

На правах рукописи



Магомедова Сарат Гусеновна

**РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ
СИСТЕМЫ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПАРОДОНТА МЕТОДОМ
ЛОКАЛЬНОЙ ГИПОТЕРМИИ**

Специальность 2.4.8

Машины и аппараты, процессы холодильной и криогенной техники

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Махачкала - 2023

Работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования "Дагестанский государственный технический университет".

Научный руководитель:

доктор технических наук, доцент Евдулов Олег Викторович

Официальные оппоненты:

- Кузичкин Олег Рудольфович - доктор технических наук, профессор, профессор кафедры информационных и робототехнических систем Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования "Белгородский государственный национальный исследовательский университет".

- Пушкарев Александр Васильевич, кандидат технических наук, доцент кафедры медицинской техники Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения дополнительного профессионального образования "Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования" Министерства здравоохранения Российской Федерации.

Ведущая организация:

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования "Национальный исследовательский университет ИТМО"

Защита диссертации состоится "24" октября 2023 г. в 12⁰⁰ часов на заседании диссертационного совета 24.2.295.02 в ФГБОУ ВО "Дагестанский государственный технический университет", 367026, г. Махачкала, пр. Имама Шамиля 70, диссертационный зал административного корпуса, кабинет 201.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке и на сайте ФГБОУ ВО "Дагестанский государственный технический университет" www.dstu.ru. Сведения о защите и автореферат диссертации размещены на официальном сайте ВАК Министерства науки и высшего образования РФ <https://vak.minobrnauki.gov.ru>.

Автореферат разослан "___" _____ 2023 г.

Ученый секретарь

диссертационного совета,

кандидат технических наук, доцент



Юсуфов Ш.А.

1. ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы исследования. 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. Это обусловлено их высокой эффективностью при лечении таких заболеваний, 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.

Для проведения процедур, связанных с локальной гипотермией в стоматологии используются специальные криосистемы, работающие на основе жидкого азота и других хладагентов, а также компрессорные холодильники. 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 тепловое воздействие, отличающихся высокой надежностью работы, малыми габаритными размерами и высокой экологичностью, практически неограниченным ресурсом эксплуатации.

При этом необходимо отметить, что в данном направлении в настоящее время имеется существенный недостаток исследований, связанных с аппаратной частью охлаждающих средств, оптимизации их характеристик в соответствии со специфическими условиями эксплуатации. Это обстоятельство определяет актуальность проведения диссертационного исследования, связанного с разработкой и исследованием термоэлектрической системы (ТЭС) для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии.

Степень разработанности проблемы. Начиная с момента создания академиком А.Ф. Иоффе теории применения полупроводников в термоэлектрической технике вопросы прикладного использования термоэлектрических устройств (ТЭУ) и систем в медицине нашли отражение во многих научных работах. К ним относятся научные труды таких ученых, как Л.С. Стельбанс, А.Е. Коленко, Е.К. Иорданишвили, Л.И. Анатычук, Т.А. Исмаилов, И.В. Зорин, А.Л. Вайнер, В.А. Семенюк, Ю.Н. Цветков, Г. Голдсמיד,

Т. Кадзикава, М. Дрессельхаус, Ю. Гуревич, Л. Чен и др. В их исследованиях рассмотрены вопросы применения термоэлектрической аппаратуры в физиотерапии, невропатологии, офтальмологии, хирургии, гематологии, анестезиологии, реаниматологии, отоларингологии, стоматологии и других областях медицины. Описаны конструкции ТЭУ, разработаны их физические и математические модели, оптимизированы характеристики приборов, проведены экспериментальные исследования. Анализируя данные работы и отмечая их несомненную значимость, необходимо указать на ограниченность исследований по разработке технических средств для локальной гипотермии области пародонта с возможностью реализации различных тепловых режимов воздействия. Данное обстоятельство определяет цель, задачи и направление настоящего диссертационного исследования.

Цель и задачи диссертационной работы. Целью диссертационной работы является создание ТЭС для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии, разработка математической модели системы и исследование протекающих в ней электро- и теплофизических процессов, внедрение результатов в стоматологическую практику.

Задачами диссертационной работы являются:

1. Критический анализ существующих методов гипотермии полости рта с целью выявления области рационального применения ТЭС для локальной гипотермии.

2. Разработка тепловой модели ТЭС для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии.

3. Создание математической модели ТЭС для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии.

4. Проведение численного эксперимента по разработанной математической модели с анализом полученных результатов.

5. Проведение комплекса экспериментальных исследований опытного образца охлаждающей ТЭС для проверки адекватности полученных теоретических результатов.

6. Разработка новых конструкций ТЭУ для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии на основе проведенных исследований.

7. Практическая реализация результатов работы.

Научная новизна диссертационной работы:

1. Метод локальной гипотермии области пародонта, реализованный на основе ТЭС специальной конструкции, отличающийся тем, что он дает возможность осуществить охлаждение биологического объекта в интервале температур от 240 до 265 К за счет применения однокаскадных и многокаскадных термоэлектрических модулей (ТЭМ), а также обеспечить как непосредственное сопряжение источника холода и объекта воздействия, так и их тепловой контакт через высокотеплопроводную насадку.

2. Математическая модель для исследования теплофизических процессов, происходящих в системе ТЭС - область пародонта, отличающаяся тем, что она основана 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, энергетических и геометрических параметров ТЭМ.

3. ТЭУ для локальной гипотермии области пародонта, отличающиеся возможностью точного регулирования температурных режимов лечебных процедур, а также как непосредственного сопряжения источника холода и биологического объекта, так и посредством специальной высокотеплопроводной насадки.

Теоретическая значимость исследования состоит в:

- разработке положений, расширяющих границы применимости метода локальной гипотермии в стоматологии для лечения заболеваний пародонта;
- изложении гипотезы, подтвержденной как теоретическими, так и экспериментальными исследованиями о возможности эффективного проведения локальной гипотермии области пародонта ТЭС в широком спектре температур;
- полученных соотношениях, описывающих теплофизические процессы в ТЭС и области пародонта при локальной гипотермии;
- результатах численного эксперимента, дающих новые знания о теплофизических процессах, происходящих как в ТЭС, так и в биологическом объекте;
- модернизации методики проектирования технических средств для локальной гипотермии в стоматологии за счет использования при расчетах разработанной математической модели, учитывающей теплофизические характеристики объекта воздействия, а также его сложную структуру.

Практическая значимость работы определяется:

- разработанными конструкциями ТЭУ для локальной гипотермии области пародонта, позволяющими повысить надежность, эффективность, а также комфортность лечебных процедур;
- внедрением результатов исследований в стоматологических клиниках и учебный процесс вуза;
- перспективами использования результатов работы на практике, в первую очередь, в организациях и учреждениях медицинского профиля, а также занимающихся разработкой стоматологического оборудования;
- рекомендациями по эксплуатации разработанной ТЭС на практике.

Методология и методы исследования. В процессе решения поставленных в диссертационной работе задач использованы принципы системного подхода при анализе и систематизации данных, методы математического моделирования, теория теплопроводности твердых тел, имеющих сложную структуру, численные методы решения систем дифференциальных уравнений, математическая статистика, методы натурального эксперимента и обработки результатов измерений на ЭВМ.

Положения, выносимые на защиту:

1. Установлено, что эффективным методом локальной гипотермии области пародонта в лечебных целях является метод, основанный на

использовании ТЭС специальной конструкции, дающий возможность реализовывать охлаждение биологического объекта в интервале температур от 240 до 270 К за счет применения однокаскадных и многокаскадных ТЭМ.

2. Определено, что при составлении математической модели ТЭС для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии необходимо решение трехмерной нестационарной задачи теплопроводности для структуры сложной конфигурации, особенностью которой является наличие объектов с различными теплофизическими параметрами, условий теплообмена на границах сред второго и третьего рода, а также энергетических и геометрических параметров ТЭМ, входящих в состав системы.

3. При разработке ТЭС для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии установлено, что эффективным является использование в качестве источника холода в них стандартных однокаскадных и многокаскадных ТЭМ, имеющих возможность реализации различных режимов охлаждения, сопрягаемых с биологическим объектом как непосредственно, так и через высокотеплопроводную насадку.

Степень достоверности результатов исследования. Разработанный в диссертационной работе метод, математическая модели, а также устройства достоверны ввиду корректного использования математического аппарата, методов экспериментальных исследований, а также удовлетворительной сходимости результатов расчета и измерений.

Апробация результатов работы. Работа в целом и ее отдельные результаты докладывались и обсуждались на XX Международной НТК "Измерение, контроль, информатизация" (Барнаул, АлтГТУ, 2019 г.), Всероссийской НПК "Программно-техническое обеспечение автоматизированных систем" (Барнаул, АлтГТУ, 2020 г.), VIII Всероссийской НТК "Состояние и перспективы развития термоэлектрического приборостроения" (Махачкала, ДГТУ, 2022 г.), 39 и 42 Итоговой НТК преподавателей, сотрудников, аспирантов и студентов Дагестанского государственного технического университета "Неделя науки - 2018" и "Неделя науки - 2021", научно-технических семинарах кафедры теоретической и общей электротехники ФГБОУ ВО "Дагестанский государственный технический университет" с 2018 по 2022 г.г. Разработка "Автоматизированная система для лечения воспалительных заболеваний пародонта" удостоена серебряной медали 12 Международной выставки "Измерения, мир, человек - 2022" (Барнаул, АлтГТУ), разработка "Термоэлектрическая система лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренного криовоздействия" удостоена серебряной медали 8 Международной выставки "Измерения, мир, человек - 2018" (Барнаул, АлтГТУ), разработка "Термоэлектрическая система для лечения воспалительных заболеваний пародонта" удостоена бронзовой медали 10 Международной выставки "Измерения, мир, человек - 2020" (Барнаул, АлтГТУ). Исследования в рамках тематики диссертационной работы использовались при выполнении НИР "Разработка термоэлектрической системы для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренного криовоздействия" по программе УМНИК ФГБУ "Фонд содействия

развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере (фонд содействия инновациям)" (договор № 13993ГУ/2019 от 14.05.2019).

Результаты исследований внедрены в лечебную практику ГБУ Республики Дагестан "Стоматологическая поликлиника №1" (г. Махачкала), ООО "Стоматологическая клиника "Центродент" (г. Махачкала), учебный процесс ФГБОУ ВО "Дагестанский государственный технический университет".

Публикации. По теме диссертации опубликовано 16 работ, в том числе 2 статьи в журнале, входящем в базу данных Scopus, 5 статей в ведущих рецензируемых изданиях, рекомендованных ВАК РФ, 5 докладов и тезисов докладов на научных конференциях, 3 патента на изобретение Российской Федерации.

Объем и структура диссертации. Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, списка литературы, включающего 110 наименований и приложения. Основная часть работы изложена на 125 страницах машинописного текста, содержит 75 рисунков.

2. КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении описана актуальность темы диссертационной работы, сформулированы цель и задачи исследования, указана научная новизна, а также теоретическая и практическая значимость работы.

В первой главе "Современное состояние в области лечения заболеваний пародонта физиотерапевтическими методами, в том числе основанными на методе локальной гипотермии" рассмотрены существующие в терапевтической стоматологии способы и средства физического воздействия на область пародонта с целью лечения различных заболеваний, особое внимание уделено использованию для этих целей методов криовоздействия. Из анализа научно-технической литературы установлено, что на сегодняшний день для лечения заболеваний пародонта используются ультразвук, ультрафонофорез лекарственных веществ, орошения водой или лекарственными препаратами, местная дарсонвализация, ультрафиолетовое облучение десен, низкоинтенсивное лазерное излучение, электрофорез лекарственных препаратов и гидроэлектрофорез, ультравысокочастотная терапия, флюктуоризация, магнитное поле, плазменный поток аргона, механический массаж, локальная гипотермия. Криовоздействие в основном производится аппаратурой, работающей на основе жидкого азота, а также других криоагентов. Тот или иной вид лечебных процедур назначается в зависимости от симптоматики заболевания и формы его протекания.

Анализируя существующие методы физического воздействия на область пародонта необходимо отметить, что несмотря на то, что их применение в пародонтологии имеет большие возможности благодаря ряду преимуществ, таких как уменьшение активности воспалительных процессов, повышение трофика тканей, усиление репаративных процессов, ярко выраженный обезболивающий эффект и др., на сегодняшний день их техническая

реализация остается на недостаточном уровне. В этих условиях представляет интерес разработка новых систем и приборов для реализации лечебных процедур, связанных с использованием в них физических факторов.

Для реализации метода локальной гипотермии для лечения воспалительных заболеваний пародонта в диссертационной работе предложена конструкция системы, в которой источником холода является стандартный ТЭМ. Конструктивно такая ТЭС имеет структуру, в которой ТЭМ, являющийся источником холода, через специальную антисептическую прослойку (например, из силикона) приводится в тепловой контакт с областью пародонта, подвергаемой гипотермии. Отвод теплоты от горячих спаев ТЭМ осуществляется за счет воздушной, либо жидкостной системы теплоотвода. В качестве ТЭМ применяются высокоэффективные однокаскадные термомодули имеющие большие плотности тепловых потоков на своей рабочей поверхности (в основном работающие в режиме максимальной холодопроизводительности), а также многокаскадные ТЭМ при криовоздействии вплоть до температур, близких к 240 К. К достоинствам данной системы относятся ее высокая экологичность, бесшумность, компактность, надежность, универсальность, высокий ресурс работы.

По результатам аналитического обзора литературных источников определены задачи диссертации, состоящие в создании ТЭС для локальной гипотермии области пародонта, разработке ее математической модели, проведении ее теоретических и экспериментальных исследований.

Во второй главе "Математическая модель термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии" рассмотрена математическая модель ТЭС. Математическая модель исследуемой системы 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 введены следующие допущения: 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, зависящего от ее теплового сопротивления; 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.

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

$$\begin{aligned} \lambda_1 \left(\frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_1}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_1}{\partial z^2} \right) + Q_d &= \rho_1 C_1 \frac{\partial T_1}{\partial \tau}, \\ \lambda_2 \left(\frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_2}{\partial z^2} \right) &= \rho_2 C_2 \frac{\partial T_2}{\partial \tau}, \\ \lambda_3 \left(\frac{\partial^2 T_3}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial z^2} \right) &= \rho_3 C_3 \frac{\partial T_3}{\partial \tau}, \\ \lambda_4 \left(\frac{\partial^2 T_4}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_4}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_4}{\partial z^2} \right) &= \rho_4 C_4 \frac{\partial T_4}{\partial \tau}, \\ \lambda_5 \left(\frac{\partial^2 T_5}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_5}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_5}{\partial z^2} \right) &= \rho_5 C_5 \frac{\partial T_5}{\partial \tau}. \end{aligned} \quad (1)$$

Начальные условия:

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

Граничные условия:

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

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

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

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

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

относительно центрального поперечного сечения и по бокам выделенной области пародонта предполагается наличие теплопритоков от поверхности с температурой 309,6 К,

где T - температура; λ - коэффициент теплопроводности; C - теплоемкость; ρ - плотность; x, y, z - координаты; Q_d - количество теплоты, выделяемое в единицу объема в единицу времени в десне; $q_{\text{ТЭС}}$ - количество теплоты, поглощаемое в единицу времени на единицу поверхности соприкосновения ТЭС и десны (в данном случае соответствует мощности ТЭМ с учетом теплового сопротивления насадки и антисептической прокладки, поделенной на площадь контакта с десной $S_{\text{ТЭС}}$); индексы переменных следующие: 1 - десна, 2 -

альвеолярная кость, 3 - область периодонтальной связки и цемента корня зуба, 4 - дентин, 5 - пульпа; 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 в пакете прикладных программ Elcut (производитель - компания ООО "Тор", г. Санкт-Петербург).

Вторая задача решена путем подбора на основе данных о значении мощности ТЭМ, определенных по системе уравнений (1), типа термомодуля в составе ТЭС, а также расчета его электрических параметров в программе Thermoelectric system calculation (производитель ООО "Криотерм", г. Санкт-Петербург).

Исходными данными для расчета являлись следующие численные данные: десна - $\lambda_1 = 0,6$ Вт/(м·К); $C_1 = 3458$ Дж/(кг·К); $\rho_1 = 1041$ кг/м³; альвеолярная кость - $\lambda_2 = 0,5$ Вт/(м·К); $C_2 = 2938$ Дж/(кг·К); $\rho_2 = 1290$ кг/м³; область периодонтальной связки и цемента корня зуба - $\lambda_3 = 0,48$ Вт/(м·К); $C_3 = 3000$ Дж/(кг·К); $\rho_3 = 1260$ кг/м³; дентин - $\lambda_4 = 0,66$ Вт/(м·К); $C_4 = 1181$ Дж/(кг·К); $\rho_4 = 1300$ кг/м³; пульпа - $\lambda_5 = 0,55$ Вт/(м·К); $C_5 = 3600$ Дж/(кг·К); $\rho_5 = 1100$ кг/м³, $Q_d = 0,5$ Вт. Сечение области пародонта в поперечном направлении с размерами в миллиметрах и конечно-элементной сеткой изображено на рисунке 1. Высота области пародонта принималась равной 15 мм.

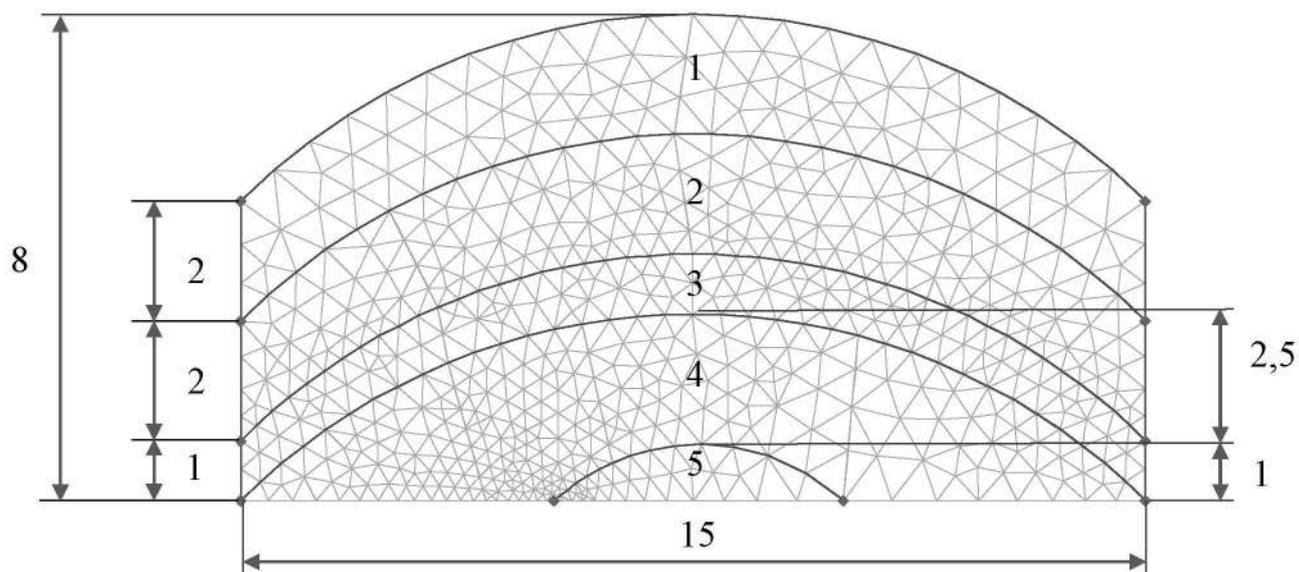


Рисунок 1 - Сечение области пародонта в поперечном направлении с размерами

На рисунке 2 показано трехмерное температурное поле области пародонта при действии источника холода мощностью $Q_{ТЭС} = 10$ Вт ($Q_{ТЭС} = q_{ТЭС} / S_{ТЭС}$) в стационарном режиме. Также получена соответствующая двумерная картина в поперечном сечении области пародонта при мощностях источника холода соответственно 9 и 8 Вт.

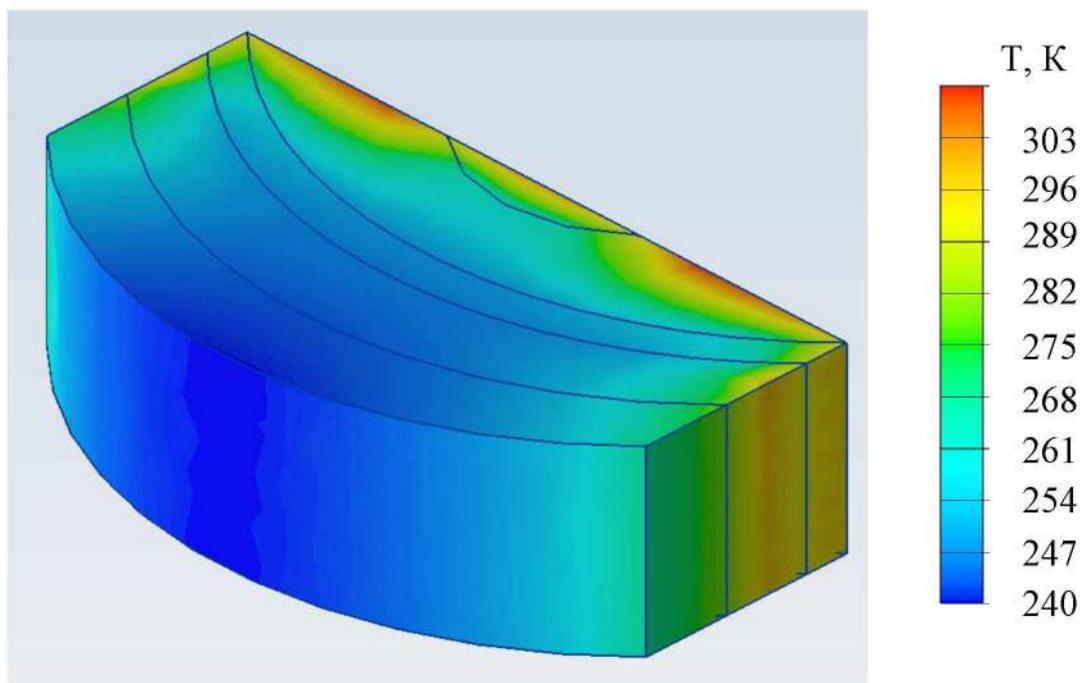


Рисунок 2 - Трехмерное температурное поле области пародонта при мощности источника холода 10 Вт

По этим данным 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 источника холода, что очевидно, температура пародонта увеличивается.

Для количественного анализа картины температурного поля области пародонта при ее локальном охлаждении более информативными являются одномерные графики. Получены графики изменения температуры вдоль центральной оси в поперечном направлении области пародонта, 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, 4 - дентина - с 291 по 283, 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 рассчитаны 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 $Q_{ТЭС}$ равной 7 Вт, 8,5 Вт, 10 Вт.

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

Полученная информация о значениях холодопроизводительности ТЭМ является исходной для расчета последнего. Как было отмечено выше, определение типа и параметров термомодуля осуществлено с использованием специализированного пакета прикладных программ. В соответствие с требованиями и режимами проведения гипотермии на область пародонта определены три возможных типа стандартных ТЭМ производителя ООО "Криотерм": однокаскадные ТВ-17-1.4-1.15 и DRIFT-1,2 и двухкаскадный ТВ-2-(127-127)-1.15. Первый тип ТЭМ предназначен для использования как источник холода при непосредственном воздействии на область пародонта через силиконовую прослойку, второй и третий 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 высокотеплопроводной 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, а также двухкаскадный ТЭМ ТВ-2-(127-127)-1.15 применяются для относительно глубокой гипотермии области пародонта вплоть до 240 К при лечении таких заболеваний, как стоматит, гингивит, пародонтит и др.

Диапазон рабочих параметров всех типов ТЭМ, полученный в результате расчетов, следующий. Рабочий диапазон мощностей ТЭМ типа ТВ-17-1.4-1.15 находится в пределах 3-4 Вт при среднем перепаде температур между спаями 45 К. При этом ток питания составляет 6-7 А при потребляемой мощности 13-

14 Вт. Холодильный коэффициент изменяется в пределах 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 0,1 - 0,45; для ТЭМ типа ТВ-2-(127-127)-1.15: рабочий диапазон мощностей 8-10 Вт при среднем перепаде температур между спаями 65 К, ток питания - 4,4-5,8 А при потребляемой мощности 45-85 Вт, холодильный коэффициент изменяется в пределах 0,2 - 0,5. Отвод теплоты от горячих спаев ТЭМ типа ТВ-17-1.4-1.15 - воздушный, DRIFT-1,2 и ТВ-2-(127-127)-1.15 - принудительный жидкостной.

В третьей главе "Экспериментальные исследования термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии" представлены результаты натурных испытаний разработанной системы. Эксперименты проводились с целью подтверждения адекватности моделей физическому процессу, а также для проверки правильности сделанных на их основе выводов. Исследования проводились на экспериментальном стенде. В состав стенда входили опытный образец ТЭС, имитатор области пародонта, регулируемый источник постоянного электрического тока для питания ТЭМ электрической энергией, измерительная аппаратура, включающая в себя многоканальный измеритель температуры ИРТМ 2402/МЗ 4, термопары, ПЭВМ. Исследования проводились в климатической камере с возможностью регулирования значений температуры и влажности внутри ее рабочего объема.

При проведении экспериментальных исследований ТЭС рассматривались ее два конструктивных варианта, в первом из которых ТЭМ непосредственно сопрягалась с имитатором области пародонта через силиконовую прослойку, а во втором тепловой контакт термомодуля с ним производился через специальную высокотеплопроводную насадку. В первом конструктивном варианте в качестве источника холода применялись два ТЭМ типа ТВ-17-1.4-1.15, во втором - ТЭМ типа DRIFT-1,2. Для отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ ТВ-17-1.4-1.15 использовалась система принудительного воздушного охлаждения, а для термомодуля DRIFT-1,2 - система принудительного жидкостного охлаждения. В качестве имитатора области пародонта использовалась модель с интактными зубами GF-E02 (производитель - компания GF Dental, Италия), при этом тепловое воздействие осуществлялось на ее переднюю поверхность.

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.

На рисунке 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, а на рисунке 4 аналогичные зависимости для второго конструктивного

варианта системы для токов питания ТЭМ 5,5, 6,5, 7,5 А. В соответствие 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.

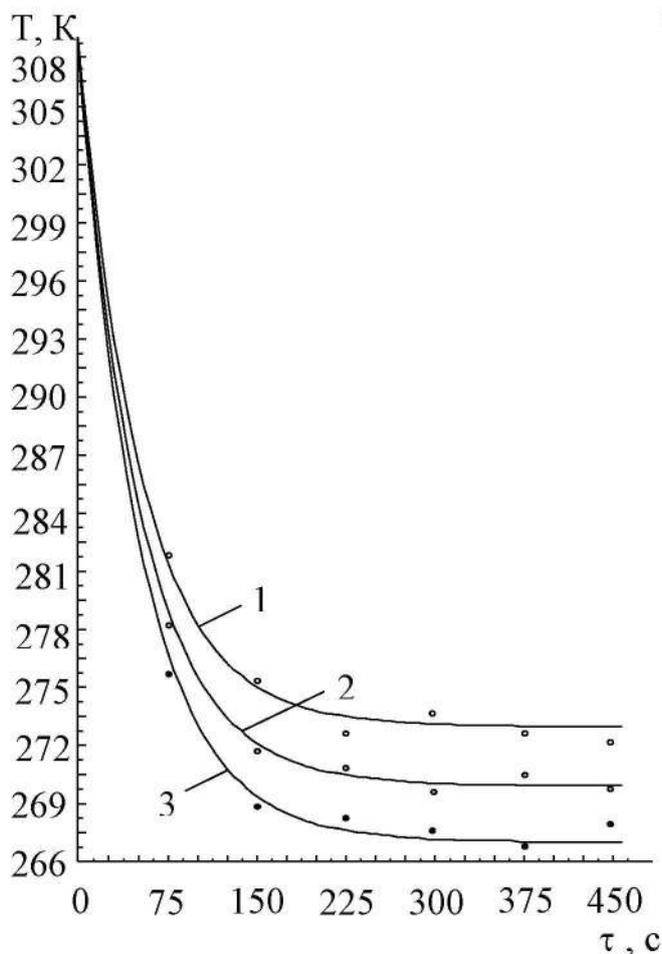


Рисунок 3 - Изменение температуры поверхности имитатора области пародонта во времени для различных значений $I_{ТЭМ}$ (первая конструкция)
1- $I_{ТЭМ}=6 A$, 2- $I_{ТЭМ}=7 A$, 3 - $I_{ТЭМ}=7,9 A$

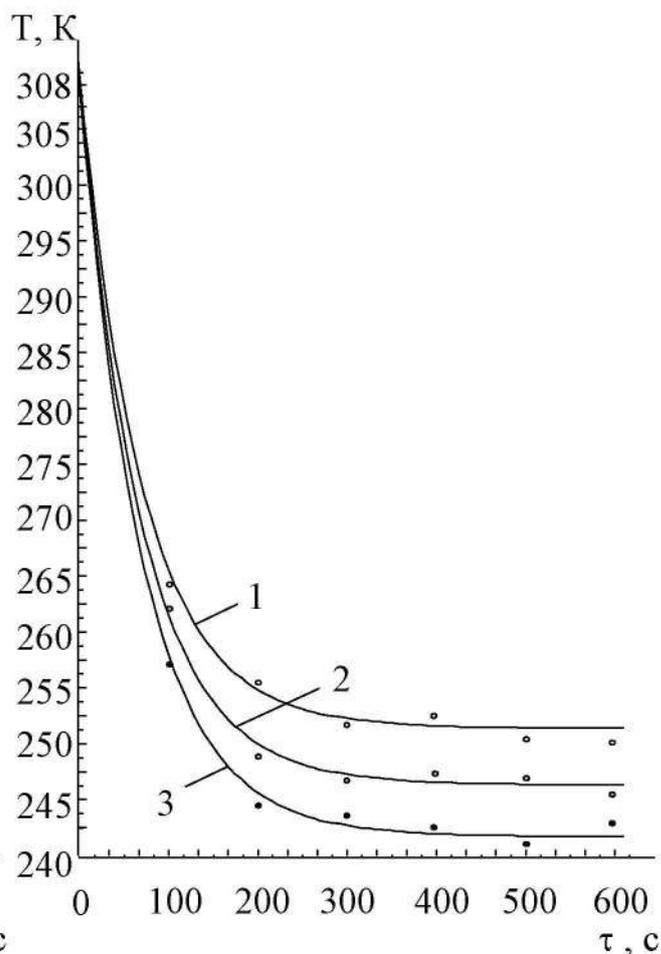


Рисунок 4 - Изменение температуры поверхности имитатора области пародонта во времени для различных значений $I_{ТЭМ}$ (вторая конструкция)
1- $I_{ТЭМ}=5,5 A$, 2- $I_{ТЭМ}=6,5 A$, 3 - $I_{ТЭМ}=7,5 A$

Для второй конструкции ТЭС на продолжительность выхода прибора на рабочий режим оказывает существенное влияние наличие высокотеплопроводной 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 оребренного стержня, полый конструкции, имеющей внутреннюю и внешнюю оребренные поверхности, сотовой структуры и т. п. Также в качестве высокотеплопроводной насадки может выступать тепловая труба, имеющая минимальные тепловые потери по своей высоте.

При проведении эксперимента оценено значение разности температур между холодной поверхностью ТЭС и имитатором биологического объекта, а также потери теплоты по высокотеплопроводной насадке, используемой во втором конструктивном варианте прибора. Согласно результатам измерений в первом случае разница температур составила 1,5 К, что связано с наличием силиконовой прослойки между поверхностями контакта устройства и имитатора области пародонта, а также внешними теплопритоками, а во втором - потери составили 2,5 К. Уменьшение последних возможно, как сказано выше, путем снижения габаритных размеров и повышения теплопроводности структуры высокотеплопроводной насадки теми или иными методами и приспособлениями.

Оценены возможности систем теплоотвода от горячих спаев ТЭМ. Для обоих конструктивных вариантов отвод теплоты в полной мере обеспечивает надежную работу ТЭС. Согласно эксперименту температура горячих спаев ТЭМ находилась в приемлемых пределах вплоть до максимальной величины токов питания как для воздушной, так и жидкостной системы охлаждения и не превышала 321 К.

По результатам экспериментов проведено сопоставление расчетных данных и результатов измерений. Результаты натуральных испытаний ТЭС определяют хорошую сходимость результатов численного моделирования и эксперимента. Наибольшее отклонение расчетных от измеренных значений не превышает 8 % и приходится на промежуток времени, связанный с выходом ТЭС на стационарный режим.

В четвертой главе "Разработка термоэлектрических устройств для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии" описаны конструкции ТЭУ для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии, а также методики расчета воздушной и жидкостной системы теплосъема с горячих спаев ТЭМ. Рассмотрены три модификации системы. Первая модификация содержит ТЭМ, через силиконовую прослойку, приводимый в контакт с областью пародонта, при этом отвод теплоты от его горячих спаев обеспечивается за счет воздушного теплоотвода. Вторая модификация ТЭС отличается от первой наличием контейнера между охлаждающей поверхностью устройства и силиконовой прослойкой, заполненного высокотеплопроводным гранулятом. При проведении процедур в данном случае помимо локальной гипотермии области пародонта будет присутствовать так же и механический массаж десен, также несущий положительный эффект. В третьей модификации прибора система теплосъема с горячих спаев ТЭМ представляет собой тонкостенную полость, заполненную тепловым аккумулятором, в качестве которого могут выступать, например плавящиеся рабочие вещества (парафин, воск, азотнокислый никель и т. п.), а также предварительно охлаждаемые съемные тепловые демпферы.

Методики расчета систем отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ в устройствах выполнены на основе стандартных соотношений, используемых для инженерных расчетов аппаратов, предназначенных для естественного и принудительного воздушного и жидкостного теплоотвода.

В заключении перечислены полученные результаты и сформулированы основные выводы по диссертационной работе в целом.

3. ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

При решении поставленных в диссертации задач получены следующие основные научные результаты:

1. На основе критического анализа современных методов и технических средств лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии установлена целесообразность применения термоэлектрических охладителей в качестве исполнительного элемента для их реализации ввиду таких их достоинств, как высокая надежность работы, компактность, универсальность, экологичность, бесшумность.

2. Предложена ТЭС для локальной гипотермии области пародонта, исполнительным элементом в которой является ТЭМ как однокаскадного, так и многокаскадного исполнения, дающая возможность осуществлять охлаждение биологического объекта в интервале температур от 240 до 265 К, а также обеспечивать как непосредственное сопряжение источника холода и объекта воздействия, так и их тепловой контакт через высокотеплопроводную насадку.

3. Разработана математическая модель для исследования теплофизических процессов, происходящих в системе ТЭС - область пародонта, основанная на решении трехмерной нестационарной задачи теплопроводности для слоистой структуры сложной формы, учитывающая наличие объектов с различными теплофизическими параметрами, условия теплообмена на границах сред второго и третьего рода, энергетические и геометрические параметры ТЭМ.

4. Разработана методика расчета ТЭМ, входящих в состав ТЭС, дающая возможность определить их ток питания, напряжение, значение холодильного коэффициента, геометрические характеристики и потребляемую мощность.

5. В результате теоретических и экспериментальных исследований 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 для проведения локальной гипотермии вплоть до 240 К в составе ТЭС могут быть использованы стандартные ТЭМ фирмы производителя ООО "Криотерм" ТВ-17-1.4-1.15, DRIFT-1,2 и ТВ-2-(127-127)-1.15.

6. Доказана адекватность разработанной математической модели экспериментальным путем, при этом сопоставление экспериментальных и теоретических данных показало, что их расхождение не превышает 8 %.

7. На основе проведенных исследований разработаны конструкции ТЭУ для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии, внедренные в лечебную практику, а также учебный процесс.

4. ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

I. Публикации в научных изданиях, включенных в международную базу библиографических данных Scopus:

1. Магомедова, С.Г. Модель термоэлектрического устройства для теплового воздействия на рефлексогенные зоны / Т.А. Исмаилов, О.В. Евдулов, Н.А. Набиев, С.Г. Магомедова // Медицинская техника. - 2020. - № 1. - С.40-43.

2. Магомедова, С.Г. Термоэлектрическая система для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии / О.В. Евдулов, С.Г. Магомедова // Медицинская техника. - 2023. - № 1. - С.4-7.

II. Статьи, опубликованные в ведущих рецензируемых научных журналах и изданиях, определенных ВАК:

3. Магомедова, С.Г. Моделирование и теоретическое исследование термоэлектрической системы для внутрисполостной гипотермии / О.В. Евдулов, С.Г. Магомедова, Р.А.-М. Магомадов, Н.А. Набиев // Вестник Дагестанского государственного технического университета. Технические науки - 2018. - т. 45, № 4. - С. 32-41.

4. Магомедова, С.Г. Экспериментальное исследование термоэлектрического устройства для внутрисполостной гипотермии / О.В. Евдулов, С.Г. Магомедова, К.А. Магомедова, Н.А. Набиев // Холодильная техника. - 2019. - № 4. - С.31-35.

5. Магомедова, С.Г. 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.

6. Магомедова, С.Г. Экспериментальные исследования термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии / С.Г. Магомедова, О.В. Евдулов, Р.А.-М. Магомадов, Д.А. Магомедов, Т.Э. Саркаров // Вестник Дагестанского государственного технического университета. Технические науки. - 2022. - т. 49, № 3. - С. 14-23.

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

III. Статьи, опубликованные в других научных журналах и изданиях:

8. Магомедова, С.Г. Термоэлектрическая система для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренного криовоздействия / О.В. Евдулов, С.Г. Магомедова // Неделя науки - 2018: материалы XXXIX Итоговой научно-технической конференции преподавателей, сотрудников, аспирантов и студентов ДГТУ, 23-28 апреля 2018 г. - Махачкала: ДГТУ, 2018. - С. 32-33.

9. Магомедова, С.Г. Натурные испытания термоэлектрического устройства для внутрисполостной гипотермии / О.В. Евдулов, С.Г. Магомедова, И.Ш. Миспахов, Н.А. Набиев // Измерение, контроль, информатизация: материалы 20 Международной НТК, 23 мая 2019 г. - Барнаул: АГТУ. - 2019. - С. 124-128.

10. Магомедова, С.Г. Термоэлектрическая система для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренного криовоздействия / О.В. Евдулов, С.Г. Магомедова, К.А. Магомедова, Н.А. Набиев // Тенденции развития науки и образования. - 2019. - № 49-11. - С. 36-39.

11. Магомедова, С.Г. Автоматизированная система для лечения воспалительных заболеваний пародонта / О.В. Евдулов, С.Г. Магомедова, И.Ш. Миспахов // Программно-техническое обеспечение автоматизированных систем (ПТОАС-2021): материалы Всероссийской молодежной НПК под ред. А.Г. Якунина, 16 декабря 2020 г. - Барнаул: АГТУ. - 2021. - С. 61-63.

12. Магомедова, С.Г. Применение термоэлектрических полупроводниковых охлаждающих систем для лечения заболеваний пародонта / О.В. Евдулов, С.Г. Магомедова // Неделя науки - 2021: материалы XXXXII Итоговой научно-технической конференции преподавателей, сотрудников, аспирантов и студентов ДГТУ, 17-22 мая 2021 г. - Махачкала: ДГТУ, 2021. - С. 23-24.

13. Магомедова, С.Г. Расчет термоэлектрической системы для локальной гипотермии области пародонта / С.Г. Магомедова, О.В. Евдулов // Состояние и перспективы развития термоэлектрического приборостроения: материалы VIII Всероссийской научно-технической конференции, 8-9 декабря 2022 г. - Махачкала: ДГТУ, 2022. - С. 88-89.

IV. Полученные объекты интеллектуальной собственности:

14. Пат. 2731787, Рос. Федерация: МПК⁷ А61С 3/00 Термоэлектрическое устройство для лечения воспалительных заболеваний пародонта / Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Магомедова С.Г., Евдулов Д.В., № 2018138670; заявл. 01.11.2018; опубл. 08.09.2020, Бюл. № 25 - 5 с.

15. Пат. 2731788, Рос. Федерация: МПК⁷ А61С 3/00 Термоэлектрическое устройство для лечения воспалительных заболеваний пародонта / Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Магомедова С.Г., Евдулов Д.В., № 2018138672; заявл. 01.11.2018; опубл. 08.09.2020, Бюл. № 25 - 5 с.

16. Пат. 2731791, Рос. Федерация: МПК⁷ А61С 3/00 Термоэлектрическое устройство для лечения воспалительных заболеваний пародонта / Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Магомедова С.Г., Евдулов Д.В., № 2018138671; заявл. 01.11.2018; опубл. 08.09.2020, Бюл. № 25 - 5 с.