}$

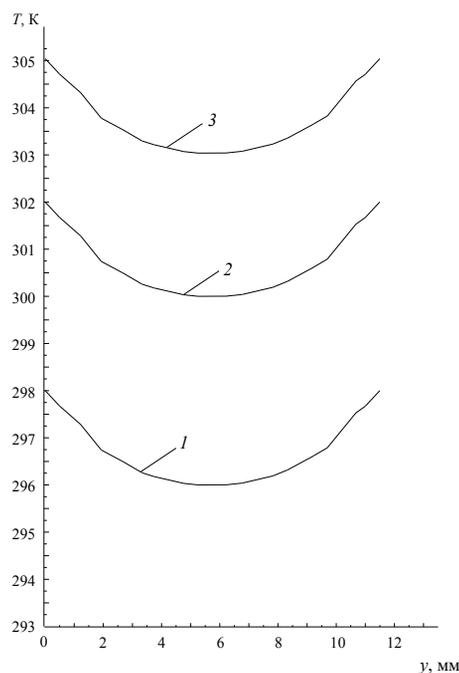


Fig. 9. Изменение температуры вдоль центральной дуги области дентина в продольном направлении при различных мощностях источника холода: 1 —  $Q_{ТЭС} = 10 \text{ Вт}$ , 2 —  $Q_{ТЭС} = 8,5 \text{ Вт}$ , 3 —  $Q_{ТЭС} = 7 \text{ Вт}$

Fig. 9. Temperature changes along the central arch of the dentinal region in cross direction of the of the periodontal region the at various power of the cold source: 1 —  $Q_{ТЭС} = 10 \text{ W}$ , 2 —  $Q_{ТЭС} = 8.5 \text{ W}$ , 3 —  $Q_{ТЭС} = 7 \text{ W}$

Fig. 9. Temperature changes along the central arch of the dentinal region in cross direction of the of the periodontal region the at various power of the cold source: 1 —  $Q_{ТЭС} = 10 \text{ W}$ , 2 —  $Q_{ТЭС} = 8.5 \text{ W}$ , 3 —  $Q_{ТЭС} = 7 \text{ W}$

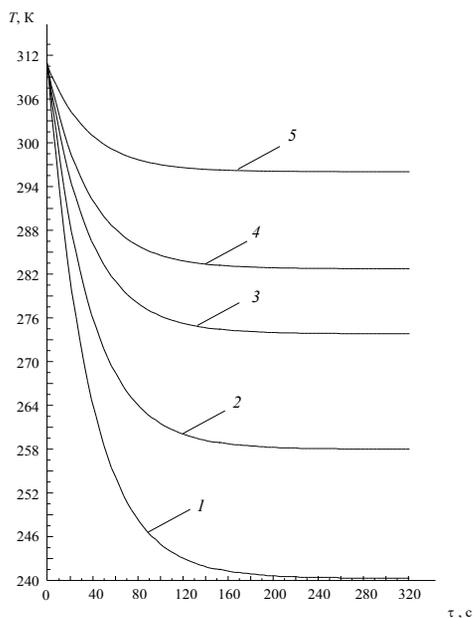


Fig. 10. Time-temperature changes of a surface close to the cold source, alveolar bone, the periodontal region, the region of dental cement, and dentin at the cold source power of 10W: 1 — gingiva, 2 — alveolar bone, 3 — the periodontal region and the region of dental cement, 4 — dentin, 5 — pulpa

Fig. 10. Time-temperature changes of a surface close to the cold source, alveolar bone, the periodontal region, the region of dental cement, and dentin at the cold source power of 10W: 1 — gingiva, 2 — alveolar bone, 3 — the periodontal region and the region of dental cement, 4 — dentin, 5 — pulpa

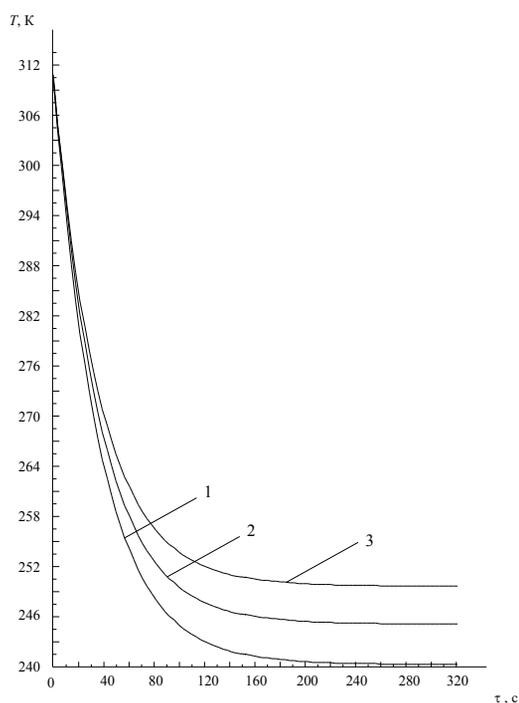


Fig. 11. Изменение температуры во времени поверхности, ближайшей к источнику холода, десны при различных мощностях источника холода: 1 —  $Q_{ТЭС} = 10 \text{ Вт}$ , 2 —  $Q_{ТЭС} = 8,5 \text{ Вт}$ , 3 —  $Q_{ТЭС} = 7 \text{ Вт}$

Fig. 11. Time-temperature changes of a surface close to the cold source at its various power: 1 —  $Q_{ТЭС} = 10 \text{ W}$ , 2 —  $Q_{ТЭС} = 8.5 \text{ W}$ , 3 —  $Q_{ТЭС} = 7 \text{ W}$

уровень охлаждения и уже затем проведение лечебной процедуры. В этом случае время выхода на требуемый режим работы ТЭС существенно уменьшится. В соответствии с результатами работы [20] разница составит примерно 1,3 раза.

Полученная информация о требуемых величинах холодопроизводительности ТЭМ является исходной для расчета последнего. Как было отмечено выше, определение типа и параметров термомодуля осуществлено с использованием специализированного пакета прикладных программ. В соответствии с требованиями и режимами проведения гипотермии на область пародонта определены два возможных типа стандартных ТЭМ производителя ООО «Криотерм»: ТВ-17-1.4-1.15 и DRIFT-1,2. Первый тип ТЭМ предназначен для использования как источник холода для непосредственного воздействия на область пародонта через силиконовую прослойку, второй ввиду относительно больших габаритных размеров совместно с системой отвода теплоты от горячих спаев располагается вне полости рта и сопрягается с биологическим объектом с помощью специальной высоко-теплопроводной насадки. ТЭМ типа ТВ-17-1.4-1.15 предназначен в основном для проведения процедур на уровне порядка 265 К, связанных со снятием воспалительных процессов, термотренировкой тканей десны, послеоперационной реабилитацией. Более мощный термомодуль DRIFT-1,2 применяется для относительно глубокой гипотермии области пародонта вплоть до 240 К при лечении таких заболеваний, как стоматит, гингивит, пародонтит и другие.

Диапазон рабочих параметров обоих типов ТЭМ следующий. Рабочий диапазон мощностей ТЭМ типа ТВ-17-1.4-1.15 будет находиться в пределах 3–4 Вт при среднем перепаде температур между спаями 45 К.

При этом ток питания будет составлять 6–7 А при потребляемой мощности 13–14 Вт. Холодильный коэффициент изменяется в пределах от 0,1–0,5. Аналогичные параметры для ТЭМ типа DRIFT-1,2 следующие: рабочий диапазон мощностей 18–40 Вт при среднем перепаде температур между спаями 45 К, ток питания — 3,8–7,6 А при потребляемой мощности 50–200 Вт. Холодильный коэффициент изменяется в пределах от 0,1 до 0,45. Отвод теплоты от горячих спаев ТЭМ типа ТВ-17-1.4-1.15 — воздушный, DRIFT-1,2 — принудительный жидкостной.

### Заключение

Рассмотрен метод локальной гипотермии области пародонта, осуществляемый посредством специальной охлаждающей ТЭС. Разработана математическая модель системы, основанная на решении трехмерной нестационарной задачи теплопроводности для слоистой структуры сложной формы, учитывающей наличие объектов с различными теплофизическими параметрами, условий теплообмена на границах сред второго и третьего рода, электрических параметров ТЭМ. В результате численного эксперимента получены графики изменения температуры в различных точках области пародонта и ТЭС в зависимости от мощностей ТЭМ, параметров термомодуля, внешних условий, определены динамические характеристики системы. Установлено, что проведения локальной гипотермии могут быть использованы два типа стандартных ТЭМ производителя ООО «Криотерм» ТВ-17-1.4-1.15 и DRIFT-1,2 со следующими параметрами соответственно: мощность — 3–4 Вт и 18–40 Вт, сила тока питания — 6–7 А и 3,8–7,6 А, потребляемая электрическая мощность — 13–14 Вт и 50–200 Вт при перепаде температур между холодными и горячими спаями 45 К.

### Литература

1. Данилина Е. В., Михальченко В. Ф., Петрухин А. Г. Локальная гипотермия в комплексном лечении заболеваний пародонта у беременных женщин с железодефицитной анемией. // *Здоровье и образование в XXI веке*. 2012. т. 14. № 7. С. 141–142.
2. Рабинович С. А., Прикулс В. Ф., Шлыкova Е. И. Эффективность применения криотерапии при комплексном стоматологическом. // *Стоматология*. 2013. № 4. С. 78–81.
3. Pasquali P. Cryosurgery: a practical manual. New York: Springer, 2015. 441 p.
4. Papanou P. N. The prevalence of periodontitis in the US: forget what you were told. // *Journal of dental research*. 2012. Vol. 91. P. 907–908.
5. Kassebaum N. J. et al. Global burden of severe periodontitis in 1990–2010: a systematic review and meta-regression. // *Journal of dental research*. 2014. Vol. 93. P. 1045–1053.
6. Тирская О. М., Молоков В. Д., Виноградова А. В. Физиотерапевтическое лечение заболеваний пародонта. Иркутск: ИГМУ, 2015. 34 с.
7. Боголюбов В. М. и др. Техника и методики физиотерапевтических процедур. М.: Бином, 2017. 464 с.
8. Баранов А. Ю., Василенок А. В., Соколова Е. В., Чубова С. Д., Зиявидинов А. М. Выбор альтернативного криоагента для

### References

1. Danilina E. V., Mikhachenko V. F., Petrukhin A. G. Local hypothermia in the complex treatment of periodontal diseases in pregnant women with iron deficiency anemia. *Health and education in the XXI century*. 2012. vol. 14. No. 7. pp. 141–142. (in Russian)
2. Rabinovich S. A., Prikuls V. F., Shlykova E. I. The effectiveness of cryotherapy in complex dental treatment. *Dentistry*. 2013. No. 4. pp. 78–81. (in Russian)
3. Pasquali P. Cryosurgery: a practical manual. New York: Springer, 2015. 441 p.
4. Papanou P. N. The prevalence of periodontitis in the US: forget what you were told. *Journal of dental research*. 2012. Vol. 91. P. 907–908.
5. Kassebaum N. J. et al. Global burden of severe periodontitis in 1990–2010: a systematic review and meta-regression. *Journal of dental research*. 2014. Vol. 93. P. 1045–1053.
6. Tirskaia O. M., Molokov V. D., Vinogradova A. V. Physiotherapeutic treatment of periodontal diseases. Irkutsk: IGMU, 2015. 34 p. (in Russian)
7. Bogolyubov V. M. et al. Techniques and methods of physiotherapy procedures. Moscow, Binom, 2017. 464 p. (in Russian)
8. Baranov A. Yu., Vasilenok A. V., Sokolova E. V., Chubova S. D., Ziyavidinov A. M. Selection of an alternative cryoagent to cover

- покрытия тепловой нагрузки в установке для общего криотерапевтического воздействия. // Вестник Международной академии холода. 2022. № 1. С. 76–82.
9. Цыганов Д. И. Криомедицина: процессы и аппараты. М.: Сайнс-Пресс, 2011. 304 с.
  10. Будрик В. В. Основы криотерапии, криохирургии и криоконсервации. М: Лика, 2014. 190 с.
  11. Yevdulov O. V., Ragimova T. A. Investigation of thermoelectric system for local freezing of tissues of the larynx. // *Journal of Thermoelectricity*. 2015. No 2. P. 86–94.
  12. Hu B., Shi X.-L., Chen Z.-G., Zou J. Thermoelectrics for medical applications: progress, challenges and perspectives. // *Chemical engineering journal*. 2022. Vol. 437. P. 135268.
  13. Zaferani S. H., Ghomashchi R., Sams M. W., Chen Z.-G. Thermoelectric coolers as thermal management systems for medical application: design, optimization and advancement. // *Nano energy*. 2021. Vol. 90. P. 106572.
  14. Исмаилов Т. А., Евдулов О. В., Набиев Н. А., Рагимова Т. А. Термоэлектрическое устройство для остановки кровотечения. // *Медицинская техника*. 2019. № 2. С. 12–14.
  15. 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). С. 81–86.
  16. Magalhaes M., Ferreira R., Grossi P., Andrade R. Measurement of thermophysical properties of human dentin: effect of open porosity. // *Journal of dentistry*. Vol. 36. P. 588–594.
  17. Наседкин А. В. Теория и технология метода конечных элементов. Ростов-на-Дону: ЮФУ, 2011. 203 с.
  18. Elcut. Новый подход к моделированию полей. [Электронный ресурс]: <https://elcut.ru> (дата доступа 20.09.2022).
  19. Производство термоэлектрических модулей. [Электронный ресурс]: <https://kryothermtec.com/ru/> (дата доступа 20.09.2022).
  20. Goldsmid H. J. Thermoelectric refrigeration. New York: Springer, 2013. 240 p.
  - the thermal load in the WBC systems. *Journal of International Academy of Refrigeration*. 2022. No 1. p. 76–82. DOI: 10.17586/1606-4313-2022-21-1-76-82. (in Russian)
  9. Tsyganov D. I. Cryomedicine: processes and devices. Moscow: Science Press, 2011. 304 p. (in Russian)
  10. Budrik V. V. Fundamentals of cryotherapy, cryosurgery and cryopreservation. Moscow: Lika, 2014. 190 p. (in Russian)
  11. Yevdulov O. V., Ragimova T. A. Investigation of thermoelectric system for local freezing of tissues of the larynx. *Journal of Thermoelectricity*. 2015. No 2. P. 86–94.
  12. Hu B., Shi X.-L., Chen Z.-G., Zou J. Thermoelectrics for medical applications: progress, challenges and perspectives. *Chemical engineering journal*. 2022. Vol. 437. P. 135268.
  13. Zaferani S. H., Ghomashchi R., Sams M. W., Chen Z.-G. Thermoelectric coolers as thermal management systems for medical application: design, optimization and advancement. *Nano energy*. 2021. Vol. 90. P. 106572.
  14. Ismailov T. A., Evdulov O. V., Nabiev N. A., Ragimova T. A. Thermoelectric device for stopping bleeding. *Medical equipment*. 2019. No. 2. pp. 12–14. (in Russian)
  15. Evdulov O. V., Magomedova S. G., Dzhabrailova E. A. Modeling of thermophysical processes with moderate cryopreservation on the periodontal zone using a thermoelectric cooling system. *Endodontics Today*. 2020. No. 18 (2). pp. 81–86. (in Russian)
  16. Magalhaes M., Ferreira R., Grossi P., Andrade R. Measurement of thermophysical properties of human dentin: effect of open porosity. *Journal of dentistry*. Vol. 36. P. 588–594.
  17. Nasedkin A. V. Theory and technology of the finite element method. Rostov-on-Don: SFU, 2011. 203 p. (in Russian)
  18. Elcut. A new approach to field modeling. [Electronic resource]: <https://elcut.ru> (accessed 20.09.2022). (in Russian)
  19. Production of thermoelectric modules. [Electronic resource]: <https://kryothermtec.com/ru/> (accessed 20.09.2022). (in Russian)
  20. Goldsmid H. J. Thermoelectric refrigeration. New York: Springer, 2013. 240 p.

### Сведения об авторах

#### Евдулов Олег Викторович

Д. т. н., доцент кафедры теоретической и общей электротехники, Дагестанский государственный технический университет, 367026, г. Махачкала, пр. Имама Шамиля, 70, ole-ole-ole@rambler.ru

#### Магомедова Сарат Гусеновна

Соискатель, Дагестанский государственный технический университет, 367026, г. Махачкала, пр. Имама Шамиля, 70, saratmag05@yandex.ru

#### Магомадов Рустам Абу-Муслимович

К. т. н., заведующий кафедрой «Электротехника и электропривод», Грозненский государственный нефтяной технический университет имени академика М. Д. Миллионщикова, 364051, г. Грозный, пр. Х. А. Исаева, 100, rustmag\_80@mail.ru.

### Information about authors

#### Yevdulov Oleg V.

D. Sc., Associate professor of the department of theoretical and general electrical engineering, Dagestan state technical university, 70 Imam Shamil ave., Makhachkala, 367026, ole-ole-ole@rambler.ru

#### Magomedova Sarat G.

Candidate of the Dagestan state technical university, Imam Shamil ave., 70, Makhachkala, 367026, saratmag05@yandex.ru

#### Magomadov Rustam A.-M.

Ph. D., Head of the department of electrical engineering and electric drive, Grozny state petroleum technical university, 364051, Grozny, Kh. A. Isaev ave., 100, rustmag\_80@mail.ru

