

ФГБОУ ВО "Дагестанский государственный технический университет"

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

ДИССЕРТАЦИЯ

на соискание ученой степени

кандидата технических наук

Научный руководитель:

д.т.н., доцент Евдулов О.В.

Махачкала 2023

Содержание

Введение	4
1. Современное состояние в области лечения заболеваний пародонта физиотерапевтическими методами, в том числе основанными на методе локальной гипотермии.....	11
1.1 Терапевтические методы лечения заболеваний пародонта, основанные на использовании физических факторов, и технические средства для их осуществления	11
1.2 Применение локальной гипотермии в стоматологической практике....	25
1.3 Применение термоэлектрического охлаждения в медицине.....	36
1.4 Постановка задач исследования	50
2. Математическая модель термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии	53
2.1 Постановка математической задачи определения температурного поля зоны пародонта при локальной гипотермии	53
2.2 Методика численного расчета температурного поля зоны пародонта при локальной гипотермии.....	58
2.3 Результаты численного эксперимента по расчету температурного поля зоны пародонта при локальной гипотермии	64
2.4 Расчет параметров однокаскадного термоэлектрического модуля в составе термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии	75
2.5 Расчет параметров двухкаскадного термоэлектрического модуля в составе термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии	88
3. Экспериментальные исследования термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии.....	95

3.1 Описание экспериментального стенда и методики проведения измерений.....	95
3.2 Результаты экспериментальных исследований.....	100
3.3 Оценка погрешности измерений.....	111
4. Разработка термоэлектрических устройств для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии	113
4.1 Конструкции термоэлектрических устройств для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии	113
4.2 Методика теплофизического расчета системы воздушного теплосъема с горячих спаев термоэлектрического модуля в составе термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии.....	118
4.3 Методика теплофизического расчета системы жидкостного теплосъема с горячих спаев термоэлектрического модуля в составе термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии.....	121
Заключение.....	124
Список литературы	126
Приложение.....	138

Введение

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 [17, 26, 66, 71, 96-98]. 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. Стилбанс, 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. [4, 7, 16, 22, 37, 66, 79, 80]. 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 270 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 265 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.

1. Современное состояние в области лечения заболеваний пародонта физиотерапевтическими методами, в том числе основанными на методе локальной гипотермии

1.1 Терапевтические методы лечения заболеваний пародонта, основанные на использовании физических факторов, и технические средства для их осуществления

В последнее время для лечения воспалительных заболеваний пародонта в стоматологической практике все чаще применяются терапевтические методы, основанные на действии различного рода физических факторов [11, 16, 27, 30, 64, 73]. Данные методы позволяют в значительной степени уменьшить активность воспалительных процессов, повысить трофик тканей, усилить репаративные процессы, имеют ярко выраженный обезболивающий эффект.

На сегодняшний день в стоматологии для этих целей используется 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. Тот или иной вид лечебных процедур назначается в зависимости от симптоматики заболевания и формы его протекания.

Кратко рассмотрим особенности каждого из перечисленных физических факторов, технические средства для их осуществления, принцип работы соответствующей аппаратуры.

При снятии зубных отложений распространенным методом является воздействие ультразвуком на пораженную зону с использованием различного

рода звуковой и ультразвуковой аппаратуры [29]. В данном случае такие технические средства представляют собой насадки к турбинным разъемам современных стоматологических установок, магнитостриктивные и пьезоэлектрические приборы. Механизм действия звуковых скейлеров состоит в вибрации специального стержня под действием сжатого воздуха. При этом частота колебаний составляет 3-8 тысяч циклов в секунду.

Магнитостриктивный скейлер включает в себя специальную трубку или пластину из ферромагнитного материала, на которую устанавливается рабочая насадка. Принцип работы прибора состоит в сжатии и расширении трубки или пластины под действием магнитного поля, в результате которых насадка выполняет колебательное движение. Частота колебаний в этом случае составляет 18-45 тысяч циклов в секунду. Примерами приборов данного типа являются устройства Cavitron 3000 (рисунок 1.1) (производитель - компания Dentsply-Maillefer, Швейцария), Perio-Pro (производитель - компания Purr Dental Se, Германия), Cavitron Select SPS (производитель - компания Dentsply International, Inc., США) (рисунок 1.2) и др.



Рисунок 1.1 - Аппарат Cavitron 3000 (Швейцария)



Рисунок 1.2 - Магнитостриктивный скейлер Cavitrone Select SPS (США)

Принцип действия пьезоэлектрических аппаратов основан на деформации кристаллических материалов при действии на них переменным электрическим полем. Частота колебаний насадки составляет 25-50 тысяч циклов в секунду. Устройствами, работающими на данном принципе, являются аппараты Woodpecker UDS-E LED (производитель - компания Woodpecker, Китай) (рисунок 1.3), Piezon Master 400 (производитель - компания EMS, Швейцария), Amdent 830 (производитель - компания Amdent, Швейцария), Mectron Piezo Smart (производитель - компания Mectron, Италия) (рисунок 1.4) и др.

Ультразвуковой скейлинг также активно используется при лечении таких заболеваний, как гингивит, пародонтит, а также применяется для проведения профессиональной гигиены полости рта, что связано с разрушающим действием ультразвука на микробную пленку.



Рисунок 1.3 - Ультразвуковой скейлер Woodrecker UDS-E LED (Китай)



Рисунок 1.4 - Ультразвуковой скейлер Mectron Piezo Smart (Италия)

Ультрафонофорез лекарственных веществ сочетает в себе действие на пораженную область пародонта ультразвуком и медикаментозными препаратами, которые проникают в слизистую оболочку за счет ультразвуковых колебаний. При этом в качестве контактной среды, наносимой на слизистую оболочку альвеолярного отростка с помощью насадки ультразвукового скейлера, используется вазелин, глицерин, ланолин, видехол, масляный раствор гливенола, лидазы, 1% гепариновая мазь, 10% линимент дибунола, 5% бутациононовая мазь. Нанесение контактной среды осуществляется спиралевидными движениями насадки по десне, при этом продолжительность воздействия составляет порядка 5 минут, количество процедур, проводимых через день - 10-12.

При проведении процедур, связанных с орошением воспаленной зоны пародонта водой или лекарственными препаратами применяются ротовые ванночки, кружка Эсмарха, гидромассаж [11]. Температура раствора составляет 33-38 °С, напор струи - 0,5-2 атмосферы, продолжительность процедур 10-15 минут, частота процедур - 3 раза в день на протяжении 10-15 суток. В санаторных условиях допускается гидротерапия минеральными, сульфидными, морскими, радоновыми водами [27].

Дарсонвализация представляет собой метод физиотерапии, суть которого состоит в воздействии на отдельные зоны человеческого организма импульсным переменным током малой амплитуды и различной частоты. В результате такого воздействия электрические разряды раздражают нервные волокна, активизируя циркуляцию биологических жидкостей - лимфы, крови. Данные процедуры улучшают кровоснабжение, активируют фагоцитоз, повышают местную резистентность, снимают отечность и венозный застой.

При проведении дарсонвализации на область пародонта воздействуют специальным электродом, изолируя его резиновой трубкой. Электрод вводится в преддверие полости рта и располагается по переходной складке. Действие осуществляется тихим разрядом продолжительностью 10 минут при перемещении электрода по поверхности десны. Лечебный курс

составляет 10-12 дней. На рисунках 1.5-1.6 показан внешний вид устройств для дарсонвализации Спарк СТ-117 (производитель - компания ООО "Евромедсервис", Россия) и Planta PL-DSV4 (производитель - компания Xian Far East Import & Export Co., Ltd., Китай).



Рисунок 1.5 - Устройство для дарсонвализации Спарк СТ-117 (Россия)



Рисунок 1.6 - Устройство для дарсонвализации Planta PL-DSV4 (Китай)

Местное ультрафиолетовое облучение десен производится с помощью специального тубуса соответствующими аппаратами, например прибором ОКУФ-5М (производитель - ПАО "Горьковский завод аппаратуры связи им. А.С. Попова", Россия) (рисунок 1.7).



Рисунок 1.7 - Аппарат ОКУФ-5М (Россия)

При проведении процедур применяется облучение коротким или интегральным спектром. Воздействие начинается с 1/2 биодозы, далее прибавляется 1 биодоза через день до 5 биодоз к концу курса. Применение ультрафиолетового облучения активирует кровообращение, трофику тканей, улучшает поверхностную микрофлору, стимулирует эпителизацию и местную резистентность десны.

Основным использованием низкоинтенсивного лазерного излучения (при плотности потока 10-100 мВт/см²) в стоматологии является профилактика и лечение различных воспалительных заболеваний. Его работа связана со стимуляцией репаративных процессов, имеет бактериостатический и бактерицидный эффект, противовоспалительное,

обезболивающее, десенсибилизирующее, иммунокорректирующее тромболитическое действие. В основном процедуры длятся до 6 минут, при этом их количество составляет от 6 до 12. Воздействие лазерным излучением на слизистую оболочку осуществляется с различной в зависимости от поставленной задачи частотой. Используется частота 1500 Гц, для стимуляции трофических процессов - 150-80 Гц, мощность излучения обычно составляет 5-10 мВт. К лазерным аппаратам, используемым в стоматологии относятся прибор Doctor Smile D5 (производитель - компания Lambda S.p.A., Италия) (рисунок 1.8), Дюна-Т (производитель - компания ЗАО МЭкЦ "Дюны", Россия) (рисунок 1.9), Оптодан (производитель - компания НПП "Венд", Россия) (рисунок 1.10), AMD Lasers Picasso (производитель - компания AMD Lasers, США) (рисунок 1.11) и др.



Рисунок 1.8 - Прибор Doctor Smile D5 (Италия)



Рисунок 1.9 - Прибор Дюна-Т (Россия)



Рисунок 1.10 - Аппарат Оптодан (Россия)



Рисунок 1.11 - Прибор AMD Lasers Picasso (США)

Для проведения электрофореза лекарственных препаратов применяются витамины С, РР, соли кальция при выраженной кровоточивости, аминокaproновая кислота. Введение этих препаратов производится в сопровождении диадинамических, флюктурирующих, синусоидально-модулированных токов. Плотность тока составляет 0,05-0,1 мА/см², продолжительность действия - 20-30 минут, количество процедур - 10-15.

Гидроэлектрофорез является относительно новым методом лечения воспалительных заболеваний пародонта, реализующим действие однонаправленного пульсирующего тока треугольного вида на пораженную зону. За счет такой формы электрического сигнала лекарственный препарат действует концентрированно именно на воспаленный участок пародонта. В качестве лекарственных средств применяются антибиотики, препараты, содержащие коллаген, гомеопатические средства. Воздействие на ткани

пародонта достигается введением через слизистую оболочку активных веществ с помощью соответствующей насадки.

При ультразвуковом лечении могут быть использованы такие приборы, как аппарат УВЧ-30 (рисунок 1.12) и УВЧ-66 (производитель - компания ОАО "Новоаннинский завод электромедицинской аппаратуры", Россия). Назначение данной аппаратуры - воздействие на область пародонта при ярко выраженной реакции лимфоузлов.



Рисунок 1.12 - Аппарат УВЧ-30 (Россия)

Применение флюктуоризации и магнитного поля рекомендуется для рассасывающего, противовоспалительного, трофического действия, при выраженной кровоточивости. Количество процедур до 12, их средняя продолжительность 10-12 минут. В качестве примера на рисунке 1.13 изображен внешний вид прибора АСБ-2 (производитель - компания ООО "Каскад-ФТО", Россия), реализующего данный метод.



Рисунок 1.13 - Прибор АСБ-2 (Россия)

Для оказания медицинской помощи, связанной с противовоспалительным, противоотечным, бактерицидным и бактериостатическим действием, нормализацией микроциркуляции и повышением парциального давления в тканях применяются устройства, основанные на применении плазменного потока аргона. В них используется ионизированный газ, содержащий озон, ультрафиолетовое и тепловое излучение, а также другие компоненты. В основном данный тип приборов предназначен для лечения хронического катарального гингивита и хронического генерализованного пародонтита. При проведении процедур реализуются следующие режимы работы: сила тока - 30 А, напряжение - 20 В, избыточное давление газа - 0,02-0,04 атм., экспозиция - 3 минуты, курс лечения - 5-6 процедур.

Механический массаж в основном применяется после стихания острых явлений в пародонте. К нему относится пальцевой, вибромассаж и вакуум-массаж [96]. На рисунках 1.14-1.16 представлена аппаратура, выполняющая данные функции.



Рисунок 1.14 - Аппарат для вибромассажа зоны пародонта Vector Para (производитель - компания Dürr Dental, Германия)



Рисунок 1.15 - Аппарат для вакуумного массажа зоны пародонта АВЛТ - "Десна" (производитель - компания ООО "Трима", Россия)



Рисунок 1.16 - Ирригатор B. Well WI-911 (производитель - компания B. Well Swiss, Швейцария)

Что же касается непосредственного приложения существующих терапевтических методик, основанных на физических факторах, и технических средств для лечения заболеваний пародонта, то оно следующее [98, 100]. При лечении гипертрофического гингивита используется электрофорез с аскорбиновой кислотой, 10% хлоридом кальция, иодистым калием, облучение десен ультрафиолетовыми лучами интегрального или короткого спектра, ультрафонофорез с гепарином, лидазой, дарсонвализация. При фиброзной форме гингивита для борьбы с пролиферативной реакцией проводят воздействие "короткой искрой" с целью оказания прижигающего

действия, применяют диатермокоагуляцию, лазерные технологии. Для лечения язвенного гингивита применяется ультрафиолетовое облучение, ультравысокочастотная терапия, аэрозоль-терапия с ферментами, кератопластиками, низкоинтенсивное лазерное облучение, озонотерапия.

При снятии зубных отложений применяется гидротерапия, ультрафиолетовое облучение, гелий-неоновый лазер и лазерофорез, ультравысокочастотная терапия, плазменный поток аргона, флюктуоризация, электрофорез, диадинамофорез, переменное магнитное поле низкой частоты, дарсонвализация, вакуумный и аутомассаж, озонотерапия.

Для лечения пародонтита используются процедуры ультрафиолетового облучения пародонта, аэроионотерапия, кальций-электрофорез на воротниковую зону, общая гальванизация.

1.2 Применение локальной гипотермии в стоматологической практике

Одним из современных методов физиотерапии, получивших теоретическое и практическое признание в экспериментальной и клинической медицине, является криотерапия - физический метод лечения, основанный на использовании холодого фактора для отведения тепла из тканей, органов или всего тела человека, в результате чего температура снижается в пределах криоустойчивости без выраженных сдвигов терморегуляции организма [7-9, 14, 76, 99, 102]. 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 [12, 65, 99].

Известно, что криотерапия оказывает анальгезирующее, противовоспалительное, противоотечное, гемостатическое, спазмолитическое, антигипоксическое действие, стимулирует репаративно-

трофические реакции и иммунный статус, улучшает трофику тканей. Локальное охлаждение снимает гиперемию, 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 аналгезии и локальной анестезии.

В стоматологии криолечение (при диапазоне температур 240-260 К) успешно используется в комплексной терапии заболеваний воспалительного, дистрофического и опухолевого характера [66, 96]. Успешным является применение методов криоаналгезии и криорефлексотерапии не повреждающими дозами жидкого азота в комплексном лечении стоматологических заболеваний. 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 проницаемость 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 в основном применяются технические средства, работающие на основе жидкого азота. К промышленно выпускаемым аппаратам подобного рода относятся такие приборы, как КПК-01, КПК-02, Криоэлектроника-1, Крио-01-Еламед (производитель - компания АО "Елатомский приборный завод", Россия), КриоИней (производитель - компания ООО "Криотек", Россия), Азокриод, АЛК-Криомед (производитель - компания ООО "Мед-Крионика", Россия), Мороз-ММ (производитель - компания ГП "Харьковский приборостроительный завод им. Т.Г. Шевченко", Украина), Huanshi S20A Cryo (производитель - компания Guangzhou huanshi electronic technology, Co., Ltd., Китай), CryoSkin (производитель - компания Aesthetic, Франция) и др. [83, 84, 93]. Внешний вид некоторых из них представлен на рисунках 1.17-1.22. Работа перечисленной аппаратуры основана на использовании низкотемпературного агента, в данном случае азота, распыляемого на поверхность пародонта, пораженного воспалительным процессом. В состав приборов входит специальный резервуар для азота, система его распыления, включающая компрессорный агрегат, блок автоматики, контролирующей подачу хладагента.

Согласно медицинским нормам все элементы данного криооборудования должны быть стерилизованы, являться надежными и

универсальными в отношении диапазона температур и областей применения техническими средствами, необходима максимальная подача холода при минимальном размере рабочей части устройства.



Рисунок 1.17 - Прибор Крио-01-Еламед (Россия)



Рисунок 1.18 - Прибор КрИоИней (Россия)



Рисунок 1.19 - Прибор АЛК-Криомед (Россия)



Рисунок 1.20 - Аппарат Мороз-ММ (Украина)



Рисунок 1.21 - Аппарат Huanshi S20A Cryo (Китай)



Рисунок 1.22 - Аппарат CryoSkin (Франция)

При исследовании патентной документации за последние двадцать лет, посвященной применению локальной гипотермии и криовоздействию в стоматологии выявлены следующие материалы [39-47, 49, 50, 53-55].

Как уже было отмечено выше, наиболее распространенным методом криолечения является использование жидкого азота, которым орошается поверхность слизистой оболочки в полости рта посредством специальной аппаратуры. Данная методика реализована в [39, 41, 42, 44, 49].

Для лечения хронического рецидивирующего афтозного стоматита в [39] очаг поражения подвергается однократному криовоздействию жидким азотом на цилиндрическом носителе, выполненном из пористого никелида титана с рабочей поверхностью в виде усеченного конуса. Продолжительность аппликации составляет 10-15 с. Данный способ лечения позволяет сократить сроки эпителизации афт, снять болевой синдром и предотвратить повреждающее воздействие криоаппликатора. При

лечении герпетического стоматита применяется метод [41], в котором подобный цилиндрический носитель, пропитанный жидким азотом, прокатывается по пораженному участку слизистой оболочки в возвратно-поступательном режиме в течение 3 с, после чего поверхность смазывается мазью ацикловир. Данная процедура дает возможность сократить сроки лечения за счет сочетания эффекта заморозки тканей и противовирусного действия мази.

В [49] при лечении веррукозной формы лейкоплакии слизистой оболочки полости рта за 30 минут до криовоздействия в зону поражения вводится 0,5 мл 1% раствора никотиновой кислоты с помощью туберкулинового шприца. Способ повышает эффективность оздоровительных процедур за счет увеличения глубины промораживаемой зоны.

Для криохирургического лечения кист в [42] производится криокомпрессионная деструкция пассивно охлажденными в жидком азоте криоаккумуляторами криозахвата путем многократного замораживания-оттаивания паталогической ткани. Причем на этапе самопроизвольного оттаивания через замороженную ткань охлажденным в жидком азоте заостренным криоинструментом перфорируется полость кисты, а при последующем криокомпрессионном замораживании обеспечивается ее опорожнение и большее сближение криоаккумуляторов, чем при предыдущем замораживании. После оттаивания содержимое кисты выдавливается или удаляется хирургической ложкой.

Способ лечения ранул [44] с использованием жидкого азота позволяет исключить повреждения окружающих тканей, сократить сроки лечения, исключить рецидив кисты. Данный метод лечения ранул подъязычной слюнной железы заключается в удалении оболочки кисты из подъязычной области посредством криодеструкции криоагентом с предварительным ее рассечением, удалением содержимого кисты путем промывания полости антисептиком до чистых вод и последующим введением в полость

гемостатической мембраны, причем криодеструкцию осуществляют воздействием на стенки кисты до трех раз в режиме экспозиции 20-30 с выполненным из пористого никелида титана криодеструктором сферической формы диаметром 0,5-2,0 см.

В патентах [43, 46, 47, 50, 53, 55] описаны конструкции криомедицинских аппаратов, работающих на различных принципах и применяемых для стоматологических процедур. В них в общем случае предполагается использование не только жидкого азота, но и других криоагентов.

Прибор, рассмотренный в [43] содержит микрокриогенную систему, состоящую из газовой криогенной машины Сплит-Стирлинга с линейным приводом, компрессора с двумя оппозитными поршнями и с криоагентом. Машина Сплит-Стирлинга размещена в полости несущего корпуса, имеет присоединенные к ее торцам вентиляторы и сопряжена с одной стороны с канюлей, а с другой - с блоком управления микрокриогенной системой с кнопками включения и выключения. Канюля имеет сменный крионаконечник, а на ее рабочей части установлен с возможностью перемещения по ней силовой магнит в виде цилиндрической втулки с кольцевым выступом, входящим в контакт с соответствующей кольцевой канавкой сменного крионаконечника для фиксации его положения относительно охлаждающей головки. Профильная канавка сменного крионаконечника совмещена с профильным выступом охлаждающей головки, а в зоне сопряжения помещена теплопроводящая паста. Применение устройства позволяет повысить глубину и эффективность криовоздействия при лечении воспалительных заболеваний пародонта.

Криоаппликатор [47] включает в себя корпус с расположенной в нем канюлей и наконечником со съемной насадкой, закрепленной на свободном конце наконечника, а также резервуар с криоагентом. Другой конец наконечника выполнен в виде цилиндра, расположенного в канюле с зазором между наружной поверхностью цилиндра и внутренней

поверхностью канюли. В цилиндре выполнена коническая полость, сужающаяся со стороны свободного конца наконечника, а на боковой поверхности цилиндра выполнены сквозные каналы, соединенные с конической полостью и с зазором между цилиндром и канюлей. Прибор имеет повышенную холодопроизводительность.

Криомедицинский аппарат [53] содержит криостат, подключаемый к нему криоинструмент, соединенный с каналом подачи криоагента. С каналом подачи криоагента соединен соответствующий ему канал шунтирования, выход которого соединен с атмосферой. Использование технического средства рассмотренной конструкции дает возможность снизить инерционность криовоздействия.

В [55] предложен вариант насадки на аппарат Криво-01-Еламед при работе последнего в режиме обдува холодным потоком. Техническим результатом ее использования является снижение травмирования здоровой ткани вокруг очага поражения. Насадка состоит из цилиндрического корпуса, имеющего с одной стороны полость, другая сторона которого заканчивается форсункой, съемного наконечника, установленного на корпусе насадки со стороны форсунки. Наконечник представляет собой цельную деталь, в которой выделены три участка: цилиндрический, имеющий внутренний диаметр, равный диаметру корпуса насадки, конический - в виде усеченного конуса и третий - в виде полой трубки с открытым концом.

В [46, 50] рассмотрены конструкции аппаратов для криодеструкции, предназначенных для применения в стоматологической практике. Первый вариант устройства включает в себя резервуар для жидкого хладагента и устройство его подачи на воздействующий наконечник, включающее в себя систему труб, курковый механизм подачи хладагента, предохранительные клапаны. За счет специальной конструкции в приборе обеспечивается высокая теплоизоляция корпуса и низкий расход хладагента при его хранении без применения на практике. Второй

вариант криодеструктора содержит сосуд для хладагента, канюлю для его подачи из сосуда, заключенные в корпус с крышкой, съемную насадку. Для интенсификации процесса замерзания насадки в сосуде устанавливаются дополнительные внутренние трубки, соединенные с наружными трубками через игольчатый клапан. Конструкция позволяет повысить скорость охлаждения сменной насадки при низком расходе хладагента в процессе простоя аппарата.

При лечении хронического генерализованного пародонтита, как это освещено в [40], проводится криовоздействие на нервные сплетения локтевой артерии. Продолжительность аппликации 10 с при температуре -186°C. После этого осуществляется медикаментозное лечение: назначается препарат детралекс по 1 таблетке 2 раза в сутки в течение двух недель, а затем также в течение двух недель препарат грандаксин по 1 таблетке утром, препарат спазган по 1 таблетке днем и препарат атаракс по 1/2 таблетки на ночь. Способ позволяет повысить эффективность лечения, удлинить сроки ремиссии заболевания за счет улучшения периферического кровотока на фоне компенсации вегетативного профиля пациента.

Локальное охлаждение также используется при проведении хирургических операций, связанных с фиксацией и лечением коронорадикулярных переломов многокорневых зубов [45]. Согласно описанному методу фиксация отломков зуба производится за счет специальной фиксаторной вкладки, перед закреплением в стенках отломков коронковой части зуба предварительно охлаждаемой с помощью криораспылителя.

Для снижения температуры операционного поля в патенте [54] холодильное устройство включает основную и промежуточную емкости, соединенные иглой и эластичную трубку. Особенность конструкции прибора является то, что в промежуточную емкость погружается ионатор серебра "Сильва 93М2", а подачу охлажденного физиологического раствора натрия хлорида, обогащенного ионами серебра, на

операционное поле производится посредством физиодиспенсера ImplantMed SI-923.

В соответствии с анализом литературных источников, посвященных использованию гипотермии в стоматологии, включая патентную информацию и сведения о промышленно выпускаемой аппаратуре, необходимо отметить ее все большее распространение. При этом из проведенного обзора следует, что несмотря на достаточное количество лечебных методик, используемые технические средства в основном ограничены применением криомедицинских систем, работающих на жидком азоте, имеющем определенные сложности при своем хранении и транспортировке, а также практическом использовании в случае необходимости точного позиционирования криовоздействия. Данное обстоятельство дает право утверждать, что тематика настоящей диссертационной работы, посвященной разработке и исследованию альтернативных систем, предназначенных для проведения локальной гипотермии в стоматологии, в частности при лечении заболеваний пародонта, является актуальной и практически значимой.

1.3 Применение термоэлектрического охлаждения в медицине

Термоэлектрическое преобразование энергии широко используется в медицинской практике для проведения различного рода тепловых процедур. В данном приложении наилучшим образом реализуется такое свойство термоэлектрических преобразователей энергии, как возможность смены режима охлаждения на режим нагрева и наоборот изменением полярности питающего электрического напряжения. Кроме этого, преимуществами ТЭУ медицинского назначения являются их малые габаритные размеры, бесшумность функционирования, независимость от действия гравитационных сил, высокий ресурс работы.

Использованию ТЭС в здравоохранении на сегодняшний день посвящено значительное количество работ [2-5, 13, 18-20, 22, 23, 35, 69, 78, 79, 94, 103, 108, 109]. В них рассмотрены как теоретические, так и практические аспекты применения ТЭУ в различных областях медицины для лечения большого спектра заболеваний.

В соответствии с изученной литературой выявлено, что на сегодняшний день ТЭС используются в следующих областях медицины:

- физиотерапия,
- хирургия,
- офтальмология,
- кардиология,
- отоларингология,
- невропатология,
- реаниматология,
- косметология,
- гематология,
- неонатология,
- стоматология,
- анестезиология,
- гистология,
- микроскопия,
- биотехнология.

В физиотерапии в основном применяются ТЭУ для криотермоаппликации, осуществляющие местное охлаждение или нагрев тех или иных участков организма [2, 32, 56]. Здесь наиболее эффективно реализуются такие достоинства термоэлектрических преобразователей энергии, как их незначительные размеры и масса, наличие в едином устройстве источника холода (теплоты) и теплообменной системы, а также возможность точного статирования температуры. Приборы данного типа выполняются в виде специальных зондов, аппликаторов, повязок и шлемов

[5, 7, 30, 31]. Они достаточно широко используются в таких отраслях медицины, как хирургия, офтальмология, кардиология, отоларингология, невропатология.

Применение ТЭУ в хирургии прежде всего связано с проведением офтальмологических операций, включающих в себя криоэкстракцию хрусталика и криопепсию сетчатки глаза, а также тепловое воздействие на его передний отрезок с целью термотренировки. Достаточно часто в качестве исполнительного элемента в таких ТЭУ используются многокаскадные ТЭМ.

Другим приложением ТЭС в хирургии является обеспечение тепловых режимов при операциях на открытом сердце, а также локальное охлаждение сердца, когда в полость между перикардом и эпикардом, заполненную физиологическим раствором, устанавливается ТЭМ [79].

Прибор [94] применяется для охлаждения брюшины при перитоните с целью снижения ее всасывательной способности, повышения чувствительности к антибиотикам и снижения потребности тканей в кислороде. В данной конструкции помимо термомодулей, питаемых источником постоянного электрического тока, содержатся датчики температуры, микропроцессорная система управления 5, корсет 6.

В гнойной хирургии и кожно-пластической хирургии используется устройство, рассмотренное в [105]. Прибор содержит узел охлаждения, представляющий собой специальный водоблок, в котором понижение температуры воды осуществляется при помощи ТЭМ, контактирующий с радиатором, сопрягаемым с биологическим объектом.

Применительно к отоларингологии охлаждающие ТЭС выполняют функции технических средств для создания температурных параметров тканей, близких к порогу криоустойчивости. Основанные на этом методики способствуют стимуляции регенеративных процессов в тканях горла, носа, ушных раковин, снижают уровень воспалительных процессов, снимают отечность. Конструкции данного типа рассмотрены в [31] и рекомендуются

при лечении простудных заболеваний, гриппа, хронических тонзиллитов, фарингитов, грибковых заболеваний.

В невропатологии ТЭУ используются в основном для рефлексотерапии путем осуществления термопунктуры на биологически активные точки организма и нервные узлы и окончания. К ним относятся системы, описанные в [62]. Их достоинствами являются малая инерционность и возможность быстрой смены режимов воздействия. В некоторых случаях совместно с тепловым действием в таких приборах могут применяться ультразвук, СВЧ и КВЧ излучение, магнитное поле, механическая компрессия, озон [22].

Для коррекции церебральной гипертермии в [52] предлагается устройство, содержащее блок охлаждения, в котором источником холода является ТЭМ, блок управления, блок питания, шлем, состоящий из внешней и внутренней оболочек, соединенных между собой. Шлем выполнен с возможностью охватывания области висков и нижней челюсти, фиксации на голове и снижения температуры ее кожи за счет обдува воздушным потоком, обработанным в блоке охлаждения. Конструкция устройства позволяет повысить интенсивность и обеспечить равномерность отведения теплоты от объекта воздействия.

В косметологии ТЭС используются в основном в двух направлениях: в качестве источника тепла и холода при проведении косметологических процедур, а также для обеспечения тепловых режимов работы электронных компонентов систем. Приложение технических средств, выполненных на основе термоэлектрических преобразователей энергии, для косметологии в качестве средств теплового воздействия описано в [2, 5, 80]. Здесь следует рассмотреть ТЭУ для теплового воздействия на ногтевые пластины, поверхность лица, в том числе с возможностью сочетания теплового воздействия и механического массажа, лечения заболеваний кожи головы - плешивости, фолликулита, приводящего к облысению, псориаза.

Применение ТЭУ для реабилитации после операционного

вмешательства и заживления ран рассмотрено в [35]. В данном конструктивном решении предлагается на закрытые швами раны накладывать металлические шины, на которые устанавливаются термоэлементы, отвод теплоты от которых осуществляется посредством жидкостного теплообменного аппарата. Термоэлементы реализуют режим тепловой пульсации, способствующий скорейшему заживлению раны. В [57] ТЭМ входит в состав терапевтического модуля системы для циркулярной иммобилизации конечностей, позволяющей осуществлять контролируемый вакуумный и тепловой массаж.

Возможность быстрой смены режима охлаждения и нагрева ТЭМ используется для оценки реакции организма на раздражающее воздействие для проведения профотбора операторов, выполняющих монотонные технологические операции. Данный способ реализован в [94], где описана методика профотбора рабочих на линиях бесперебойного производства. В [3] метод попеременного охлаждающего и нагревающего воздействия применен для обеспечения уровня бодрствования человека-оператора с помощью обруча одеваемого на голову человека таким образом, чтобы холодные спаи соприкасались с поверхностью лба. При реализации метода обеспечивается аperiodическое тепловое воздействие для исключения привыкания человека к процессу.

При рассмотрении ТЭС для рефлексодиагностики необходимо отметить обязательное наличие в них помимо системы теплового воздействия технических средств для регистрации ответной реакции организма. В конструкциях, описанных в [95] в качестве таковой используются системы автоматического отсчета времени реакции, системы регистрации импульсной активности, датчики плетизмографии.

В гематологии ТЭУ применяются для хранения трансфузионных средств, а также регулирования их температуры при введении в человеческий организм. Последняя конструкция рассмотрена в [22]. В ее состав входит теплообменная система, в которую укладывается трубка

одноразовой системы переливания, по которой пропускается трансфузионное средство. Теплообменная система охлаждается или нагревается секциями ТЭМ, питание которых электрическим током осуществляет блок управления, связанный с находящимися на входе и выходе теплообменной системы датчиками температуры.

Обеспечение температурных режимов при краткосрочном хранении и транспортировке биологических материалов и лекарственных средств эффективно реализуется в ТЭУ, рассмотренных в [51, 61, 63]. В переносном терморегулирующем устройстве для лекарств [51] обеспечивается пониженное энергопотребление источника холода - ТЭМ за счет того, что камера для контейнера с лекарствами выполнена с возможностью его точного охватывания, а терморегулирующий блок обеспечивает охлаждение только частичной области вмещающей камеры.

В [61] описана конструкция термоэлектрического портативного холодильника, в котором реализованы возможности многокаскадных ТЭМ, обеспечивающих различный уровень охлаждения на каскадах. В данном приборе обеспечивается более глубокое охлаждение стволовых клеток, располагаемых в контейнере, сопряженном с первым каскадом многокаскадного ТЭМ, а образцы крови размещаются на втором каскаде ТЭМ, обеспечивающем менее глубокое охлаждение. За счет такого исполнения система для перевозки биологических объектов имеет улучшенные энергетические характеристики.

Прибор, рассмотренный в [63], позволяет транспортировать следы биологического происхождения, а также образцы ДНК в оптимальном холодном температурном режиме на значительные расстояния для производства молекулярно-генетических судебно-экспертных исследований. В состав устройства входит контейнер для перевозки биологических материалов, охлаждаемый элементами Пельтье, питание которых электрической энергией производится от портативного аккумулятора через USB-разъем.

Для неонатологии ТЭС может выполнять функции обеспечения микроклимата в кювете с новорожденным, а также использоваться для локального теплового воздействия. Система, описанная в [48] позволяет выполнять обе эти функции. В ней основной термоэлектрический блок осуществляет регулирование температуры матраса для новорожденного, а дополнительный по необходимости осуществляет локальную гипо-, либо гипертермию головы.

В стоматологии ТЭУ на сегодняшний день применяются как аппараты для хранения костной ткани, лекарственных препаратов, термостатирования компаундов, экспресс оценки чувствительности зубной эмали [26, 58-60, 94].

В приложении ТЭУ для биотехнологий относятся устройства, обеспечивающие термостабилизацию проб биообъектов, тепловые режимы биотехнологий, например при электрофорезе [104]. Также следует отметить системы и устройства, предназначенные для использования в космосе для обеспечения протекания биотехнологических процессов в невесомости [106].

В изученной литературе также рассмотрены и другие области медицины, в которых используются ТЭУ. К ним относятся анестезиология, гистология, микроскопия, где реализуется возможность ТЭС осуществлять локальное охлаждение и нагрев объектов [22, 75, 77, 101, 109].

Практическое использования ТЭС в медицине осуществляется, в том числе, на основе промышленно выпускаемых изделий. Среди их изготовителей могут быть выделены такие фирмы и предприятия, как ООО "Криотерм" (г. Санкт-Петербург), ООО НПО "Кристалл" (г. Королев, Московская область), СКТБ НОРД (г. Москва), ООО "Термиона" (г. Зеленоград), корпорация НПО РИФ (г. Воронеж), Marlow (США), Melcor (США), European Thermodynamics Lim. (Великобритания), Kamatsu Electronics (Япония), Fandis (Италия), Hebei Yuxiang Electronic Co., Ltd. (Китай), Zhengzhou Defrigus Electric Device Co., Ltd. (Китай), Xiangtan Xiangyi Instrument Ltd. (Китай), Vivax (Франция), Shinningpc Industrial Co., Ltd. (Китай), Suprel Metalwork Co., Ltd. (Китай) и другие [85-92]. На рисунках

1.23-1.27 приведен внешний вид некоторых ТЭС медицинского назначения.



Рисунок 1.23 - Биологический термостат (ООО "Криотерм", Россия)



Рисунок 1.24 - Прибор для проведения ДНК-исследований (ООО "Криотерм", Россия)



Рисунок 1.25 - Термостатированная кассета для размещения анализируемых проб (ООО "Криотерм", Россия)



Рисунок 1.26 - Чиллер (ООО НПП "Кристалл", Россия)



Рисунок 1.27 - Термоэлектрический контейнер (корпорация НПО РИФ
Россия)



Рисунок 1.28 - Термоэлектрический охладитель (компания Marlow, США)



Рисунок 1.29 - Термоэлектрический охладитель (компания Melcor, США)



Рисунок 1.30 - Термоэлектрический охладитель (компания European Thermodynamics Lim., Великобритания)



Рисунок 1.30 - Медицинский холодильник (компания Zhengzhou Defrigus Electric Device Co., Ltd., Китай)



Рисунок 1.31 - Холодильник для хранения вакцин (компания Xiangtan Xiangyi Instrument Ltd., Китай)



Рисунок 1.32 - Косметологический аппарат Vivax CryoPro (компания Vivax, Франция)

Анализируя рассмотренные области применения термоэлектрической техники в медицине, следует отметить, что основной целью использования ТЭС является создание универсального теплового источника относительно небольшой мощности (100-150 Вт) с функцией быстрой смены режимов охлаждения и нагрева в умеренном диапазоне температур, а также холодильных установок относительно малой мощности (до 0,5-0,7 кВт), используемых в целях хранения биологических материалов и лекарственных препаратов. При этом, как было указано выше, термоэлектрическое охлаждение, на данный момент в стоматологии используется для хранения лекарственных средств и биологического материала, а также определения чувствительности зубной эмали к внешнему раздражению на предмет экспресс-анализа наличия заболевания.

Однако, ввиду ранее перечисленных преимуществ термоэлектрического охлаждения, прежде всего связанных с компактностью ТЭУ и возможностью обеспечения достаточно большого теплового потока на ограниченной поверхности, представляется целесообразным применение последних для реализации существующих методик криолечения заболеваний пародонта при пороге температур 240 К. В соответствие с этим в качестве источника холода в данном случае должна использоваться система, реализованная на основе относительно мощных ТЭМ, а также термомодулей в каскадном исполнении с обеспечением интенсивного отвода теплоты от горячих спаев термоэлементов. Важным в этом случае является применение эффективной системы сопряжения термоэлектрического источника холода с объектом воздействия (зоной пародонта), повторяющей рельеф участка воздействия.

Основываясь на проведенном литературном обзоре следует отметить отсутствие ТЭУ, соответствующих перечисленным требованиям. Поэтому разработка термоэлектрического аппарата, обеспечивающего эффективную реализацию существующих методик криолечения зоны пародонта, представляется важным и имеет определенную научную новизну.

1.4 Постановка задач исследования

При реализации на практике существующих методик криолечения заболеваний зоны пародонта важным фактором является наличие соответствующего оборудования, обладающего необходимыми характеристиками для их реализации.

Проведенный литературный обзор выявил, что в настоящее время при проведении тепловых процедур на область пародонта есть некоторый недостаток в аппаратуре, дающей возможность их реализации с высокой эффективностью в соответствии с существующими медицинскими нормами. Это связано с отсутствием малогабаритных, надежных, энергетически эффективных систем и устройств, имеющих возможность осуществлять локальное охлаждение определенной зоны биологического объекта до уровня 240 К, а также реализовывать контрастное тепловое воздействие, связанное с быстрым чередованием режимов охлаждения и нагрева.

Из анализа научно-технической литературы установлено, что на сегодняшний день лечение заболеваний пародонта криовоздействием в основном производится аппаратурой, работающей на основе жидкого азота, а также других криоагентов. Основным недостатком таких приборов является обязательное наличие хладагента, для длительного хранения которого требуются специальные хранилища. Однако оснащение стоматологических клиник подобного рода хранилищами является с финансовой точки зрения невыгодным, кроме этого применение криоаппаратов вне зоны доступа к криоагенту достаточно затруднительно. Другим недостатком современных приборов, реализующих локальную гипотермию 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 большие

возможности благодаря ряду перечисленных выше преимуществ, на сегодняшний день техническая реализация охлаждающего воздействия остается на недостаточном уровне. Поэтому представляет интерес разработка новых технических средств для реализации лечебных процедур, связанных с локальной гипотермией зоны пародонта. В качестве таких технических средств перспективным представляется использование приборов и устройств, исполнительным элементом в которых являются термоэлектрические преобразователи энергии. К достоинствам термоэлектрического охлаждения относятся [10, 15, 81, 82, 107, 110]: возможность получения искусственного холода при отсутствии движущихся элементов и теплоносителей; сочетание в единой конструкции таких традиционно отдельных частей, как источник холода и теплообменный аппарат; возможность функционирования при любой ориентации в пространстве и при отсутствии гравитационных сил; универсальность; простота, компактность и взаимозаменяемость компонентов устройства; высокая надежность, практически неограниченный срок службы; бесшумность, экологичность.

Выявлено, что оптимизировать характеристики термоэлектрической аппаратуры, предназначенной для локальной гипотермии пародонта в части энергетических, экономических и массогабаритных показателей можно только путем учета специфики самих процедур, а также условий эксплуатации прибора и медицинских норм и стандартов. Отсутствие исследований по ТЭС, выполняющих данные функции, является препятствием для более широкого внедрения термоэлектрического охлаждения в стоматологию, в частности практику лечения заболеваний пародонта.

На основе обзора современной литературы по термоэлектрическому охлаждению, методам и средствам теплового воздействия в медицине определено, что ТЭС, предназначенная для локальной гипотермии пародонта, может быть реализована в виде следующей конструктивной

схемы. ТЭМ через специальную антисептическую прослойку (например, из силикона) приводится в тепловой контакт с областью пародонта, подвергаемой гипотермии. При этом ввиду объективных ограничений по размеру технических средств, предназначенных для локальной гипотермии области пародонта, более эффективен вариант, когда ТЭС с данной областью сопрягается через специальную насадку, находящуюся при проведении процедур в полости рта, а источник холода (ТЭМ и система отвода теплоты от его горячих спаев) находится снаружи. В качестве ТЭМ должны 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. Для отвода теплоты от горячих спаев необходимо использование принудительного воздушного или жидкостного охлаждения.

Настоящая диссертационная работа и посвящена теоретическому и экспериментальному исследованию подобной системы для локальной гипотермии зоны пародонта в лечебных целях.

2. Математическая модель термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии

Литературный анализ существующих методик и технических средств для локальной гипотермии области пародонта показал отсутствие эффективного математического аппарата для описания теплофизических процессов, который мог бы быть использован для исследования теплофизических процессов при проведении таких процедур. Вместе с тем, без корректного математического описания процессов, происходящих в биологическом объекте и ТЭС, сложно оценить эффективность проведения криолечения, определить диапазон мощностей устройства, его оптимальные характеристики, а также установить связь между условиями проведения процедур и конечным результатом.

Данная глава посвящена разработке математической модели исследуемой ТЭС, которая включает в себя определение температурного поля области пародонта в зависимости от различной мощности ТЭС, расчет ТЭМ с определением их электрических параметров, а также системы отвода теплоты от горячих спаев термомодулей.

2.1 Постановка математической задачи определения температурного поля зоны пародонта при локальной гипотермии

При построении математической модели ТЭС для локальной гипотермии необходимо прежде всего рассмотреть объект воздействия - зону пародонта, в частности ее температурное поле при различных величинах поступающего на ее внешнюю поверхность теплового потока от исследуемой системы. В соответствие с [74] структура пародонта имеет вид, представленный на рисунке 2.1.

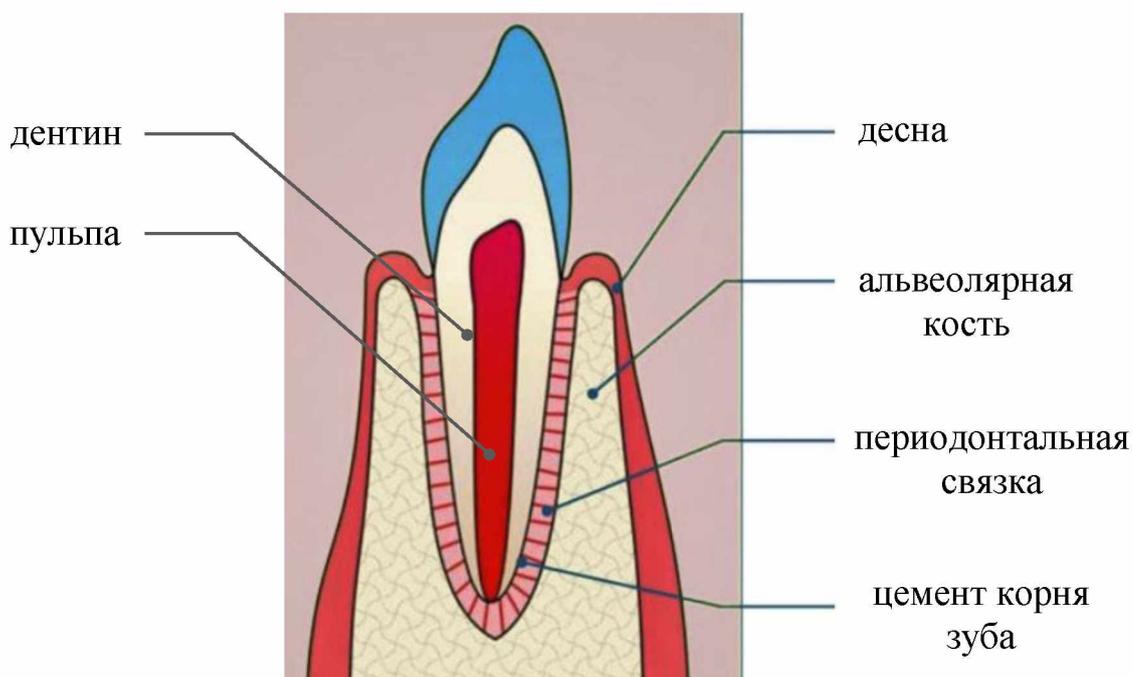


Рисунок 2.1 - Структура зуба и области пародонта

Для моделирования процесса локальной гипотермии области пародонта представляется корректным 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, 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.

С учетом данных упрощений структура области пародонта, принятая в модели, имеет вид, изображенный на рисунке 2.2 [25]. Здесь: 1 - десна, 2 - альвеолярная кость, 3 - область периодонтальной связки и цемента корня зуба, 4 - дентин, 5 - пульпа.

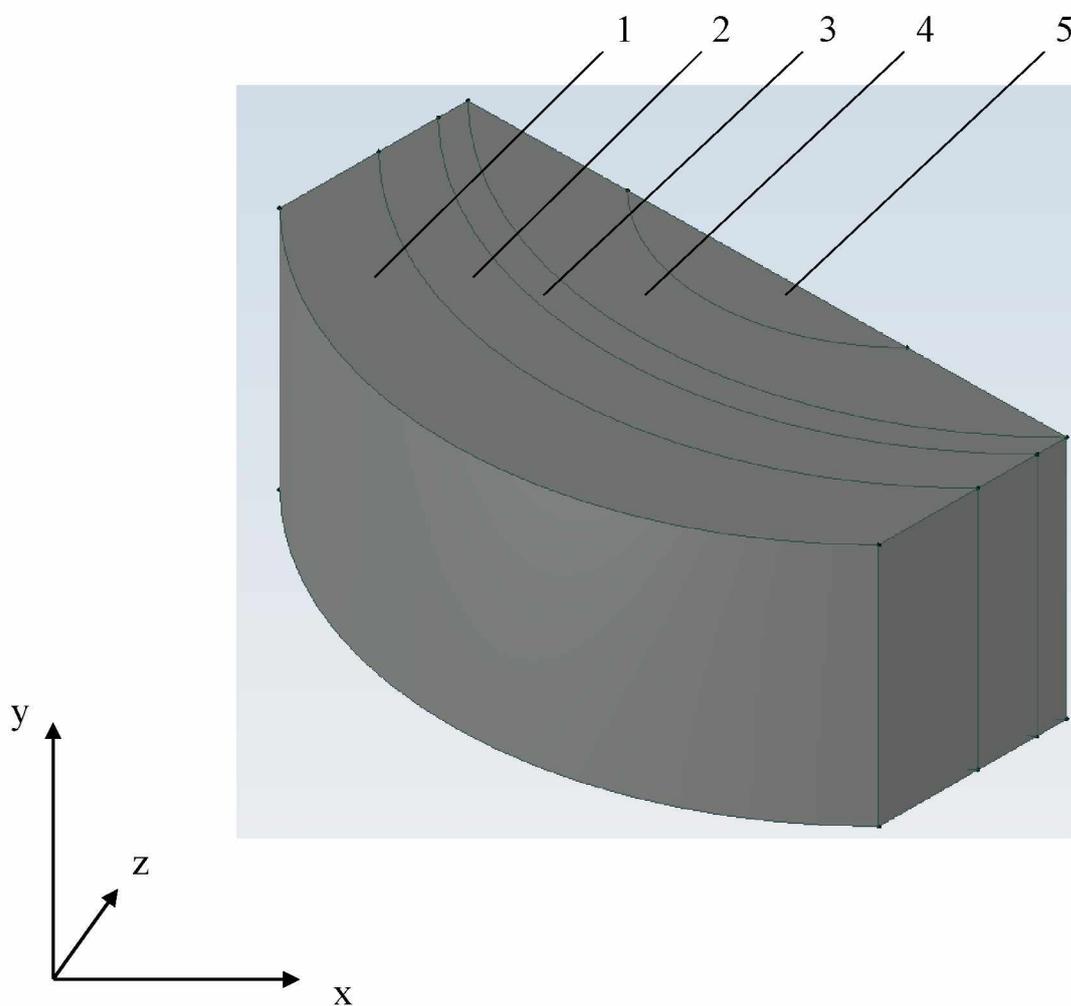


Рисунок 2.2 - Модель области пародонта

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.

Таким образом математическая формулировка задачи определения температурного поля пародонта при локальной гипотермии посредством исследуемой ТЭС имеет вид [24, 25]:

$$\begin{aligned}
 \lambda_1 \left(\frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_1}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_1}{\partial z^2} \right) + Q_d &= \rho_1 C_1 \frac{\partial T_1}{\partial \tau}, \\
 \lambda_2 \left(\frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_2}{\partial z^2} \right) &= \rho_2 C_2 \frac{\partial T_2}{\partial \tau}, \\
 \lambda_3 \left(\frac{\partial^2 T_3}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial z^2} \right) &= \rho_3 C_3 \frac{\partial T_3}{\partial \tau}, \\
 \lambda_4 \left(\frac{\partial^2 T_4}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_4}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_4}{\partial z^2} \right) &= \rho_4 C_4 \frac{\partial T_4}{\partial \tau}, \\
 \lambda_5 \left(\frac{\partial^2 T_5}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_5}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_5}{\partial z^2} \right) &= \rho_5 C_5 \frac{\partial T_5}{\partial \tau}.
 \end{aligned} \tag{2.1}$$

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 единице объема в единицу времени в десне; $q_{ТЭС}$ - количество теплоты, поглощаемое в единицу времени на единице 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 $S_{ТЭС}$); индексы переменных соответствуют рисунку 2.2; n - нормаль к поверхности контакта ТЭС и областей пародонта, $n = xh + yg + zk$; h, g, k – единичные вектора.

Решение системы дифференциальных уравнений (2.1) с начальными и граничными условиями получено численным методом конечных элементов [28, 38, 67]. Данный метод использован ввиду его высокой эффективности для решения систем дифференциальных уравнений нестационарной теплопроводности для слоистых структур сложной конфигурации с граничными условиями второго и третьего рода. Кроме того, достоинством метода конечных элементов является его реализация в современных пакетах прикладных программ.

В частности для настоящего случая применен пакет прикладных программ Elcut (производитель - компания ООО "Тор", г. Санкт-Петербург), отличающийся высокой производительностью и непродолжительностью решения задач подобного рода.

2.2 Методика численного расчета температурного поля зоны пародонта при локальной гипотермии

Метод конечных элементов представляет собой численный метод решения систем дифференциальных уравнений с частными производными, а также интегральных уравнений [21]. Его сущность состоит в том, что область возможных решений уравнений разбивается на конечное количество подобластей (элементов). Для каждого элемента подбирается аппроксимирующая функция, в простейшем случае являющаяся линейной. Вне элемента аппроксимирующая функция считается равной нулю. Значения функций на границах элементов (в узлах) и являются решением задачи. Коэффициенты аппроксимирующих функций определяются из условия равенства значения соседних функций на границах между элементами. Далее составляется система алгебраических уравнений с учетом аппроксимирующих функций, количество которых равняется количеству неизвестных значений в узлах, решаемая с использованием ЭВМ. С точки зрения вычислительной математики метод конечных элементов состоит в минимизации вариационной задачи за счет использования некоторой совокупности функций, определенных в своей подобласти.

Рассмотрим общую методику решения уравнений (2.1) данным методом [28].

Приведем каждое из уравнений теплопроводности (2.1) к виду:

$$\lambda_x \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \lambda_y \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \lambda_z \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} + Q - \eta \frac{\partial T}{\partial \tau} = 0, \quad x, y, z \in V \quad (2.2)$$

а обобщенное граничное условие запишем следующим образом:

$$\lambda_x \frac{\partial T}{\partial x} l_x + \lambda_y \frac{\partial T}{\partial y} l_y + \lambda_z \frac{\partial T}{\partial z} l_z + \alpha T + V_s = 0, \quad x, y \in V. \quad (2.3)$$

где $\eta = C\rho$ - удельный объемный коэффициент теплопроводности, описывающий теплообмен в объеме V_s , ограниченном кривыми l_x , l_y и l_z .

При этом для уравнений теплопроводности, описывающих области альвеолярной кости, периодонтальной связки и цемента корня зуба, дентина и пульпы слагаемое Q равняется нулю, а для десны $Q=Q_d$.

Решение уравнений (2.2)-(2.3) соответствует нахождению минимума следующего функционала:

$$\chi = \frac{1}{2} \int_V \left[\lambda_x \left(\frac{\partial T}{\partial x} \right)^2 + \lambda_y \left(\frac{\partial T}{\partial y} \right)^2 + \lambda_z \left(\frac{\partial T}{\partial z} \right)^2 - 2TQ_1C + \eta \left(\frac{\partial T}{\partial \tau} \right) \right] dV + \int_V \left[\frac{1}{2} \alpha (T - T_{cp})^2 + (Q_1 + Q_R^{e,i,j}) T \right] dV, \quad (2.4)$$

где R - вектор-столбец, Q_1 - внешний источник теплоты, i, e, j - соответственно i -й, e -й и j -й элемент.

Минимизация функционала производится для множества значений температуры в узлах.

Вводятся матрицы:

$$g_1 = \begin{bmatrix} \frac{\partial T}{\partial x} & \frac{\partial T}{\partial y} & \frac{\partial T}{\partial z} \end{bmatrix}^T, \quad (2.5)$$

$$D = \begin{bmatrix} \lambda_x & & \\ & \lambda_y & \\ & & \lambda_z \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

Выражение (2.4) записывается в виде:

$$\chi = \frac{1}{2} \int_V \left[g_1^T D g_1 - 2TQ_1C - \eta \left(\frac{\partial T}{\partial \tau} \right) \right] dV + \frac{1}{2} \int_V \alpha (T^2 - 2T_{cp}T + T_{cp}^2) dV + \int_{V_2} T (Q_1 + Q_R^{e,i,j}) dV. \quad (2.7)$$

С учетом того, что $T^e = N^e T$ (здесь T - вектор узловых значений) разобьем формулу (2.7) на составляющие:

$$\chi = \sum_{e=1}^E \left\{ \int_{V^e} \frac{1}{2} (g^T)^e D^e g^e dV + \int_{V^e} \eta^e E^e \left(\frac{\partial T^e}{\partial \tau} \right) dV + \int_{V^e} T^e w^e dV + \frac{1}{2} \int_{V_1} \alpha^e \left[T^2 - 2T_{cp}T + T_{cp}^2 \right] dV + \int_{V_2} T^e (Q_1 + Q_R^{e,i,j}) dV \right\},$$

(2.8)

где w - внутренний источник теплоты, T_{cp} - температура окружающей среды (в данном случае равняется 309,6 K).

Выражение (2.8) может быть представлена как сумма элементарных вкладов

$$\chi = \sum_{e=1}^E \chi^e$$

где χ^e - интеграл под знаком суммы.

Условие минимизации функционала (2.8) соответствует формуле:

$$\frac{\partial \chi}{\partial T} + \frac{\partial}{\partial T} \sum_{e=1}^E \chi^e + \sum_{e=1}^E \frac{\partial \chi^e}{\partial T} = 0 \quad (2.9)$$

С применением метода конечных элементов матрица g^e запишется в виде:

$$g^e = B^e T^e \quad (2.10)$$

С учетом этого (2.8) описывается выражением:

$$\begin{aligned} \chi^e = & \frac{1}{2} \int_{V_1} \frac{1}{2} T^T B^T S B T dV + \int_{V^e} \left[\eta N T N^T \left(\frac{\partial T}{\partial \tau} \right) - w N T \right] dV + \int_{V_1} \frac{\alpha}{2} T^T N^T N T dV + \\ & + \int_{V_1} \alpha T_{cp} N T dV + \int_{V_1} \frac{\alpha}{2} T_{cp}^2 dV + \int_{V_2} (Q_1 + Q_R^{e,i,j}) N T dV. \end{aligned} \quad (2.11)$$

Процесс минимизации сводится к определению дифференциала произведений матриц NT и $T^T AT$ по T , где N - вектор-строка, T - вектор-столбец и A - квадратная матрица. Согласно [64]:

$$\frac{\partial}{\partial T} (NT) = N^T, \quad \frac{\partial}{\partial T} (T^T N^T) = N^T, \quad \frac{\partial}{\partial T} (T^T AT) = 2AT \quad (2.12)$$

С учетом последних соотношений при дифференцировании (2.12) получим:

$$\begin{aligned} \frac{\partial \chi^e}{\partial T} = & \int_{V^e} (B^T D B) T dV + \int_{V^e} \eta N^T N \left(\frac{\partial T}{\partial \tau} \right) dV + \int_{V_1} \alpha N^T N T dV + \int_{V^e} w N^T dV + \\ & + \int_{V_1} \alpha T_{cp} N^T dV + \int_{V_2} (Q_1 + Q_R^{e,i,j}) N^T dV \end{aligned} \quad (2.13)$$

Формуле (2.13) соответствует ее свернутый вид:

$$\frac{\partial \chi^e}{\partial T} = c^e \left(\frac{\partial T}{\partial \tau} \right) + k^e T + f^e \quad (2.14)$$

При поэлементном объединении выражений (2.10) получим:

$$\frac{\partial \chi}{\partial T} = \sum_{e=1}^E \left[C^e \left(\frac{\partial T}{\partial \tau} \right) + k^e T + f^e \right] = 0, \quad (2.15)$$

или

$$C \frac{\partial T}{\partial \tau} + K T + F = 0, \quad (2.16)$$

где C , K - глобальные матрицы теплоемкости и теплопроводности, соответственно, F - глобальный вектор тепловой нагрузки.

Для повышения точности решения задачи методом конечных элементов может быть использовано увеличение количества симплекс-элементов за счет сокращения их размеров, а также переход к элементам более высокого порядка (например, квадратичным, кубическим и т.д.) с уменьшением их количества.

Рассмотрим двумерный мультиплекс-элемент, изображенный на рисунке 2.3 для поверхности $S_e = V_e / \ell_z$.

Для него имеем:

$$N_r = \frac{1}{4} (1 + \xi \xi_r) (1 + \eta \eta_r) \quad (2.17)$$

где $r = i, j, \lambda, 1$, а остальные функции приравниваются нулю.

Данный элемент является изопараметрическим, поэтому функции формы и связи между переменными в данных системах координат равны базисным. Поэтому:

$$x = N(\xi, \eta) X, \quad y = N(\xi, \eta) Y, \quad (2.18)$$

где X , Y – вектор-столбцы глобальных координат узлов.

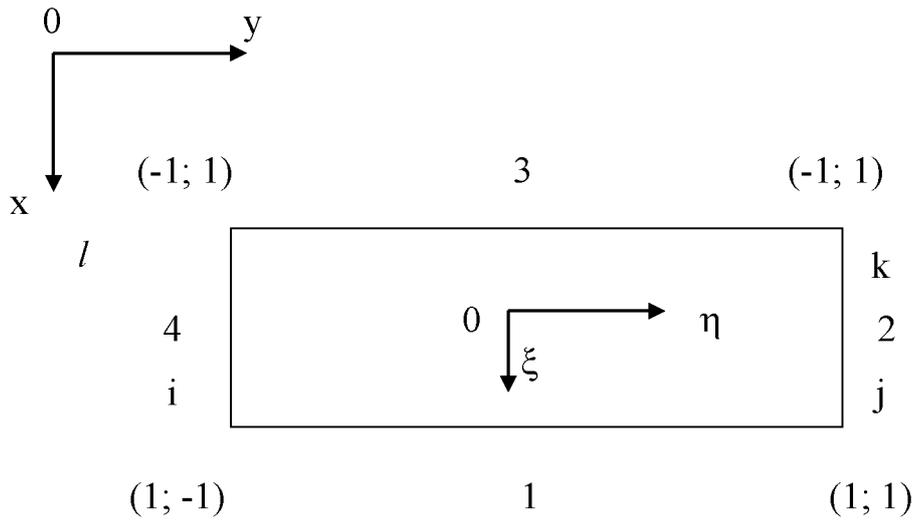


Рисунок 2.3 - Мультиплекс-элемент

Формулы для преобразования координат (якобианы) выглядят следующим образом:

$$J_s = \begin{bmatrix} \frac{l_x}{2} & \\ & \frac{l_y}{2} \end{bmatrix}, \det J_s = \frac{A^e}{4}, J_s^{-1} = \begin{bmatrix} \frac{2}{l_x} & \\ & \frac{2}{l_y} \end{bmatrix}, \quad (2.19)$$

где $A^e = l_x l_y$ - площадь элемента.

Элементы обратного якобиана имеют вид:

$$b_{11} = \frac{2}{l_x}, b_{22} = \frac{2}{l_y}. \quad (2.20)$$

Объемная часть матрицы теплопроводности:

$$\lambda_s^e = \int_{s_e} B^T D B |\det J_s| d\xi d\eta. \quad (2.21)$$

При этом

$$B^T D B = \begin{bmatrix} \lambda_x b_{11} a_{12} & \lambda_y b_{22} a_{21} \\ \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot \\ \lambda_x b_{11} a_{14} & \lambda_y b_{22} a_{24} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} b_{11} a_{11} & \cdot & \cdot & \cdot & b_{11} a_{14} \\ b_{22} a_{21} & \cdot & \cdot & \cdot & b_{22} a_{24} \end{bmatrix}, \quad (2.22)$$

а

$$a_{11} = \frac{1}{2}(1 - \eta) = -a_{14}; \quad a_{12} = \frac{1}{2}(1 + \eta) = -a_{13}. \quad (2.23)$$

Для единичной толщины элемента:

$$dS = |\det J_s| \delta d\xi d\eta = \frac{\delta A^e}{4} d\xi d\eta. \quad (2.24)$$

Для матрицы теплопроводности справедливо выражение:

$$\lambda_s^e = \frac{A^e}{4} \frac{\delta}{6} \sum_{i=1}^2 b_{i=1}^2 = D(\overline{A_1})_{ij\lambda 1}, \quad (2.25)$$

При определении поверхностных компонентов матрицы используются формулы:

$$\det J_{s_{1,3}} = \frac{\ell_x}{2}, \quad \det J_{s_{2,4}} = \frac{\ell_y}{2}, \quad (2.26)$$

$$dS_{1,3} = \delta d\xi \quad dS_{2,4} = \delta d\eta.$$

Базисные функции на сторонах 1,3 ($\xi = \pm 1$) и 2,4 ($\eta = \pm 1$) записываются в виде:

$$N_{i1} = N_{i3} = \frac{1}{2}(1 - \eta), \quad N_{j1} = N_{j3} = \frac{1}{2}(1 + \eta), \quad (2.27)$$

$$N_{j4} = N_{k2} = \frac{1}{2}(1 + \xi), \quad N_{k2} = N_{i4} = \frac{1}{2}(1 - \xi).$$

С учетом (2.25)-(2.26):

$$\lambda_s^e = \frac{\delta}{6} \sum_{i=1}^4 a_i \ell_i u_i, \quad (2.28)$$

где u_i - симметричная матрица размером 4x4 при $i = 1$ имеющая вид:

$$u_1 = \begin{bmatrix} 2 & 1 & 0 & 0 \\ & 2 & 0 & 0 \\ & & 0 & 0 \\ & & & 0 \end{bmatrix}. \quad (2.29)$$

Выражения для остальных матриц находятся циклической перестановкой индексов узлов элемента.

Базисные функции двумерного элемента прямоугольной формы для узлов в вершинах:

$$N_i = \frac{1}{4}(1 + \xi\xi_i)(1 + \eta\eta_i)(\xi\xi_i + \eta\eta_i - 1).$$

Для центральных узлов по каждой стороне:

$$\xi_i = 0 \quad N_i = \frac{1}{2}(1 - \xi^2)(1 + \eta\eta_i)$$

$$\eta_i = 0 \quad N_i = \frac{1}{2}(1 + \xi\xi_i)(1 - \eta^2).$$

В соответствии с рассмотренной методикой, описываемой соотношениями (2.2)-(2.29) произведен расчет температурного поля области пародонта при локальной гипотермии. Численный эксперимент реализован с использованием ПЭВМ и пакета прикладных программ Elcut.

2.3 Результаты численного эксперимента по расчету температурного поля зоны пародонта при локальной гипотермии

Численный эксперимент проводился по модели области пародонта, изображенной на рисунке 2.2. Исходные данные для расчета следующие: десна - $\lambda = 0,6$ Вт/(м·К); $C = 3458$ Дж/(кг·К); $\rho = 1041$ кг/м³; альвеолярная кость - $\lambda = 0,5$ Вт/(м·К); $C = 2938$ Дж/(кг·К); $\rho = 1290$ кг/м³; область периодонтальной связки и цемента корня зуба - $\lambda = 0,48$ Вт/(м·К); $C = 3000$ Дж/(кг·К); $\rho = 1260$ кг/м³; дентин - $\lambda = 0,66$ Вт/(м·К); $C = 1181$ Дж/(кг·К); $\rho = 1300$ кг/м³; пульпа - $\lambda = 0,55$ Вт/(м·К); $C = 3600$ Дж/(кг·К); $\rho = 1100$ кг/м³, $Q_d = 0,5$ Вт [34]. Трехмерная модель области пародонта, подвергающейся гипотермии с конечно-элементной сеткой изображена на рисунке 2.4. На рисунке 2.5 показано сечение области пародонта в поперечном направлении с размерами в миллиметрах. Высота области пародонта предполагается равной 15 мм.

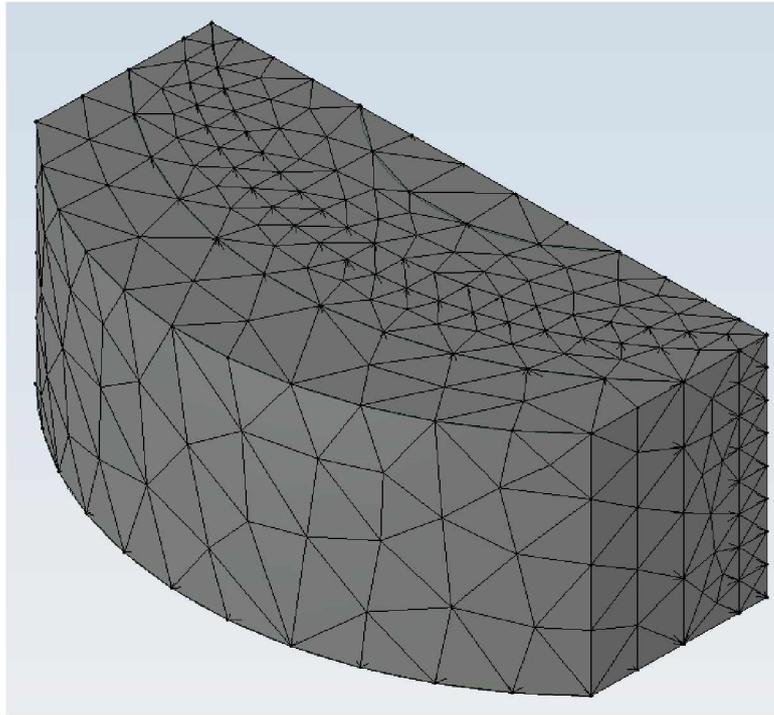


Рисунок 2.4 - Трехмерная модель области пародонта с конечно-элементной сеткой

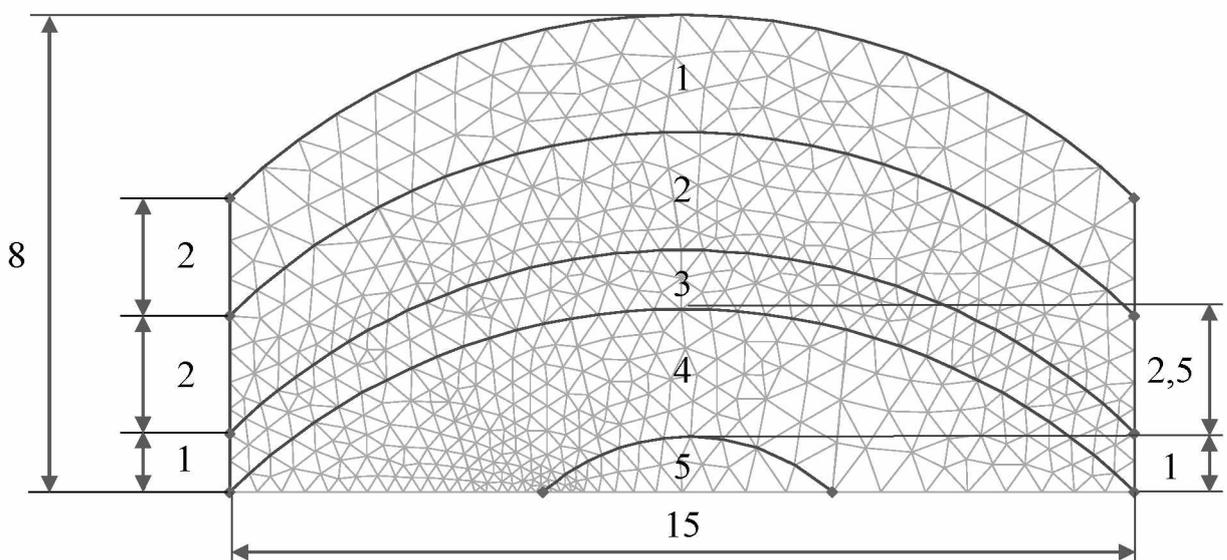


Рисунок 2.5 - Сечение области пародонта в поперечном направлении с размерами

Результаты произведенных расчетов представлены на рисунках 2.6-2.13. На рисунке 2.6 показано трехмерное температурное поле области пародонта при действии источника холода мощностью $Q_{ТЭС}=10$ Вт ($Q_{ТЭС}=q_{ТЭС}/S_{ТЭС}$) в стационарном режиме.

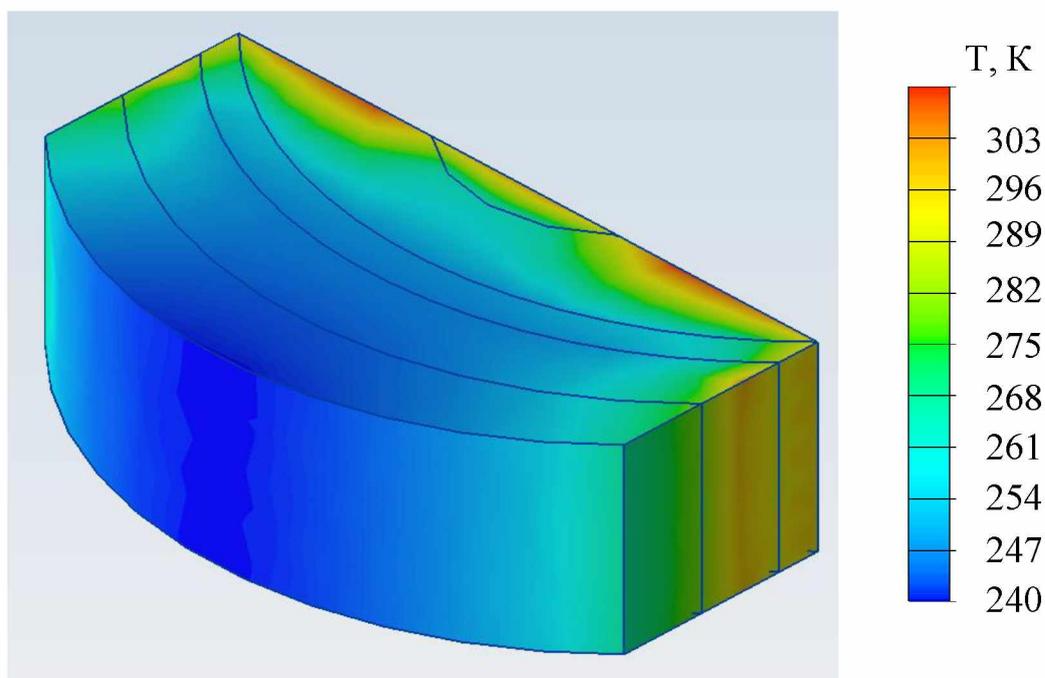


Рисунок 2.6 - Трехмерное температурное поле области пародонта при мощности источника холода 10 Вт

Соответствующая двумерная картина в поперечном сечении области пародонта изображена на рисунке 2.7, а на рисунках 2.8-2.9 представлены двумерные температурные поля поперечного сечения зоны пародонта при мощностях источника холода соответственно 9 и 8 Вт.

По данным рисункам 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 выше.

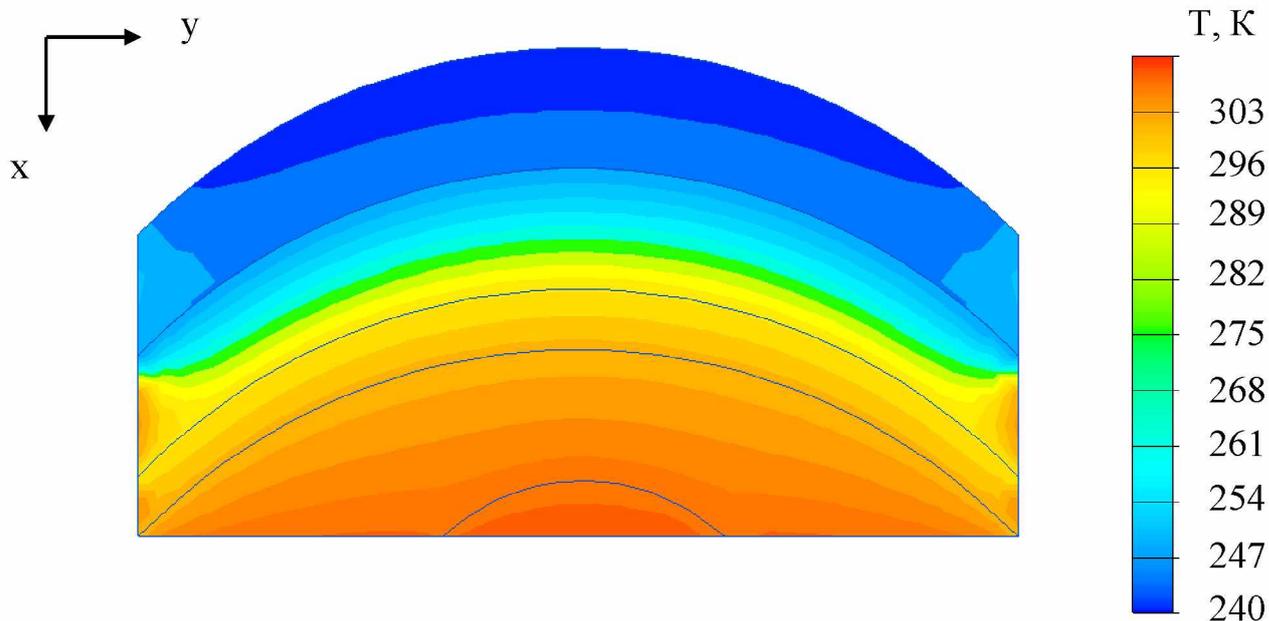


Рисунок 2.7 - Двумерное температурное поле области пародонта при мощности источника холода 10 Вт

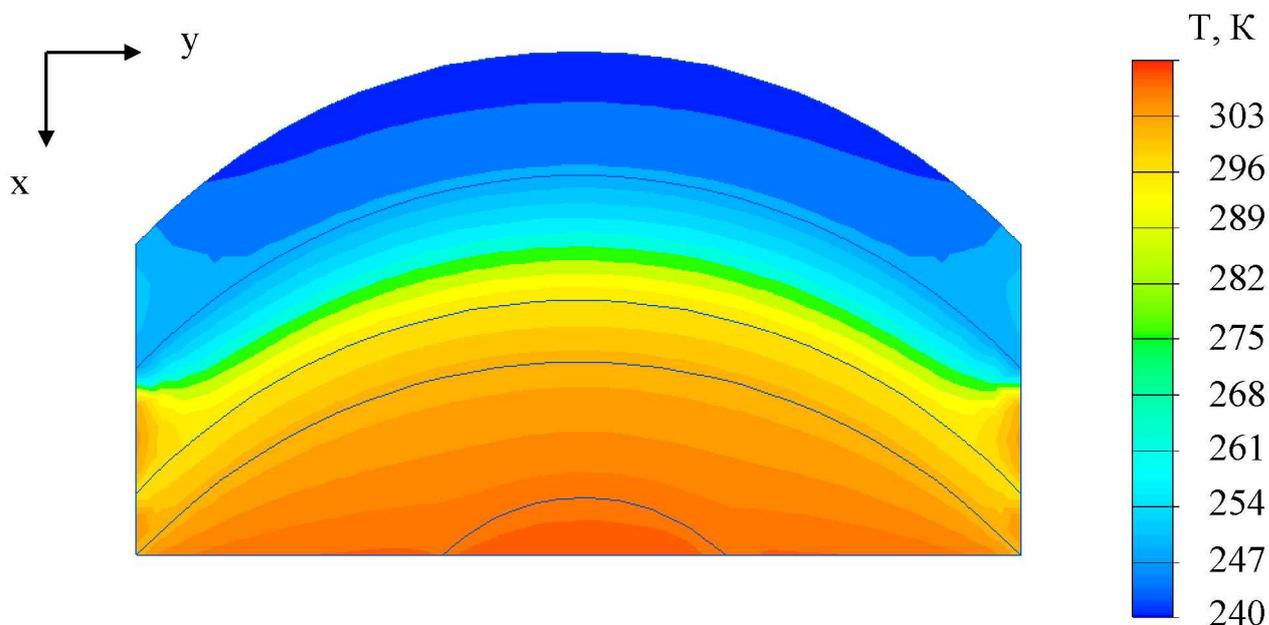


Рисунок 2.8 - Двумерное температурное поле области пародонта при мощности источника холода 9 Вт

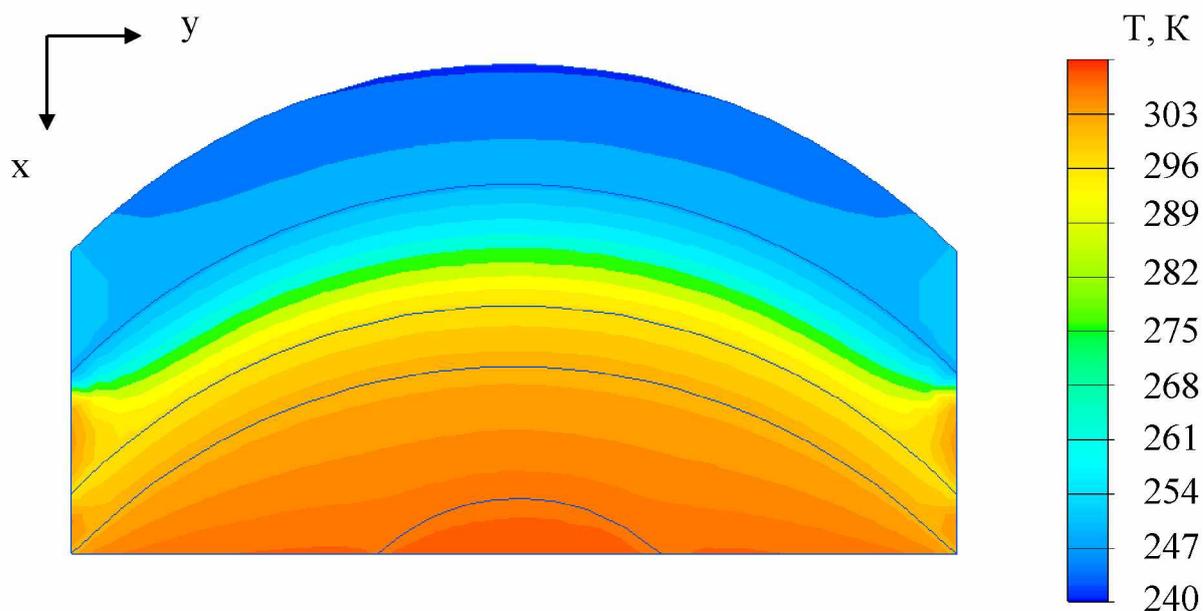


Рисунок 2.9 - Двумерное температурное поле области пародонта при мощности источника холода 8 Вт

Для количественного анализа картины температурного поля области пародонта при ее локальном охлаждении более информативными являются одномерные графики. На рисунке 2.10 изображены графики изменения температуры вдоль центральной оси в поперечном направлении области пародонта, а на рисунках 2.11-2.12 вдоль центральной дуги областей десны и дентина в продольном направлении при различных мощностях источника холода. В соответствие с графиками 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.

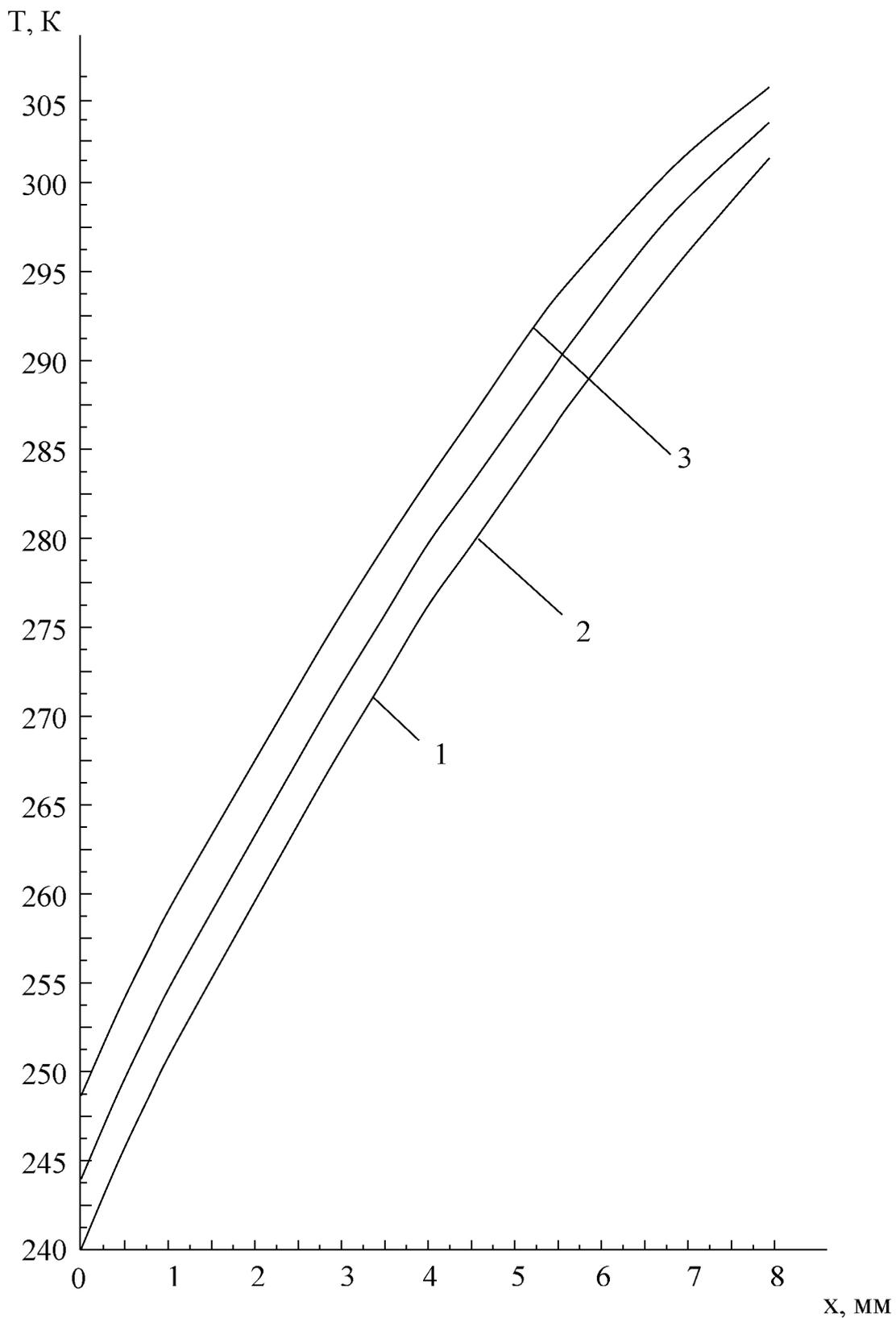


Рисунок 2.10 - Изменение температуры вдоль центральной оси в поперечном направлении области пародонта при различных мощностях источника холода

1 - $Q_{ТЭС}=10$ Вт, 2 - $Q_{ТЭС}=8,5$ Вт, 3 - $Q_{ТЭС}=7$ Вт

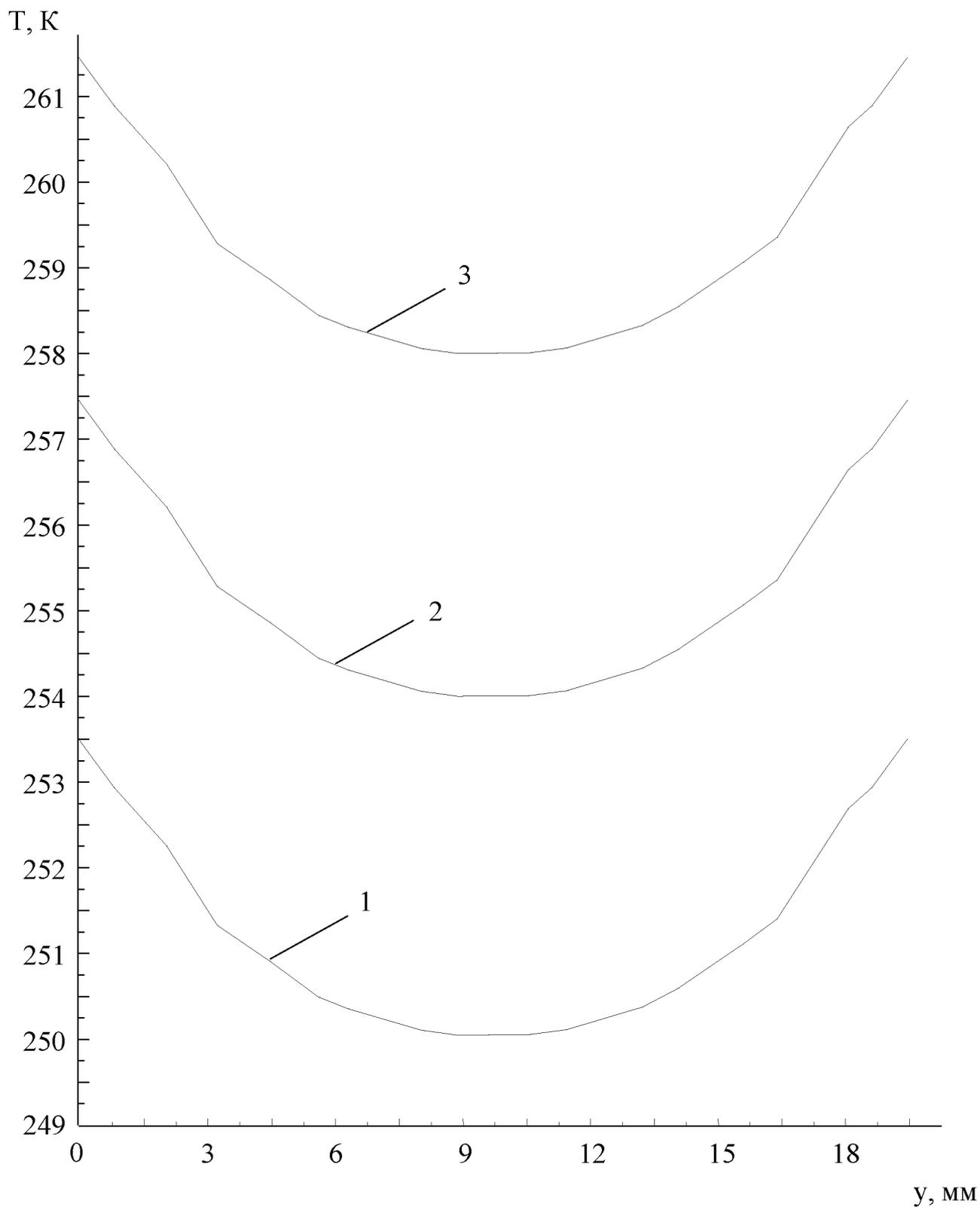


Рисунок 2.11 - Изменение температуры вдоль центральной дуги области десны в продольном направлении при различных мощностях источника

холода

1 - $Q_{ГЭС}=10$ Вт, 2 - $Q_{ГЭС}=8,5$ Вт, 3 - $Q_{ГЭС}=7$ Вт

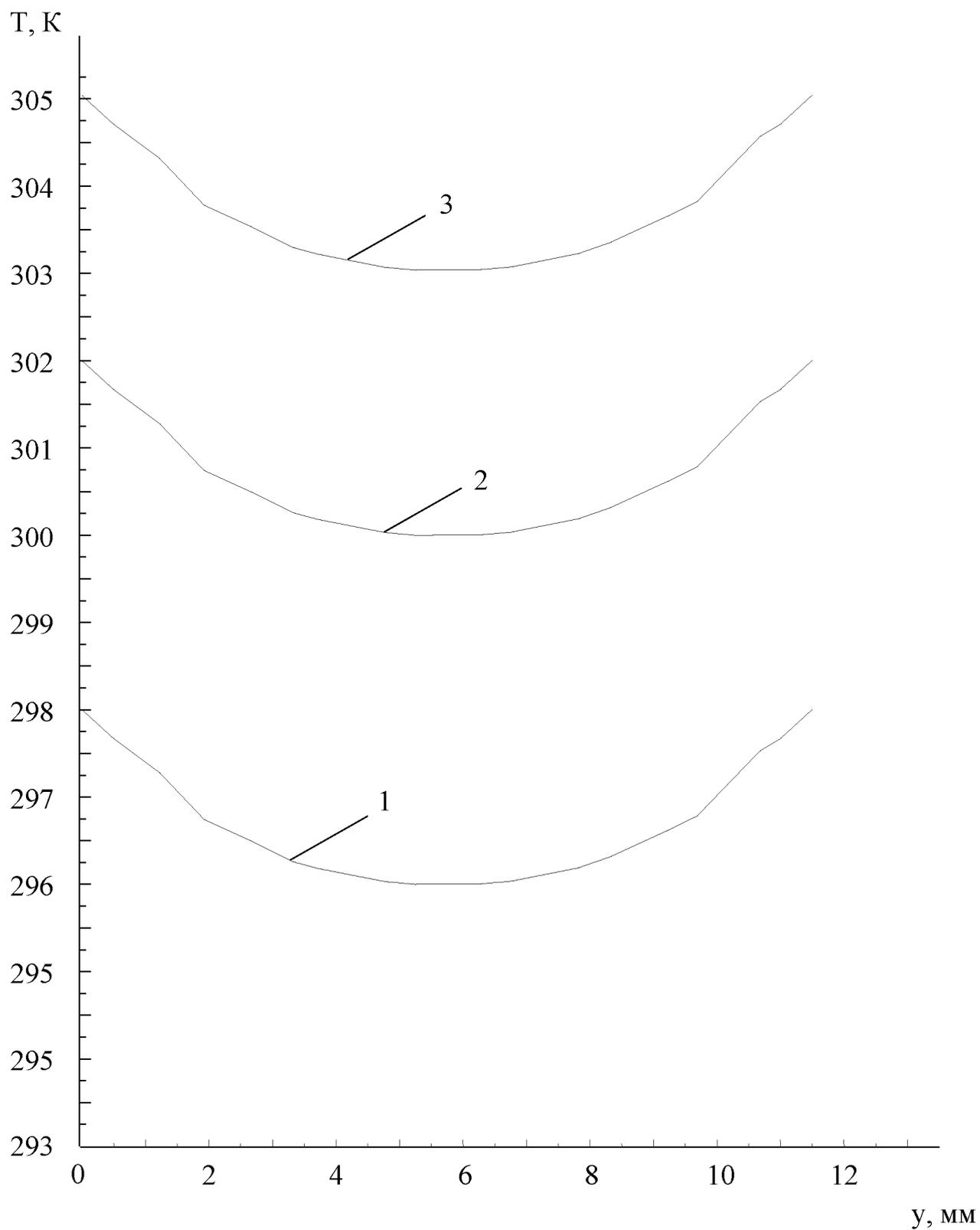


Рисунок 2.12 - Изменение температуры вдоль центральной дуги области дентина в продольном направлении при различных мощностях источника холода

1 - $Q_{TЭС}=10$ Вт, 2 - $Q_{TЭС}=8,5$ Вт, 3 - $Q_{TЭС}=7$ Вт

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 рисунках 2.13 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 рисунке 2.14 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 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 [37] разница составит примерно 1,3 раза.

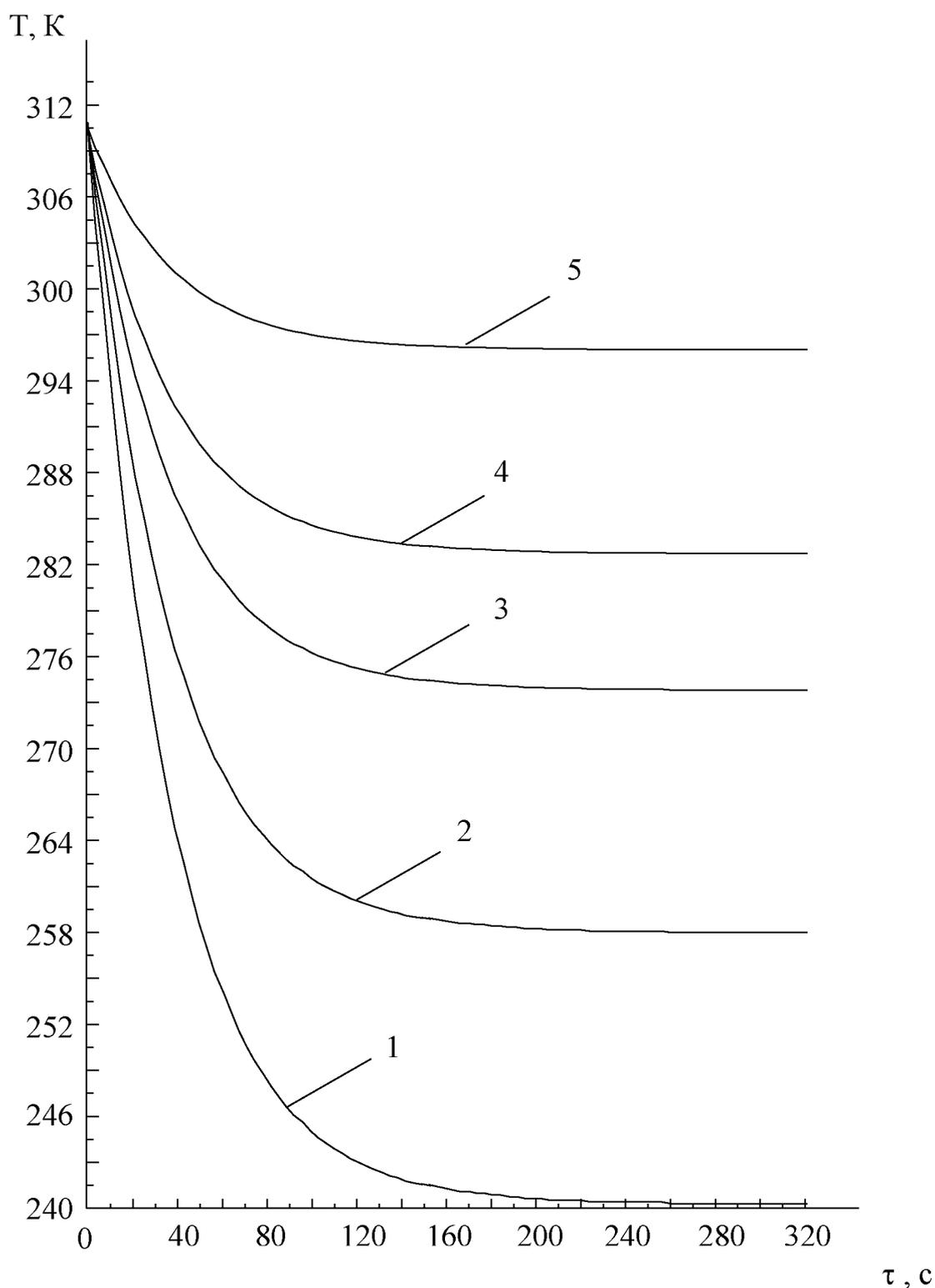


Рисунок 2.13 - Изменение температуры во времени поверхности, ближней к источнику холода, десны, альвеолярной кости, области периодонтальной связки и цемента корня зуба, дентина при $Q_{ТЭС}=10$ Вт

1 - десна, 2 - альвеолярная кость, 3 - область периодонтальной связки и цемента корня зуба, 4 - дентин, 5 - пульпа

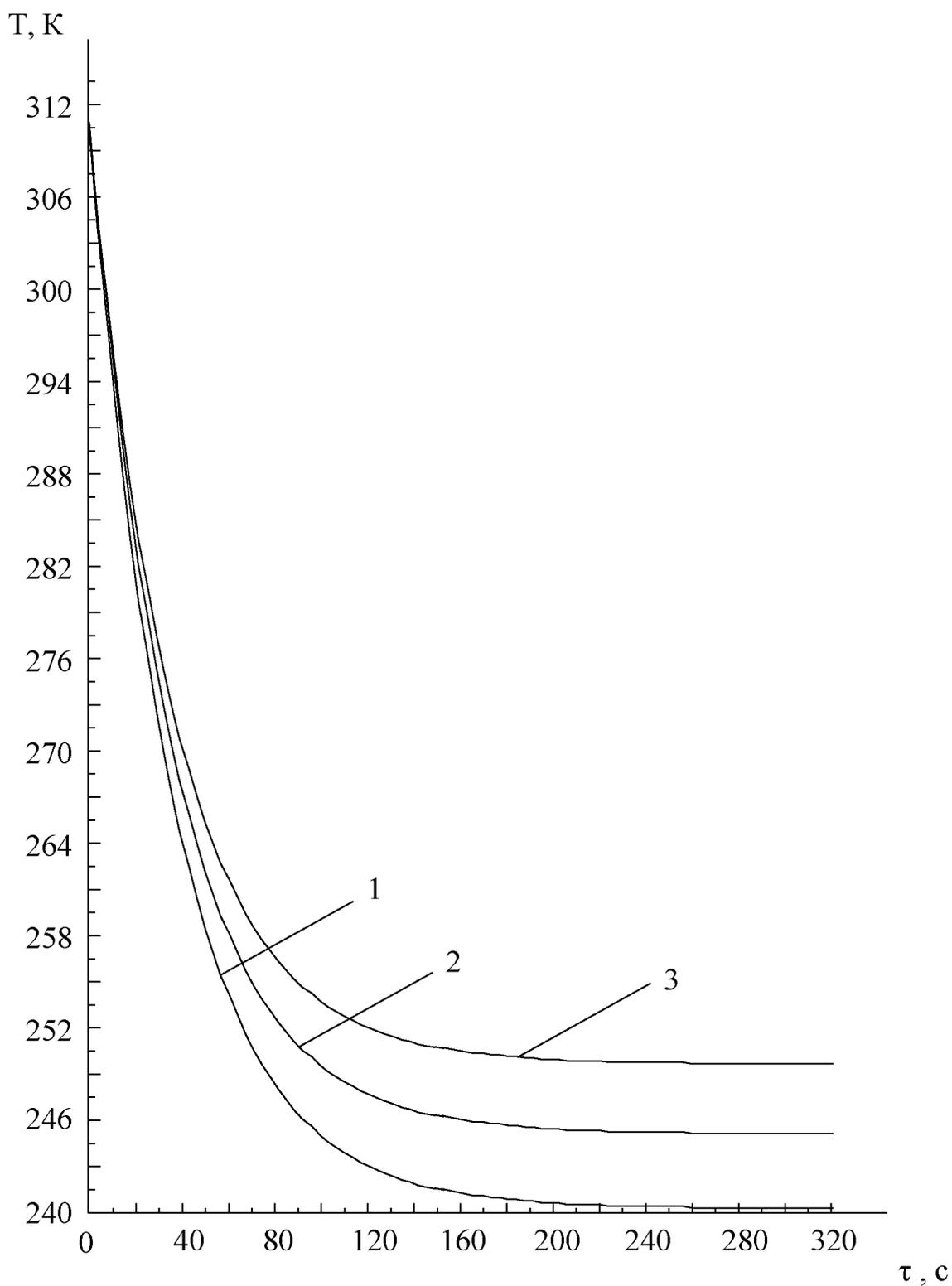


Рисунок 2.14 - Изменение температуры во времени поверхности, ближней к источнику холода, десны при различных мощностях источника холода
 1 - $Q_{\text{ТЭС}}=10$ Вт, 2 - $Q_{\text{ТЭС}}=8,5$ Вт, 3 - $Q_{\text{ТЭС}}=7$ Вт

2.4 Расчет параметров однокаскадного термоэлектрического модуля в составе термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии

Исходными данными для расчета ТЭМ являются величина его мощности, найденная на этапе расчета температурного поля биологического объекта воздействия, а также характеристики термоэлектрического вещества и условия окружающей среды. При этом искомыми являются геометрические размеры термоэлементов, а также электрические характеристики (сила тока, напряжение, потребляемая мощность).

Рассмотрим методику определения этих характеристик, используя результаты работы [68, 82].

Рассчитывается ТЭМ, состоящий из m термоэлементов. Его мощность, приходящаяся на холодные спаи, определяется из соотношения:

$$Q_{\text{ТЭМ}} = mGT_{\text{ТЭМх}} \frac{s_{\text{ТЭМ}}}{\ell_{\text{ТЭМ}}} \frac{t-1}{t+1} (M-t) \quad (2.30),$$

где $M = \sqrt{1 + 0,5Z(T_{\text{ТЭМх}} + T_{\text{ТЭМг}})}$, $T_{\text{ТЭМх}}$ - температура холодного спаи термоэлемента, $T_{\text{ТЭМг}}$ - температура горячего спаи термоэлемента,

$t = \frac{T_{\text{ТЭМг}}}{T_{\text{ТЭМх}}}$, $Z = \frac{e^2}{(\sqrt{\lambda_p \rho_p} + \sqrt{\lambda_n \rho_n})^2}$ - добротность термоэлемента, e -

коэффициент термо-э.д.с. термоэлемента, $G = \frac{2M}{M-1} \frac{\sqrt{\lambda_p \rho_p} + \sqrt{\lambda_n \rho_n}}{\sqrt{\lambda_p \rho_n} + \sqrt{\lambda_n \rho_p}} \sqrt{\lambda_n \lambda_p}$,

$\lambda_p, \rho_p, \lambda_n, \rho_n$ - удельные теплопроводности и сопротивления ветвей термопары р- и n-типа соответственно, $s_{\text{ТЭМ}}$, $\ell_{\text{ТЭМ}}$ - площадь поперечного сечения и длина ветвей термоэлемента.

Аналогичным образом определяется мощность ТЭМ, приходящаяся на горячие спаи:

$$Q_{TЭМг} = mGT_{TЭМх} \frac{s}{\ell} \frac{t-1}{t+1} (tM-1) \quad (2.31)$$

Сила электрического тока, питающего ТЭМ, рассчитывается по формуле:

$$I_{TЭМ} = \frac{(M^2 - 1)Q_{TЭМ}}{eM(MT_{TЭМг} - T_{TЭМх})} \quad (2.32)$$

Геометрические размеры термоэлементов, входящих в состав ТЭМ (высота и площадь поперечного сечения) рассчитываются из ранее заданного отношения $\frac{s_{TЭМ}}{\ell_{TЭМ}}$, а также по известной величине питающего электрического тока:

$$\frac{\ell_{TЭМ}}{s_{TЭМ}} = \frac{e(T_{TЭМг} - T_{TЭМх})\sigma_p}{I_{TЭМ}(M-1)\left(1 + \frac{\sigma_p s_p}{\sigma_n s_n}\right)}, \quad (2.33)$$

$$\frac{\ell_{TЭМ}/s_p}{\ell_{TЭМ}/s_n} = \sqrt{\frac{\lambda_p \sigma_p}{\lambda_n \sigma_n}}, \quad (2.34)$$

где σ_p, σ_n - удельные электрические проводимости ветвей термоэлементов р-типа и n-типа соответственно.

Потребляемая электроэнергия определяется из соотношения

$$W_{TЭМ} = I_{TЭМ}^2 R_{TЭМ}, \quad (2.35)$$

где $R_{TЭМ} = n\left(\rho_n \frac{\ell_{TЭМ}}{s_n} + \rho_p \frac{\ell_{TЭМ}}{s_p}\right)$ - электрическое сопротивление ТЭМ.

По соотношениям (2.30)-(2.35) может быть осуществлен расчет ТЭМ с определением его основных параметров, определяющих режимы функционирования. Они положены в основу пакета прикладных программ Thermoelectric system calculation (производитель ООО "Криотерм", г. Санкт-Петербург) [85]. Стандартные термомодули данной компании используются

в исследуемой ТЭС для локальной гипотермии пародонта и их расчет произведен с использованием этого программного обеспечения.

В соответствие с требованиями и режимами проведения гипотермии на область пародонта определены два типа стандартных ТЭМ: 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 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 применяется для относительно глубокой гипотермии области пародонта вплоть до 240 К при лечении таких заболеваний, как стоматит, гингивит, пародонтит и другие.

На рисунках 2.15-2.18 представлены внешний вид термомодуля ТВ-17-1.4-1.15 с его размерами, зависимости холодопроизводительности ТЭМ, холодильного коэффициента, напряжения питания от перепада температур между спаями для различных значений тока питания, а также зависимость напряжения на ТЭМ от величины тока питания при различных значениях перепада температур между спаями. Графики представлены при температуре горячего спая 300 К. Обеспечение отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ предполагается осуществлять посредством воздушной теплообменной системы, работающей как в режиме принудительного отвода теплоты. Предельные параметры термомодуля следующие: $I_{ТЭМ.max}=7,9$ А, $Q_{ТЭМ.max}=10,2$ Вт, $U_{ТЭМ.max}=2,1$ В, $\Delta T_{ТЭМ.max}=69$ К, $R_{ТЭМ}=0,2$ Ом.

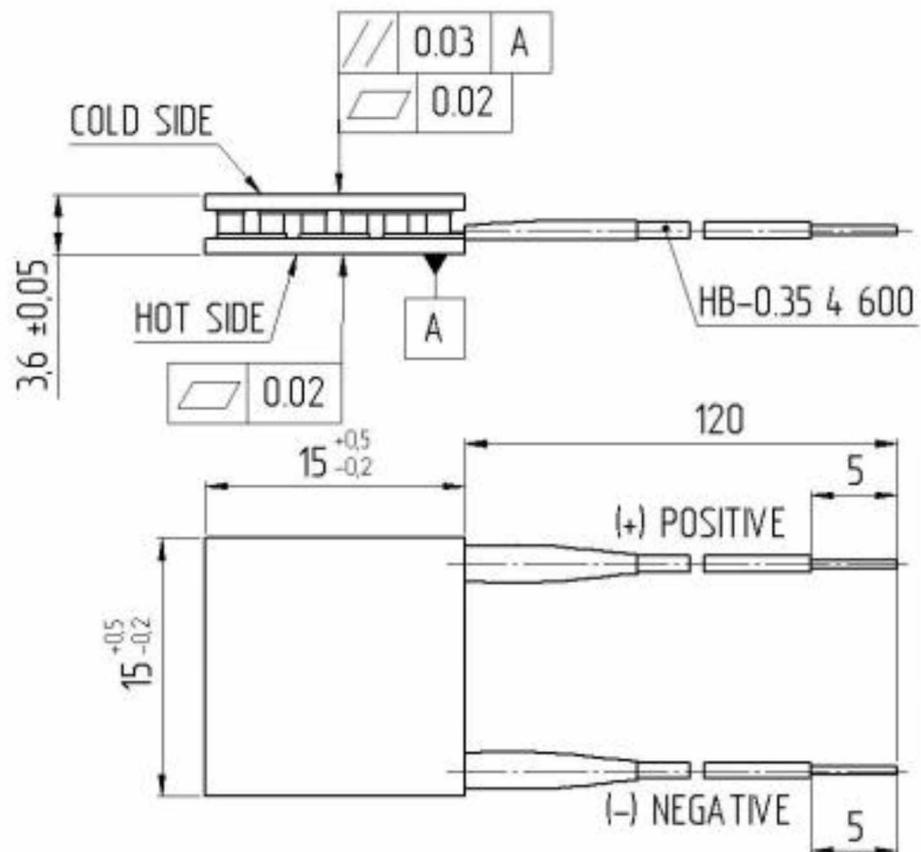
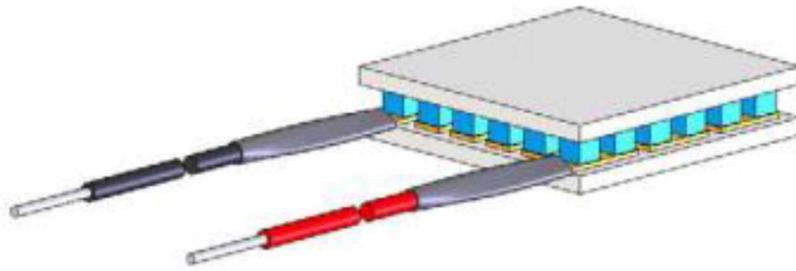


Рисунок 2.14 - Внешний вид ТЭМ типа ТВ-17-1.4-1.15

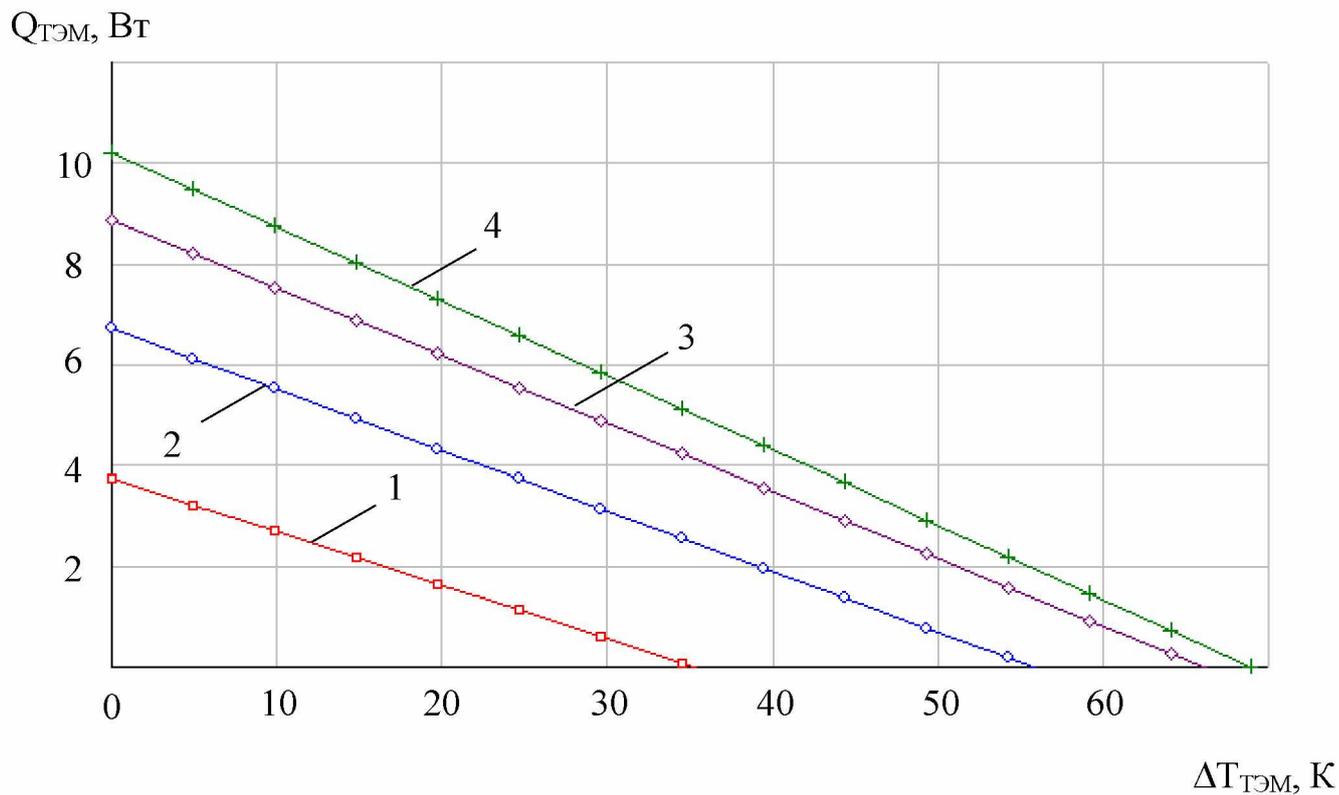


Рисунок 2.15 - Зависимость мощности ТЭМ ТВ-17-1.4-1.15 от перепада температур между спаями при различных значениях тока питания
 1- $I_{TЭМ}=2$ А, 2- $I_{TЭМ}=3,9$ А, 3 - $I_{TЭМ}=5,9$ А, 4 - $I_{TЭМ}=7,9$ А

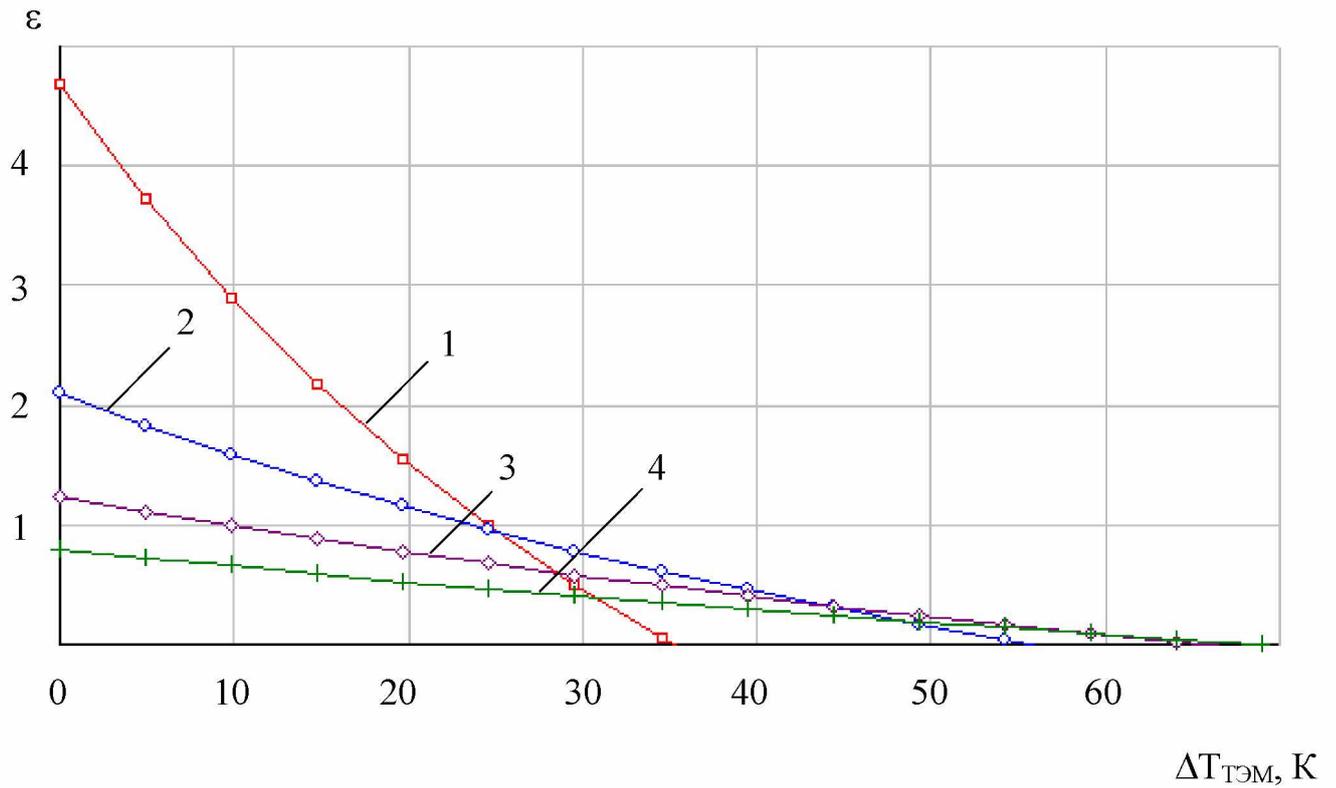
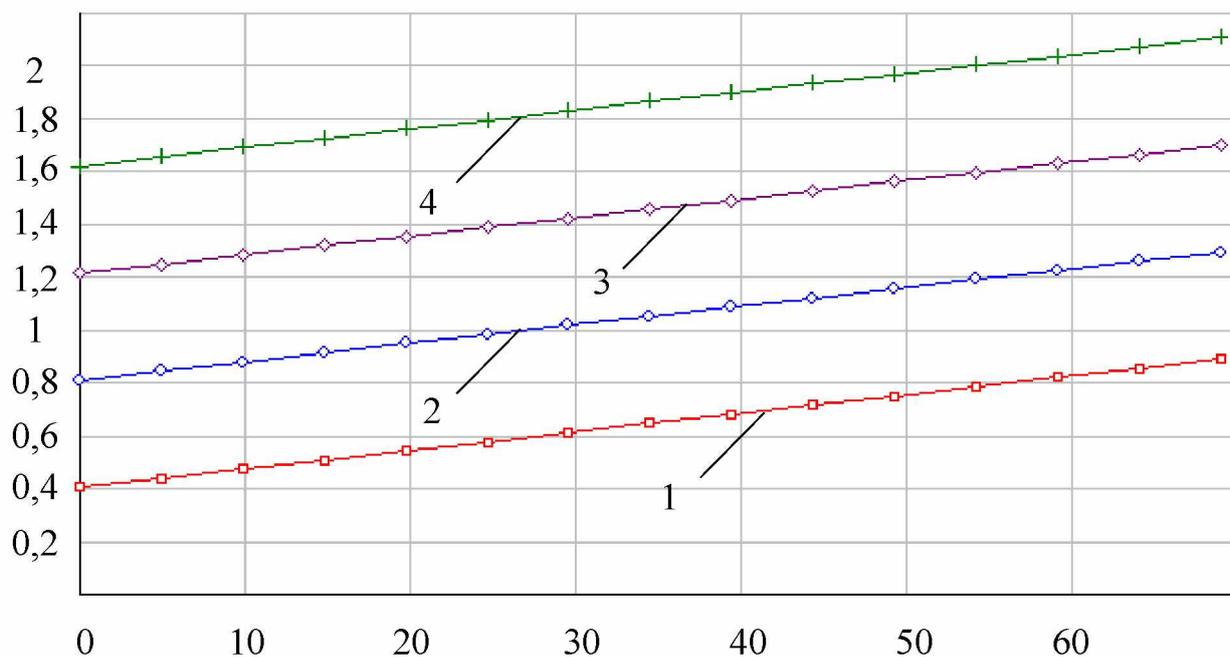


Рисунок 2.16 - Зависимость холодильного коэффициента ТЭМ ТВ-17-1.4-1.15 от перепада температур между сепями при различных значениях тока питания

1- $I_{TЭМ}=2 A$, 2- $I_{TЭМ}=3,9 A$, 3 - $I_{TЭМ}=5,9 A$, 4 - $I_{TЭМ}=7,9 A$

$U_{ТЭМ}, В$



$\Delta T_{ТЭМ}, К$

Рисунок 2.17 - Зависимость напряжения питания ТЭМ ТВ-17-1.4-1.15 от перепада температур между саями при различных значениях тока питания

1- $I_{ТЭМ}=2 А$, 2- $I_{ТЭМ}=3,9 А$, 3 - $I_{ТЭМ}=5,9 А$, 4 - $I_{ТЭМ}=7,9 А$

$U_{TЭМ}, В$

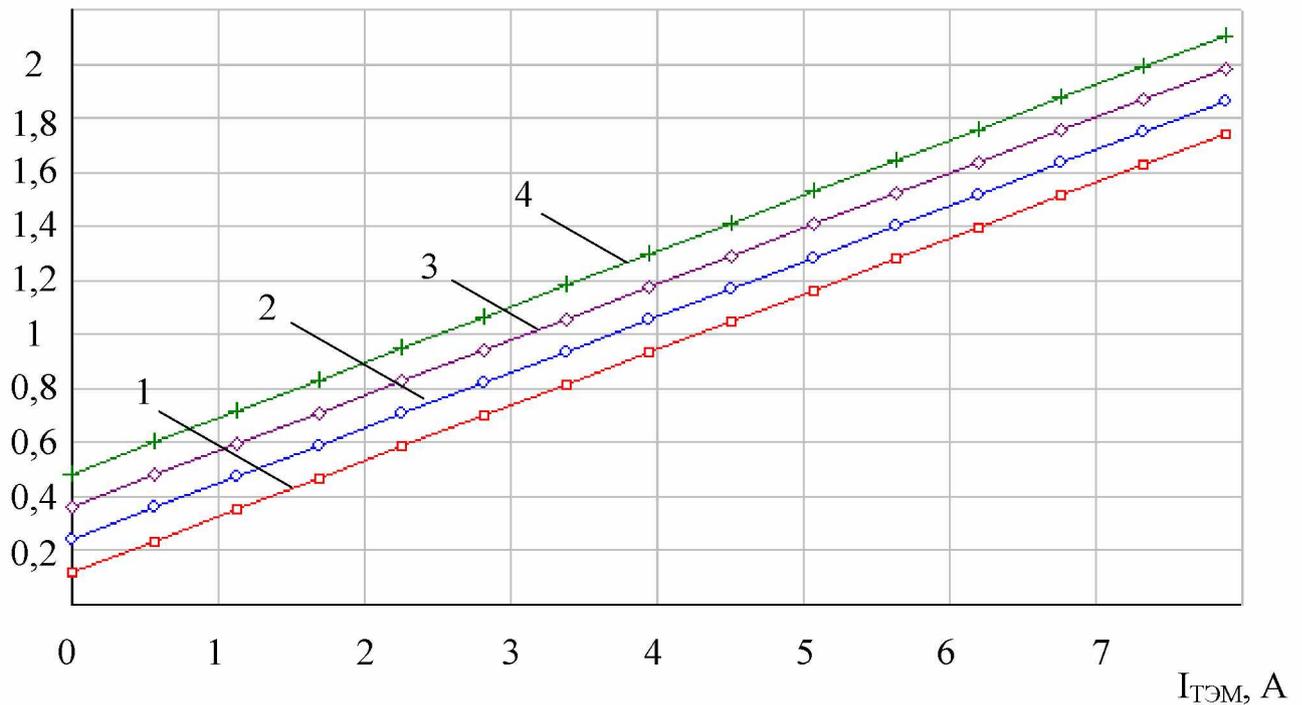


Рисунок 2.18 - Зависимость напряжения ТЭМ ТВ-17-1.4-1.15 от величины тока питания при различных значениях перепада температур между спаями
1- $\Delta T_{TЭМ} = 17 К$, 2- $\Delta T_{TЭМ} = 35 К$, 3 - $\Delta T_{TЭМ} = 52 К$, 4 - $\Delta T_{TЭМ} = 69 К$

На рисунках 2.19-2.23 представлены те же сведения для ТЭМ типа DRIFT-1,2. Его предельные параметры следующие: $I_{TЭМ.max} = 7,6 А$, $Q_{TЭМ.max} = 115 Вт$, $U_{TЭМ.max} = 24,6 В$, $\Delta T_{TЭМ.max} = 69 К$, $R_{TЭМ} = 2,4 Ом$.

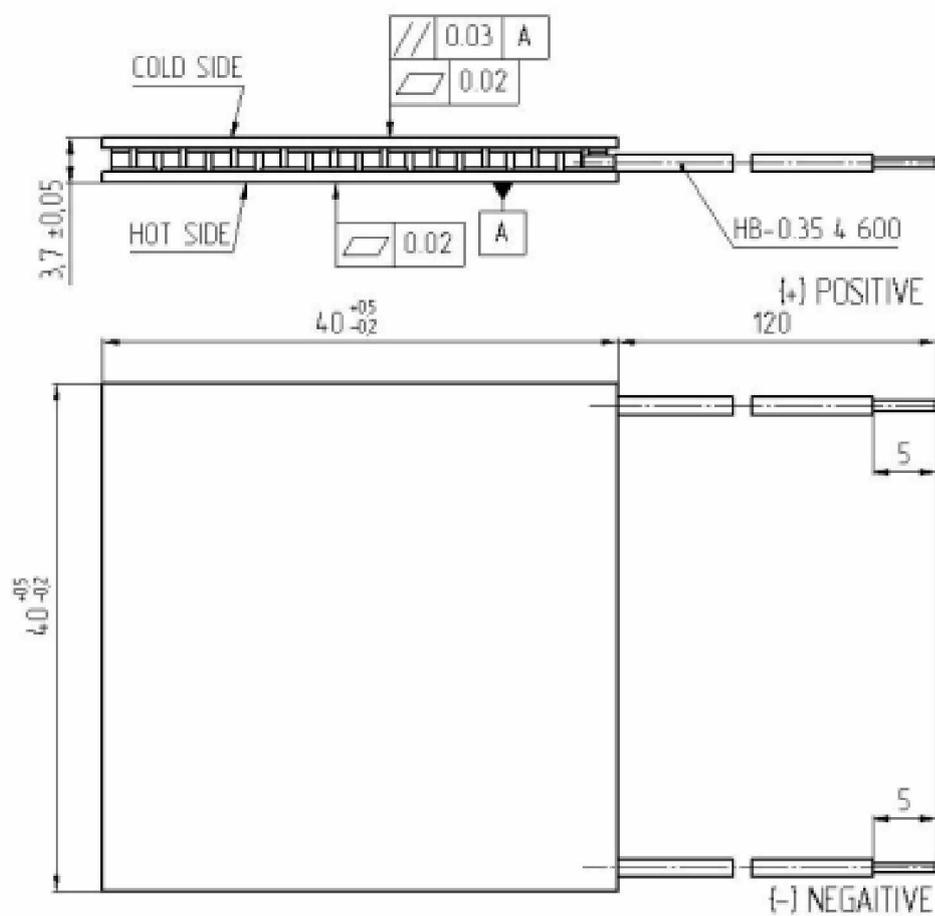
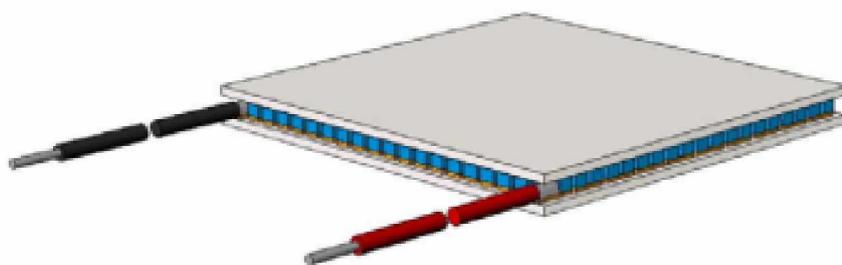


Рисунок 2.19 - Внешний вид ТЭМ типа DRIFT-1,2

$Q_{ТЭМ}, Вт$

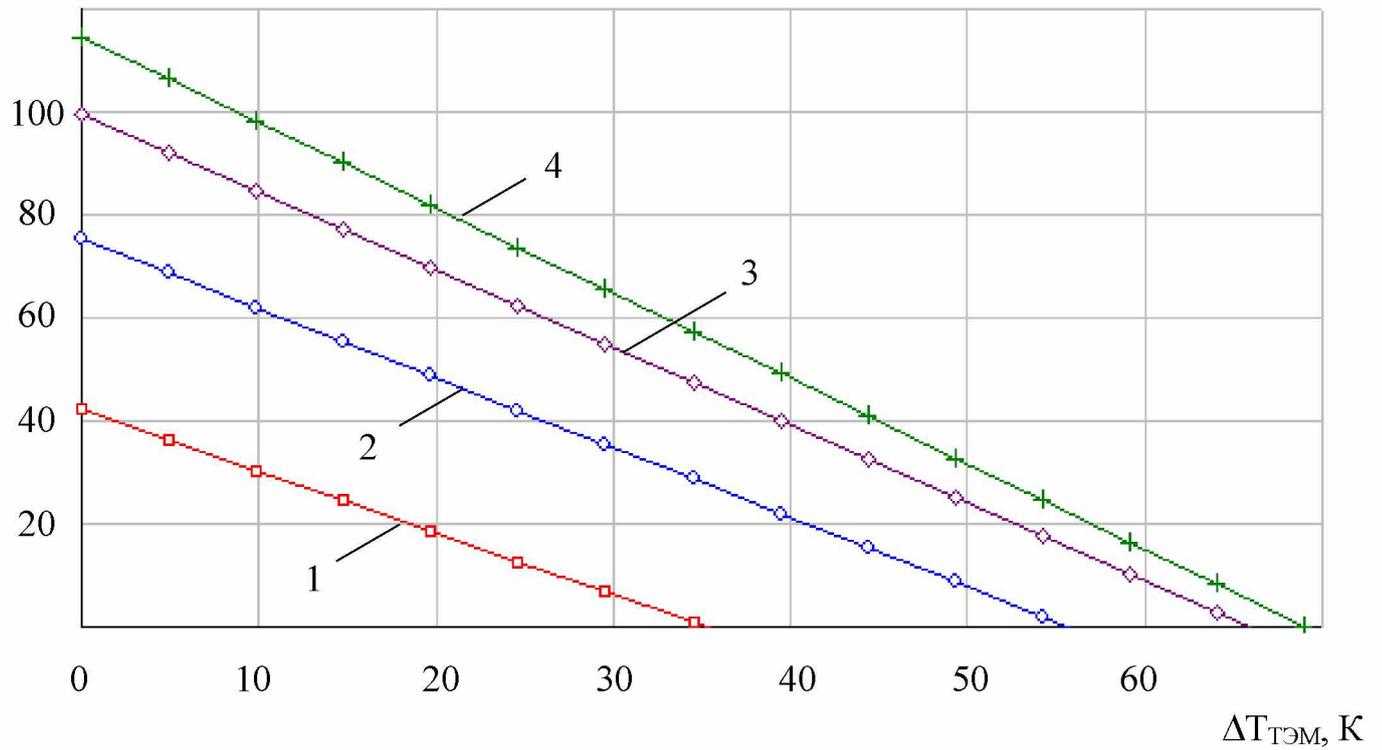


Рисунок 2.20 - Зависимость мощности ТЭМ DRIFT-1,2 от перепада температур между саями при различных значениях тока питания

1- $I_{ТЭМ}=1,9 А$, 2- $I_{ТЭМ}=3,8 А$, 3 - $I_{ТЭМ}=5,7 А$, 4 - $I_{ТЭМ}=7,6 А$

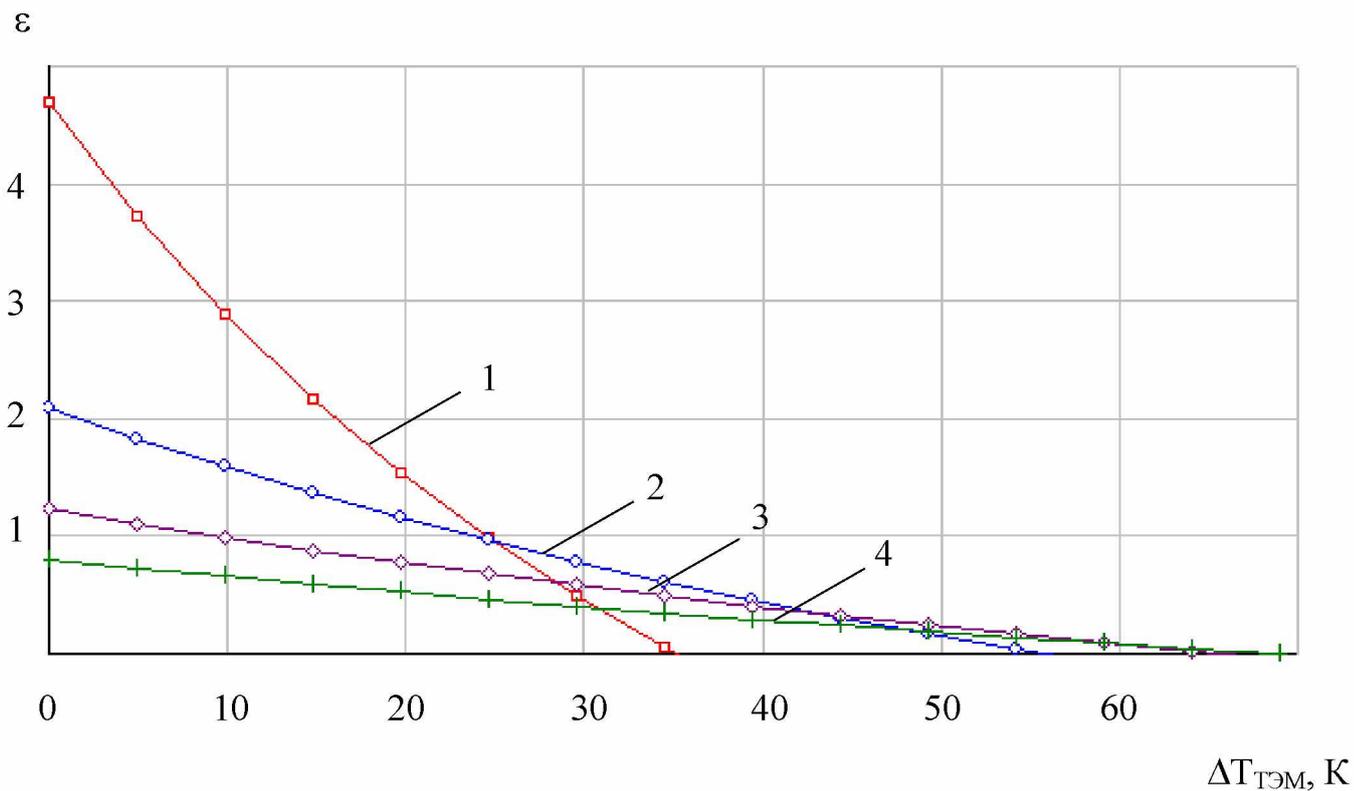


Рисунок 2.21 - Зависимость холодильного коэффициента ТЭМ DRIFT-1,2 от перепада температур между спаями при различных значениях тока питания

1- $I_{TЭМ}=1,9 A$, 2- $I_{TЭМ}=3,8 A$, 3 - $I_{TЭМ}=5,7 A$, 4 - $I_{TЭМ}=7,6 A$

$U_{TЭМ}, В$

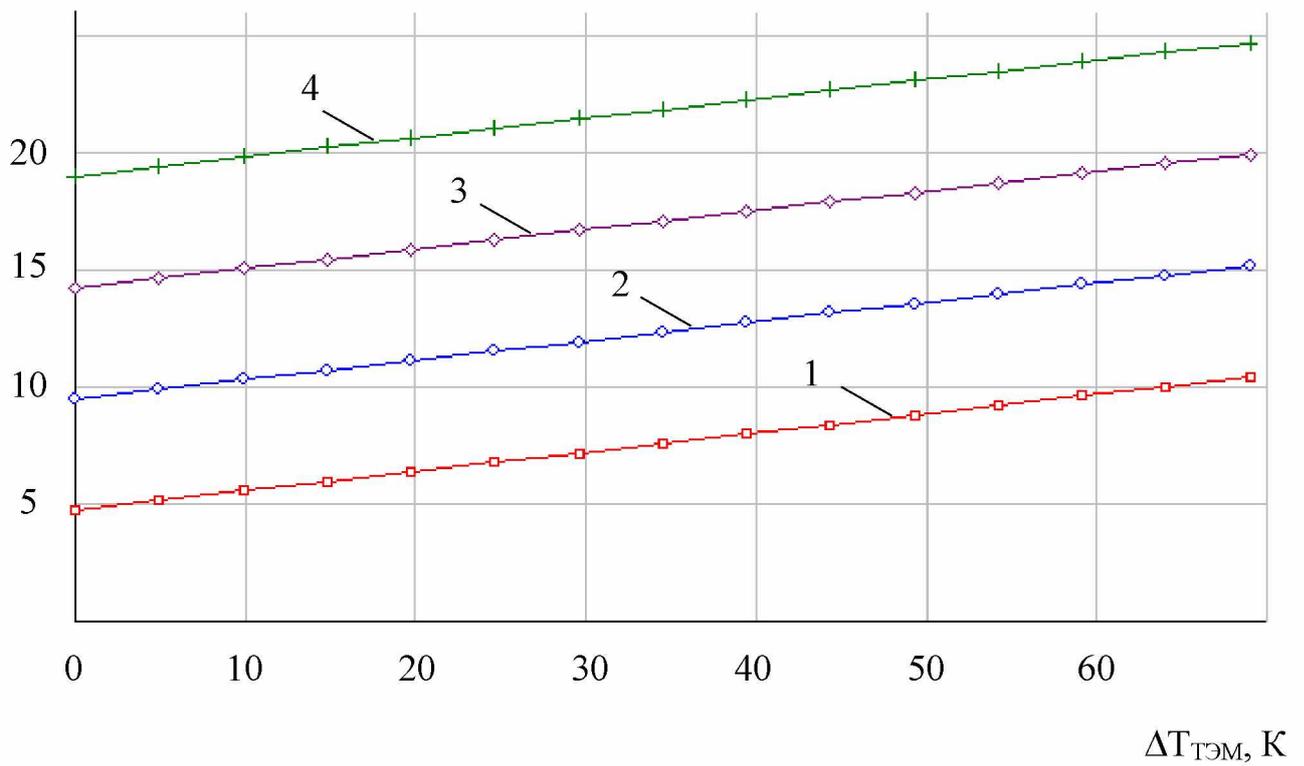


Рисунок 2.22 - Зависимость напряжения питания ТЭМ DRIFT-1,2 от перепада температур между спаями при различных значениях тока питания
1- $I_{TЭМ}=1,9 А$, 2- $I_{TЭМ}=3,8 А$, 3 - $I_{TЭМ}=5,7 А$, 4 - $I_{TЭМ}=7,6 А$

$U_{ТЭМ}, В$

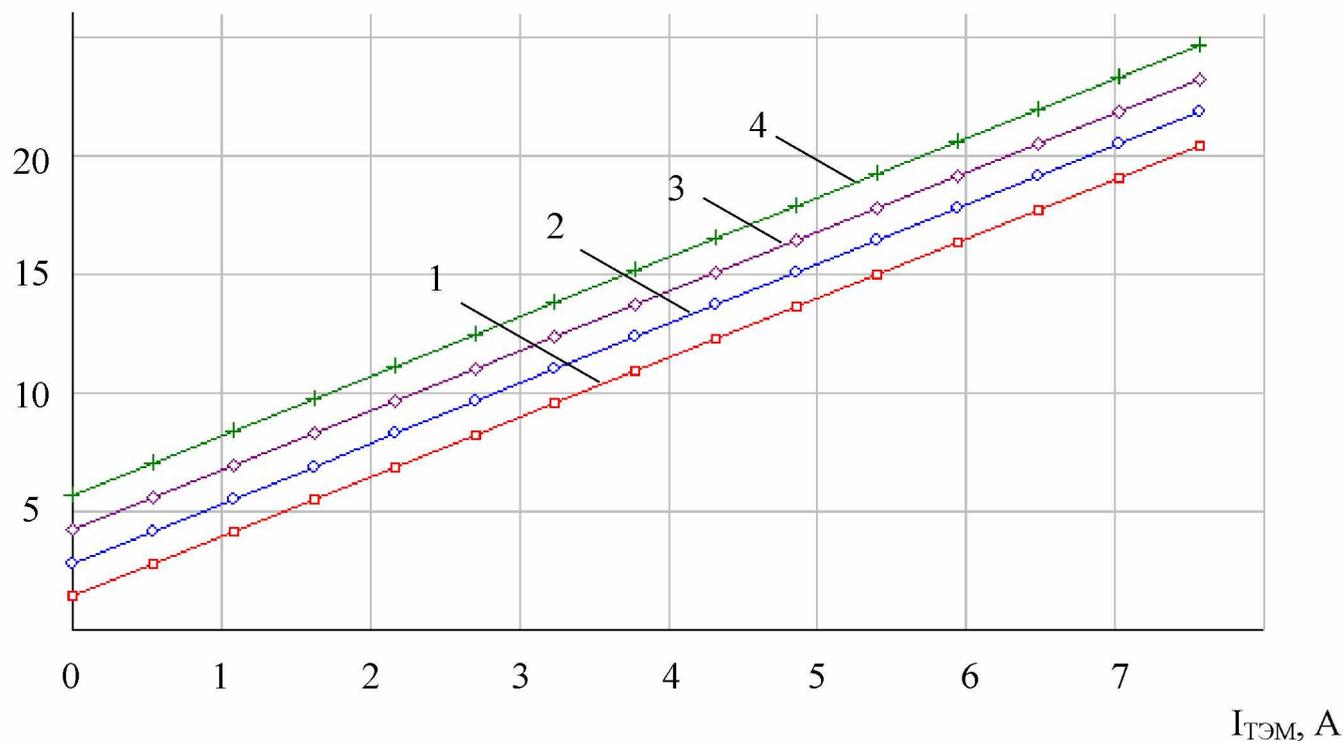


Рисунок 2.23 - Зависимость напряжения ТЭМ DRIFT-1,2 от величины тока питания при различных значениях перепада температур между саями
1- $\Delta T_{ТЭМ} = 17 К$, 2- $\Delta T_{ТЭМ} = 35 К$, 3 - $\Delta T_{ТЭМ} = 52 К$, 4 - $\Delta T_{ТЭМ} = 69 К$

В соответствие с представленными данными рабочий диапазон мощностей ТЭМ типа ТВ-17-1.4-1.15 будет находиться в пределах 3-4 Вт при среднем перепаде температур между саями 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 саями 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.

2.5 Расчет параметров двухкаскадного термоэлектрического модуля в составе термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии

Для более глубокой гипотермии в качестве источника холода в составе исследуемой ТЭС необходимо применение двухкаскадной ТЭМ. Общая методика ее расчета, схожая с [22], следующая.

Питание каскадов последовательное. При этом обеспечение ТЭМ электрической энергией характеризуются равенством токов в каскадах, что позволяет произвести их термическое согласование не увеличением рабочих токов, а увеличением количества термоэлементов в первом каскаде (менее холодном) (рисунок 2.24).

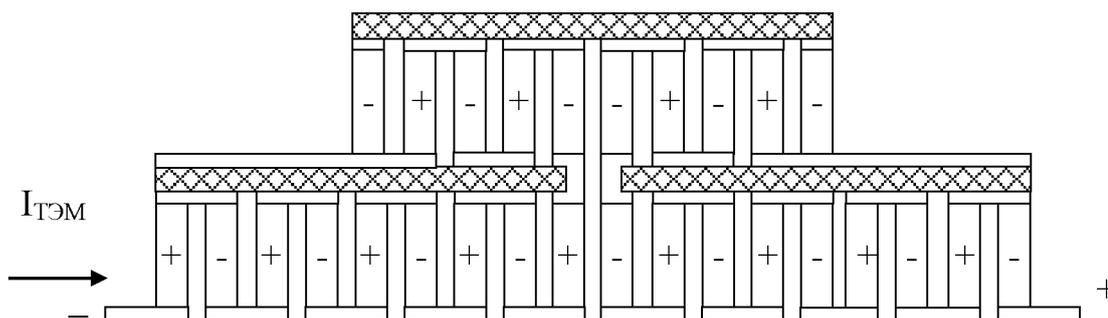


Рисунок 2.24 - Схема включения каскадов при последовательном питании двухкаскадного ТЭМ

При использовании данной схемы ограничения на температуры обоих каскадов не налагаются. Поэтому в данном случае возможно задать оптимальную последовательность температур, т. е. оптимизировать каскад помимо величины питающего тока также еще по температурам его спаев.

Последовательная схема соединения каскадов содержит межкаскадные теплопереходы, которые должны обладать высокой теплопроводностью и удовлетворительной конструктивной и технологической совместимостью с

материалом, из которого изготавливаются коммутационные пластины. Такая схема соединения позволяет оптимизировать параметры каскадного ТЭМ и осуществить более глубокое понижение температуры без значительного увеличения питающего тока.

Условие согласования тепловых потоков между каскадами следующее:

$$Q_{\text{ТЭМ1}} m_1 = Q_{\text{ТЭМ2}} m_2, \quad (2.36)$$

равенства токов в каскадах:

$$I_{\text{ТЭМ1}} = I_{\text{ТЭМ2}} = I, \quad (2.37)$$

где индекс 1 соответствует первому (менее холодному) каскаду, а индекс 2 - второму (более холодному) каскаду.

Используя указанные условия для случая работы ТЭМ в режиме максимальной эффективности из (2.36) и выражений, приведенных в параграфе 2.4 можно получить:

$$\frac{m_2}{m_1} = \frac{e_1}{e_2} \frac{M_1}{M_2} \frac{M_1 T_{\text{ТЭМ1}} - T_{\text{ТЭМ1}}}{M_2 T_{\text{ТЭМ2}} - T_{\text{ТЭМ2}}} \frac{M_1^2 - 1}{M_1^2 - 1}. \quad (2.38)$$

Так как при последовательном питании каскадов токи в них равны, то расчет геометрических размеров ветвей, а также значения силы тока питания в каждом каскаде осуществляется по формулам (2.32)-(2.34), напряжение на всем ТЭМ определяется как сумма напряжений на каждом каскаде, а потребляемая электроэнергия рассчитывается по выражению (2.35).

В качестве двухкаскадного ТЭМ может быть использован термомодуль типа ТВ-2-(127-127)-1.15 (производитель - компания ООО "Криотерм", г. Санкт-Петербург). Его предельные параметры: $I_{\text{ТЭМ.max}}=5,8$ А, $Q_{\text{ТЭМ.max}}=34$ Вт, $U_{\text{ТЭМ.max}}=15,4$ В, $\Delta T_{\text{ТЭМ.max}}=84$ К, $R_{\text{ТЭМ}}=2,3$ Ом. На рисунках 2.25-2.29 представлены внешний вид и характеристики данного ТЭМ, соответствующие изображенным на рисунках 2.15-2.18 и 2.19-2.23. Графики представлены при температуре горячего спая 300 К.

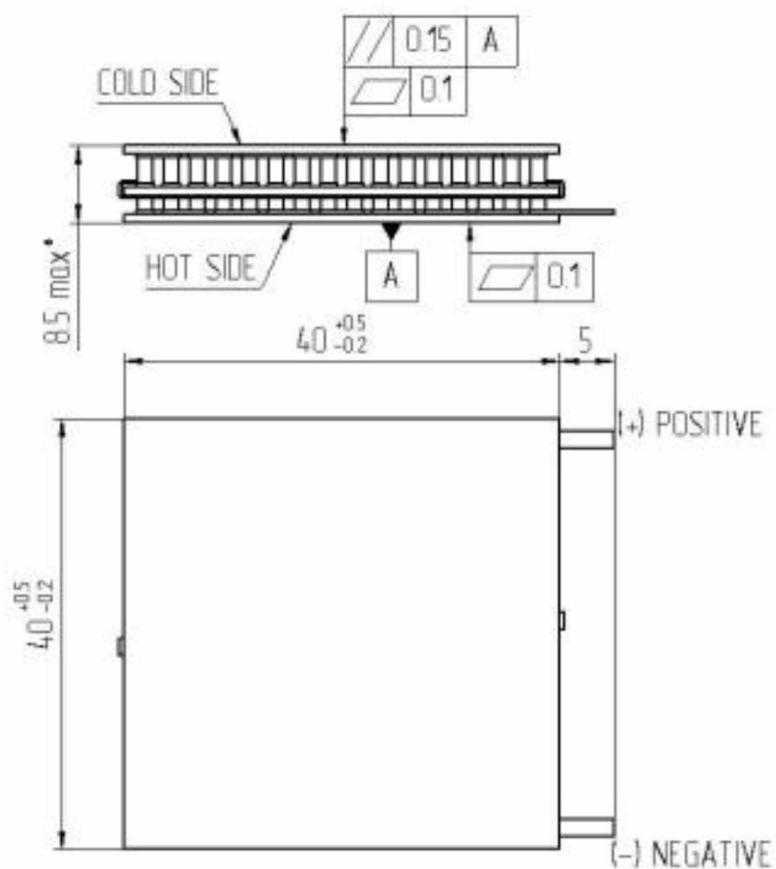
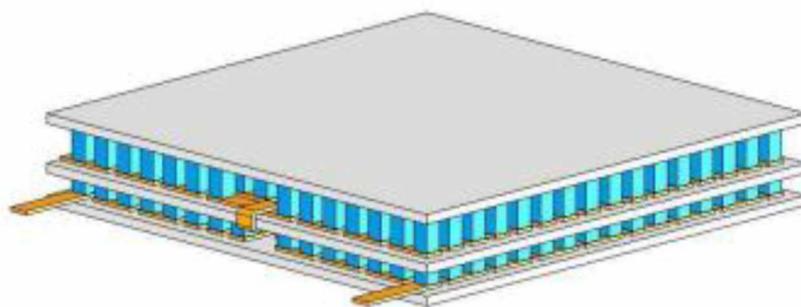


Рисунок 2.25 - Внешний вид ТЭМ типа ТВ-2-(127-127)-1.15

$Q_{ТЭМ}$, Вт

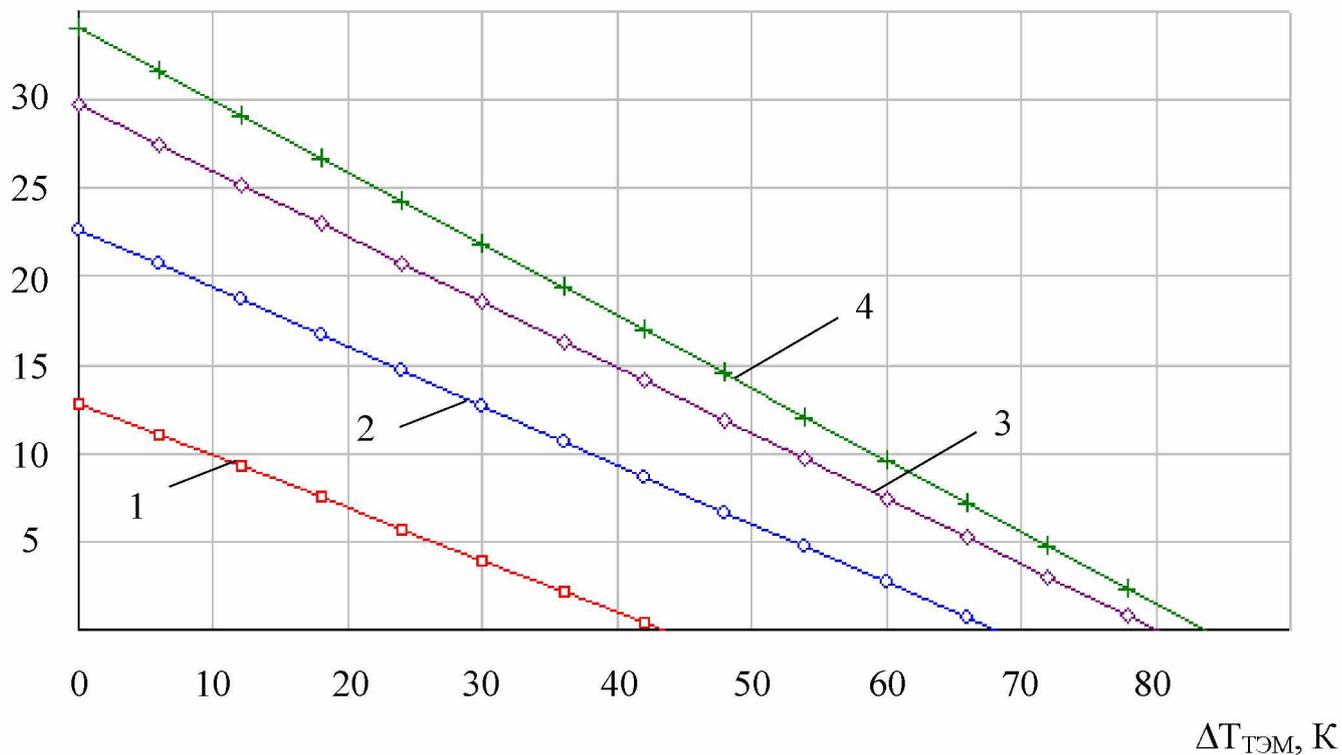


Рисунок 2.26 - Зависимость мощности ТВ-2-(127-127)-1.152 от перепада температур между спаями при различных значениях тока питания

1- $I_{ТЭМ}=1,5$ А, 2- $I_{ТЭМ}=2,9$ А, 3 - $I_{ТЭМ}=4,4$ А, 4 - $I_{ТЭМ}=5,8$ А

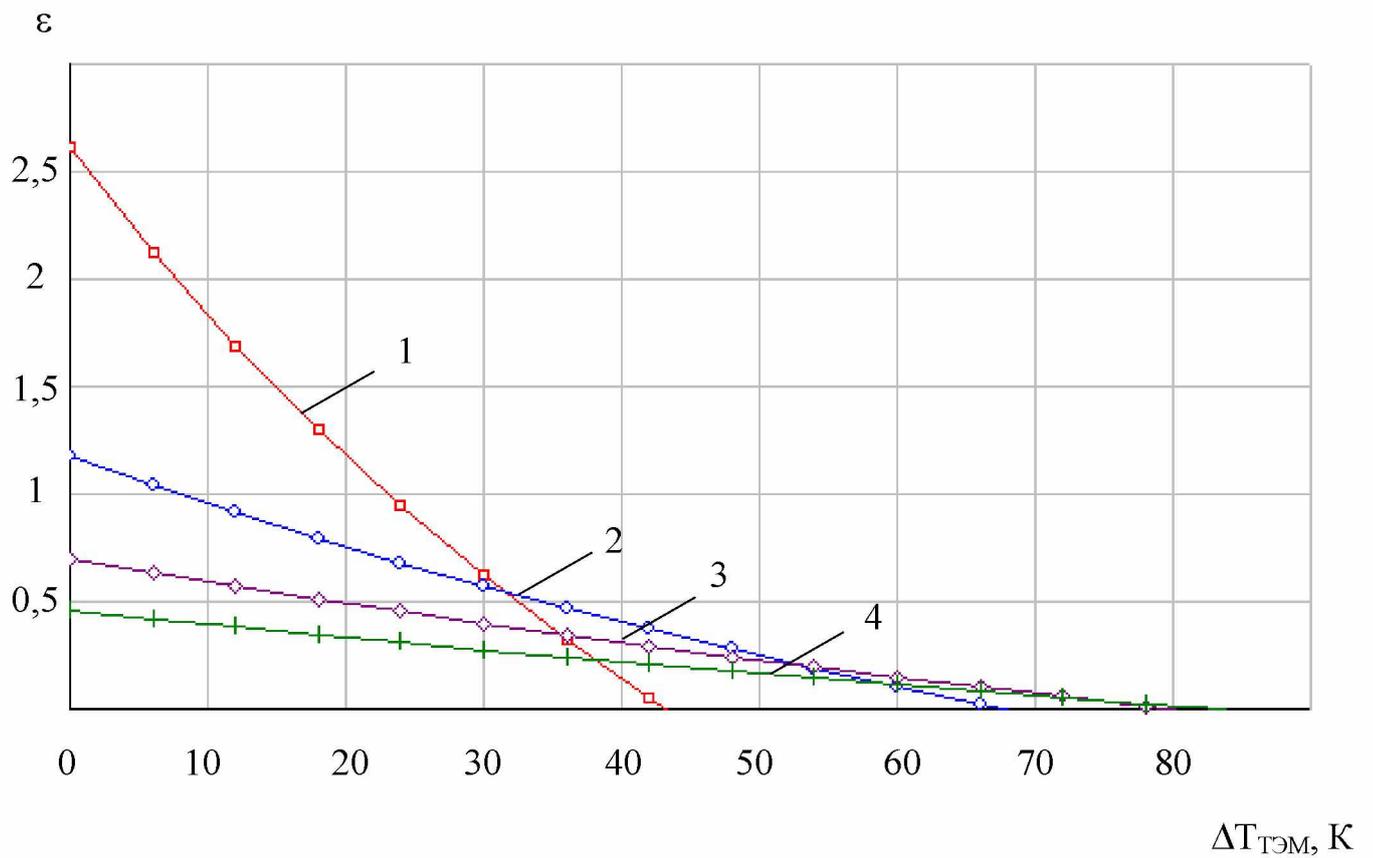


Рисунок 2.27 - Зависимость холодильного коэффициента ТЭМ ТВ-2-(127-127)-1.15 от перепада температур между спаями при различных значениях тока питания
 1- $I_{TЭМ}=1,5 A$, 2- $I_{TЭМ}=2,9 A$, 3 - $I_{TЭМ}=4,4 A$, 4 - $I_{TЭМ}=5,8 A$

$U_{ТЭМ}, В$

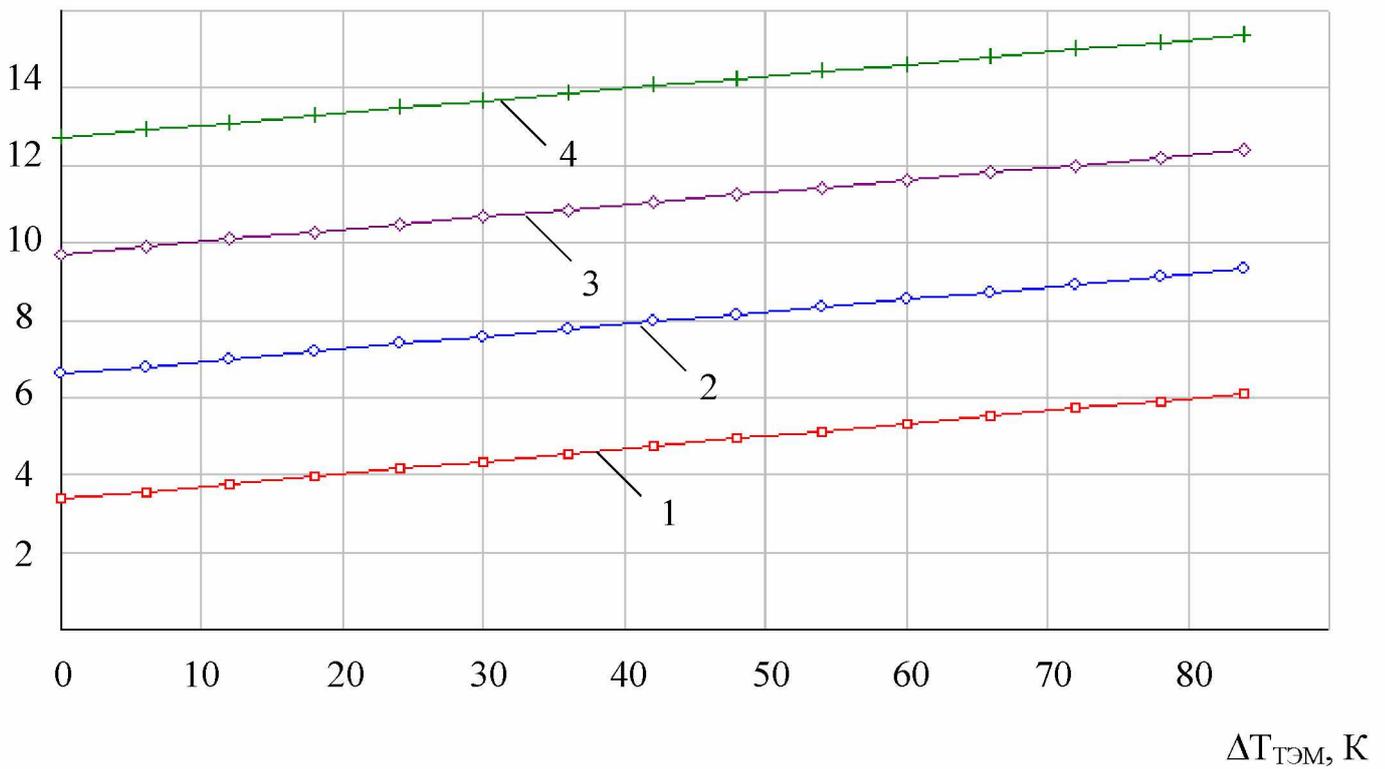


Рисунок 2.28 - Зависимость напряжения питания ТЭМ ТВ-2-(127-127)-1.15 от перепада температур между спаями при различных значениях тока питания

1- $I_{ТЭМ}=1,9 А$, 2- $I_{ТЭМ}=3,8 А$, 3 - $I_{ТЭМ}=5,7 А$, 4 - $I_{ТЭМ}=7,6 А$

$U_{ТЭМ}, В$

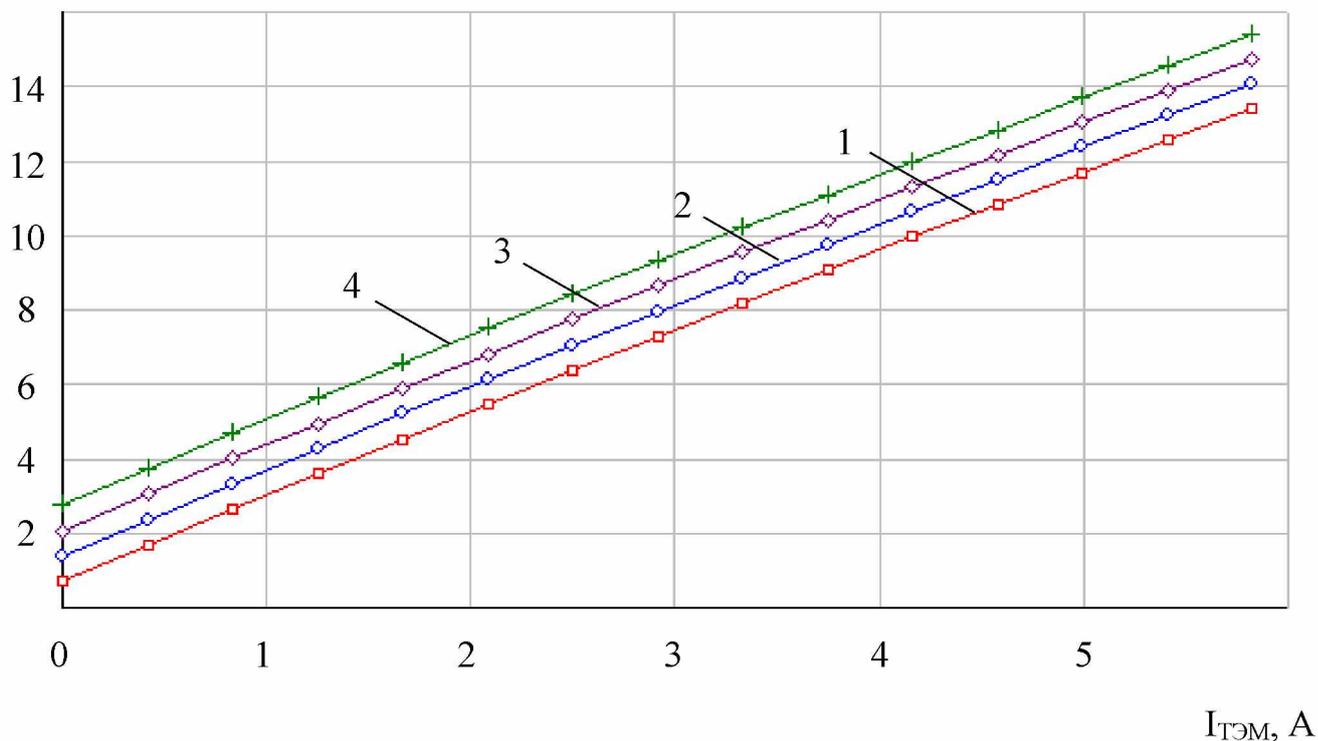


Рисунок 2.29 - Зависимость напряжения ТЭМ ТВ-2-(127-127)-1.15 от величины тока питания при различных значениях перепада температур между спаями

1- $\Delta T_{ТЭМ} = 21$ К, 2- $\Delta T_{ТЭМ} = 42$ К, 3 - $\Delta T_{ТЭМ} = 63$ К, 4 - $\Delta T_{ТЭМ} = 84$ К

Для данного типа ТЭМ основные рабочие параметры имеют значения: 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 от 0,2 до 0,5.

Для отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ, как было отмечено выше, могут использоваться воздушные и жидкостные системы охлаждения с принудительным отводом теплоты. Основные соотношения для их расчета рассмотрены в параграфе 4.3.

3. Экспериментальные исследования термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии

В данной главе представлены результаты экспериментального исследования опытного образца ТЭС для локальной гипотермии области пародонта. Натурные испытания прибора проводились для определения его основных рабочих параметров, экспериментальной проверки влияния режимных факторов на характеристики устройства, оценки точности математической модели.

Для решения данных задач исследовался опытный образец ТЭС на специализированном стенде в соответствии с разработанной методикой проведения измерений, интерпретации данных и анализа полученных результатов.

3.1 Описание экспериментального стенда и методики проведения измерений

С целью экспериментального исследования ТЭС для локальной гипотермии области пародонта разработан измерительный стенд [36], структурная схема которого показана на рисунке 3.1. В состав стенда входят опытный образец ТЭС 1, имитатор области пародонта 2, регулируемый источник постоянного электрического тока 3 для питания ТЭМ электрической энергией, измерительная аппаратура, включающая в себя многоканальный измеритель температуры ИРТМ 2402/МЗ 4, термопары 5, ПЭВМ 6. Исследования проводились в климатической камере 7 с возможностью регулирования значений температуры и влажности внутри ее рабочего объема.

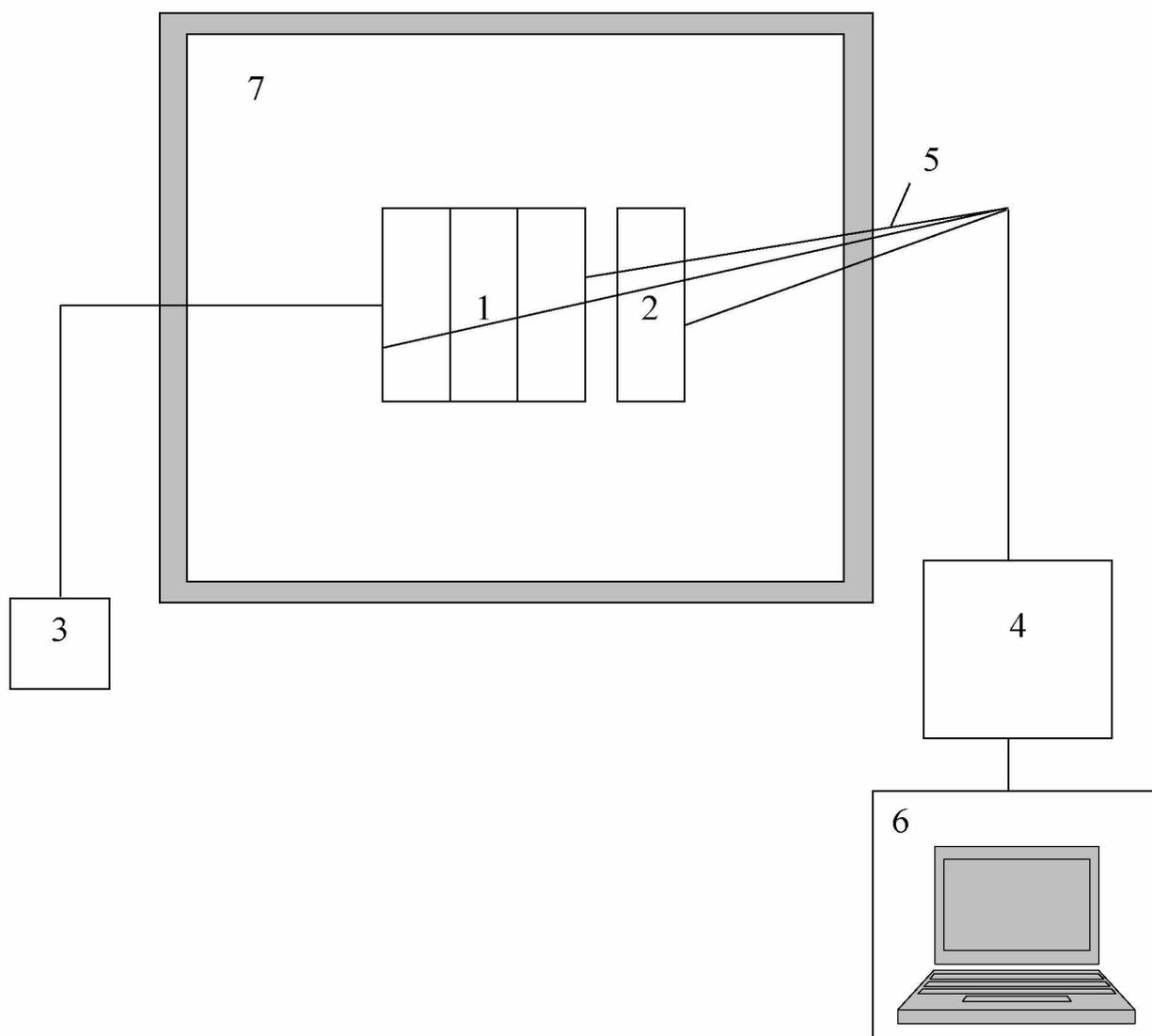


Рисунок 3.1 - Структурная схема экспериментального стенда для проведения натуральных испытаний ТЭС, осуществляющей локальную гипотермию области пародонта

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

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. Структура обеих конструкций ТЭС показана на рисунке 3.2, где 1.1 - ТЭМ, 1.2 - тепловыравнивающая пластина, 1.3 - силиконовая прослойка, 1.4 - система принудительного воздушного охлаждения, 1.5 - система принудительного жидкостного охлаждения, 1.6 - высокотеплопроводная насадка.

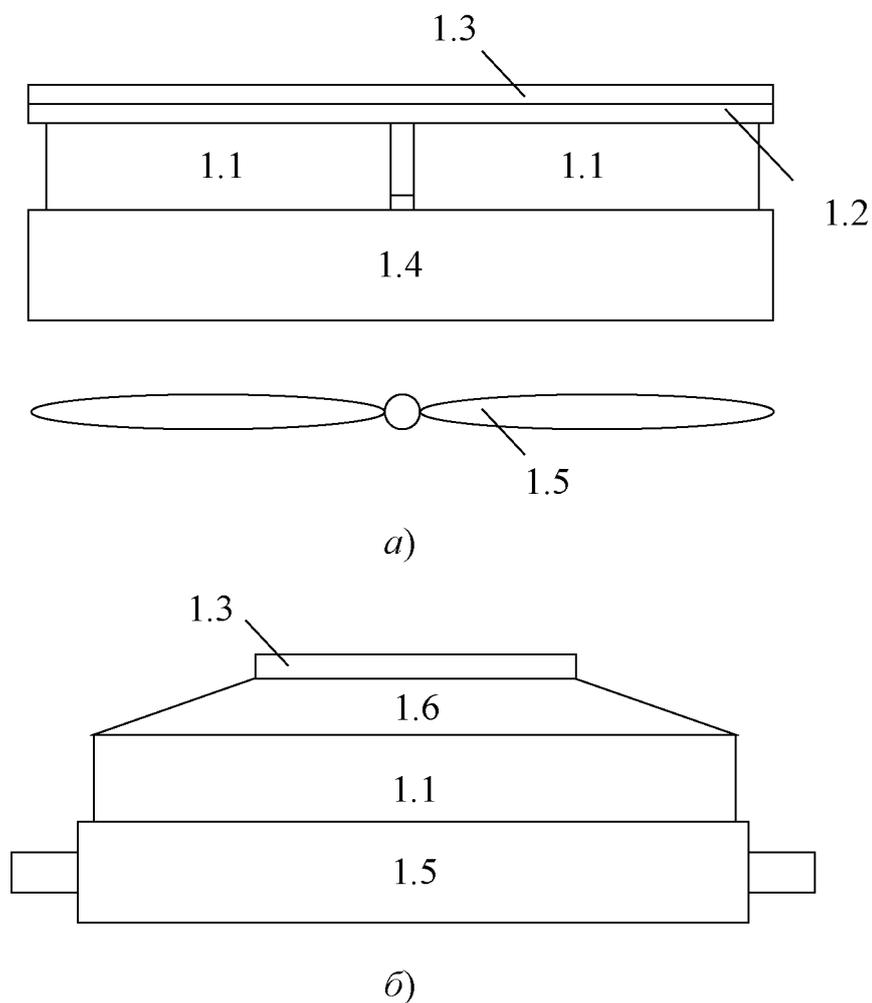


Рисунок 3.2 - Конструкция опытных образцов ТЭС для локальной гипотермии области пародонта

а - при использовании двух ТЭМ типа ТВ-17-1.4-1.15

б - при использовании ТЭМ типа DRIFT-1,2

Нахождение обеих теплоотводящих систем при эксплуатации прибора предполагается вне полости рта. Размеры контакта поверхности имитатора области пародонта и ТЭС 30 на 15 мм, толщина высокотеплопроводной насадки, изготовленной из меди в виде усеченной пирамиды - 25 мм, толщина тепловыравнивающей пластины из меди - 1 мм, толщина силиконовой прослойки - 2 мм, габаритные размеры обоих типов ТЭМ указаны на рисунках 2.14, 2.19.

В качестве имитатора области пародонта использовалась модель с интактными зубами GF-E02 (производитель - компания GF Dental, Италия), внешний вид которой представлен на рисунке 3.3. При этом тепловое воздействие осуществлялось на ее переднюю поверхность.



Рисунок 3.3 - Внешний вид модели челюсти с интактными зубами GF-E02 (Италия)

Как было отмечено выше, измерения проводились в климатической камере. Ее характеристики следующие: объем 120 литров, диапазон рабочих

температур - 283-343 К при максимальной погрешности термостатирования 1 К, относительная влажность 30-98%. температурный и влажностный режим в климатической камере регулируются блоком управления, связанным с датчиками температуры и влажности, значения которых отражаются на табло.

В качестве источника постоянного электрического тока использовался генератор электрической энергии Instek PSH-3630 (производитель - компания GOOD WILL INSTRUMENT CO., LTD., Тайвань) мощностью 1100 Вт и выходным током питания 30 А. Значение силы тока питания и напряжения фиксировались встроенными в генератор амперметром и вольтметром. Для измерения температуры применен многоканальный измеритель температуры ИРТМ 2402/МЗЕх-2 (производитель - компания НПП "Элемер", Россия). Количество каналов подключения - 24, точность измерения температуры - не более 0,5 К. Выход измерителя температуры подключался к ПЭВМ, где с помощью соответствующего интерфейса отслеживалось изменение температуры в контрольных точках во времени. Непосредственно определение температуры осуществлялось медь-константановыми термопарами, подключаемыми ко входу прибора ИРТМ 2402/МЗЕх-2.

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

Перед проведением эксперимента осуществлялась проверка надежности тепловых и электрических контактов. Опыты проводились сериями по четыре эксперимента при равнозначных условиях в соответствии с методикой измерений, описанной в [6].

3.2 Результаты экспериментальных исследований

На основе измерительного стенда для проведения экспериментальных исследований опытного образца ТЭС для локальной гипотермии области пародонта, описанного в предыдущем параграфе, был проведен ряд опытов, на основе которых можно определить рабочие параметры системы, а также соответствие разработанной математической модели практике.

К задачам, решаемым в процессе эксперимента, относилось измерение температуры в контрольных точках исследуемой ТЭС и имитатора области пародонта во времени при различных токах питания ТЭМ. Также осуществлялось сравнение полученных результатов с данными расчета путем вычисления разности полученных величин и определения характеристик, отражающих точность эксперимента.

В качестве определяющих условий при проведении эксперимента задавались следующие параметры:

- максимальный уровень снижения температуры поверхности имитатора области пародонта - 240 К,
- температура внешней среды -309,6 К,
- точность поддержания температуры - 0,5 К,
- температура воды в жидкостной системе отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ - 298 К.

На рисунке 3.4 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 3.5 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.

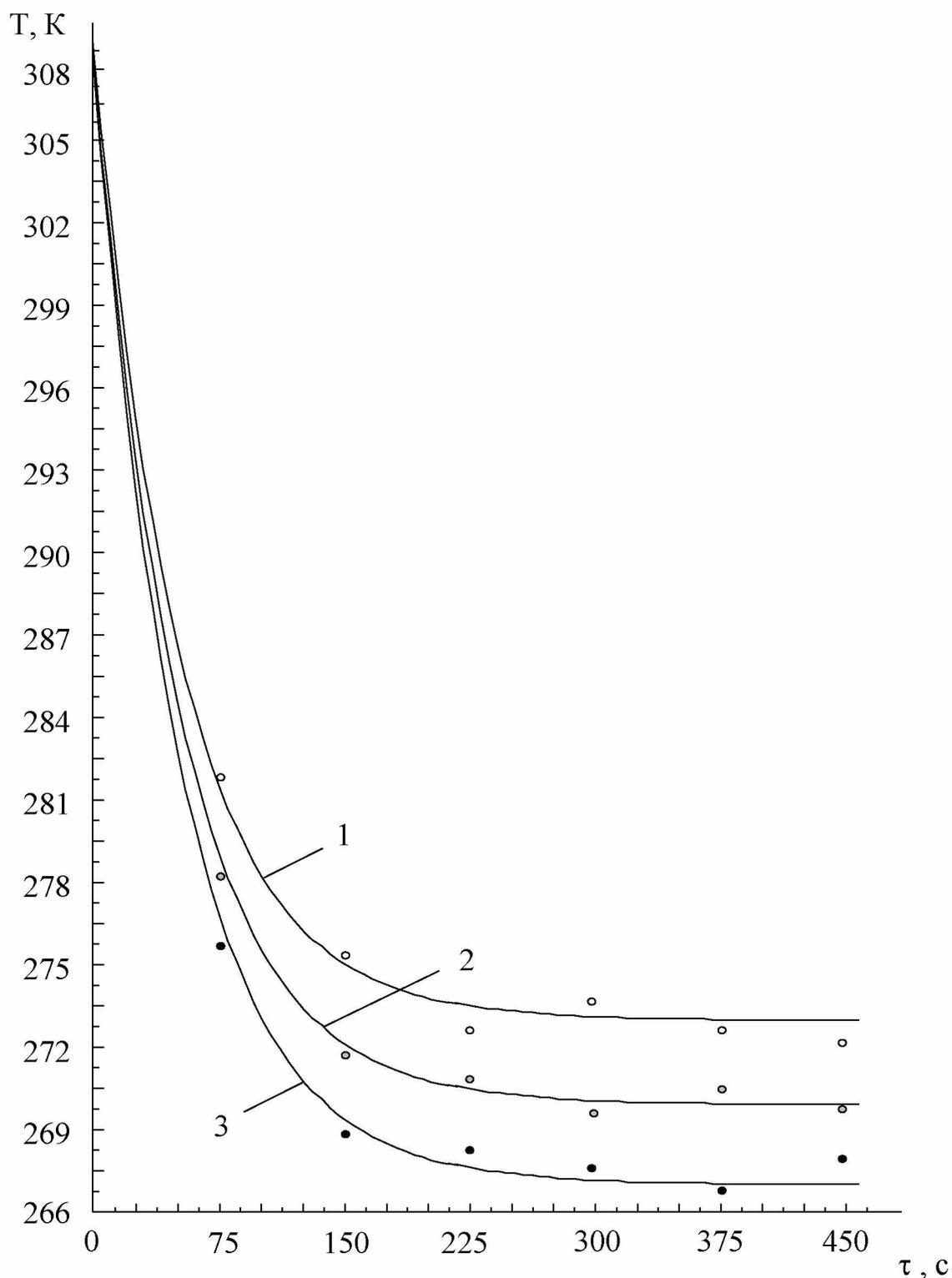


Рисунок 3.4 - Изменение температуры поверхности имитатора области пародонта во времени для различных значений $I_{TЭМ}$ (первая конструкция)

1- $I_{TЭМ}=6$ А, 2- $I_{TЭМ}=7$ А, 3 - $I_{TЭМ}=7,9$ А

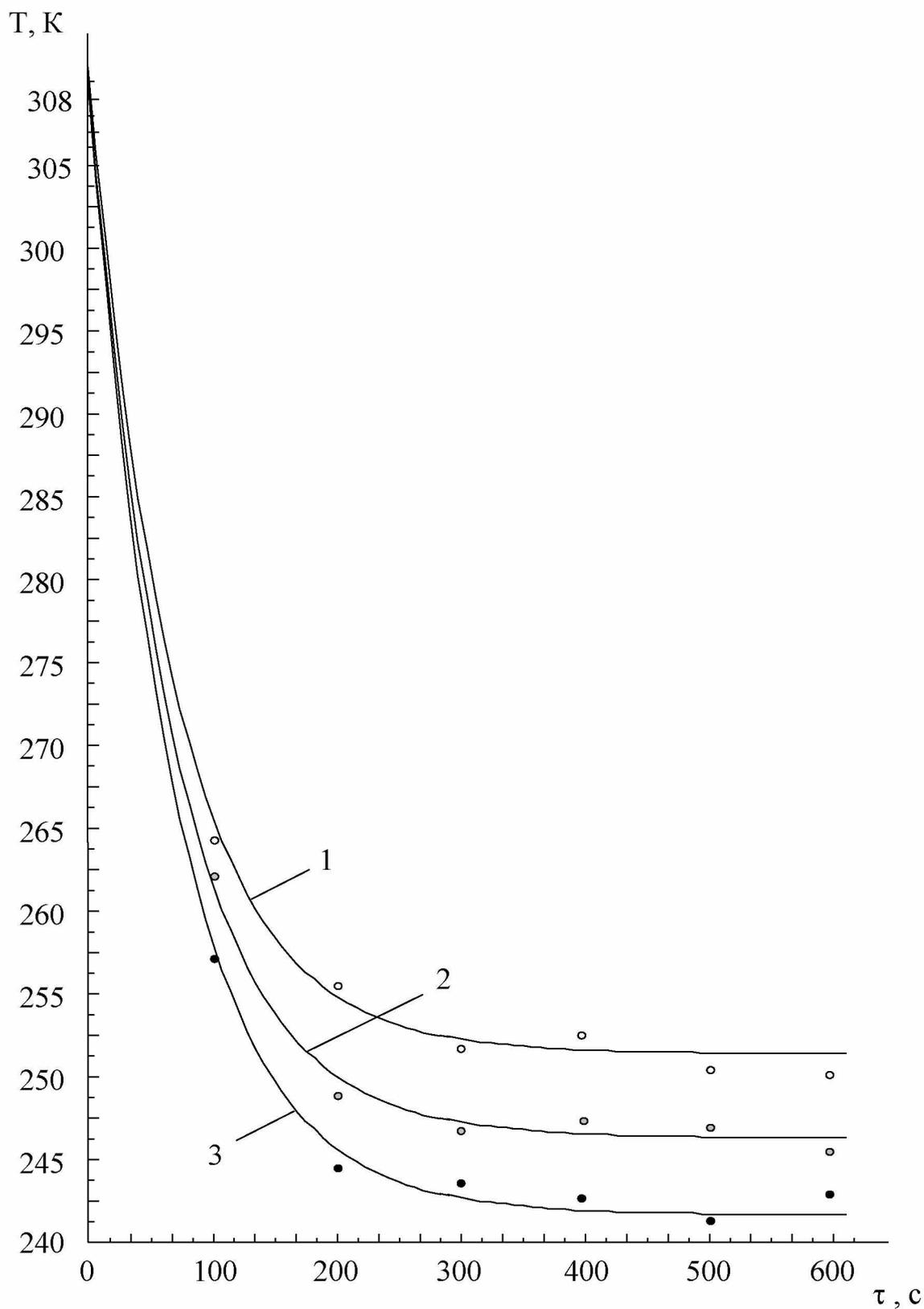


Рисунок 3.5 - Изменение температуры поверхности имитатора области пародонта во времени для различных значений $I_{TЭМ}$ (вторая конструкция)

1- $I_{TЭМ}=5,5$ А, 2- $I_{TЭМ}=6,5$ А, 3 - $I_{TЭМ}=7,5$ А

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 [1].

В качестве общих мер по уменьшению длительности выхода прибора на режим могут быть использованы следующие мероприятия: использование мощных ТЭМ, обладающих повышенными инерционными параметрами; предварительное питание электрической энергией ТЭМ до начала проведения процедур с целью использования ТЭС уже работающей в своем оптимальном режиме; применение форсированного режима работы термомодулей, например, начиная с режима максимальной холодопроизводительности и продолжая режимом максимального холодильного коэффициента; использование каскадных ТЭМ относительно высокой мощности.

Для оценки распределения температуры по структуре ТЭС, а также определении теплового сопротивления между холодной поверхностью устройства и имитатором области пародонта проведено ее измерение на холодных и горячих сторонах системы, имитаторе биологического объекта. На рисунках 3.6 (первый конструктивный вариант ТЭС) и 3.7 (второй конструктивный вариант ТЭС) представлены графики изменения во времени этих величин при токах питания соответственно 7,9 и 7,5 А.

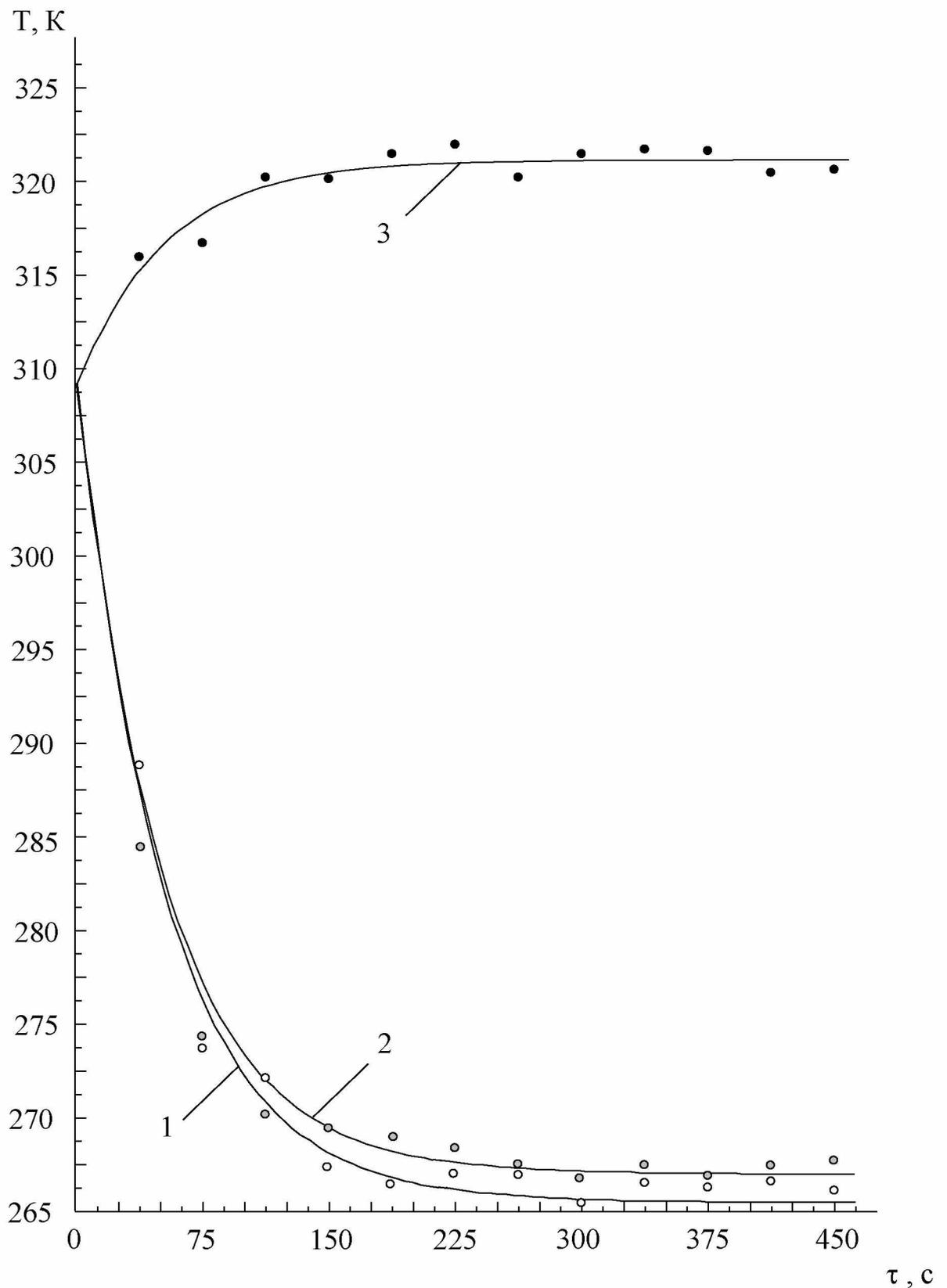


Рисунок 3.6 - Изменение температуры в различных точках системы ТЭС (первая конструкция) - имитатор области пародонта во времени для $I_{ТЭМ}=7,9$ А
 1 - холодная поверхность ТЭС, 2 - имитатор области пародонта, 3 - горячая поверхность ТЭС

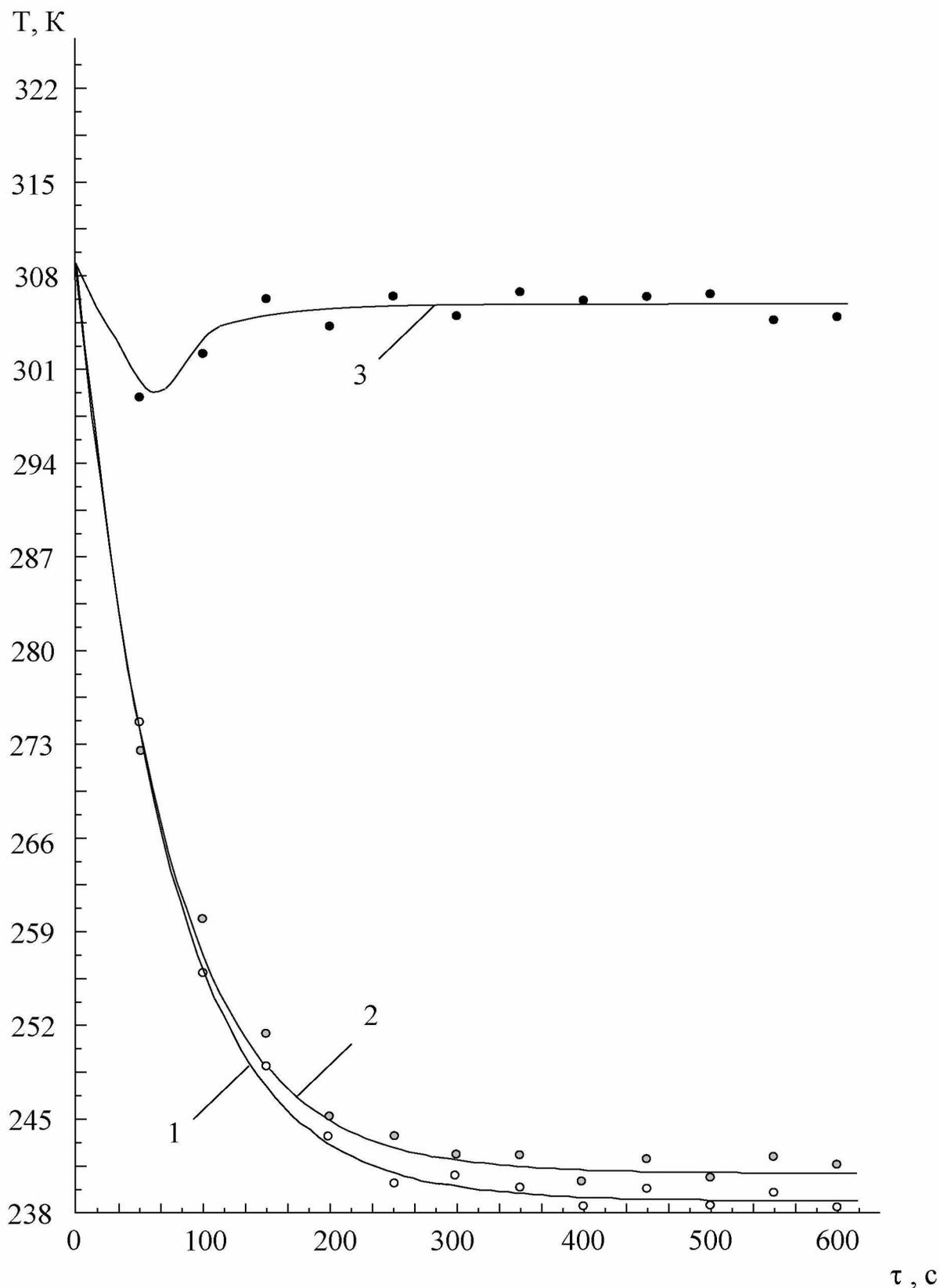


Рисунок 3.7 - Изменение температуры в различных точках системы ТЭС (вторая конструкция) - имитатор области пародонта во времени для $I_{ТЭМ}=7,5$ А
 1 - холодная поверхность ТЭС, 2 - имитатор области пародонта, 3 - горячая поверхность ТЭС

Исходя из результатов измерений следует, что перепад температур между холодной поверхностью ТЭС и имитатором биологического объекта составляет порядка 1,5 К. Такая разница температур связана с наличием силиконовой прослойки между поверхностью контакта устройства и имитатора области пародонта, а также внешними теплопритоками. Представляет интерес ход температуры горячих спаев ТЭМ (соответствует их горячим поверхностям) в зависимости от конструкции системы. В первом случае воздушная система теплосъема находилась внутри климатической камеры, поэтому наблюдалось плавное увеличение температуры горячих спаев термомодулей до выхода в стационарный режим. Во втором случае применялась жидкостная система теплосъема при температуре воды 298 К. Здесь температура горячих спаев ТЭМ сначала уменьшалась в течение примерно 60 с, а затем также как и в первом случае плавно увеличивалась до стационарного значения.

Помимо оценки температурных потерь при сопряжении ТЭС и поверхности области пародонта через силиконовую пленку в результате проведения эксперимента также определялись потери теплоты по высокотеплопроводной насадке, используемой во втором конструктивном варианте прибора. На рисунке 3.8 показано изменение во времени температуры по центральной оси насадки через каждые 6 мм при токе питания ТЭМ 7,5 А. Согласно измеренным данным температура, начиная от холодных спаев ТЭМ, в насадке увеличивается приблизительно на 0,6 К на каждые 6 мм. Таким образом потери по ней в общем составляют примерно 2,5 К. Меры для снижения теплового сопротивления насадки описаны выше, и заключаются в уменьшении габаритных размеров и повышении теплопроводности ее структуры теми или иными методами и приспособлениями.

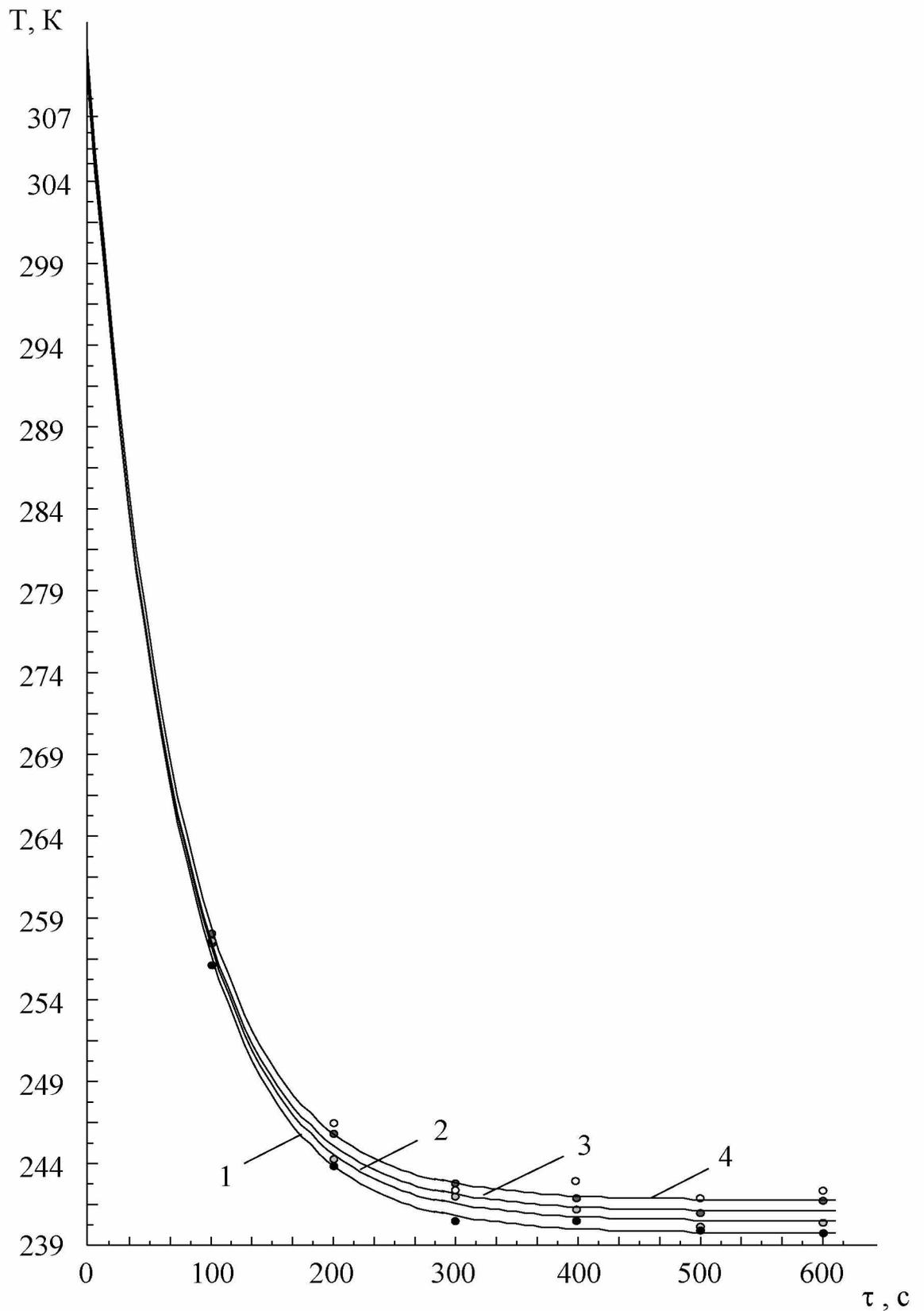


Рисунок 3.8 - Изменение температуры точек по центральной оси высокотеплопроводной насадки во времени при $I_{\text{ТЭМ}}=7,5$ А, начиная от холодных спаев ТЭМ

1 - 6 мм, 2 - 12 мм, 3 - 18 мм, 4 - 24 мм

Надежность функционирования ТЭС существенно зависит от эффективности отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ. На рисунках 3.9-3.10 для оценки возможностей такого теплосъема представлены данные об изменении температуры горячих спаев ТЭМ во времени для обоих конструктивных вариантов системы при различных токах питания термомодулей. На рисунке 3.9 представлены графики изменения температуры при использовании воздушной системы теплоотвода для токов питания ТЭМ 6, 7 и 7,9 А, а на рисунке 3.10 аналогичные зависимости при использовании жидкостной системы отвода теплоты для предельного значения силы тока питания ТЭМ 7,5 А. Из представленных графиков следует, что значение температуры горячих спаев ТЭМ находится в приемлемых пределах вплоть до максимальной величины токов питания как для воздушной, так и жидкостной системы охлаждения и не превышает 321 К. Данное обстоятельство определяет достаточно эффективный теплосъем в рассматриваемых условиях с горячих спаев ТЭМ и дает основание полагать о надежной работе разработанной системы.

По результатам экспериментов проведено сопоставление расчетных данных и результатов измерений. На рисунках 3.4-3.10 помимо экспериментальных точек представлены также результаты теоретических изысканий. Графики определяют хорошую сходимостью результатов численного моделирования и эксперимента. Наибольшее отклонение расчетных от измеренных значений не превышает 8 % и приходится на промежутки времени, связанный с выходом обоих конструктивных вариантов ТЭС на режим. Имеющееся различие в результатах численного и натурального экспериментов определяется влиянием окружающей среды, неидеальной тепловой изоляцией системы "прибор-объект воздействия", а также разбросом характеристик ТЭМ и измерительных приборов.

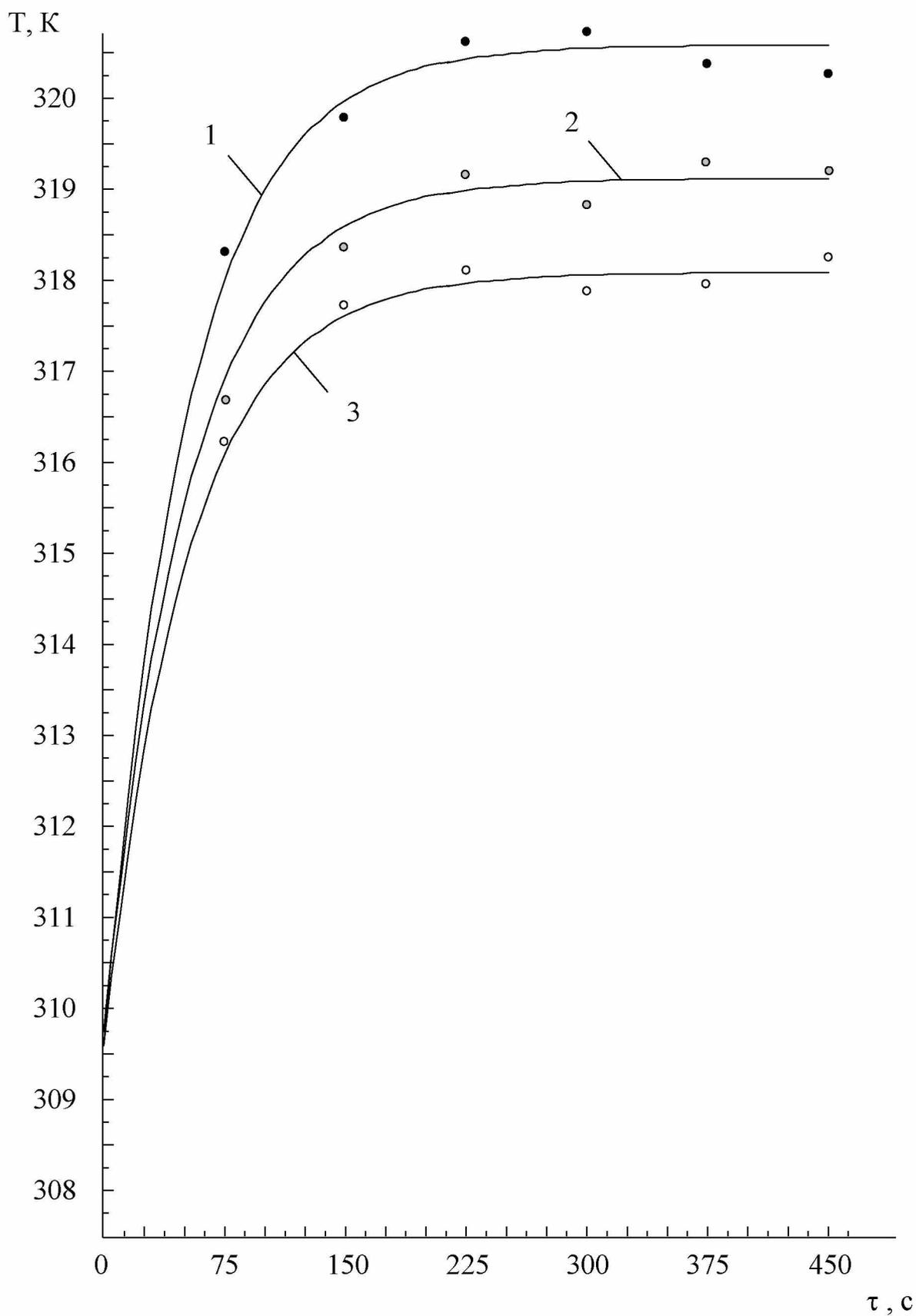


Рисунок 3.9 - Изменение температуры горячих спаев ТЭМ во времени для первого конструктивного варианта ТЭС при различных токах питания ТЭМ

1- $I_{\text{ТЭМ}}=6$ А, 2- $I_{\text{ТЭМ}}=7$ А, 3 - $I_{\text{ТЭМ}}=7,9$ А

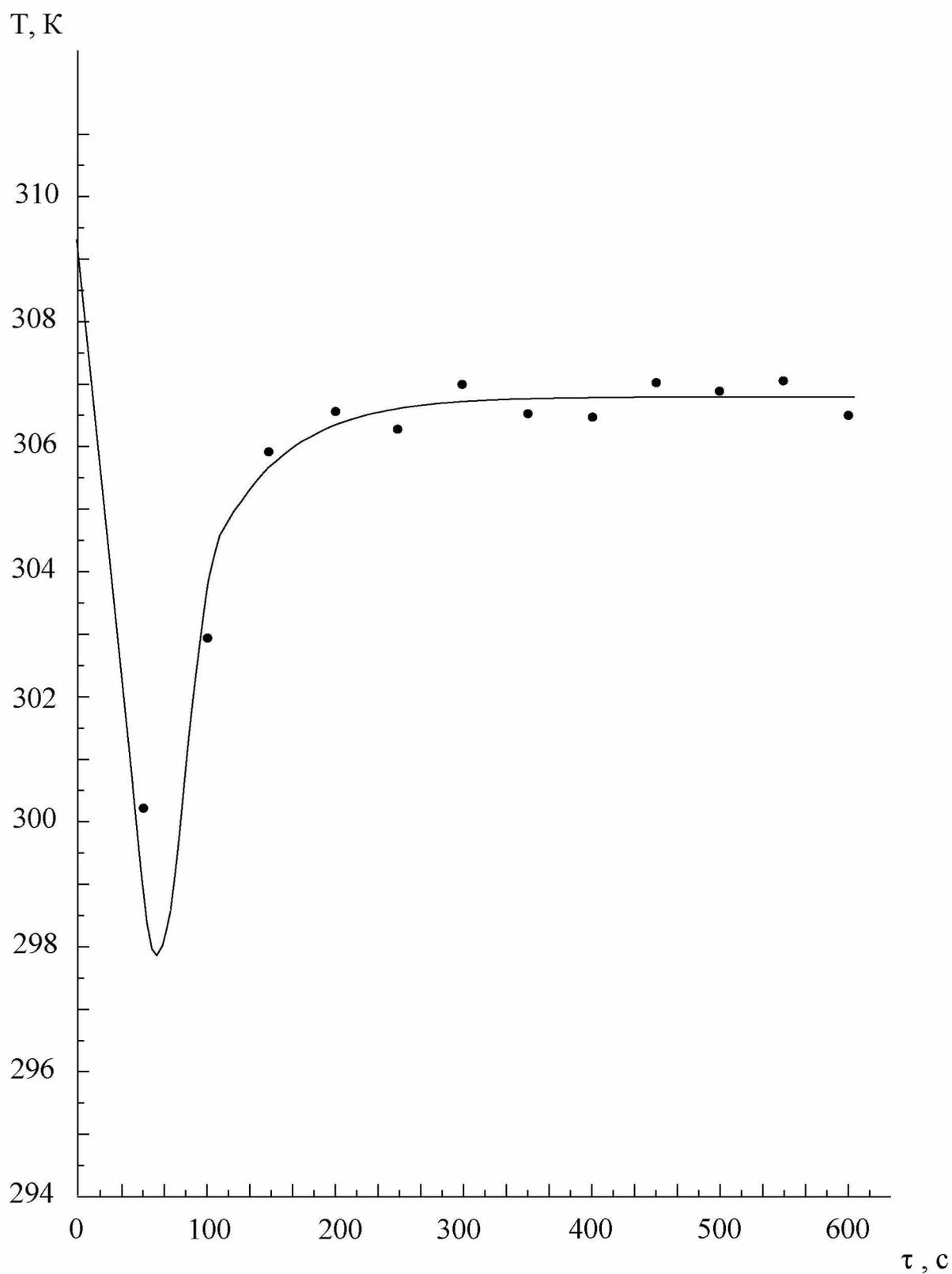


Рисунок 3.10 - Изменение температуры горячих спаев ТЭМ во времени для второго конструктивного варианта ТЭС при $I_{\text{ТЭМ}}=7,5$ А

3.3 Оценка погрешности измерений

Полученные в результате проведения эксперимента данные были оценены с точки зрения точности измерений. Для этого использовались существующие методы статистической обработки данных. Оценка точности измерений осуществлялась путем расчета числовых характеристик, определяющих погрешность эксперимента, на основе соответствующих законов распределения [72]. Подобный анализ дал возможность оценить достоверность результатов натурных испытаний ТЭС, а также сделанных на их основе выводов и умозаключений. При статистической оценке данных, полученных на этапе экспериментального исследования устройства, были решены следующие задачи:

- найдено среднее уточненное значение каждого измеренного показателя;
- оценена и в возможных случаях исключена из анализа случайная составляющая погрешность;
- оценена точность усредненного результата измерений.

Усредненная погрешность каждого измерения определялась как разница между измеренной величиной и ее среднеарифметическим значением. При этом математическое ожидание вычислялось по формуле:

$$MO_i = x_i - \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} = x_i - \frac{x_1 + x_2 + x_3 + x_4}{4},$$

где $n = 4$ - количество повторений одного и того же опыта, x_i - значение измеренной величины при i -м повторном опыте.

Дисперсии рассчитывалась из выражения:

$$D = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{X})^2}{n - 1},$$

$$\text{где } \bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N}.$$

Среднеквадратичное отклонение определялось по формуле:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{X})^2}{n-1}}.$$

В соответствии с рекомендациями, изложенными в [8] рассчитывался доверительный интервал, в границах которого при заданной доверительной вероятности $P=0,9$ находилось истинное значение измеряемой величины. Для него:

$$\Delta_{0,9} = t_{p_n} \tilde{\sigma}_{\bar{x}}.$$

где t_{p_n} - коэффициент Стьюдента.

Оценка погрешности проведенных измерений показала, что средний доверительный интервал при измерении силы тока составил $\pm 0,14$ А, точность измерения силы тока по среднеквадратическим отклонениям равна $\pm 0,12$ А. Средний доверительный интервал при измерении температуры составил $\pm 0,27$ К.

4. Разработка термоэлектрических устройств для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии

На основе проведенных исследований разработан ряд конструктивных модификаций ТЭУ для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии [26, 58-60]. В данной главе рассмотрено их описание, а также методики теплофизического расчета системы отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ.

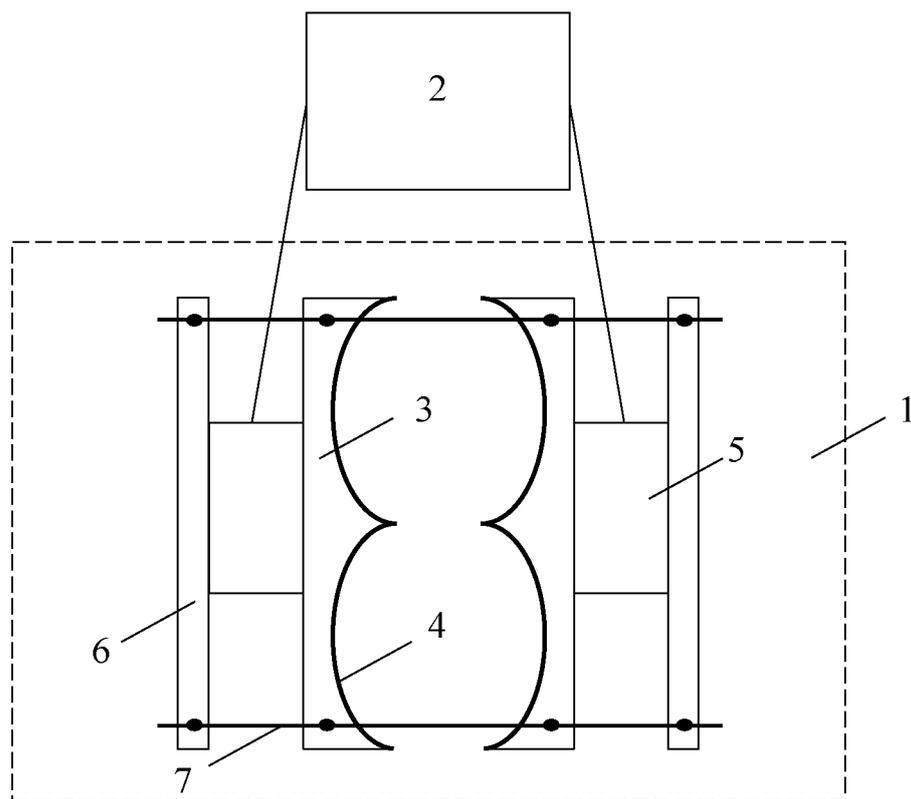
4.1 Конструкции термоэлектрических устройств для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии

Структурная схема первого варианта ТЭУ для лечения воспалительных заболеваний пародонта изображена на рисунке 4.1, а его внешний вид - на рисунке 4.2.

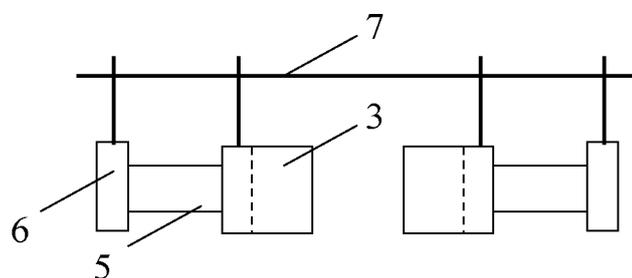
Прибор состоит из воздействующего элемента 1 с системой изменения температуры воздействия, реализованной на основе термоэлектрических преобразователей, блока контроля и регулирования температуры 2. В состав воздействующего элемента 1 входят две высокотеплопроводные пластины 3, выполненные таким образом, 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 ТЭМ 5, опорными спаями контактирующие с радиаторными системами 6. Пластины 3, ТЭМ 5 и радиаторные системы 6 с помощью крепежного приспособления 7, выполненного таким образом, чтобы имелась возможность регулирования

расстояние между пластинами 1 (например, с помощью болтового соединения), образуют механически прочную конструкцию.

При проведении лечебных процедур может производиться локальное замораживание как передней и задней поверхности области пародонта по отдельности, так и одновременно. При этом радиаторная система в случае необходимости сопрягается с приспособлениями для воздушного и жидкостного теплосъема.



Вид сверху



Вид сбоку

Рисунок. 4.1 - Структурная схема первой модификации ТЭУ для локальной гипотермии области пародонта

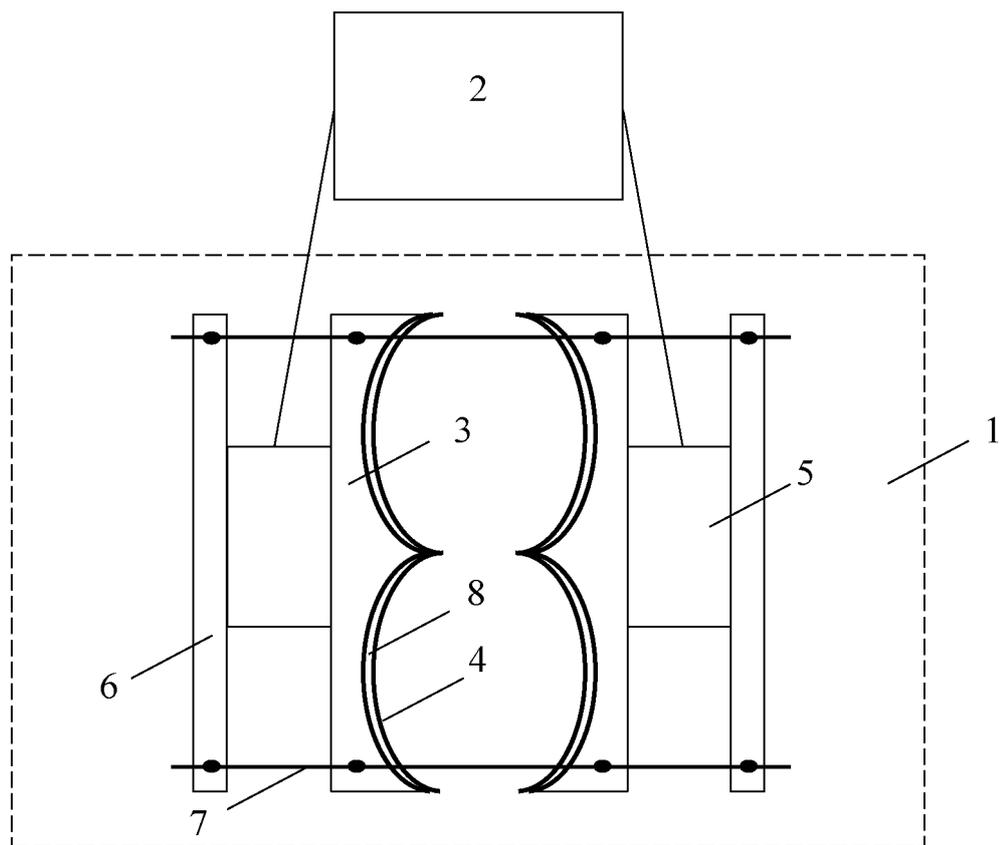


Рисунок. 4.2 - Внешний вид первой модификации ТЭУ для локальной гипотермии области пародонта

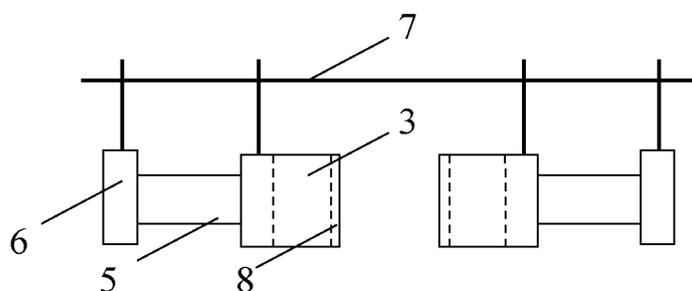
Эксплуатация устройства осуществляется следующим образом.

Прибор тщательно дезинфицируется и затем поверхностями пластин 3 с нанесенным эластичным материалом 4 посредством крепежного приспособления 7 приводится в плотный механический 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 спаи, и, следовательно, эластичный материал 4, охладилась. 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.

Структурная схема второго варианта ТЭУ показана на рисунке 4.3.



Вид сверху



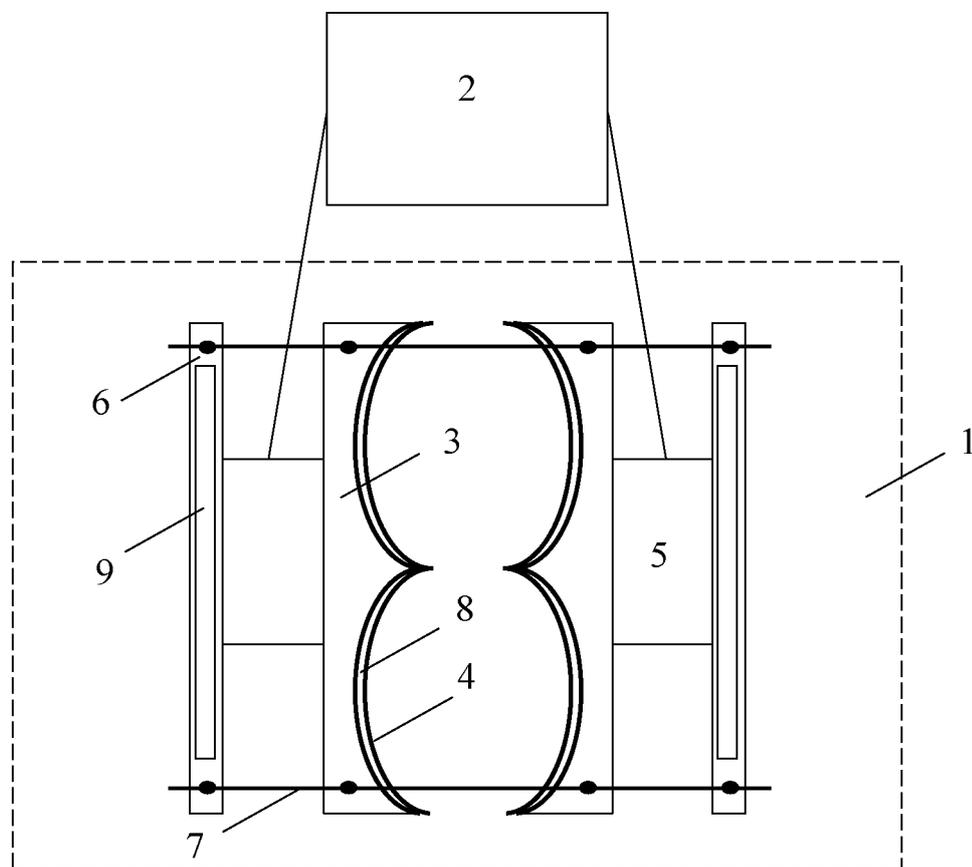
Вид сбоку

Рисунок. 4.3 - Структурная схема второй модификации ТЭУ для локальной гипотермии области пародонта

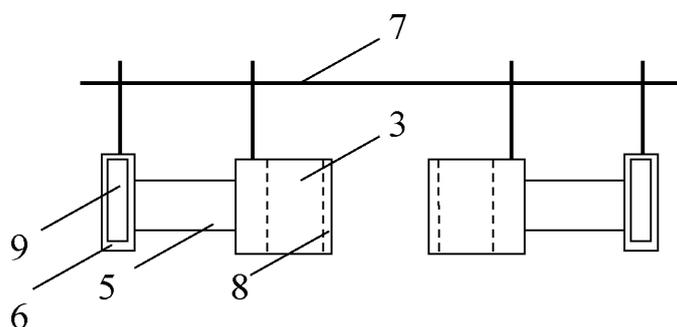
Ее отличительной особенностью является наличие контейнера 8 между охлаждающей поверхностью ТЭУ и слоем эластичного материала, сопрягаемого с областью пародонта, заполненного высокотеплопроводным гранулятом. При проведении процедур в данном случае помимо локальной

гипотермии области пародонта будет присутствовать так же и механический массаж десен, также несущий положительный эффект.

Третья модификация ТЭУ для локальной гипотермии области пародонта изображена на рисунке 4.4.



Вид сверху



Вид сбоку

Рисунок. 4.4 - Структурная схема третьей модификации ТЭУ для локальной гипотермии области пародонта

В данном варианте устройства радиаторные системы представляют собой тонкостенные полости, заполненные тепловыми аккумуляторами, в качестве которых могут выступать, например плавящиеся рабочие вещества (парафин, воск, азотнокислый никель и т. п.), а также предварительно охлаждаемые съемные тепловые демпферы. Наличие подобных тепловых аккумуляторов даст возможность улучшить отвод теплоты от горячих спаев ТЭМ.

4.2 Методика теплофизического расчета системы воздушного теплосъема с горячих спаев термоэлектрического модуля в составе термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии

Эффективность функционирования ТЭС во многом зависит от интенсивности отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ, входящих в ее состав. Для исследуемой ТЭС в этих целях использованы системы принудительного воздушного и жидкостного теплоотвода.

В качестве системы воздушного отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ предполагается гладкая или оребренная металлическая конструкция, находящаяся в плотном механическом контакте с горячей поверхностью термомодуля, обдуваемая вентиляторным агрегатом.

При расчете подобной теплоотводящей системы необходимым является определение плотности теплового потока, отводимого ею в окружающую среду q_{cp} [70].

В общем случае для воздушной системы отвода теплоты данный параметр определяется из соотношения [33]:

$$q_{cp} = \alpha_{cp} (T_{ТЭМг} - T_{cp}) \psi, \quad (4.1)$$

где α_{cp} – коэффициент теплопередачи от теплоотводящей поверхности к окружающей среде, ψ – коэффициент эффективности оребрения

поверхности (для гладкой теплоотдающей поверхности $\psi=1$). Значение α_{cp} зависит от интенсивности теплообмена и термического сопротивления слоя покрытия на теплоотводящей поверхности $\frac{\delta_{то}}{\lambda_{то}}$:

$$\alpha_{cp} = \frac{1}{\frac{1}{\alpha_{cp.ки}} + \frac{\delta_{то}}{\lambda_{то}}}, \quad (4.2)$$

где переменная $\alpha_{cp.ки}$ учитывает передачу теплоты конвекцией и излучением.

Коэффициент эффективности оребрения поверхности определяет наличие ребер по боковой поверхности, их форму и геометрические размеры, а также степень их эффективности и выражается соотношением

$$\psi = \frac{\text{th}(m_{то} h_p)}{m_{то} h_p}, \quad (4.3)$$

где $m_{то} = \sqrt{\frac{P_{то}}{\lambda_{p.то} F_{p.то}}}$, $P_{p.то}$ - периметр сечения ребра системы теплоотвода; $\lambda_{p.то}$ - коэффициент теплопроводности ребра системы теплоотвода; $F_{p.то}$ - площадь поперечного сечения ребра системы теплоотвода; $h_{p.то}$ - высота ребра системы теплоотвода.

Коэффициент теплоотдачи излучением вычисляется по формуле:

$$\alpha_{cp.и} = \frac{5,67 \varepsilon_{пр} \left[\left(\frac{T_{ст1}}{100} \right)^4 - \left(\frac{T_{ст2}}{100} \right)^4 \right]}{T_{ст1} - T_{ст2}}, \quad (4.4)$$

где $T_{ст1}$, $T_{ст2}$ - температуры поверхностей, между которыми имеет место теплообмен (в данном случае $T_{ст1} = T_{ТЭБГ}$); $\varepsilon_{пр}$ - приведенная степень черноты этих поверхностей.

В исследуемом случае температура горячих спаев ТЭМ изменяется в относительно незначительных пределах (максимальная температура не превышает 330 К), поэтому теплотой, рассеиваемой с их поверхности за счет

излучения можно пренебречь. В этом случае основной вклад в теплообмен вносит конвективная составляющая.

Конвективный коэффициент теплообмена вычисляется по формуле:

$$\alpha_{\text{ср.к}} = \frac{\text{Nu}\lambda_{\text{ср}}}{\ell_0}, \quad (4.5)$$

где Nu – число Нуссельта; $\lambda_{\text{ср}}$ – коэффициент теплопроводности окружающей среды; ℓ_0 – определяющий размер (длина ТЭМ).

При принудительном воздушном теплообмене критерий Нуссельта для различных поверхностей определяется по выражениям [33]

1. Плоская неоребристая поверхность:

$$\text{Nu} = \begin{cases} 0,58 \text{Re}^{0,5} & \text{при } \text{Re} > 4 \cdot 10^4 \\ 0,032 \text{Re}^{0,8} & \text{при } \text{Re} \geq 10^4 \end{cases}, \quad (4.6)$$

2. Ребристая поверхность:

$$\text{Nu} = \begin{cases} 1,4 \left[\sqrt{1 + 0,443 \frac{\text{Grb}_{\text{р.то}}}{2D_{\text{р.то}}}} - \left(1 + 0,113 \frac{\text{Grb}_{\text{р.то}}}{2D_{\text{р.то}}} \right) \right] & \text{при } \frac{\text{Grb}_{\text{р.то}}}{2D_{\text{р.то}}} < 7 \\ 0,64 + 0,023 \frac{\text{Grb}_{\text{р.то}}}{2D_{\text{р.то}}} & \text{при } 7 \leq \frac{\text{Grb}_{\text{р.то}}}{2D_{\text{р.то}}} < 20 \\ 0,5 \frac{\text{Grb}_{\text{р.то}}}{2D_{\text{р.то}}} & \text{при } \frac{\text{Grb}_{\text{р.то}}}{2D_{\text{р.то}}} \geq 20 \end{cases}, \quad (4.7)$$

3. Штыревая радиаторная система:

$$\text{Nu} = 0,21 \text{Re}^{0,65}, \quad (4.8)$$

где Re – число Рейнольдса, $D_{\text{р.то}}$ – длина ребра; $b_{\text{р.то}}$ – расстояние между ребрами; Gr – число Грасгофа; Pr – число Прандтля.

С учетом данных зависимостей

$$q_{\text{ср}} = \frac{1}{\frac{1}{\alpha_{\text{ср.ки}}} + \frac{\delta_{\text{то}}}{\lambda_{\text{то}}}} (T_{\text{ТЭБг}} - T_{\text{ср}}) \frac{\text{th}(m_{\text{то}} h_{\text{р.то}})}{m_{\text{то}} h_{\text{р.то}}},$$

где $\alpha_{\text{ср.ки}}$ определяется по формулам (4.5)-(4.8).

По найденной величине q_{cp} в соответствии с работами [21, 33] производится расчет параметров непосредственно радиаторных конструкций, а также вентиляторного агрегата по известным зависимостям.

4.3 Методика теплофизического расчета системы жидкостного теплосъема с горячих спаев термоэлектрического модуля в составе термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии

При теплотехническом расчете системы жидкостного теплосъема важным является учет режима ее течения, конструкции и состояния теплоносителя. Вынужденное течение жидкости делится на ламинарное, переходное и турбулентное. Каждый из перечисленных режимов соответствует определенному диапазону числа Рейнольдса. В трубчатых каналах течение ламинарное при $Re < 2300$ и турбулентное при $Re > 10^4$. Переходное течение соответствует диапазону чисел Рейнольдса от $2,3 \cdot 10^3$ до 10^4 .

Важной особенностью жидкостных систем отвода теплоты является наличие длинных прямолинейных каналов, по которым протекает теплоноситель, при этом протяженность каналов может быть существенно больше начального теплового участка, при этом интенсивность теплопередачи практически не зависит от скорости и температуры жидкости на входе.

Для большинства разновидностей жидкостных систем теплосъема вследствие небольшой длины каналов теплопередача производится в пределах начального гидродинамического и теплового участков, а также зависит от условий на входе в транспортную зону. Наличие в подобных системах криволинейных каналов приводит к возникновению в теплоносителе центробежных сил, которые в общем случае могут оказывать определенное влияние на теплообмен.

При относительно больших тепловых нагрузках на теплообменную поверхность жидкостной теплоотводящей системы в вынужденном потоке может возникнуть свободная конвекция, вызванная неоднородностью распределения температуры в теплоносителе. В отличие от вязкостного режима, соответствующего течению вязких жидкостей при отсутствии влияния свободной конвекции, в вязкостно-гравитационном режиме силы вязкости и подъемные силы сопоставимы.

Расчетное значение отводимого теплового потока $q_{ж}$ в данном случае определяется по формуле:

$$q_{ж} = \alpha_{ж} (T_{ТЭМГ} - T_{ж}),$$

где $\alpha_{ж}$ - коэффициент теплоотдачи к жидкости; $T_{ж}$ - среднemasсовая температура жидкости, протекающей в канале системы теплоотвода.

При вязкостном режиме в транспортной зоне ($Re < 2300$) охлаждающей системы средние коэффициенты теплоотдачи к жидкости могут быть рассчитаны по формуле [1]

$$Nu = 1,55 \left(\frac{1}{Re d} \right)^{-\frac{1}{3}} \left(\frac{\mu_c}{\mu_{ж}} \right)^{-0,14} \phi_{\ell}, \quad (4.9)$$

справедливой при $\frac{1}{Re d} \leq 0,05$ и $0,07 \leq \frac{\mu_c}{\mu_{ж}} \leq 1500$, где ϕ_{ℓ} - поправка на гидродинамический начальный участок, Re – число Пекле.

При однородном распределении скорости на входе и $\frac{1}{Re d} \leq 0,1$

$$\phi_{\ell} = 0,6 \left(\frac{1}{Re d} \right)^{-\frac{1}{7}} \left(1 + 2,5 \frac{1}{Re d} \right). \quad (4.10)$$

В выражениях (4.9) и (4.10) определяющими размерами, входящими в числа Re , Pe и Nu , являются внутренний диаметр и длина транспортной зоны.

При вязкостно-гравитационном режиме течения жидкости при расчете теплообмена используются следующее выражение:

$$\text{Nu} = 0,35 \left(\text{Pe} \frac{\ell}{d} \right)^{0,3} \left(\text{Gr Pr} \frac{\ell}{d} \right)^{0,18} . \quad (4.11)$$

В случае турбулентного режима ($\text{Re} > 10^4$) для расчета теплообмена в прямых гладких каналах при $\frac{\ell}{d} \geq 50$ используется соотношение:

$$\text{Nu} = 0,023 \text{Re}_{\text{ж}}^{0,8} \text{Pr}_{\text{ж}}^{0,43} \left(\frac{\text{Pr}_{\text{ж}}}{\text{Pr}_{\text{с}}} \right)^{0,25} . \quad (4.12)$$

При переходном режиме течения жидкости ($2,3 \cdot 10^3 < \text{Re} < 10^4$) теплопередача зависит от значительного количества параметров, достаточно трудно поддающихся учету. Расчет теплообмена осуществляется непосредственно по опытным данным, полученным в условиях, соответствующих расчетным [33].

Заключение

В результате выполнения диссертационной работы разработана и исследована ТЭС для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии, дающая возможность осуществлять его замораживание вплоть до уровня температур 240 К с высокой точностью регулировки температурных уровней.

Разработана математическая модель системы, основанная на решении трехмерной нестационарной задачи теплопроводности для слоистой структуры сложной конфигурации, учитывающей наличие объектов с различными теплофизическими параметрами, а также условия теплообмена на границах сред второго и третьего рода. Также в математической модели произведен расчет электрических и энергетических характеристик ТЭМ, входящих в состав ТЭС и принудительной воздушной и жидкостной системы отвода теплоты от горячих спаев термоэлементов. На основе математического моделирования получены многомерные и одномерные графики изменения температуры области пародонта и контрольных точек ТЭС в пространстве и времени для различных мощностей и токов питания ТЭМ, условий эксплуатации прибора. Установлено, что разработанная ТЭС, реализованная на базе стандартных ТЭМ, выпускаемых отечественными фирмами производителями, может полностью обеспечить существующие методики проведения лечения заболеваний пародонта с использованием локальной гипотермии.

Доказана адекватность разработанной математической модели путем проведения комплекса экспериментальных исследований, в результате которых расхождение полученных теоретических и экспериментальных данных не превысило допустимых значений.

Разработаны конструкции ТЭУ для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии, реализующие различные уровни охлаждения с возможностью их регулировки. Рассмотрены конструктивные

варианты, при которых отвод теплоты от горячих спаев ТЭМ осуществляется за счет воздушной и жидкостной системы теплосъема, а также при использовании специальной высокотеплопроводной насадки для удобства сопряжения источника холода и биологического объекта.

Проведена клиническая апробация ТЭС в условиях ГБУ Республики Дагестан "Стоматологическая поликлиника №1" (г. Махачкала), ООО "Стоматологическая клиника "Центродент" (г. Махачкала), которая показала ее эффективность при решении задач, связанных с проведением локальной гипотермии области пародонта при лечении его различных заболеваний.

Совокупность результатов проведенных исследований позволяет использовать их в качестве научной основы в дальнейшем при разработке и создании новых ТЭС медицинского и косметологического назначения.

Список литературы

1. Александров, А.А. Теплотехника / А.А. Александров, А.М. Архаров, И.А. Архаров, [и др.]. - М: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2017. - 880 с.
2. Анатычук, Л.И. Об использовании термоэлектрического охлаждения в дерматологии и косметологии / Л.И. Анатычук, О.И. Денисенко, Р.Р. Кобылянский, Т.Я. Каденюк // Термоэлектричество. - 2015. - № 3. - С.57-71.
3. Анатычук, Л.И. Охлаждение головного мозга человека термоэлектрическими средствами / Л.И. Анатычук, Р.Р. Кобылянский // Термоэлектричество. - 2016. - № 2. - С.45-54.
4. Анатычук, Л.И. Компьютерное моделирование и оптимизация динамических режимов работы термоэлектрического прибора для рефлексотерапии / Л.И. Анатычук, Л.Н. Вихор, Р.Р. Кобылянский // Термоэлектричество. – 2017. - № 3. - С.47-54.
5. Анатычук, Л.И. Результаты клинического применения термоэлектрического прибора для лечения заболеваний кожи / Л.И. Анатычук, О.И. Денисенко, О.В. Шуленина, О.П. Микитюк, Р.Р. Кобылянский // Термоэлектричество. - 2018. - № 3. - С.55-70.
6. Атрошенко, Ю.К. Теплотехнические измерения и приборы / Ю.К. Атрошенко, Е.В. Иванова. - Томск: ТПУ, 2014. - 151 с.
7. Баранов, А.Ю. Перенос теплоты в объекте общего криотерапевтического воздействия / А.Ю. Баранов, Т.А. Малышева, А.В. Савельева, А.Ю. Сидорова // Вестник Международной академии холода. - 2012. - № 2. - С.35-40.
8. Баранов, А.Ю. Выбор схемы общего криотерапевтического воздействия / А.Ю. Баранов, Т.А. Малышева, А.В. Савельева, А.Ю. Сидорова // Вестник Международной академии холода. - 2012. - № 4. - С.40-44.

9. Баранов, А.Ю. Выбор альтернативного криоагента для покрытия тепловой нагрузки в установке для общего криотерапевтического воздействия / А.Ю. Баранов, А.В. Василенок, Е.В. Соколова, С.Д. Чубова, А.М. Зиявидинов // Вестник Международной академии холода. - 2022. - № 1. - С.76-82.
10. Белозерцев, В.Н. Исследование основных характеристик термоэлектрического охладителя и генератора / В.Н. Белозерцев, С.О. Некрасова, Д.В. Сармин, Д.А. Угланов, А.А. Шиманов. - Самара: СГАУ, 2015. – 76 с.
11. Боголюбов, В.М. Техника и методики физиотерапевтических процедур / В.М. Боголюбов, [и. др.]. - М.: Бином, 2017. - 464 с.
12. Будрик, В.В. Основы криотерапии, криохирургии и криоконсервации / В.В. Будрик. - М: Лика, 2014. - 190 с.
13. Булат, Л.П. Прикладные исследования и разработки в области термоэлектрического охлаждения в России / Л.П. Булат // Холодильная техника. - 2009. - № 7. - С.34-37.
14. Буренина, И.А. Современные методики криотерапии в клинической практике / И.А. Буренина // Вестник современной клинической медицины. - 2014. - т. 7. - С.57-61.
15. Волков, М.П. Циклостойкие миниатюрные термоэлектрические модули / М.П. Волков, И.А. Драбкин, Л.Б. Ершова, А.А. Назаренко // Физика и техника полупроводников. - 2019. - № 5. - С.604-607.
16. Гуляев, А.А. Оформление аппаратно/физиотерапевтических процедур согласно требованиям Минздрава РФ / А.А. Гуляев // Аппаратная косметология. - 2017. - № 1. - С.14-20.
17. Данилина, Е.В. Локальная гипотермия в комплексном лечении заболеваний пародонта у беременных женщин с железодефицитной анемией / Е.В. Данилина, В.Ф. Михальченко, А.Г. Петрухин // Здоровье и образование в XXI веке. - 2012. - т. 14, №7. - С.141-142.

18. Дашевский, З.М. Новое направление применения термоэлектрических преобразователей энергии / З.М. Дашевский, П.П. Константинов, С.Я. Скипидаров // Физика и техника полупроводников. - 2019. - № 7. - С.875-878.

19. Драбкин, И.А. Термоэлектрические интенсификаторы теплообмена / И.А. Драбкин, Л.Б. Ершова // Физика и техника полупроводников. - 2022. - № 1. - С.3-7.

20. Драбкин, И.А. Гибридные режимы работы термоэлектрических модулей / И.А. Драбкин, Л.Б. Ершова // Физика и техника полупроводников. - 2022. - № 1. - С.13-17.

21. Дульнев, Г.Н. Теория тепло- и массообмена / Г.Н. Дульнев. - СПб.: СПбНИУИТМО, 2012. - 195 с.

22. Евдулов О.В. Разработка устройств и систем для охлаждения на основе сильноточных термоэлектрических преобразователей энергии - дис... докт. техн. наук: 05.04.03 / Евдулов Олег Викторович, Махачкала, 2019. - 330 с.

23. Евдулов, О.В. 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.

24. Евдулов, О.В. Моделирование теплофизических процессов при умеренном криовоздействии на зону пародонта с использованием термоэлектрической охлаждающей системы / О.В. Евдулов, С.Г. Магомедова, Э.А. Джабраилова // Эндодонтия Today. - 2020. - №18 (2). - С. 81-86.

25. Евдулов, О.В. 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.

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

27. Ежов, В.В. Физиотерапия и физиопродилактика как методы и средства сохранения и восстановления здоровья / В.В. Ежов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. - 2011. - № 4. - С.33-36.

28. Жуков, Н.П. Решение задач теплопроводности методом конечных элементов / Н.П. Жуков, Н.Ф. Майникова, С.С. Никулин, А.О. Антонов. - Томск: ТГТУ, 2014. - 80 с.

29. Зубарев, А.В. Новая эра высокочастотного ультразвука (18-24 МГц) в дерматологии и косметологии / А.В. Зубарев // Кремлевская медицина. Клинический вестник. - 2020. - № 1 - С.5-11.

30. Зубкова, С.М. Роль тепловой компоненты в лечебном действии физических факторов / С.М. Зубкова // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. - 2011. - № 6. - С.3-10.

31. Исмаилов, Т.А. Исследование термоэлектрической системы для локального замораживания тканей гортани / Т.А. Исмаилов, О.В. Евдулов, Т.А. Рагимова // Термоэлектричество. - 2015. - № 2. - С.86-94.

32. Исмаилов, Т.А. 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.

33. Крайнов, А.Ю. Конвективный теплоперенос и теплообмен / А.Ю. Крайнов, К.М. Моисеева. - Томск: СТТ, 2017. – 80 с.

34. Лучаков, Ю.И. Теплообмен различных областей тела человека со средой / Ю.И. Лучаков, П.Д. Шабанов // Обзоры по клинической фармакологии и лекарственной терапии. - 2012. - т. 10, № 4. - С.54-57.

35. Магомадов Р.А.-М. Термоэлектрическая система для теплового воздействия на отдельные зоны человеческого организма - дис... канд. техн.

наук: 05.04.03 / Магомадов Рустам Абу-Муслимович, Махачкала, 2016. - 133 с.

36. 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.

37. Марков, О.И. Вклад распределенного эффекта Пельтье в эффективность ветви термоэлектрического охладителя / О.И. Марков // Физика и техника полупроводников. - 2022. - № 1. - С.48-53.

38. Наседкин, А.В. Теория и технология метода конечных элементов / А.В. Наседкин. - Ростов-на-Дону: ЮФУ, 2011. - 203 с.

39. Пат. 2340305, Рос. Федерация: МПК⁷ А61В 18/02 Способ лечения хронического рецидивирующего афтозного стоматита / Старокожева Л.Ю., Токмакова С.И., Улько Т.Н., Гюнтер В.Э., Иванов А.Н., № 2007111819; заявл. 30.03.2007; опубл. 10.12.2008, Бюл. № 34 - 7 с.

40. Пат. 2354348, Рос. Федерация: МПК⁷ А61Н 39/00 Способ лечения хронического рецидивирующего генерализованного пародонтита / Кузнецова Н.Л., Михайлов А.Е., Елфимов П.В., № 2007137576; заявл. 10.10.2007; опубл. 10.05.2009, Бюл. № 13 - 6 с.

41. Пат. 2361547, Рос. Федерация: МПК⁷ А61F 7/00 Способ лечения герпетического стоматита / Улько Т.Н., Токмакова С.И., Сысоева О.В., [и др.], № 2007135618; заявл. 25.09.2007; опубл. 20.07.2009, Бюл. № 20 - 7 с.

42. Пат. 2430701, Рос. Федерация: МПК⁷ А61В 18/02 Способ криохирургического лечения кист по В.И. Коченову / Коченов В.И., Буланов Г.А., Цыбусов С.Н., [и др.], № 2009113674; заявл. 10.04.2009; опубл. 10.10.2011, Бюл. № 28 - 15 с.

43. Пат. 2488364, Рос. Федерация: МПК⁷ А61В 18/02 Криомедицинский аппарат / Педдер В.В., Педдер А.В., Набока М.В., [и др.], № 2011134141; заявл. 12.08.2011; опубл. 27.07.2013, Бюл. № 21 - 15 с.

44. Пат. 2547079, Рос. Федерация: МПК⁷ А61В 17/24 Способ лечения ранул / Семенникова Н.В., Мирзоев Х.Х., Семенников В.И., № 2013155848; заявл. 16.12.2013; опубл. 10.04.2015, Бюл. № 10 - 4 с.

45. Пат. 2547083, Рос. Федерация: МПК⁷ А61С 5/00 Способ фиксации и лечения короно-радикулярных переломов многокорневых зубов / Семенников В.И., Семенникова Н.В., Батурина Л.В., Юферов А.Е., № 2013155804; заявл. 16.12.2013; опубл. 10.04.2015, Бюл. № 10 - 5 с.

46. Пат. 2548319, Рос. Федерация: МПК⁷ А61В 18/02 Криодеструктор / Бобрихин А.Ф., Леушин В.Ю., Гудков А.Г., Цыганов Д.И., № 2014116572; заявл. 24.04.2014; опубл. 20.04.2015, Бюл. № 11 - 11 с.

47. Пат. 2553190, Рос. Федерация: МПК⁷ А61В 18/02 Кривоаппликатор / Гаткин Е.Я., Цыганов Д.И., Ворошилов Е.П., [и др.], № 2014114225; заявл. 11.04.2014; опубл. 10.06.2015, Бюл. № 16 - 5 с.

48. Пат. 2556841, Рос. Федерация: МПК⁷ А61G 11/01 Реанимационный комплекс для новорожденных / Исмаилов Т.А., Хазамова М.А., Евдулов О.В., Камилова З.А., № 2013147257; заявл. 22.10.2013; опубл. 20.07.2015, Бюл. № 20 - 5 с.

49. Пат. 2564432, Рос. Федерация: МПК⁷ А61В 18/02 Способ лечения веррукозной формы лейкоплакии слизистой оболочки полости рта / Токмакова С.И., Бондаренко О.В., Улько Т.Н., № 2014123300; заявл. 06.06.2014; опубл. 27.09.2015, Бюл. № 27 - 10 с.

50. Пат. 2572480, Рос. Федерация: МПК⁷ А61В 18/02 Аппарат для криодеструкции / Леушин В.Ю., Бобрихин А.Ф., Гудков А.Г., Цыганов Д.И., № 2014131304; заявл. 29.07.2014; опубл. 10.01.2016, Бюл. № 1 - 7 с.

51. Пат. 2610763, Рос. Федерация: МПК⁷ А61J 1/05 Переносное терморегулирующее устройство для лекарств / Люпгес П., № 2014104768; заявл. 26.07.2012; опубл. 15.02.2017, Бюл. № 5 - 28 с.

52. Пат. 2615283, Рос. Федерация: МПК⁷ А61F 7/00 Устройство для коррекции церебральной гипертермии / Шевелев О.А., Балабошко Н.Г., Гапеев Ю.А., Сырченко Н.В., Ростовцев В.И., № 2015148626; заявл. 12.11.2015; опубл. 04.04.2017, Бюл. № 10 - 12 с.

53. Пат. 2624347, Рос. Федерация: МПК⁷ А61В 18/02 Криомедицинский аппарат / Прохоров Г.Г., Гасанов М.И.-О., Грицаенко А.Е., № 2016102113; заявл. 22.01.2016; опубл. 03.07.2017, Бюл. № 19 - 15 с.

54. Пат. 183521, Рос. Федерация: МПК⁷ А61С 17/00 Устройство для охлаждения операционного поля в хирургической стоматологии / Харитонов Д.Ю., Плотников Л.Н., Антонян А.Б., Ковалев А.Д., № 2017123711; заявл. 05.07.2017; опубл. 25.09.2018, Бюл. № 27. - 6 с.

55. Пат. 189472, Рос. Федерация: МПК⁷ А61С 18/02 Насадка для криоинструмента / Аралова М.В., Алимкина Ю.Н., № 2018143774; заявл. 10.12.2018; опубл. 23.05.2019, Бюл. № 15. - 8 с.

56. Пат. 2723229, Рос. Федерация: МПК⁷ Н01L 35/16, Н01L 35/18 Термоэлемент (варианты) / Дашевский З.М., Дудкин Л.Д., Скипидаров С.Я., № 2018108868; заявл. 13.03.2018; опубл. 09.06.2020, Бюл. № 16 - 12 с.

57. Пат. 2723746, Рос. Федерация: МПК⁷ А61F 5/05 Устройство для циркулярной иммобилизации конечностей / Доценко И.А., Родичев И.А., № 2019145265; заявл. 25.12.2019; опубл. 17.06.2020, Бюл. № 17 - 16 с.

58. 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.

59. 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.

60. 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.

61. Пат. 2767429, Рос. Федерация: МПК⁷ F25B 21/02, H01L 35/02 Термоэлектрический холодильник / Нургалиев М.И., № 2020113923; заявл. 19.04.2020; опубл. 17.03.2022, Бюл. № 8 - 9 с.

62. Пат. 2772012, Рос. Федерация: МПК⁷ A61F 7/00 Термоэлектрическое устройство для локального охлаждения терморепцепторов кожи человека / Кожемякин Г.Н., Бендрышев Ю.Н., Ларин В.В, № 2021114374; заявл. 21.05.2021; опубл. 16.05.2022, Бюл. № 14 - 7 с.

63. Полевой, А.А. Низкотемпературные технологии / А.А. Полевой // Холодильная техника. - 2012. - № 1. - С.52-54.

64. Пономаренко, Г.Н. Восстановительная медицина: фундаментальные основы и перспективы развития / Г.Н. Пономаренко // Физическая и реабилитационная медицина. - 2022. - т. 4, № 1. - С.8-20.

65. Портнов, В.В. Локальная воздушная криотерапия: механизм действия и применение в практике / В.В. Портнов // Курортные ведомости. - 2009. - № 2. - С.25-31.

66. Рабинович, С.А. Эффективность применения криотерапии при комплексном стоматологическом лечении / С.А. Рабинович, В.Ф. Прикулс, Е.И. Шлыкова // Стоматология. - 2013. - № 4. - С. 78-81.

67. Румянцев А.В. Метод конечных элементов в задачах теплопроводности / А.В. Румянцев. - Калининград: КГУ, 2010. - 95 с.

68. Струтинский, М.Н. Компьютерные технологии в термоэлектричестве / М.Н. Струтинский // Термоэлектричество. - 2009. - № 4. - С.32-48.

69. Такенобу, К. Новейшие разработки в области технологии термоэлектрического генерирования электроэнергии в Японии / К. Такенобу, Ф. Риодзи // Термоэлектричество. - 2016. - № 1. - С.5-17.

70. Теория тепломассообмена / Под. ред. А.И. Леонтьева. - М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2018. - 464 с.

71. Тирская, О.М. Физиотерапевтическое лечение заболеваний пародонта / О.М. Тирская, В.Д. Молоков, А.В. Виноградова. - Иркутск: ИГМУ, 2015. - 34 с.
72. Ткалич, В.Л. Обработка результатов технических измерений / В.Л. Ткалич, Р.Я. Лабковская. - СПб: СПбГУ ИТМО, 2011. - 72 с.
73. Улащик, В.С. Общая физиотерапия / В.С. Улащик, И.В. Лукомский. - Минск: Книжный дом, 2008. - 512 с.
74. Ушаков, А.А. Практическая физиотерапия / А.А. Ушаков. - М.: ООО Медицинское информационное агентство, 2009. - 612 с.
75. Филин, С.О. Сравнительный анализ энергетических характеристик современных термоэлектрических холодильников / С.О. Филин // Термоэлектричество. – 2017. - № 6. - С.67-76.
76. Цыганов, Д.И. Криомедицина: процессы и аппараты / Д.И. Цыганов. - М.: САЙНС-ПРЕСС, 2011. - 304 с.
77. Штерн, М.Ю. Многосекционные термоэлементы, преимущества и проблемы их создания / М.Ю. Штерн // Физика и техника полупроводников. - 2021. - № 12. - С.1105-1115.
78. Шучитангшу, Ч. Термоэлектричество по индийскому сценарию / Ч. Шучитангшу // Термоэлектричество. - 2016. - № 6. - С.5-21.
79. Ding, L.C. A review of power generation with thermoelectric system and its alternative with solar ponds / L.C. Ding, A. Akbarzadeh, L. Tan // Renewable and sustainable energy reviews. - 2018. - Vol. 81. - P. 799-812.
80. Finn, P.-A. Thermoelectric materials: current status and future challenges / P.-A. Finn, C. Asker, K. Wan, E. Bilotti, O. Fenwick, C.-B Nielsen // Frontiers in electronic materials. - 2021. - Vol. 1. - P.1-13.
81. Goldsmid, H.J. Introduction to thermoelectricity / H.J. Goldsmid. - New York: Springer, 2010. - 121 p.
82. Goldsmid, H.J. Thermoelectric refrigeration / H.J. Goldsmid. - New York: Springer, 2013. - 240 p.
83. <https://www.aesthetic-france.com> (дата доступа 01.03.2023).

84. <https://elamed.com> (дата доступа 01.03.2023).
85. <http://www.kryotherm.spb.ru> (дата доступа 01.03.2023).
86. <http://www.marlow.com> (дата доступа 01.03.2023).
87. <http://www.melcor.com> (дата доступа 01.03.2023).
88. <http://www.oosterm.ru> (дата доступа 01.03.2023).
89. <http://ite.inst.cv.ua> (дата доступа 01.03.2023).
90. http://www.fandis_tm.com (дата доступа 01.03.2023).
91. http://www.komatsu_electronics.co.jp (дата доступа 01.03.2023).
92. <http://www.vivax.com> (дата доступа 01.03.2023).
93. <https://zish.com.ua> (дата доступа 01.03.2023).
94. Hu, B. Thermoelectrics for medical applications: progress, challenges and perspectives / B. Hu, X.-L. Shi, Z.-G Chen., J. Zou // Chemical engineering journal. - 2022. - Vol. 437. - P.135268.
95. Hyoung-Seuk, C. Prediction of reliability on thermoelectric module through accelerated life test and physics - of - failure / C. Hyoung-Seuk // Electronic materials letter. – 2011. - Vol. 7. - P.175-182.
96. Kassebaum, N.J. Global burden of severe periodontitis in 1990-2010: a systematic review and meta-regression / N.J. Kassebaum, [et al.] // Journal of dental research. - 2014. - Vol. 93. - P. 1045-1053.
97. Magalhaes, M. Measurement of thermophysical properties of human dentin: effect of open porosity / M. Magalhaes, R. Ferreira, P. Grossi, R. Andrade // Journal of dentistry. - 2008. - Vol. 36. - P. 588-594.
98. Papapanou, P.N. The prevalence of periodontitis in the US: forget what you were told / P.N. Papapanou // Journal of dental research. - 2012. - Vol. 91. - P. 907-908.
99. Pasquali P. Cryosurgery: a practical manual / P. Pasquali. - New York: Springer, 2015. - 441 p.
100. Rojo, J. Facial alveolar bone thickness and modifying factors of anterior maxillary teeth: a systematic review and meta-analysis of cone-beam

computed tomography studies / J. Rojo, D. Penarrocha-Oltra, D. Penarrocha, M. Penarrocha, J. Vina // BMC Oral health. - 2021. - Vol. 21. - P.2-17.

101. Rowe, D.M. Thermoelectrics and its energy harvesting, materials, preparation and characterization / D.M. Rowe. - BocaRaton: CRC Press, 2012. - 567 p.

102. Savic, M. Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin / M. Savic, B. Fonda, N. Sarabon // Journal of thermal biology. - 2013. - Vol. 38. - P.186-191.

103. Shi, X.-L. Advanced thermoelectric design: from materials and structures to devices / X.-L Shi., J. Zou, Z.-G. Chen // Chemical reviews. - 2020. - Vol. 15. - P.7399-515.

104. Shi, X.-L. Fiber-based thermoelectrics for solid, portable, and wearable electronics / X.-L. Shi, W.-G. Chen, T. Zhang, J. Zou, Z.-G. Chen // Energy environ science. - 2021. - Vol. 14. - P.729-764.

105. Snyder, G.J. Distributed and localized cooling with thermoelectrics / G.J. Snyder, S. LeBlanc, D. Crane, [et al.] // Future energy. - 2021. - Vol. 5. - P.748-51.

106. Ssennoga, T. A comprehensive review of thermoelectric technology: Materials, applications, modeling and performance improvement / T. Ssennoga, Z. Jie, A. Yuying, L. Bo // Renewable and sustainable energy reviews. - 2016. - Vol. 65. - P.114-121.

107. Tan, H. Evaluating optimal cooling temperature of a single-stage thermoelectric cooler using thermodynamic second law / H. Tan, H. Fu, J. Yu // Applied Thermal Engineering. - 2017. - Vol. 123. - P. 845-851.

108. Toshima, N. Thermoelectric performance of organic materials including hybrid system / N. Toshima // Journal of Kinzoku materials science and technology. - 2016. - Vol. 3. - P.103-109.

109. Zaferani, S.H. Thermoelectric coolers as thermal management systems for medical application: design, optimization and advancement / S.H. Zaferani, R.

Ghomashchi, M.W. Sams, Z.-G. Chen // Nano energy. - 2021. - Vol. 90. - P. 106572.

110. Zhang, L. Flexible thermoelectric materials and devices: from materials to applications / L. Zhang, X.-L. Shi, Y.-L. Yang, Z.-G. Chen // Materials today. - 2021. - Vol. 46. - P.62-108.

Приложение

12-АЯ МЕЖДУНАРОДНАЯ ВЫСТАВКА
НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИХ
И ИННОВАЦИОННЫХ РАЗРАБОТОК
«ИЗМЕРЕНИЕ, МИР, ЧЕЛОВЕК - 2022»



СЕРЕБРЯНАЯ МЕДАЛЬ

в номинации

«Информационные технологии в медицине
и здравоохранении»

награждается

Федеральное государственное бюджетное образовательное
учреждение высшего образования
«Дагестанский государственный технический университет»

за разработку:

«Автоматизированная система для лечения
воспалительных заболеваний пародонта»

Авторы:

Евдулов Олег Викторович,
Евдулов Денис Викторович,
Магомедова Сарат Гусеновна

Ректор Алтайского государственного
технического университета
им. И.И. Ползунова



А.М. Марков

БАРНАУЛ 20 МАЯ 2022

8-АЯ МЕЖДУНАРОДНАЯ ВЫСТАВКА
НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИХ
И ИННОВАЦИОННЫХ РАЗРАБОТОК
«ИЗМЕРЕНИЕ, МИР, ЧЕЛОВЕК - 2018»



СЕРЕБРЯНАЯ МЕДАЛЬ

В номинации

«Измерение, контроль, автоматизация и информатизация в
медицине и экологии»

награждается

Федеральное государственное бюджетное образовательное
учреждения высшего образования «Дагестанский государственный
технический университет»

за разработку

«Термоэлектрическая система лечения воспалительных заболеваний
пародонта методом умеренного криовоздействия»

Авторы:

Исмаилов Тагир Абдурашидович,
Евдулов Олег Викторович,
Евдулов Денис Викторович,
Магомедова Сарат Гусеновна

Ректор Алтайского государственного
технического университета
им. И.И. Ползунова



А.М. Марков

БАРНАУЛ 22-24 МАЯ 2018

10-АЯ МЕЖДУНАРОДНАЯ ВЫСТАВКА
НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИХ
И ИННОВАЦИОННЫХ РАЗРАБОТОК
«ИЗМЕРЕНИЕ, МИР, ЧЕЛОВЕК - 2020»



БРОНЗОВАЯ МЕДАЛЬ

в номинации

«Измерение, контроль, автоматизация и информатизация
в медицине и экологии»

награждается

Федеральное государственное бюджетное образовательное
учреждение высшего образования
«Дагестанский государственный технический университет»

за разработку

«Термоэлектрическая система для лечения воспалительных
заболеваний пародонта»

Авторы:

Исмаилов Тагир Абдурашидович
Евдулов Олег Викторович
Магомедова Сарат Гусеновна

Ректор Алтайского государственного
технического университета
им. И.И. Ползунова

А.М. Марков



БАРНАУЛ 30 сентября 2020

ФОНД СОДЕЙСТВИЯ
ИННОВАЦИЯМ

ДИПЛОМ

победителя программы «УМНИК»

Магомедова Сарат Гусеновна

2018



Генеральный директор
С.Г. Поляков 



ДАГЕСТАНСКИЙ ИННОВАЦИОННЫЙ КОНВЕНТ

ДИПЛОМ

ПОБЕДИТЕЛЯ В НОМИНАЦИИ
«ЛУЧШИЙ ПРОЕКТ В ОБЛАСТИ МЕДИЦИНЫ
И ЗДРАВООХРАНЕНИЯ»

Магомедова Сират Тусеновна

ИМЯ

ПРОЕКТ



МИНИСТЕРСТВО
ЗДРАВООХРАНЕНИЯ И
СОЦИАЛЬНОГО ЗАЩИТЫ РД



МИНИСТЕРСТВО
НАУКИ, ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ И
ИННОВАЦИЙ РД



ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
УНИВЕРСИТЕТ НАУКИ И
ТЕХНОЛОГИЙ РД



Саидов К. Р.

ПОДПИСЬ

Министр
Саидов К. Р.



(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61C 3/00 (2020.02); A61C 19/00 (2020.02); A61H 99/00 (2020.02); A61F 7/00 (2020.02); H01L 35/00 (2020.02); F25B 21/00 (2020.02)

(21)(22) Заявка: 2018138670, 01.11.2018

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
01.11.2018

Дата регистрации:
08.09.2020

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 01.11.2018

(43) Дата публикации заявки: 12.05.2020 Бюл. № 14

(45) Опубликовано: 08.09.2020 Бюл. № 25

Адрес для переписки:

367030, Респ. Дагестан, г. Махачкала, пр.
Имама Шамиля, 74а, ФГБОУ ВО "ДГТУ",
отдел интеллектуальной собственности

(72) Автор(ы):

Исмаилов Тагир Абдурашидович (RU),
Евдулов Олег Викторович (RU),
Магомедова Сарат Гусеновна (RU),
Евдулов Денис Викторович (RU)

(73) Патентообладатель(и):

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ
БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО
ОБРАЗОВАНИЯ "ДАГЕСТАНСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ" (ДГТУ) (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: JP 2009536556 A, 15.10.2009. US
4350488 A, 21.09.1982. RU 2354348 C1, 10.05.2009.
KR 20140114510 A, 29.09.2014. RU 2624806 C1,
06.07.2017.

(54) Термоэлектрическое устройство для лечения воспалительных заболеваний пародонта

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к термоэлектрическим устройствам для лечения воспалительных заболеваний пародонта. Устройство содержит воздействующий элемент с термоэлектрической системой изменения температуры воздействия и питающий ее электрической энергией блок контроля и регулировки температуры. Воздействующий элемент состоит из двух высокотеплопроводных пластин. Приводимые в контакт с передней и задней зонами десны поверхности пластин повторяют их форму. На эти поверхности пластин нанесены пленки. При этом пленки закреплены на поверхности так, чтобы они и соответствующие пластины образовывали контейнеры. Контейнеры заполняются высокотеплопроводным гранулятом. Поверхности пластин,

противоположные контакту с биологическим объектом, выполнены плоскими. Термоэлектрические модули присоединены своими воздействующими спаями к плоским поверхностям пластин и контактируют опорными сваями с радиаторными системами. Пластины, термоэлектрические модули и радиаторные системы с помощью крепежного приспособления образуют механически прочную конструкцию. Крепежное приспособление выполнено с возможностью регулирования расстояния между пластинами. Достигается повышение эффективности криовоздействия на зону пародонта за счет увеличения площади сопряжения и качества контакта последней с воздействующим элементом, улучшение массогабаритных показателей устройства. 1 ил.



(51) МПК
A61C 3/00 (2006.01)
A61F 7/00 (2006.01)
A61C 19/00 (2006.01)
A61H 99/00 (2006.01)
H01L 35/00 (2006.01)
F25B 21/00 (2006.01)

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61C 3/00 (2020.02); *A61F 7/00* (2020.02); *A61C 19/00* (2020.02); *A61H 99/00* (2020.02); *H01L 35/00* (2020.02); *F25B 21/00* (2020.02)

(21)(22) Заявка: 2018138672, 01.11.2018

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
01.11.2018

Дата регистрации:
08.09.2020

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 01.11.2018

(43) Дата публикации заявки: 12.05.2020 Бюл. № 14

(45) Опубликовано: 08.09.2020 Бюл. № 25

Адрес для переписки:

367030, Респ. Дагестан, г. Махачкала, пр. имама
Шамиля, 74а, ФГБОУ ВО "ДГТУ", отдел
интеллектуальной собственности

(72) Автор(ы):

Исмаилов Тагир Абдурашидович (RU),
Евдулов Олег Викторович (RU),
Магомедова Сарат Гусеновна (RU),
Евдулов Денис Викторович (RU)

(73) Патентообладатель(и):

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ
БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО
ОБРАЗОВАНИЯ "ДАГЕСТАНСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ" (ДГТУ) (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: WO 2007133840 A2, 22.11.2007. US
4350488 A, 21.09.1982. RU 2354348 C1, 10.05.2009.
KR 20140114510 A, 29.09.2014. WO 9116854 A1,
14.11.1991.

(54) ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ВОСПАЛИТЕЛЬНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПАРОДОНТА

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к термоэлектрическому устройству для лечения воспалительных заболеваний пародонта. Устройство содержит воздействующий элемент с термоэлектрической системой изменения температуры воздействия и питающий ее электрической энергией блок контроля и регулировки температуры. Воздействующий элемент состоит из двух высокотеплопроводных пластин. Поверхности пластин, приводимые в контакт с передней и задней зонами десны, повторяют профиль последних, и на них нанесен слой эластичного материала. Противоположные контакту с биологическим объектом поверхности пластин

выполнены плоскими. Термоэлектрические модули присоединены воздействующими спаями к плоским поверхностям пластин, а опорными спаями контактируют с радиаторными системами. Пластины, термоэлектрические модули и радиаторные системы образуют механически прочную конструкцию с помощью крепежного приспособления. Крепежное приспособление выполнено с возможностью регулирования расстояния между пластинами. Достигается повышение эффективности криовоздействия на зону пародонта за счет увеличения площади сопряжения и качества контакта последней с воздействующим элементом, улучшение массогабаритных показателей устройства. 1 ил.



(51) МПК
A61C 3/00 (2006.01)
A61F 7/00 (2006.01)
A61C 19/00 (2006.01)
A61H 99/00 (2006.01)
H01L 35/00 (2006.01)
F25B 21/00 (2006.01)

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61C 3/00 (2020.02); *A61F 7/00* (2020.02); *A61C 19/00* (2020.02); *A61H 99/00* (2020.02); *H01L 35/00* (2020.02); *F25B 21/00* (2020.02)

(21)(22) Заявка: 2018138671, 01.11.2018

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
01.11.2018Дата регистрации:
08.09.2020

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 01.11.2018

(43) Дата публикации заявки: 12.05.2020 Бюл. № 14

(45) Опубликовано: 08.09.2020 Бюл. № 25

Адрес для переписки:

367030, Рес. Дагестан, г. Махачкала, пр. имама
 Шамиля, 74а, ФГБОУ ВО "ДГТУ", отдел
 интеллектуальной собственности

(72) Автор(ы):

Исмаилов Тагир Абдурашидович (RU),
 Еадулов Олег Викторович (RU),
 Магомедова Сарат Гусеновна (RU),
 Еадулов Денис Викторович (RU)

(73) Патентообладатель(и):

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ
 БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
 УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО
 ОБРАЗОВАНИЯ "ДАГЕСТАНСКИЙ
 ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ
 УНИВЕРСИТЕТ" (ДГТУ) (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете
 о поиске: KR 20090019818 A, 25.02.2009. US
 4350488 A, 21.09.1982. KR 20140114510 A,
 29.09.2014. RU 2354348 C1, 10.05.2009. US
 2002058232 A1, 16.05.2002.

**(54) ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ВОСПАЛИТЕЛЬНЫХ
ЗАБОЛЕВАНИЙ ПАРОДОНТА**

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к термоэлектрическому устройству для лечения воспалительных заболеваний пародонта. Устройство содержит воздействующий элемент с термоэлектрической системой изменения температуры воздействия и питающий ее электрической энергией блок контроля и регулировки температуры. Воздействующий элемент состоит из двух высокотеплопроводных пластин. Поверхности пластин, приводимые в контакт с передней и задней зонами десны, повторяют профиль последних. При этом на эти же поверхности нанесены пленки. Пленки закреплены по периметру пластин так, чтобы они и соответствующие пластины образовывали контейнеры. Контейнеры заполняются высокотеплопроводным гранулятом.

Противоположные контакту с биологическим объектом поверхности пластин выполнены плоскими. Термоэлектрические модули присоединены воздействующими спаями к плоским поверхностям пластин, а опорными спаями контактируют с радиаторными системами. Радиаторные системы выполнены полыми с возможностью размещения в них предварительно охлажденных внешним источником съемных тепловых аккумуляторов. Пластины, термоэлектрические модули и радиаторные системы образуют механически прочную конструкцию с помощью крепежного приспособления. Крепежное приспособление выполнено с возможностью регулирования расстояния между пластинами. Достигается повышение эффективности криовоздействия на зону пародонта за счет увеличения площади

УТВЕРЖДАЮ
Главный врач ГБУ РД «СП №1»



Чавтараев М.М. /

«26» июня 2023 г.

АКТ
о клинической апробации и внедрении результатов НИР

Настоящим актом подтверждается, что результаты диссертационной работы Магомедовой Саратов Гусеновны «Разработка термоэлектрической системы для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренной криотерапии», выполненной в научно-исследовательской лаборатории полупроводниковых термоэлектрических приборов и устройств ФГБОУ ВО "Дагестанский государственный технический университет", применены в клинической практике ГБУ РД «Стоматологическая поликлиника №1» в период с 10.02.2023. по 21.02.2023.

Объект внедрения: термоэлектрическое устройство для теплового воздействия на стопу человека.

Результаты клинической апробации.

Было проведено 15 процедур пациентам с различными заболеваниями. Из них 8 пациента с гингивитом, 7 – с пародонтитом.

В ходе апробации данного устройства были выявлены следующие положительные моменты:

- повышение лечебного эффекта за счет комбинированного воздействия на зону пародонта, совмещающее в себе тепловое и холодное воздействие;
- широкий диапазон регулировки температуры физиотерапевтического воздействия (от -5°C до $+30^{\circ}\text{C}$ с точностью $\pm 1^{\circ}\text{C}$);
- простота обслуживания устройства.

В ходе апробации данного термоэлектрического устройства для теплового воздействия на зону пародонта не наблюдалось ни одного случая осложнения.

Результаты внедрения.

Создано термоэлектрическое устройство для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренной криотерапии повышающее эффективность физиотерапевтических процедур в медицинской практике.

Магомедова Г.А.

УТВЕРЖДАЮ

Директор ООО «СК «Центродент»



Бигишиев М.П.

« 20 » апреля 2023 г.

АКТ

о клинической апробации и внедрении результатов НИР

Настоящим актом подтверждается, что результаты диссертационной работы Магомедовой Сарат Гусеновны «Разработка термоэлектрической системы для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренной криотерапии», выполненной в научно-исследовательской лаборатории полупроводниковых термоэлектрических приборов и устройств ФГБОУ ВО "Дагестанский государственный технический университет", применены в клинической практике ООО СП «ЦЕНТРОДЕНТ» в период с 15.03.2023. по 15.04.2023.

Объект внедрения: термоэлектрическое устройство для теплового воздействия на зону пародонту методом умеренной криотерапии.

Результаты клинической апробации.

Было проведено 15 процедур пациентам с различными заболеваниями. Из них 3 пациента с гингивитом, два - с пародонтитом.

В ходе апробации данного устройства были выявлены следующие положительные моменты:

- повышение лечебного эффекта за счет комбинированного воздействия на зону пародонта, совмещающее в себе тепловое и холодное воздействие;
- широкий диапазон регулировки температуры физиотерапевтического воздействия (от -5°C до $+30^{\circ}\text{C}$ с точностью $\pm 1^{\circ}\text{C}$);
- простота обслуживания устройства.

В ходе апробации данного термоэлектрического устройства для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренной криотерапии не наблюдалось ни одного случая осложнения.

Результаты внедрения.

Создано термоэлектрическое устройство для лечения воспалительных заболеваний пародонта методом умеренной криотерапии, повышающее эффективность физиотерапевтических процедур в медицинской практике.

Мусаев А.М.

/  /

УТВЕРЖДАЮ

И.О. ректора

ФГБОУ ВО "Дагестанский государственный
технический университет"

к.э.н., доцент

Н.Л. Баламирзоев

26 мая 2023 г.

АКТ

внедрения результатов НИР в учебный процесс

Настоящим актом подтверждается, что результаты диссертационной работы Магомедовой Сарат Гусеновны "Разработка и исследование термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии", выполненной в научно-исследовательской лаборатории полупроводниковых термоэлектрических приборов и устройств кафедры теоретической и общей электротехники ФГБОУ ВО "Дагестанский государственный технический университет", **внедрены** в учебный процесс на основании решения кафедры биотехнических и медицинских аппаратов и систем (протокол № 9 от 13 мая 2023 г.) и решения Совета факультета радиоэлектроники, телекоммуникации и мультимедийных технологии (РТиМТ) (протокол № 9 от 19 мая 2023 г.) ФГБОУ ВО "Дагестанский государственный технический университет".

Вид внедренных результатов - математическая модель и конструкция термоэлектрической системы для лечения заболеваний пародонта методом локальной гипотермии, методы расчета, проектирования и испытания данной системы.

Форма внедрения. Данные результаты включены в курсы лекций и лабораторный практикум по дисциплинам "Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы", "Биотехнические системы медицинского назначения" по направлению 12.03.04 "Биотехнические системы и технологии", профиль "Биотехнические и медицинские аппараты и системы".

Заведующий кафедрой БиМАиС,
к.ф.-м.н., доцент

 А.Т. Темиров

Декаан факультета РТиМТ,
к.ф.-м.н., доцент

 Г.Д. Кардашева