

ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный технический университет»

На правах рукописи

Насрулаев Абдула Магомедович

ИССЛЕДОВАНИЕ И РАЗРАБОТКА ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ
СИСТЕМЫ ДЛЯ ИЗВЛЕЧЕНИЯ ИНОРОДНЫХ ОБЪЕКТОВ ИЗ
ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА МЕТОДОМ ПРИМОРАЖИВАНИЯ

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 2022

Содержание

Введение	4
Глава 1. Методики и технические средства для извлечения инородных объектов из тела человека	11
1.1. Разновидности инородных объектов в теле человека	11
1.2. Методы извлечения инородных объектов из тела человека	20
1.3. Оборудование для извлечения инородных объектов из тела человека	30
1.4. Перспективы использования термоэлектрических преобразователей энергии для извлечения инородных объектов из тела человека	43
1.5. Постановка задач исследования	47
Глава 2. Математическая модель термоэлектрической системы для извлечения инородных объектов из тела человека методом примораживания	50
2.1. Расчет температурного поля термоэлектрической системы для извлечения инородных объектов при ее введении в тело человека	50
2.2. Расчет теплофизических процессов при примораживании инородного объекта к термоэлектрической системе	61
2.3. Методика расчета термоэлектрического модуля в системе для извлечения инородных объектов из тела человека	68
2.4. Расчет теплосъема с горячих спаев термоэлектрического модуля в системе для извлечения инородных объектов из тела человека	80
Глава 3. Экспериментальные исследования термоэлектрической системы для извлечения инородных объектов из тела человека	84
3.1. Описание экспериментального стенда и методики проведения натуральных испытаний	84
3.2. Результаты экспериментальных исследований	88
3.3. Оценка погрешности измерений	98
Глава 4. Разработка устройств для извлечения инородных объектов из тела человека	100

4.1. Термоэлектрическое устройство для извлечения инородных объектов из тела человека с воздушным отводом теплоты от горячих спаев термоэлектрического модуля	100
4.2. Термоэлектрическое устройство для извлечения инородных объектов из тела человека с использованием для отвода теплоты от горячих спаев термоэлектрического модуля плавящихся рабочих веществ	105
4.3. Термоэлектрическое устройство для извлечения инородных объектов из тела человека с использованием для отвода теплоты от горячих спаев термоэлектрического модуля предварительно захолаживаемого радиатора.....	108
Заключение.....	111
Список литературы	113
Приложение.....	126

Введение

Актуальность темы исследования. Одним из главных аспектов сохранения жизни и здоровья человека при той или иной чрезвычайной ситуации является оперативное и своевременное хирургическое вмешательство, которое в большинстве случаев включает в себя оперативное удаление инородных объектов (ИО) из тела. Данное обстоятельство определяется тем фактом, что попадание в тело человека ИО вызывает дискомфорт, болезненные ощущения и в будущем может привести к воспалительному процессу, заражению и нагноению. Отдельное внимание заслуживают поражения человека при его ранении с оставшимися в ране частями пуль, шрапнели, осколками гранат, сколами холодного оружия и т.д. Наличие на перечисленных объектах микрофлоры приводит также к заражению, нагноению и некрозу ткани. Поэтому разработка технических средств и процедур, связанных с извлечением ИО из тела человека, является актуальной и практически значимой задачей.

На сегодняшний день для осуществления мероприятий по извлечению ИО из тела человека используются различные механические приспособления (пинцеты, щипцы, иглы, крючки различной конфигурации и т.п.). В тех случаях, когда ИО представляет собой ферромагнитное тело, могут использоваться специальные наконечники с магнитами. Однако использование данных технических средств для извлечения ИО из тела человека приводит к дополнительным повреждениям контактирующих с ним зон, что создает болезненные ощущения при проведении процедур по их извлечению. Кроме этого при использовании приспособлений данного типа недостаточна вероятность успешного итога процесса извлечения объекта из человеческого организма - возможно соскальзывание захватывающего механизма, сложность или невозможность захвата ИО, что также сказывается на продолжительности и болезненности процедуры.

В этих условиях актуальным является разработка и исследование новых методов и технических средств, позволяющих с высокой эффективностью производить оперативное извлечение ИО из человеческого организма, в том числе в полевых условиях. В качестве таких систем перспективным представляется использование приспособлений и устройств, реализующих методику примораживания ИО к специальному зонду [18, 115], в которых источником холода является термоэлектрический модуль (ТЭМ) [60, 70], а непосредственно закрепление объекта на зонде осуществляется путем образования между ними так называемого ледяного моста при заледенении специальной влажной губки. Достоинством таких приборов является высокая надежность и прочность сцепления ИО и устройства, отсутствие риска обморожения тканей, высокое быстродействие, низкая стоимость, универсальность, экологическая безопасность. Настоящая диссертационная работа и посвящена их всестороннему изучению.

Степень разработанности темы исследования. Исследование прикладного использования термоэлектрического преобразования энергии, в частности в медицинской практике, нашло отражение в научных трудах ряда отечественных и зарубежных ученых [3-5, 15, 16, 24, 81, 91, 97, 98, 121]. Среди них следует отметить работы Иоффе А.Ф., Сильбанса Л.С., Бурштейна А.И., Коленко А.Е., Иорданишвили Е.К., Привина М.Р., Каганова М.А., Анатычука Л.И., Исмаилова Т.А., Зорина И.В., Вайнера А.Л., Коломойца Н.В., Булата Л.П., Семенюка В.А., Голдсмида Г., Кадзикава Т., Дрессельхаус М., Гуревича Ю., Шарпа Д., Чена Л. и др. В данных работах описаны возможности использования термоэлектрических преобразователей энергии в приборостроении, электронной технике, теплофизике, здравоохранении, системах обеспечения микроклимата. Анализируя данные работы и отмечая их несомненную значимость, необходимо указать на отсутствие исследований по разработке технических средств для извлечения ИО из полости тела методом примораживания. Данное обстоятельство определяет цель, задачи и направление настоящего исследования.

Цель и задачи диссертационной работы. Целью диссертационной работы является создание термоэлектрической системы (ТЭС) для извлечения ИО из человеческого организма методом примораживания, исследование протекающих в ней теплофизических процессов на основе разработанной математической модели, внедрение результатов в медицинскую практику.

Задачами диссертационной работы являются:

1. Критический анализ существующих способов и средств извлечения ИО из тела человека с определением возможности использования для этих целей охлаждающих термоэлектрических устройств (ТЭУ).

2. Разработка тепловой модели ТЭС для извлечения ИО из тела человека методом примораживания.

3. Создание математической модели ТЭС для извлечения ИО из тела человека методом примораживания.

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

5. Экспериментальная проверка полученных теоретических результатов путем проведения натурных испытаний разработанной ТЭС.

6. Разработка новых конструкций систем для извлечения ИО из тела человека на основе проведенных исследований.

7. Практическая реализация результатов работы.

Научная новизна диссертационной работы заключается в:

1. Методе извлечения ИО из человеческого организма, состоящем в примораживании объекта к холодной поверхности ТЭМ через влажную губку, выполняющую роль ледяного моста, с последующим изъятием его из полости тела.

2. Математической модели ТЭС для извлечения ИО из тела человека методом примораживания, реализованной на основе решения задачи нестационарной теплопроводности при ее введении в человеческий

организм, учитывающей наличие объектов с различными теплофизическими параметрами и сложные условия теплообмена на границах сред, а также расчета процесса заледенения влажной губки при фазовом переходе воды в лед при различных величинах холодопроизводительности ТЭМ.

3. Сведениях о закономерностях протекания теплофизических процессов при введении ТЭС в человеческий организм и заледенении влажной губки при различных электро- и теплофизических параметрах ТЭМ.

4. Конструкциях устройств для извлечения ИО из тела человека методом примораживания, отличающихся использованием в них в качестве источника холода ТЭМ.

Теоретическая значимость исследования состоит в:

- разработке положений, расширяющих границы применимости ТЭС в лечебной практике при оказании первой медицинской помощи в части улучшения их функциональных и надежность характеристик;

- формулировке гипотезы, подтвержденной результатами теоретических и экспериментальных исследований о возможности повышения эффективности извлечения ИО из тела человека путем использования их примораживания к ТЭС;

- тепловой и математической моделях, описывающих электро- и теплофизические процессы в разработанной ТЭС;

- результатах численного эксперимента, дающих новые знания о теплофизических процессах, протекающих в ТЭС;

- модернизации методики проектирования охлаждающих ТЭС для медицины за счет использования при расчетах разработанной математической модели.

Практическая значимость работы определяется:

- разработанными конструкциями устройств для извлечения ИО из тела человека методом примораживания, позволяющими повысить надежность, эффективность, а также комфортность оказания медицинской помощи;

- внедрением результатов исследований в лечебную практику и учебный процесс;
- рекомендациями по эксплуатации разработанных приборов в медицинских учреждениях.

Методология и методы исследования. В процессе решения поставленных в диссертационной работе задач использованы принципы системного подхода, методы теплофизического и математического моделирования, теория фазовых переходов веществ, численные методы решения систем дифференциальных уравнений, математическая статистика, методы натуральных испытаний и обработки результатов эксперимента на ПЭВМ.

Положения, выносимые на защиту:

1. Установлено, что эффективным методом извлечения ИО из человеческого организма является его предварительное примораживание к холодной поверхности ТЭМ, повышающее надежность и прочность его фиксации при изъятии из полости тела.
2. Определено, что при составлении математической модели ТЭС для извлечения ИО из тела человека методом примораживания необходимо решение нестационарной задачи теплопроводности при введении системы в человеческий организм, а также расчет процесса заледенения влажной губки при фазовом переходе воды в лед, определение электро- и теплофизических характеристик ТЭМ.
3. Согласно результатам исследований установлено, что при эксплуатации ТЭС температура близлежащих к ней тканей находится в тех пределах, при которых исключены ожоги и переохлаждение человека.
4. Выявлено, что повысить быстродействие системы возможно: выводом на рабочий режим ТЭС до введения в человеческий организм; использованием более мощного ТЭМ, рассчитанного на высокие токи питания; путем повышения коэффициента теплопроводности губки за счет использования соответствующих материалов, либо принятии специальных

конструктивных мер, ведущих к повышению ее коэффициента теплопроводности; уменьшением температуры холодных спаев модуля при использовании более эффективной системы теплоотвода.

Степень достоверности результатов исследования. Разработанный в диссертационной работе метод извлечения ИО из человеческого организма, тепловая и математическая модели, а также конструкции устройств достоверны ввиду корректного использования математического аппарата, методов экспериментальных исследований, а также хорошей сходимости результатов натурных испытаний опытного образца ТЭС и численного эксперимента.

Апробация результатов работы. Работа в целом и ее отдельные результаты докладывались и обсуждались на 22-й Международной научно-технической конференции «Измерение, контроль, информатизация» (Барнаул, ФГБОУ ВО «Алтайский государственный технический университет», 2021 г.), X Международной НТК «Низкотемпературные и пищевые технологии в XXI веке» (Санкт-Петербург, Университет ИТМО, 2021 г.), Всероссийских молодежных НПК «Программно-техническое обеспечение автоматизированных систем» (Барнаул, ФГБОУ ВО «Алтайский государственный технический университет», 2020 и 2021 г.г.), 14 Всероссийской конференции молодых ученых и специалистов (с международным участием) «Будущее машиностроения» (Москва, МГТУ им. Э.Н. Баумана, 2021 г.), 42 Итоговой научно-технической конференции преподавателей, сотрудников, аспирантов и студентов ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный технический университет» (Махачкала, 2021 г.), научно-технических семинарах кафедры теоретической и общей электротехники ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный технический университет» с 2018 по 2021 г.г. Разработка «Термоэлектрическое устройство для извлечения инородных объектов из тела человека» удостоена золотой медали 8 Международной выставки «Измерения, мир, человек - 2018» (Барнаул, АлтГТУ), разработка «Устройство для извлечения инородных

объектов из тела человека на базе термоэлектрического охладителя» - серебряной медали 10 Международной выставки «Измерения, мир, человек - 2020» (Барнаул, АлтГТУ), разработка «Термоэлектрическое устройство для извлечения инородных объектов из тела человека» - серебряной медали Международной выставки НИ-ТЕСН (Россия, Санкт-Петербург, 2022 г.).

Результаты исследований внедрены в практику производства ООО «Эрфольг» (г. Грозный), клиническую практику ГБУ РД «Республиканская клиническая больница им. А.В. Вишневого» (г. Махачкала), учебный процесс ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный технический университет».

Публикации. По теме диссертации опубликовано 13 работ, в том числе 1 статья в журнале, входящем в базу данных Scopus, 4 статьи в ведущих рецензируемых изданиях, рекомендованных ВАК РФ, 6 докладов и тезисов докладов на научных конференциях, 2 патента РФ на полезную модель.

Объем и структура диссертации. Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, списка литературы, включающего 124 наименования и приложения. Основная часть работы изложена на 112 страницах машинописного текста, содержит 51 рисунок.

Глава 1. Методики и технические средства для извлечения инородных объектов из тела человека

1.1. Разновидности инородных объектов в теле человека

В медицине сложилось четкое понятие, что такое ИО. Под ними подразумевают предметы, либо отдельные их части, которые являются чужеродными человеческому организму. Ключевой характеристикой в данном контексте становится проникновение в результате повреждения кожных покровов, в ряде случаев ИО попадают через естественные отверстия [12, 46, 90, 109]. Как показывает практика, чаще всего проникновение ИО происходит через поврежденные кожные покровы, в частности, при ранении. В зависимости от характера повреждений существует классификация ранений. Первую категорию составляют первичные ранения, т. е. после попадания в тело человека пули, осколков, стекла. Ко второй категории относятся вторичные ранения, т. е. после попадания тканей, обуви, грунта и т. д.

Если рассматривать случаи проникновения ИО в организм человека через естественные отверстия, то они носят случайный характер [8, 13]. Некоторые ИО вводятся преднамеренно, т. е. преследуют лечебную цель или восстановление определенных функций тела (протезы, спицы, пластины, дренажи и др.) [21].

Исключая медицинские аналоги, любое ИО содержит на своей поверхности микроорганизмы. Их количество и степень опасности определяется в индивидуальном порядке.

Когда на ИО находится незначительное количество микроорганизмов, плюс они являются относительно биологически инертными, то при небольшой площади повреждения не наступает значимой воспалительной реакции. Далее происходит инкапсуляция и обрастание соединительной

тканью. Данная категория ИО может длительное время сохраняться в организме человека, не причиняя серьезного вреда для здоровья. Более того, негативной симптоматики в таких случаях зачастую не наблюдается годами. Тем не менее, содержащиеся в тканях ИО при наличии провоцирующих факторов приводят к воспалительному процессу. Примером провоцирующих факторов становятся ушибы, чрезмерная физическая активность, инфекции и т. д.

Значительное микробное загрязнение ИО приводит к нагноению в местах повреждения тканей. В результате формируются незаживающие и периодически открывающиеся свищи. Выздоровление в таком случае наступает только после извлечения ИО. Однако даже при отсутствии удаления воспалительный процесс и нагноение может затихать. Тем не менее, ИО в данной ситуации обрастает пиогенной оболочкой, внутри которой формируется нагноение. Оно препятствует образованию микрофлоры при посеве. Этот тип гнойников получил обозначение «холодных» в медицине. Их образование происходит преимущественно вокруг толстых шелковых лигатур. Они приводят к очагу обострения, который в дальнейшем может прорваться. Сроки прорыва зависят от многих причин, в том числе от иммунитета человека. Иногда период прорыва растягивается, но после завершения процесса формируются лигатурные свищи. Гнойники вокруг лигатур иногда диагностируют после хирургических вмешательств.

В ряде случаев ИО проникают в человеческий организм в непосредственной близости от крупных артерий [42]. Обычно это становится причиной деструкции их стенок, вследствие чего разрастается пульсирующая гематома, либо же происходит наружное кровотечение. При локализации ИО в зоне рядом с нервными столбами или в зонах, где кровоток проходит под высоким давлением (например, коленные и локтевые суставы, ягодицы и др.), возникает болевой синдром. Более того, в данном случае ИО нарушают функции многих конечностей или внутренних органов. При свободном расположении ИО в полости сустава они становятся причиной ограниченной

подвижности, вследствие блокады. Некоторые ИО являются биологически активными. Их проникновение в организм приводит к некрозу окружающих тканей. Примером биологически активных ИО следует считать обломки стержня химического карандаша, скипидар и др. Если в составе ИО имеются ядовитые вещества, то их проникновение в организм приводит к общей интоксикации. Радиоактивные ИО становятся причиной локализованных радиационных поражений, что впоследствии вызывает некроз тканей.

Качественная диагностика ИО невозможна без анамнеза. Другими словами, лечащий специалист собирает подробную информацию о типе, характере проникновения, длительности пребывания ИО в человеческий организм.

Обнаружить ИО в мягких тканях можно методами внешнего осмотра или пальпации. Если установлено сквозной раневой канал, то в нем также допускается наличие ИО при определенных обстоятельствах. При пулевом или осколочном характере ранения ИО могут находиться на значительном углублении от входных ворот. Иногда осколок, либо пуля смещаются, т. е. размещаются в стороне от проекции раневого канала. Это обычно происходит, когда ИО после проникновения в мягкие ткани встречает на своем пути препятствие, например, кость.

Для идентификации рентгеноконтрастных ИО требуются рентгенологические методы диагностики [87]. В качестве эффективного инструмента установления рентгенологически мало контрастных и не контрастных ИО используется ультразвуковая биолокация. Если у пациента имеются свищи, то обычно применяют метод фистулографии. Для идентификации наличия ИО в полых органах используется эндоскопия. О наличии ИО в организме свидетельствует ряд симптомов, например, активные свищи, после ранений, отсутствие рассасывания инфильтратов, образование нагноения в зоне затянувшейся раны. При диагностике важно не только обнаружить ИО, но и определить его взаимосвязь с соседними

анатомическими образованиями. В достижении поставленной цели помогает комплексное клиническое и рентгенологическое исследование.

Внедрение ИО нередко приводит к патологическим изменениям организма, в частности органов и тканей [93]. Характер патологий зависит от многих факторов, например, сложности ранения, материала ИО, периода его нахождения и т. д. На специфику патологий также влияет анатомическое и гистологическое строение.

Если ИО является химически нейтральным, а на его поверхности отсутствуют патогенные микроорганизмы, то его проникновение в ткани вызывает только их механическое повреждение. Тем не менее, даже в таком случае в зоне проникновения ИО начинаются воспалительные и гиперпластические реакции. В первые несколько часов после проникновения в ткани ИО наблюдается кровоизлияние, образуются стазы лейкоцитов в капиллярной системе человека, диагностируется фагоцитарная активность. Далее клетки пролиферируются на три категории (первая – лимфоидные, вторая - эпителиоидные, третья - плазматические). ИО окружают макрофаги-полибласты, формирующиеся из гистиоцитов. Они приводят к возникновению уникальных клеток гигантского размера. В медицине такие новообразования получили название «гигантские клетки инородных тел». Далее ИО окружается фиброзной капсулой. Для небольших по размеру проникновений процесс завершается в течение 2-3 недель после нанесения травмы.

ИО, на поверхности или в составе которого имеются болезнетворные микроорганизмы, становится причиной гнойного воспаления. В результате этого процесса формируется абсцесс, а его прорыв приводит к возможному возникновению свищей. Когда ИО повреждает слизистые оболочки, то в большинстве случаев образуются язвы. Их размеры и специфика детерминированы формой органа. В язвах происходят деструктивные процессы, в частности откладывается фибрин, наблюдается полнокровие тканей. Далее в язвах образуется гной.

ИО биологического происхождения (например, волосы, когти и др.) не повержены ферментативным влияниям. Вместе с тем, ИО, в составе которых присутствуют жиры, приводят к формированию олеогранулем. Цвет капсулы, который образуется вокруг металлического ИО, детерминирован химическим составом материала. Если в ИО преобладает железо, то образуется капсула ржаво-бурого цвета. Когда в ИО превалирует медь, то капсула имеет зеленоватый оттенок.

Внедрение марлевых тампонов в серозные впадины позволяет ускорить процесс выпадения фибрина, вследствие чего быстрее формируются спайки. В гистологическом аспекте наблюдается слабая лейкоцитарная инфильтрация. При наличии в серозных полостях резиновых дренажей они оперативно зарастают фибрином, при этом количество спаек минимально. Хлорвиниловые дренажные элементы приводят к слабой макрофагальной реакции.

Патологические процессы при попадании ИО в глаз в основном напрямую связаны с его химическим составом и наличием на нем инфекции. При инфицированных ИО в глазу развивается гнойное воспаление.

ИО в дыхательных путях могут приводить к острой асфиксии, что детерминировано залеганием канала между гортанью или трахеей [12]. При попадании ИО в просветы бронхов быстро образуется пролежень слизистой оболочки, который опасен неизбежным присоединением инфекции, распространяющейся во всех направлениях с последующим развитием бронхита, перибронхита и абсцедирующей пневмонии. Сравнительно редкими ИО бронхов являются бронхолиты, образующиеся при пропитывании известью комка слизи или гноя.

ИО пищевода с острыми поверхностями при внедрении или неудачных попытках их извлечения приводят к поражению слизистой оболочки пищевода или повреждению слоев его стенки. Эти поражения обнаруживаются в верхнем отделе пищевода, часто обладают продольным расположением, края ран приподняты.

Среди ИО желудка наиболее часты зубные протезы, объекты бытового назначения, среди которых могут попадаться предметы с острыми краями [6, 89]. Их длительное пребывание в желудочно-кишечном тракте приводит к воспалению слизистой оболочки, появлению язв и пролежней стенки, вплоть до ее перфорации.

ИО, не перевариваемые желудочным соком при длительном нахождении в желудке, иногда образуют желудочные камни, или безоары. Безоары, особенно предрасположенные к увеличению своих размеров, приводят к гипертрофии стенок и расширению просвета желудка. Безоар может быть причиной образования пролежня, язвы желудка.

Внедрение ИО в стенку кишки приводит к воспалению в ней, после стихания которого в различных слоях кишки иногда сохраняются инкапсулированные объекты. Небольшие ИО острой формы могут проникнуть в стенку кишки без заметного повреждения слизистой оболочки и стать причиной «воспалительной» опухоли кишки. К изъязвлению слизистой оболочки кишки приводит сдавливание ее стенки обтурирующим ИО. Инородные тела больших размеров могут вызвать обтурационную непроходимость.

ИО брюшной полости чаще всего представляют собой марлевые салфетки, вату, хирургические инструменты или их части, оставленные в организме при оперативном вмешательстве [19]. В области размещения марлевых тампонов изначально в период их применения наблюдается воспалительный процесс. Он постепенно перерастает в образование особых гранулем, в которых присутствуют «гигантские клетки инородных тел». Они приводят к быстрому формированию спаек.

ИО мочевого пузыря с острыми краями пробивают стенку, в результате чего может возникать перфорация. Это приводит к мочевоому затеку. При длительном расположении ИО в пузыре возникают пролежни, после чего в стенке пузыря наблюдаются дивертикулы. Попадание в мочевой пузырь ИО

способствует развитию цистита. Длительно находящиеся в полости мочевого пузыря ИО обычно инкрустируются мочекислыми солями.

В ряде случаев ИО попадают в головной или спинной мозг человека [45]. Зачастую это происходит при огнестрельных ранениях, производственных или бытовых травмах. Проникновение ИО нередко сопряжено с деструктивными процессами в мягких тканях, костях, мозговой оболочке и мозговом веществе. Как следствие, увеличивается риск образования оболочечных или внутримозговых гематом. Иногда ИО головного мозга являются причиной эпилепсии. В ряде случаев не повреждая мозга ИО может находиться в черепе или спинномозговом канале.

Инородные тела головного мозга могут быть либо полностью, либо частично погружены в мозговое вещество. Они становятся причиной деструкции венозного синуса, при этом могут размещаться рядом с ним, в желудочках, проникать в различные отделы мозга. Траектория раневого канала в общем случае имеет различный вид в зависимости от изменения направления движения инородного тела в момент поражения. При осколочных, либо пулевых ранениях ИО может иметь достаточно сложную траекторию (пройти от входного отверстия до противоположной стороны черепа и за счет рикошета вновь вернуться обратно), следствием чего во многих случаях является неправильное заключение о тангенциальном характере ранения. Крупные ИО иногда могут мигрировать.

Анализ наличия и месторасположения ИО головного мозга основывается на данных клинических, рентгенологических и эхоэнцефалографических исследований, а также анамнеза. Анамнестические сведения дают возможность определить свойства ИО, его местонахождение и глубину внедрения. Неврологические исследования дают возможность уточнить область повреждения мозга и степень тяжести его повреждения. Большую роль в диагностике ИО играет рентгенологическое исследование, позволяющее установить местонахождение инородного тела, его форму и характер сопутствующих повреждений. Для диагностики внутричерепных

кровоизлияний, сопутствующих ИО, используется эхоэнцефалография. Она позволяет определить не только локализацию тела, но и расстояние от костей свода черепа до ИО.

ИО уха могут быть органическими и неорганическими [21]. Зачастую ИО располагаются в начальном отделе слухового прохода. Тем не менее, нередки случаи, когда ИО проникали в его костную часть. Объемные ИО полностью закрывают просвет наружного слухового прохода, что становится причиной слуховой дисфункции, болезненной симптоматики, рефлекторного кашля. Наибольший дискомфорт доставляют живые ИО, например, насекомые. Такие ИО могут размещаться в наружном слуховом проходе на протяжении длительного времени, причем негативная симптоматика либо вообще не наблюдается, либо проходит в слабовыраженной форме. Обычно эти ИО диагностируются только в ходе профилактического осмотра. Постановка диагноза упрощается при рентгенографии по Майеру, Шюллеру и Стенверсу. При наличии опухолей и экзостоз наружного слухового прохода требуется дифференцировать ИО уха.

ИО носовой полости встречаются преимущественно у детей [90]. Они весьма разнообразны по специфике, форме, размерам. Основной симптоматикой ИО в носу становится рефлекторное чихание, слезливость, отсутствие полноценного носового дыхания. Если ИО располагаются в носовой полости длительное время, то это приводит к образованию гнойников, сукровичных выделений. Иногда ИО покрываются известковыми, фосфорнокислыми солями и образуют ринолиты. Диагностика ИО полости носа иногда представляет большие трудности. Необходимо применять переднюю и заднюю риноскопию. При этом активно применяются методы рентгеноскопии и рентгенографии в лобно-носовой, носоподбородочной и боковой проекциях. Для обнаружения малоконтрастных ИО придаточных полостей носа активно используют томографию и контрастирование околоносовых полостей вместо обычных рентгенограмм.

Если брать область глотки, то здесь ИО чаще всего застревают в миндалинах. Чуть реже это происходит на слизистой оболочке задней стенки глотки. Основной симптоматикой при это становится дискомфорт при глотании, обильное образование слюны, изменения голоса, сложности дыхания. При продолжительном размещении ИО внутри глотки, начинается воспаление окружающих тканей. Оно затрудняет диагностику и лечение. Обнаружение ИО в глотке осуществляется при ее непосредственном осмотре, а также путем непрямой или прямой ларингоскопии.

Проникновение ИО в область гортани, трахеи или бронхов происходит из ротовой полости. В исключительных случаях ИО проникают в дыхательные пути после пулевого, ножевого или осколочного ранения, а также при промышленном или бытовом травматизме. Наиболее распространенной возрастной группой пациентов, у которых обнаруживаются ИО в области гортани, трахеи или бронхов, становятся дети в возрасте до 5 лет. Дело в том, что в этом возрасте они чрезвычайно любопытны, и пытаются исследовать окружающий мир, в том числе через вкусовые рецепторы. Все это приводит к попаданию мелких предметов (монет, горошин, деталей игрушек и т. д.) через рот. Иногда дыхательные пути забиваются твердыми остатками пищи, например, косточками плодов.

Алгоритм проникновения ИО в дыхательные пути неизменен. Изначально пострадавший производит глубокий вдох (зачастую при крике, смехе, испуге), при этом ИО находится непосредственно в ротовой полости. При попадании в гортань ИО становятся причиной рефлекторного кашля. Если ИО застревает между голосовыми складками, то наступает хрипота, в редких случаях – афония. При продолжительном расположении ИО в гортани начинается воспалительный процесс окружающих тканей. Впоследствии это приводит к затруднениям при дыхании. Наличие крупного ИО в гортани нередко становится причиной удушья.

Постановка диагноза производится на основании анамнеза, диагностики клинической симптоматики, изучения состояния гортани.

Проникновение ИО в трахею диагностируется у детей. Небольшие предметы (например, семечки, горошины и т. д.) проникают вместе с притоком воздуха, минуя голосовую щель. Если предмет обладает большими размерами, то он застревает в трахее и занимает в ней определенное положение. При фиксации ИО в трахее наступает острое состояние, что проявляется в том числе дыхательной дисфункцией. Поскольку ИО оказывает раздражающее действие на чувствительные рецепторы слизистой трахеи, то основным симптомом становится острый рефлекторный кашель. Зачастую среди примесей выдыхаемого воздуха наблюдается мокрота, сгустки крови, иногда кашель сопряжен с рвотой.

Диагностика ИО в трахее производится на основании анамнеза. Также активно задействуются методы клинических исследований или рентгенологического исследования.

ИО в бронхах чаще всего диагностируются у детей. Примечательно, что наибольшее количество ИО обнаруживаются в правом главном бронхе (в процентном соотношении это количество составляет 62-70,2%). В левом бронхе обнаруживается ИО в 29,038% случаев. Это детерминировано анатомо-физиологическими особенностями трахеобронхиального дерева.

При заваливании ИО просвета главного бронха наблюдается дисфункция одного легкого, вследствие чего появляется симптоматика дыхательной недостаточности.

1.2. Методы извлечения инородных объектов из тела человека

Как было указано выше, практически любой ИО, находящийся в полости человеческого организма вызывает негативное влияние на его состояние. Поэтому важным является разработка различных методик и технических средств по извлечению ИО из тела человека. Кратко рассмотрим некоторые существующие способы и методики в зависимости от месторасположения объекта.

Удаление ИО из мягких и костных тканей [21, 65].

Удаление ИО из мягких тканей необходимо производить как можно быстрее после их внедрения, т. к. оно относительно легко реализуемо и не сопровождается дополнительным повреждением близлежащих областей. Это вполне очевидно, т. к. существенно снижает риск развития в последующем осложнений, таких как инфицирование, повреждение крупных сосудов, если инородное тела расположено в непосредственной близости от таковых. При этом ядовитые и радиоактивные инородные тела требуют срочное удаление.

ИО, способствующие воспалительному процессу, а также вызывающие боль и приводящие к развитию других осложнений извлекаются также как можно быстрее, но в менее срочном порядке. Извлечению из костной ткани подлежат все ИО, находящиеся в определяемой на рентгенограмме костной полости, особенно поддерживающие остеомиелитический процесс. Металлические фиксаторы извлекают после наступления консолидации перелома. Из полости сустава в отдаленном периоде удаляют ИО, вызывающие нарушение функции сустава. Месторасположение рентгеноконтрастных ИО определяют рентгенологически, что облегчает последующее их извлечение. Применение передвижного рентгеновского аппарата с электронно-оптическим преобразователем (ЭОП) и телевизионным экраном создает особенно благоприятные условия для удаления рентгеноконтрастных ИО. Эхолокация также дает большие возможности для точного определения местоположения ИО и его извлечения. При удалении железосодержащих ИО используют также специальные приборы.

Иглы из подкожной клетчатки или ткани молочной железы часто извлекаются без разреза. Для этого требуется обнаружить сразу два конца иглы. Реализация метода производится поочередной захваткой тканей в двух направлениях. Наружу игла извлекается путем аккуратного нажатия. Удаление рыболовного крючка, застрявшего в кожных тканях, производится только после обрезки острия изделия специальным инструментом. Только

после этого происходит безопасное извлечение крючка. Перед удалением ИО необходимо вводить противостолбнячную сыворотку.

Удаление ИО из мягких тканей детей и взрослых принципиально не отличается, но она должна быть более щадящей, а рентгеновское облучение - минимальным. Операции извлечения ИО должны сопровождаться мероприятиями, связанными с предупреждением развития инфекционного процесса.

Удаление ИО головного и спинного мозга [38, 45].

Наиболее целесообразно удаление ИО головного мозга вскоре после травмы тогда, когда они сравнительно легко доступны и имеется простой тип раневого канала. Экстренное хирургическое вмешательство при этом является обязательным независимо от локализации ИО при формировании оболочечной или внутримозговой гематомы.

Крупные ИО, располагающиеся близко от костей свода черепа, но вдали от входного отверстия, удаляют через дополнительное трепанационное отверстие в проекции ИО. Металлические ИО небольших размеров, удаление которых связано с техническими трудностями и опасностью повреждения жизненно важных зон мозга, удалять во многих случаях не следует. В подобных случаях ограничиваются иссечением раневого канала и частичной обработкой входного отверстия.

В случае, если ИО проник в венозный синус, обязательным действием является резекция кости вокруг инородного тела, вскрытие твердой мозговой оболочки и при извлечении объекта устранение кровотечения и осколков в ране. Извлечение ИО из мозгового вещества осуществляется во время обработки раны. При этом осуществляется постоянное промывание детрита и костных отломков перекисью водорода, раневой канал разводится шпателями и ИО удаляют пинцетом с максимальной осторожностью. Применение инструментов с подсветкой способствует более полному удалению содержимого раневого канала. Тщательная обработка раневого канала позволяет воздержаться от его дренирования. При невозможности

радикальной обработки оставляют дренаж на 1-2 суток. После извлечения ИО сразу твердую мозговую оболочку не зашивают, краниопластика также не проводится. После оперативного хирургического вмешательства проводятся мероприятия, снижающие отечность мозга, поддерживающие деятельность сердечнососудистой системы, осуществляют профилактику инфекционных осложнений.

Наличие ИО в спинном мозге может способствовать параличу, расстройству чувствительности и нарушению функций тазовых органов. Характер и локализацию ИО во многом позволяет уточнить применение многоосевого просвечивания, использование ориентиров и математических расчетов. Уточнению диагноза может способствовать ликворологическое исследование.

Удаление ИО из спинного мозга требует особенной тщательности и аккуратности проведения процедуры, наличия высококвалифицированного медицинского персонала, обладающего соответствующими навыками, особенно при фрагментарном повреждении спинного мозга, для предотвращения его дополнительного разрушения. В послеоперационном периоде назначают дегидратационную и противовоспалительную терапию, лечебную гимнастику, массаж.

Удаление ИО глаза [42, 66].

При извлечении ИО из передней области глаза применяются следующие хирургические операции: наружный подход через область угла передней камеры по Гайе и дугообразный разрез роговицы катарактальным ножом по способу Гааба. Чаще используют способ Гайе.

Перед хирургическим вмешательством пациентам закапывают 4% раствор пилокарпина. Для взрослых пациентов осуществляется местная анестезия, детей - наркоз.

Иногда осуществляют процесс перевода магнитом через зрачок ИО из задней камеры в переднюю. При этом в случае, если ИО имеет заостренную поверхность, данное действие может вызвать повреждения хрусталика. В

данной ситуации в хрусталике целесообразнее произвести иридэктомию в области локализации ИО, а затем уже выводить инородное тело из глаза магнитом через образованную колобому радужки.

При удалении магнитного ИО их хрусталика предварительно рекомендуется магнитом через раневой канал вывести инородное тело в переднюю камеру, а затем после ее вскрытия удалить его из глаза. Рекомендуется выполнить в капсуле маленький надрез ножом Грефе или специальным копьём конструкции Морозова, если ИО под действием магнитной тяги не прорезает переднюю капсулу хрусталика.

Удаление ИО из реснитчатого тела и стекловидного тела осуществляется диасклерально. Его сущность состоит в том, что инородные тела, находящиеся в цилиарном теле и придонной области глаза, извлекаются через разрез в склере, выполненный в соответствии с результатами рентгенологического анализа. До удаления ИО накладывают склеральные швы, не затягивая их. После извлечения ИО посредством магнита склеральный шов завязывают.

Извлечение ИО из заднего отдела глаза на расстоянии 20-22 мм от плоскости лимба затруднительно. В этих условиях эффективным является перевод ИО магнитом на область зубчатой линии сетчатки и его диасклеральное извлечение. Если проведения данной операции невозможно, ИО удаляют диасклерально по месту локализации с иссечением одной или двух прямых мышц и последующим их подшиванием на прежнее место после удаления инородного тела.

Значительные трудности представляет извлечение из глаза амагнитных ИО, которое проводится при значительном помутнении хрусталика иногда совместно с ним. Из передней камеры их извлекают по описанной выше методике Гайе специальными пинцетами или захватывающими устройствами.

При диасклеральной операции удаления амагнитных ИО из цилиарного тела применяют Г- или П-образный разрез склеры до сосудистой оболочки с

предварительным наложением на рану склеры двух или более шелковых швов. После расслаивания цилиарного тела шпателем ИО извлекают пинцетом.

При извлечении амагнитного ИО из стекловидного тела выполняют Г-образный или П-образный разрез склеры, на который предварительно накладывают шелковые швы, не завязывая их. В разрезе осуществляют диатермокоагуляцию склеры для устранения возможности послеоперационной отслойки сетчатки. После чего сосудистую оболочку расслаивают шпателем и захватывающим приспособлением извлекают ИО. После этого завязывают склеральные швы и накладывают непрерывный шов на конъюнктиву.

Для извлечения немагнитных ИО из глаза дополнительно используется электронно-оптический преобразователь, позволяющий увеличить изображение извлекаемого тела, что повышает эффективность процедуры и снижает возможность получения травмы зрительного органа.

При практически каждом проникающем повреждении глаза, в частности сопровождающемся попаданием в его полость ИО, необходимо осуществление профилактических мероприятий для предохранения развития инфекции во избежание возникновения таких заболеваний, как панофтальмит, иридоциклит, эндофтальмит. Для этого проводится интенсивное лечение антибиотиками в течение 4-5 дней.

Удаление ИО из глотки и носа [13, 92, 95].

ИО глотки и носа удаляют под местной анестезией (смазывание слизистой оболочки глотки 2-3% раствором кокаина), иногда под наркозом. Для извлечения ИО используют щипцы Гартманна или пинцеты. При удалении ИО из гортаноглотки применяют специальные щипцы. После извлечения длительно находившихся в глотке и носу ИО требуется врачебное наблюдение за состоянием пациента, проведение противовоспалительной терапии.

Удаление ИО пищевода.

Поскольку при попадании ИО в пищевод существенно возрастает риск возникновения серьезных осложнений, то требуется процедура экстренного извлечения. В качестве основных инструментов для процедуры используются трубчатый эзофагоскоп или фиброэзофагоскоп. Второй из перечисленных инструментов активно используется для диагностики ИО в пищеводе. Тем не менее, он приспособлен только для удаления мелких объектов. Процедуру удаления ИО из пищевода обязан проводить только квалифицированный специалист, чаще всего хирург, оториноларинголог или врач-эндоскопист. Удаление осуществляется в специализированном медицинском учреждении, где имеется возможность проведения экстренной операции при перфорации пищевода. Категорически запрещено производить манипуляции по удалению ИО из пищевода вслепую неподходящими инструментами, например, корнцангом, монетоловкой и др. Это чревато повреждениями пищевода и причинением вреда здоровью. Извлечение ИО из пищевода выполняется под местным обезболиванием. Если при первой попытке удалить ИО не удалось, требуется временно прекратить процедуру. Далее необходимо ввести наркоз с применением миорелаксантов, а затем выполнить интубацию трахеи. Наркоз полностью расслабит ткани вокруг трахеи, что облегчит процедуру и удаление тела.

Относительно небольшие ИО (например, булавки) удаляют под контролем зрения через тубус эзофагоскопа, прибегая и к повороту объекта в различных направлениях. Крупные ИО удаляют щипками, одновременно удаляется и тубус эзофагоскопа. В ряде случаев при невозможности удалить ИО в оральном направлении его щипками осторожно низводят в желудок.

Пациентам после извлечения ИО далее проводится контрастная рентгенография пищевода с целью выявления признаков возможной перфорации.

Удаление ИО из гортани, трахеи, бронхов [90].

При компенсированном или субкомпенсированном стенозе гортани ИО удаляют в специализированном отделении. Срочную трахеотомию проводят

при серьезных повреждениях гортани, в частности при декомпенсированной стадии. После проведения процедуры аккуратно извлекают ИО. Удаление ИО гортани проводится посредством прямой ларингоскопии, предварительно пациенту вкалывают местную анестезию. Если процедура проводится у беспокойных детей, то рекомендуется применять кратковременный наркоз. Выполняется захват ИО щипцами, а затем вращательными движениями он удаляется из окружающих тканей. При проведении процедур врач должен быть готов к срочной трахеотомии т. к. вследствие смещения ИО во время его удаления может наступить внезапная асфиксия.

Удаляют фиксированные в трахеи ИО чаще всего с использованием бронхоскопа, при извлечении баллотирующих ИО применяется прямая ларингоскопия.

Удаление ИО бронхов - как правило срочное мероприятие. Для этой цели применяют верхнюю бронхоскопию. При наличии дыхательного бронхоскопа удаление ИО проводят под наркозом. Удаление ИО из бронхов возможно при осуществлении искусственной вентиляции легких инъекционным методом. В этом случае при подачи воздушно-наркотической смеси герметизация бронхоскопа не требуется. Металлические ИО также извлекают при бронхоскопии с помощью постоянного магнита. ИО, которые не представляется возможным удалить верхней бронхоскопией, извлекаются при помощи нижней бронхоскопии.

Эффектами, сопровождающими удаление ИО из дыхательных путей механическими приспособлениями, являются: аспирация рвотных масс, остановка работы сердца и дыхания (связано с недостаточной подготовкой пациентов и используемого инструментария); наличие в дыхательных путях таких объектов, как комочки ваты, обрывки бинта, наконечники и т.п. (связано с неисправностью и неправильным подбором инструментария); кровотечения, перфорация бронха, средостения и эмфизема подкожная (связано с неаккуратным извлечением острых ИО). При использовании

поднарковой бронхоскопии количество осложнений при удалении ИО уменьшается.

Удаление ИО из органов грудной полости и диафрагмы [42].

После проникновения ИО в легкие, такие тела подлежат скорейшему извлечению. На ранних стадиях поражения процедура выполняется легче и предусматривает только извлечение ИО.

На более поздних сроках поражения ИО легких начинается воспалительный процесс, вследствие чего требуется проводить сегментарную резекцию легкого.

При расположении ИО в плевральной полости он подлежит немедленному извлечению, поскольку увеличивается риск возникновения нагноения. Извлечение дренажной трубки, как правило, удается провести из небольшого разреза.

Вопросы удаления ИО из сердца рассматриваются в каждом случае индивидуально во избежание возникновения чрезвычайных ситуаций. Здесь следует отметить, что даже бессимптомное нахождение в мышце сердца ферромагнитного ИО способствует пропитыванию окружающих тканей окислами железа. Это вызывает дистрофию миокарда и может привести к развитию нагноения.

Проникновение иглы в полость сердца увеличивает риск повреждений. В первую очередь могут пострадать сосочковые мышцы, клапана сердца или проводящая система. Проникновение иглы в ткани, расположенные рядом с сердцем, становится причиной обширного разрушения миокарда. Это приводит к возникновению кровотечения в полость перикарда.

Операцию следует производить под контролем рентгенотелевидения. В некоторых случаях игла из сердца удаётся без хирургического разреза методом выкалывания (как из подкожной клетчатки).

Удаление ИО желудочно-кишечного тракта и брюшной полости [34, 74, 89].

Необходимость извлечения ИО из желудочно-кишечного тракта возникают при наличии осложнений его нахождения в нем (возникновения воспалительных процессов, перфорации, пролежня, обтурации). Извлекать необходимо все крупные ИО, самостоятельное извлечение которых не представляется возможным. Экстренное вмешательство показано при определенной симптоматике, например, при раздражении брюшины или кровотечении.

Экстренная госпитализация показана пациенту при проглатывании игл или булавок. В данном случае предусмотрено клиническое наблюдение и рентгенологический контроль с целью влияния ИО на пищеварительный тракт. Как правило, иглы в течение нескольких дней самостоятельно покидают организм человека естественным образом. Иногда удаление иглы из желудка или двенадцатиперстной кишки производится с помощью специального медицинского инструмента – гастродуоденофиброскопа. Для извлечения иглы из толстой кишки используется колонофиброскоп.

Удаление ИО мочевого пузыря и мочеиспускательного канала [21].

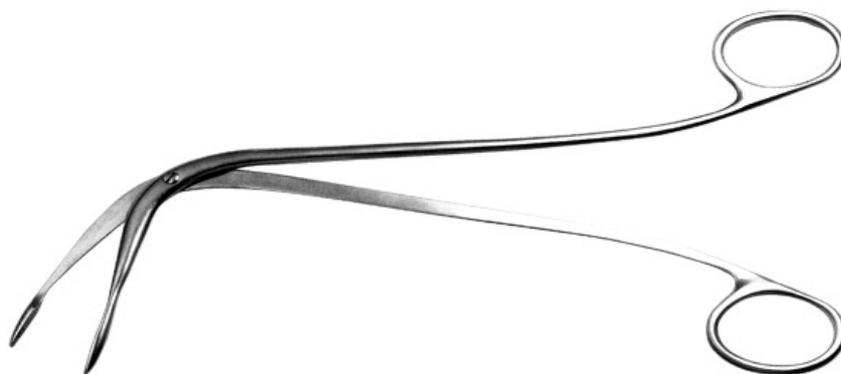
Небольшие ИО мочевого пузыря при мочеиспускании могут самопроизвольно выйти. Во всех остальных случаях ИО мочевого пузыря подлежат удалению эндовезикальным способом или оперативным путем. При этом осуществляется надлобковое сечение мочевого пузыря в тех случаях, когда эндовезикальное удаление ИО из-за его размеров и формы чревато опасностью повреждения уретры или вообще невозможно. При этом необходимо в случае явно выраженных воспалительных изменений в мочевом пузыре оставить в нем надлобковый дренаж на 2-3 недели. Если ярко выраженное воспаление отсутствует, то стенка мочевого пузыря наглухо зашивается с оставлением катетера на протяжении 5-7 дней.

Небольшие с гладкой поверхностью ИО уретры отходят самопроизвольно при мочеиспускании. В более сложных ситуациях ИО уретры извлекаются с помощью щипцов даже не применяя

уретроскопического контроля. Необходимость в наружной уретротомии для извлечения ИО мочеиспускательного канала возникает редко.

1.3. Оборудование для извлечения инородных объектов из тела человека

Для выполнения операций с целью удаления различных ИО из организма человека применяется специальное оборудование [13, 21, 61, 64, 67, 88]. Под такими изделиями подразумеваются различные механические приспособления, например, пинцеты, щипцы, цапки, иглы и т. д. Помимо этого, существуют технические средства, такие как щипцы Гартмана, BLAKESLEY, STRUYCKEN, ТАКАHASHI (ООО «НПФ ЭлМед», Россия), щипцы и захваты PolyGrab (Olympus, Япония), захваты и экстракторы к Medi-Globe GmbH (Германия), Gebrueder Zepf Medizintechnik GmbH & Co. (Германия), инструменты для эндохирургии компании RICHARD WOLF GmbH (Германия), щипцы, иглы и экстракторы компаний Hunan Injection High Technology Co., Ltd. (Китай), Jiangsu ATE Medical Technology Co., Ltd. (Китай), хирургические инструменты для извлечения ИО компаний Changzhou JIUNONG Medical Instrument Co., Ltd. (Китай), Wilson Instruments Co. Ltd.» (Гонконг), хватные приспособления компании Mobile Instrument Svc, Co. (США) и другие. На рисунках 1.1-1.8 представлен внешний вид некоторых из них. Как правило с использованием механических приспособлений процесс удаления ИО складывается из трех мероприятий: отыскание ИО, установка его в наиболее выгодное для извлечения положение и непосредственно извлечение. Процесс отыскания ИО может осуществляться как визуально, так и с использованием рентгеноскопических методов исследований. Второй этап - вывихивание заклинившегося ИО и поворот его в нужном направлении непосредственно связан с качеством его обнаружения и фиксирования расположения в полости тела. Третий этап связан с надежным фиксированием ИО в приспособлении на протяжении всего процесса извлечения.



a)



б)

Рисунок 1.1 - Щипцы для извлечения ИО
a - щипцы Гартманна, *б* - щипцы BLAKESLEY



a)



б)

Рисунок 1.2 - Щипцы для извлечения ИО
a - щипцы STRUYCKEN, *б* - щипцы TAKAHASHI



a)



б)



в)

Рисунок 1.3 - Щипцы для извлечения ИО

a - щипцы Туффера, *б* - щипцы Чапута, *в* - щипцы Мюзекс



a)



б)



в)

Рисунок 1.4 - Зажимы для извлечения ИО

a - зажим Фанефа, *б* - зажим Вертгейма-Куллена, *в* - зажим Вильямса

На рисунках 1.1-1.4 представлены зажимы и щипцы для извлечения ИО из тела человека. Они характеризуются следующими конструктивными особенностями: наличие острых длинных концов; для фиксации предмета применяется конструкция, при которой щипцы заходят друг за друга. На конце щипцов предусмотрены зубцы: они исключают вероятность выскальзывания ИО при удалении. В конструкции изделия предусмотрен замок, выполненный в форме смыкающихся эластичных 8-образных пластин. Также на инструменте есть фиксатор, предотвращающий произвольное размыкание рабочих концов.

На рисунке 1.5 изображены медицинские цапки. Они имеют кремальеру с четырехступенчатой регулировкой фиксации, легкоподвижные бранши, характеризуются плотным прилеганием зубцов.

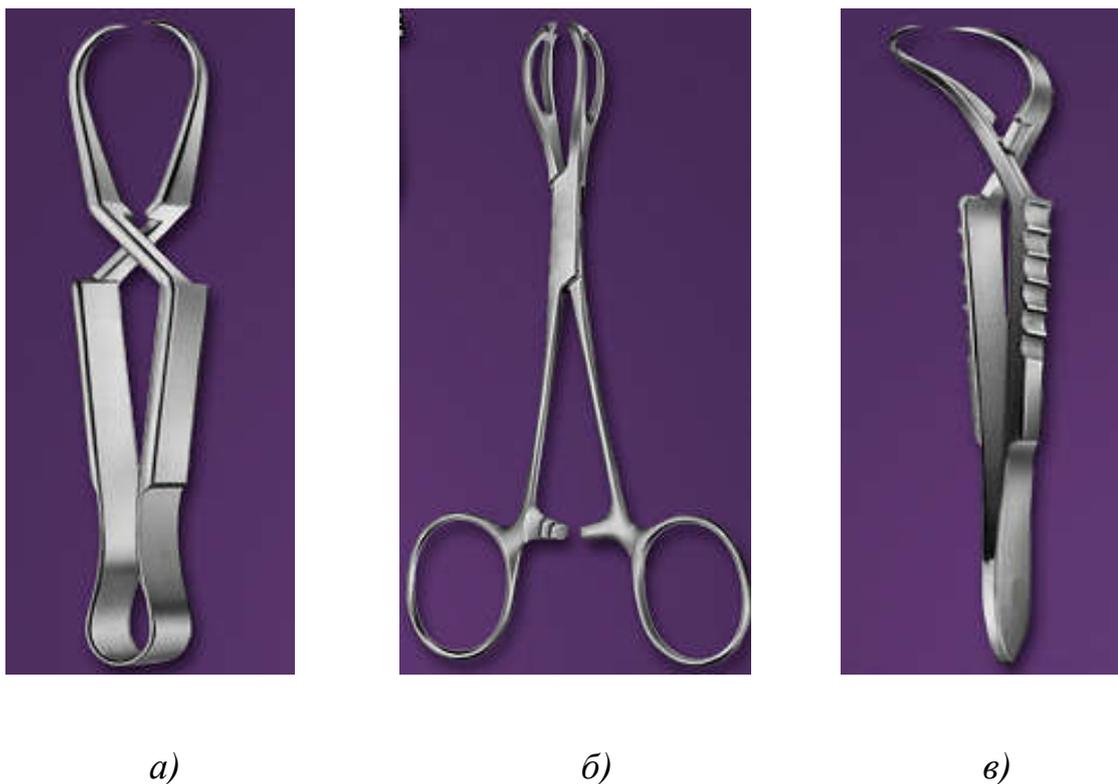


Рисунок 1.5 - Цапки для извлечения ИО

а - цапка Шеделя, обратная, *б* - цапка Лане, *в* - цапка Джонса, обратная

На рисунке 1.6 изображены корнцанги для извлечения ИО. Для данного медицинского инструмента разработаны определенные требования. В частности, на нем должны быть установлены эластичные рукоятки и рабочие части, что предоставляет возможность удерживать в статичном положении большие по объему предметы. Конструкция инструмента предусматривает ребристую рабочую поверхность, что положительно сказывается на прочности фиксации ИО. Соотношение длины рукояток и рабочих элементов составляет 1:1. Существует классификация корнцанг на две категории – прямые и изогнутые. Овальная форма губок предусмотрена для обеспечения лучшей удерживающей способности. Наличие замка с кремальерой предоставляет возможность захватывать объект и фиксировать инструмент в требуемом положении. Длина прямого и изогнутого вида практически идентична: 260 и 255 мм.



а)



б)



в)

Рисунок 1.6 - Корнцанги для извлечения ИО

а - корнцанг Ферстера, окончатый, *б* - корнцанг Рампли, окончатый,

в - корнцанг Улрича

Конструктивные разновидности пинцетов для извлечения ИО представлены на рисунке 1.7.



a)



б)



в)



г)



д)



е)

Рисунок 1.7 - Пинцеты для извлечения ИО

a - хирургический, *б* - анатомический, *в* - окорнчатый, *г* - с загнутыми концами, *д* - штыковидный, *е* - микрохирургический пинцет Адсона

На рисунке 1.8 изображены крючки для извлечения ИО.



a)



б)

Рисунок 1.8 - Крючки для извлечения ИО

a - однозубчатый крючок, *б* - зубчатый крючок Фолькмана

Для крючков разработаны собственные требования, в основном затрагивающие эргономику. Это позволяет снять дополнительную физическую нагрузку с врача. Помимо этого, существуют требования к надежности, т. е. инструмент должен обладать продолжительным периодом эксплуатации. Форма рукояток инструмент разрабатывается таким образом, чтобы снизить нагрузку на хирурга и не заставлять принимать его непривычных поз. Крючки изготавливаются из легких, но прочных материалов, чтобы снизить давление на ткани пациента. Предусмотрено поглощение крючками света от операционной лампы, в результате чего снижается нагрузка на зрение врача.

Помимо промышленно выпускаемых механических приспособлений для извлечения ИО из тела человека в патентной документации описан ряд устройств и технических средств, также выполняющих данные функции.

В [61] рассмотрена конструкция устройства для фиксации и удаления ИО из полостей тела. Изделие для извлечения состоит из ловушки-экстрактора и механизма управления. В ловушке предусмотрены две части: проксимальная и дистальная. Более того, в конструкцию устройства включено множество нитей. Они выходят из конца проксимальной части и идут к дистальной части. Из дистальной части они возвращаются обратно к дистальному концу, формируя огромное количество петель.

Переплетение петель предусмотрено в развернутом состоянии инструмента. В дистальной части такое переплетение отсутствует. Дистанция волокон в дистальной части имеет изогнутое положение касаясь волокон проксимальной части. В результате экстрактор в сжатом положении формирует полую полость. Инструмент отличается несколькими особенностями, главной из которых становится эффективное удаление ИО из проходов тела. Среди других особенностей – безопасность и удобство извлечения.

Другим вариантом является способ, описанный в [63]. В нем ИО извлекают из полости тела с помощью манипуляторов через расширитель гибкого эндоскопического контейнера. Для погружения ткани в контейнер одним манипулятором придерживают открытый край контейнера. Вторым манипулятором с зубчатыми захватами размещают внутри эндоскопического контейнера. Вторым манипулятором захватывают ткань зубчатым зажимом. Выворачивают гибкий контейнер, натягивая его на ткань, загружая ткань в полость контейнера. Контейнер через расширитель извлекают наружу. Способ позволяет сократить время манипуляции по извлечению органа, инородного тела при лапароскопии, уменьшить контакт препарата с полостью тела, обеспечивает надежную защиту раневого канала.

В [59] представлено траловое устройство для извлечения ИО из трубчатых органов. Инструмент допускается применять для экстракции

камней из мочеточника или желчных проходов. Конструкция прибора предусматривает манипулятор, на выходной части которого имеется переходник. На входе инструмента вмонтирован штуцер, который оснащен соединительным элементом подачи контрастной жидкости. В выходной части зафиксирован эластичный катетер. В конструкции корпуса инструмента размещены винтовая и осевая бранши. Они могут передвигаться вдоль осевой направляющей. Одни концы бранш зафиксированы на ползунках механизма манипуляции винтовой и осевой браншей. Противоположные концы бранш зафиксированы в специальной цилиндрической втулке. Ползунки манипуляции размещены в корпусе. Они способны передвигаться и удерживать объект относительно осевой направляющей корпуса. Применение устройство показало, что оно весьма удобно, обладает низкой трудоемкостью, вследствие чего период проведения медицинских операций значительно уменьшается. Точность контроля ИО с помощью данного инструмента достаточно высокая.

Для удаления камней из мочеточника предусмотрен инструмент, описанный в [45]. Экстрактор содержит несущий тросик из стальной проволоки, помещенный в гибкий трубчатый корпус. Рабочая часть несущего тросика выполнена из металла с памятью формы, имеющего начальную температуру мартенситного превращения от 37 до 42°C и принимающего при нагреве выше температуры мартенситного превращения форму конусной спирали. Ниже температуры мартенситного превращения рабочая часть имеет линейную форму. На дистальном конце гибкого трубчатого корпуса закреплен металлический наконечник, а на проксимальном конце гибкого трубчатого корпуса закреплена ручка управления. Ручка управления соединена с наконечником металлическими тросиками управления и дистальным концом гибкого трубчатого корпуса. Конец несущего тросика, выходящий из проксимального конца экстрактора, согнут в форме петли, служащей для выталкивания из гибкого трубчатого корпуса рабочей части, а также для

втягивания ее в корпус. В ручке расположены электрические нагревательные элементы для нагрева рабочей части, в дистальной части гибкого трубчатого корпуса неподвижно установлена втулка. Перед ручкой управления на корпусе закреплена фиксирующая ручка. Данное техническое решение позволяет снизить травматизм процедур по извлечению ИО.

Устройство [64] также может быть использовано для извлечения инородных тел из полых и трубчатых органов, например мочевых, желчных камней, тромбов, полипов, и для других манипуляций с ИО. Данный прибор позволяет эффективно проводить манипуляции с ИО в полых органах живого организма за счет улучшения экстракционных свойств ловушки ИО и расширения его функциональных возможностей. Устройство содержит катетер, проводник и ловушку объекта с сетчатой поверхностью, которая соединена с катетером и/или проводником, а проводник выполнен полым или сплошным, при этом ловушка объекта выполнена с сетчатой поверхностью, по меньшей мере, в одной из частей ловушки.

Ловушка объекта, катетер и проводник выполнены из: металлического материала, например нитинола, нержавеющей стали, рентгеноконтрастного сплава; неметаллического материала, например полиамида, капрона, нейлона; композитного материала, например металлических и неметаллических материалов. Катетер может быть выполнен с двойными стенками, которые подвижны относительно друг друга. Проводник может содержать два провода, между дистальными концами которых расположена ловушка, и провода выполнены подвижными относительно друг друга.

В [58] описана ловушка-экстрактор, основным предназначением которой стало удаление инородных предметов из полости тела человека. Конструкция инструмента предусматривает проксимальную и дистальную части. Также в составе изделия находится множество нитей.

Они выходят из проксимальной части и идут к дистальной, после чего возвращаются обратно. Нити формируют огромное количество петель. Основными преимуществами изделия является удобство и безопасность применения. Оно эффективно удаляет посторонние предметы из тела человека.

Ряд изобретений рассматривает конструкции приспособлений для удаления ИО из глаз. Прибор, рассмотренный в [56], состоит из нескольких элементов. Главным из них является корпус-держатель с коаксиально расположенной в нем трубкой. В нее вмонтирован узел захвата с опцией передвижения (эта функция доступна благодаря цилиндрической пружине). На конце элемента фиксации имеются отогнутые концы-крючки. Конструкция изделия предусматривает канюлю, зафиксированная в держателе. Здесь размещена трубка с узлом захвата. Дистальная часть канюли изготовлена с применением режущих кромок. Проксимальная часть трубки зафиксирована втулка с фланцем. Между торцом втулки и торцевой поверхностью держателя на трубке имеется пружина. Если рассматривать узел захвата, то он изготовлен из набора плоских пружин. Они вмонтированы под наклоном к оси трубки. Использование устройства вполне удобно, уменьшить дискомфортные ощущения при удалении ИО.

В [66] указан метод удаления ИО из заднего сегмента глаза. Согласно нему для удаления ИО из заднего сегмента глаза выполняют три склеротомии в меридианах 7:30, 10:30, 1:30, устанавливают порты 23-25 G, выполняют склеро-роговичный туннельный разрез и два корнеоцентеза. Затем производят субтотальную витректомию и удаляют стекловидное тело вместе с задней гиалоидной мембраной. Инородное тело захватывают при помощи склеивания с введенной в полость стекловидного тела через парацентез роговицы или склеротомию силиконовой трубкой, соединенной с наполненным цианакрилатным клеем шприцом. Затем выводят внутриглазное инородное тело путем

постепенного подтягивания силиконовой трубки через переднюю камеру и роговицу либо трансклерально. При извлечении инородного тела из заднего сегмента глаза внутриглазное инородное тело захватывают при помощи склеивания с силиконовой трубкой. Способ позволяет извлекать магнитные и немагнитные инородные тела, различного размера без использования соразмерного инструмента, дает возможность дозированного и деликатного подтягивания инородного тела с постепенным его освобождением от капсулы, своевременным гемостазом, а также неограниченность использования бимануальной техники.

Разработка [65] относится к области магнитных операций в хирургической практике, и может быть использована для извлечения ферромагнитных инородных тел с относительно гладкими поверхностями из мягких тканей человека. Метод щадящего зондирования для извлечения ферромагнитных ИО с гладкими поверхностями из мягких тканей человека через посттравматические раневые каналы характеризуется тем, что в раневой канал вводят наконечник зонда, который включает в себя отверстия в зонде и магнит. После чего открывают кран подачи воды и заполняют раневой канал. Затем продвигают зонд по направлению к месту нахождения инородного тела до момента контакта магнита с инородным телом. После чего выводят зонд из раневого канала с инородным телом и закрывают кран подачи воды. Изобретение обеспечивает извлечение ферромагнитных инородных тел с относительно гладкими поверхностями (гайки, шарики, пули, осколки, шайбы и т.д.) из мягких тканей человека через посттравматические раневые каналы по щадящей методике.

Проводя анализ существующих приспособлений, устройств и систем для извлечения ИО из тела человека можно сделать вывод об их недостатках, состоящих в болезненности и продолжительности процедуры, высокой вероятности повреждения тканей или органов, невысокой надежности извлечения ИО.

В итоге интересно создание таких инструментов и способов экстракции ИО из организма человека с целью минимизации различных повреждений. Более того, уменьшение болезненных ощущений также является актуальной целью разработки экстракционного оборудования. Учитывая этот факт, перспективным становится применение методики фиксации ИО к зонду с использованием метода примораживания (в частности, исполнительным механизмом в этом случае может быть термоэлектрический преобразователь энергии) [7, 9, 11, 14, 57, 62, 72, 88]. Использование холода также будет иметь эффект кратковременной анестезии [32, 37, 84, 116-119, 123, 124].

Использование данного технического инструмента позволяет ликвидировать перечисленные минусы за счет плюсов термоэлектрических средств примораживания. К преимуществам таких средств, в основном, относятся надежность сцепления, портативные размеры, независимости от ориентации в пространстве [15, 20, 76, 96, 110]. Также немаловажную роль играют прогрессивные технологические меры по обеспечению комфортности и безболезненности процедур, удаления ИО из организма человека.

1.4. Перспективы использования термоэлектрических преобразователей энергии для извлечения инородных объектов из тела человека

Изучение и сравнение действующих методик предоставления низкого термического режима позволило установить, что в ситуациях, когда объем охлаждаемых предметов небольшой, они продуцируют небольшое количество теплоты. Более того, они имеют высокий коэффициент теплоизоляции, при том что холодопроизводительность у них остается на высоком уровне. Как следствие, это метод более эффективен по сравнению с другими [3, 24, 36, 43, 77, 80, 85, 86].

На рисунке 1.9 описана сфера рационального использования термоэлектрического охлаждения [23, 97]. Из указанной информации следует, что при термическом режиме до 260 К использование ТЭУ следует считать наилучшим способом по многочисленным параметрам (масса, объем, мощность). При более низких термических режимах (190-210 К) ТЭС обладают худшими энергетическими свойствами по сравнению с прочими системами. Тем не менее, они все равно лучше по параметрам массы и габаритов. На рисунках 1.10-1.11 для сопоставительного исследования указаны зависимости варьирования удельной холодопроизводительности и массы устройства [17, 108], а на рисунке 1.12 преискурент 1 Вт извлекаемого с помощью ТЭУ холода.

Существенным фактором, определяющим ценность применения ТЭС на практике, является их стоимость. Здесь также необходимо подчеркнуть, что она резко возрастает с уменьшением холодопроизводительности. Именно поэтому на сегодняшний день наиболее распространены маломощные термоэлектрические аппараты, холодопроизводительность которых не превышает уровень 100 Вт [16, 26, 53-55, 68, 122]. Однако в последние годы следует выделить тенденцию, связанную с совершенствованием технологии изготовления как стандартных ТЭМ, так и приборов на их основе, что существенно уменьшает стоимость термоэлектрического охлаждения (рисунок 1.12) [98]. На данный момент типовой ТЭМ мощностью 50-60 Вт стоит примерно 10 долларов США в розницу.

При этом разработка различных ТЭУ ведется на основе типовых ТЭМ, разрабатываемых как отечественными, так и зарубежными фирмами производителями [99-108].

В соответствии с этим применение именно такого рода устройств является эффективным для условий эксплуатации в системах извлечения ИО из тела человека, где на первый план выходят массогабаритные и инерционные показатели прибора, а также его надежность и универсальность.

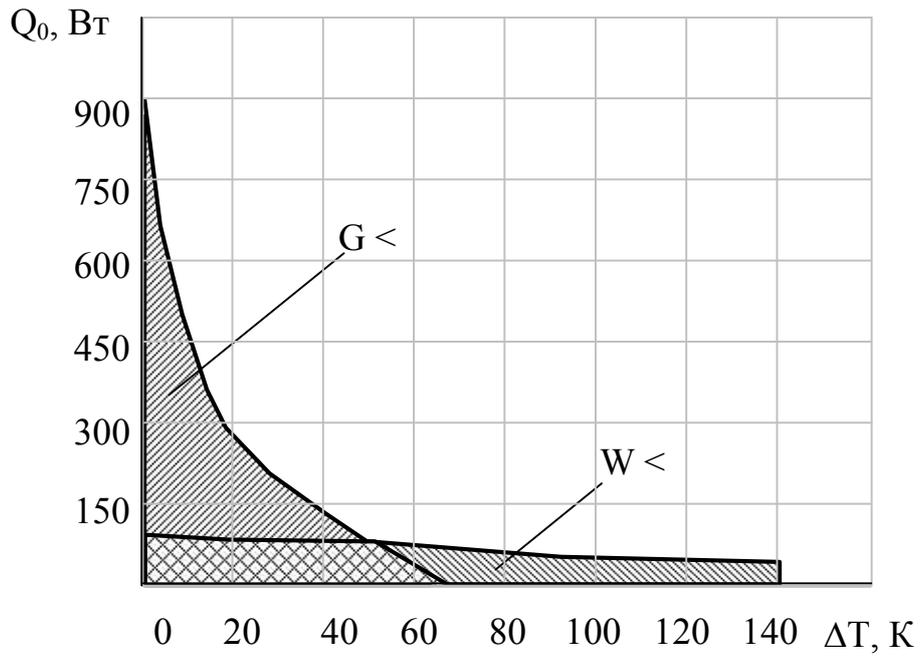


Рисунок 1.9 - Область целесообразного применения охлаждающего ТЭУ

$W <$ - по потребляемой мощности;

$G <$ - по массогабаритным характеристикам;

ΔT - градиент температуры на спаях охлаждающего ТЭУ

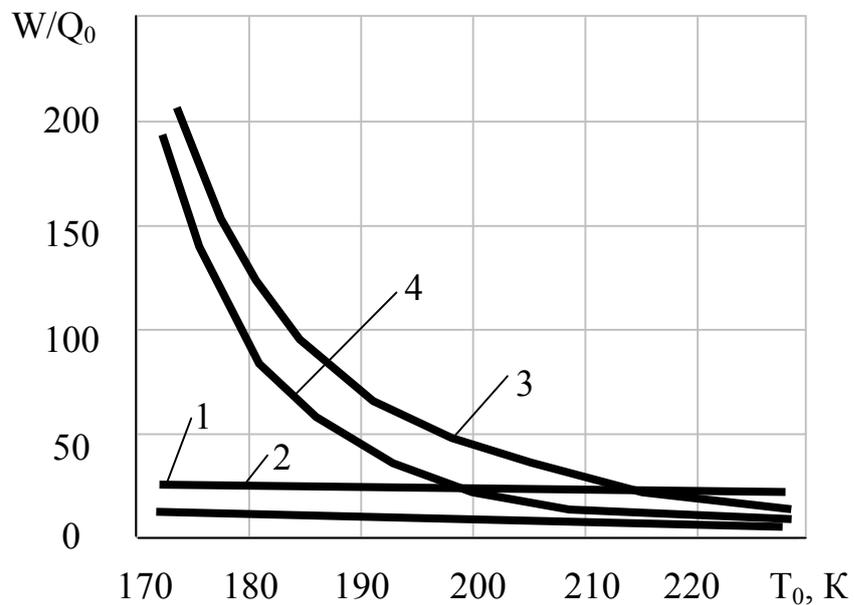


Рисунок 1.10 - Зависимость удельной мощности от уровня охлаждения T_0 для газовой машины (1), гелиевого охладителя (2), ТЭМ (без использования BiSb) (3), ТЭБ (с использованием BiSb) (4)

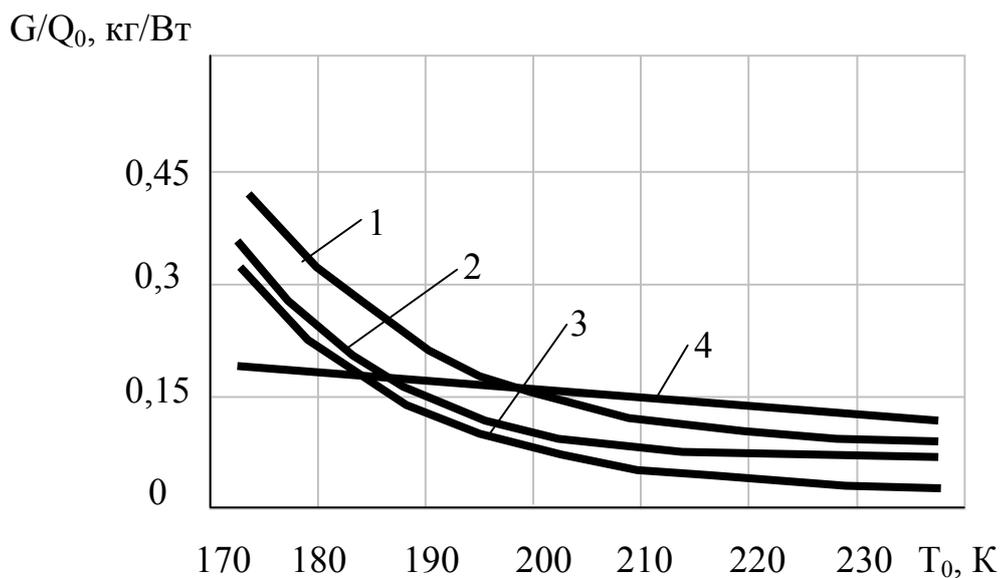


Рисунок 1.11 - Зависимость удельной массы от температуры охлаждения: 1 – ТЭМ в режиме максимальной экономичности, 2 – ТЭМ с использованием BiSb, 3 – ТЭМ в режиме минимальной массы, 4 – газовая машина

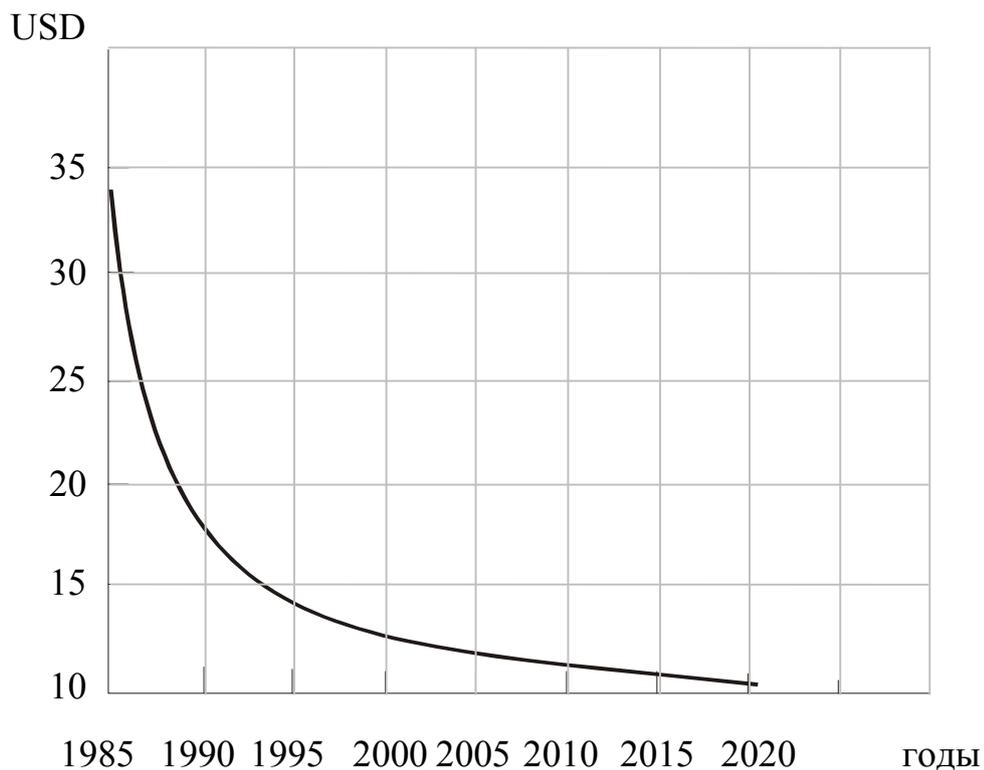


Рисунок 1.12 - Стоимость 1 Вт термоэлектрического холода (данные фирмы Morlow Inc.)

Реализованные на основе термоэлектрических преобразователей энергии приборы будут обладать такими преимуществами, как [3, 47, 98, 111, 113, 114]: малая инерционность термоэлектрических приборов, что непосредственно связано с их малыми габаритными размерами; независимость холодильного коэффициента преобразователя от его размеров вплоть до сотен микрон; возможность плавного и точного регулирования холодопроизводительности и температурного режима; практически неограниченный ресурс работы; отсутствие движущихся, изнашивающихся частей, рабочих жидкостей и газов; бесшумность работы термоэлектрического блока; малые габаритные размеры ТЭУ; произвольная ориентация источника холода в пространстве, независимость от наличия гравитационных сил; устойчивость к динамическим и статическим перегрузкам; конструктивная и технологическая универсальность; выработка постоянного напряжения и т.п.

При этом для условий незначительных мощностей, что характерно для данной области использования, в большой степени будут нивелироваться недостатки ТЭУ [120]: достаточно низкий коэффициент полезного действия, использование только постоянного электрического тока.

Перечисленные обстоятельства дают возможность сделать вывод о целесообразности применения охлаждающих ТЭУ в системах и приспособлениях для извлечения ИО из тела человека.

1.5. Постановка задач исследования

Организм человека представляет собой чрезвычайно сложную систему. Каждая его часть находится в определенном месте и выполняет строго определенную функцию. Извне в организм человека должны поступать только жизненно необходимые вещества, например, пища, вода, воздух. Посторонние предметы, случайно попавшие в организм человека, могут нанести ему непоправимый вред и нарушить его функции. Поэтому

операции по извлечению ИО из тела человека являются важными и ответственными мероприятиями, качество и оперативность проведения которых напрямую влияет на здоровье и жизнь человека.

Проведенный литературный обзор показал, что в настоящее время извлечение ИО из тела человека производится в основном хирургическим методом с использованием различного оборудования, в состав которого входят разнообразные механические приспособления. В случае извлечения ферромагнитных ИО могут быть также применены намагниченные зонды. Методики проведения операций по извлечению посторонних тел также могут быть разнообразными. Они зависят от местоположения ИО объекта, его формы, размеров и состава и включают в себя такие мероприятия, как отыскание местоположения ИО, приведение его в наиболее удобное для извлечения положение и непосредственно выем из тела человека.

Анализируя данные методики по извлечению ИО из тела человека и технические средства для их реализации необходимо отметить их недостаточную надежность, связанную, прежде всего с качеством фиксации постороннего объекта в приспособлении, зависимость от квалификации персонала, проводящего операцию, болезненность и продолжительность процедуры. Поэтому представляет интерес разработка новых технических средств для извлечения ИО из тела человека и методик, реализованных на их основе. В этих условиях перспективным является использование методики локального примораживания ИО к специальному зонду с охлажденным наконечником. Надежность фиксации ИО в извлекающем приспособлении в данном случае будет обеспечиваться за счет высокой степени сцепления наконечника зонда и объекта при их примораживании друг к другу. В качестве источника холода в зонде может быть использован компактный ТЭМ, обладающий высоким ресурсом работы, надежностью, экологичностью, обеспечивающий требуемую мощность для надежной фиксации ИО на извлекающем приспособлении [31].

Типовая конструкция ТЭС для извлечения ИО из тела человека имеет вид, представленный на рисунке 1.13.

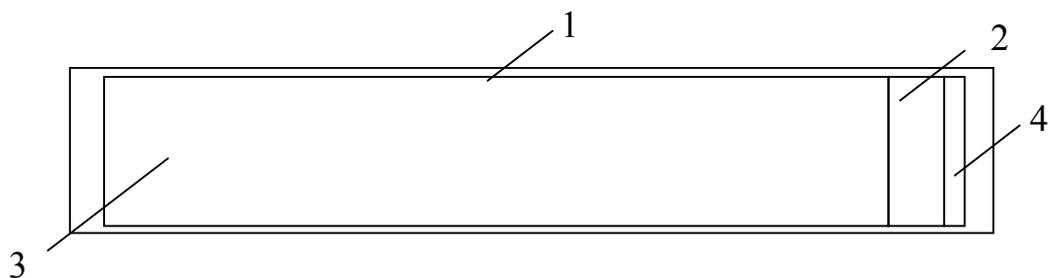


Рисунок 1.13 - Типовая конструкция ТЭС для извлечения ИО из тела человека

Здесь 1- специальная трубка для ввода в полость тела, 2 - ТЭМ, 3 - подвижный зонд с помощью направляющих имеющий возможность перемещаться вдоль трубки, выполняющий также функции съема теплоты с горячих спаев ТЭМ, 4 - влажная губка. При выполнении операции по извлечению ИО из тела человека трубка вводится в полость, с помощью зонда ТЭМ холодной поверхностью через губку приводится к контакт с объектом, происходит их сцепление за счет примораживания, затем производится выем ИО объекта за счет перемещения зонда в обратном направлении.

При выполнении диссертационной работы создана математическая модель системы, разработан ее опытный образец, а также проведен численный эксперимент и натурные испытания прибора.

Глава 2. Математическая модель термоэлектрической системы для извлечения инородных объектов из тела человека методом примораживания

Критический анализ литературных источников, посвященных изучению методов извлечения ИО из тела человека, выявил отсутствие развитого аппарата для эффективного математического моделирования процессов при использовании для этих целей метода примораживания объекта к охлажденному зонду. Вместе с тем, без корректного и точного математического описания теплофизических процессов, происходящих при выполнении подобных операций, невозможно оценить эффективность проведения процедуры, выявить требуемый диапазон мощностей системы, определить оптимальные параметры прибора, а также установить связь между требуемыми условиями проведения процедур и конечным результатом.

В данной главе рассмотрена математическая модель исследуемой ТЭС для извлечения ИО из тела человека методом примораживания.

2.1. Расчет температурного поля термоэлектрической системы для извлечения инородных объектов при ее введении в тело человека

Для исследования теплофизических процессов, происходящих при введении ТЭС в тело человека для извлечения ИО разработана соответствующая математическая модель. Она создана с целью оценки равномерности распределения температуры и теплового потока на холодной поверхности ТЭМ, тепловых потерь в системе, а также влияния температуры человеческого организма на режим работы прибора. На рисунке 2.1 изображена расчетная схема ТЭС при внедрении ее в тело человека (без

влажной губки). Здесь использованы такие же обозначения составляющих ТЭС конструктивных элементов, что и на рисунке 1.13.

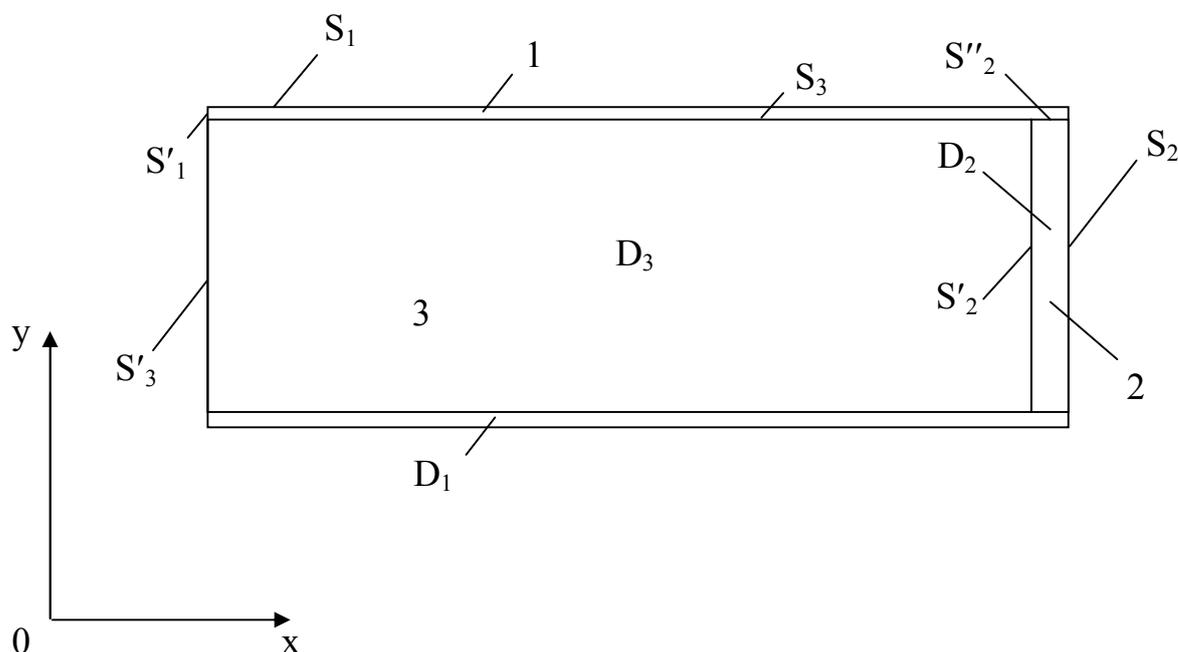


Рисунок 2.1 - Тепловая модель ТЭС для извлечения ИО из тела человека

Для математического описания теплофизических процессов, происходящих в системе обозначим область соответствующую воздушному зазору D_1 , ТЭМ D_2 , подвижному зонду D_3 , поверхность стенки трубки ТЭС, контактирующую с телом человека (биологическим объектом) S_1 , с окружающей средой S'_1 , поверхность ТЭМ, контактирующую с биологическим объектом S_2 , зондом S'_2 , воздушным зазором S''_2 , поверхность зонда с воздушным зазором S_3 , окружающей средой S'_3 . Ввиду того, что величина воздушного зазора предполагается незначительной и тепловые процессы, происходящие в системе носят непродолжительный характер, предположим, что во всех элементах прибора процесс теплопередачи осуществляется только за счет теплопроводности. Тогда математическое описание теплофизических процессов, проистекающих в системе при ее внедрении в организм человека, без учета влажной губки (процессы, происходящие в ней при наличии фазового перехода, ведущие к

примораживанию ИО к зонду, рассматриваются ниже) в обобщенном виде может быть представлено следующим образом [30, 39, 78]:

$$\begin{aligned}
 a_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2} + a_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial y^2} &= \frac{\partial T_1}{\partial \tau} \text{ при } x, y \in D_1, \\
 a_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2} + a_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial y^2} + \frac{Q_{\text{ТЭМ}}}{c_2 \rho_2} &= \frac{\partial T_2}{\partial \tau} \text{ при } x, y \in D_2, \\
 a_3 \frac{\partial^2 T_3}{\partial x^2} + a_3 \frac{\partial^2 T_3}{\partial y^2} &= \frac{\partial T_3}{\partial \tau} \text{ при } x, y \in D_3, \\
 T_1, T_2, T_3 &= T_{\text{вг}} = T_{\text{ср}}, \text{ при } \tau = 0, \\
 \lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n_1} &= \alpha_{\text{бo}} (T_{\text{бo}} - T_1) \text{ при } x, y \in S_1, \\
 \lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n_2} - q_{\text{х.ТЭМ}} &= \lambda_{\text{вг}} \frac{\partial T_{\text{вг}}}{\partial n_2} \text{ при } x, y \in S_2, \\
 \lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n'_2} + q_{\text{г.ТЭМ}} &= \lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n'_2} \text{ при } x, y \in S'_2, \\
 \lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n''_2} + q_{\text{г.ТЭМ}} &= \lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n''_2} \text{ при } x, y \in S''_2, \\
 \lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n_3} &= \lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n_3} \text{ при } x, y \in S_3, \\
 \lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n'_1} &= \alpha_{\text{ср}} (T_1 - T_{\text{ср}}), \\
 \lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n'_3} &= \alpha_{\text{ср}} (T_3 - T_{\text{ср}}).
 \end{aligned} \tag{2.1}$$

где $T_1, T_2, T_3, T_{\text{вг}}, T_{\text{бo}}$ – температуры стенки трубки, ТЭМ, зонда, влажной губки, биологического объекта; a_1, a_2, a_3 – коэффициенты температуропроводности стенки трубки, ТЭМ, зонда; $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_{\text{вг}}$ – коэффициенты теплопроводности стенки трубки, ТЭМ, зонда, влажной губки; c_1, c_2, c_3 – удельная теплоемкость стенки трубки, ТЭМ, зонда; ρ_1, ρ_2, ρ_3 – плотность стенки трубки, ТЭМ, зонда; $Q_{\text{ТЭМ}}$ – количество теплоты Джоуля, выделяемое за единицу времени в единице объема ТЭМ; $q_{\text{х.ТЭМ}}$ –

холодопроизводительность ТЭМ; $q_{г.ТЭМ}$ - теплопроизводительность ТЭМ; α_{60} - коэффициент теплообмена между стенкой трубки и биологическим объектом; $\alpha_{ср}$ - коэффициент теплообмена ТЭС с окружающей средой; $T_{ср}$ - температура окружающей среды; $n_1, n'_1, n_2, n'_2, n''_2, n_3, n'_3$ - нормали к поверхностям $S_1, S'_1, S_2, S'_2, S''_2, S_3, S'_3$ соответственно; $n_i = (xh_i + yz_i)$; h, z - единичные вектора; $i=1...7$.

Решение системы дифференциальных уравнений с соответствующими начальными и граничными условиями (2.1) численным методом конечных элементов [75, 94], реализованном в пакете прикладных программ Elcut, дает возможность определить изменение температуры в различных точках ТЭС при введении ее в организм человека для извлечения ИО в зависимости от мощности ТЭС (холодопроизводительности и теплопроизводительности ТЭМ), параметров материалов модуля, а также внешних условий.

Численный эксперимент проводился в соответствии с требуемыми режимами тепловых процедур при воздействии на живой организм, а также ограничениями, накладываемыми на продолжительность и уровень заморозки биологического объекта для недопущения его переохлаждения.

За исходные принимались следующие параметры: $\lambda_1 = 0,159$ Вт/(м·К), $\lambda_2 = 1,5$ Вт/(м·К), $\lambda_3 = 121$ Вт/(м·К), $\lambda_{вр} = 0,133$ Вт/(м·К); $\rho_1 = 1350$ кг/м³, $\rho_2 = 7700$ кг/м³, $\rho_3 = 8500$ кг/м³; $c_1 = 1200$ Дж/(кг·К), $c_2 = 124$ Дж/(кг·К), $c_3 = 377$ Дж/(кг·К); $a_1 = 9,8 \cdot 10^{-8}$ м²/с, $a_2 = 1,57 \cdot 10^{-6}$ м²/с, $a_3 = 3,78 \cdot 10^{-5}$ м²/с; $T_{ср} = 293$ К, $\alpha_{ср} = 10$ Вт/(м²·К), $\alpha_{60} = 100$ Вт/(м²·К), $R_{ТЭМ} = 0,64$ Ом.

Модель ТЭС с конечно-элементной сеткой и соответствующими размерами представлена на рисунке 2.2. Размеры указаны в миллиметрах.

Результаты расчетов изображены на рис.2.3-2.7. На рисунке 2.3 показано двумерное температурное поле ТЭС при ее введении в тело человека на глубину 50 мм при холодопроизводительности ТЭМ 7000 Вт/м² для условия выхода прибора на режим.

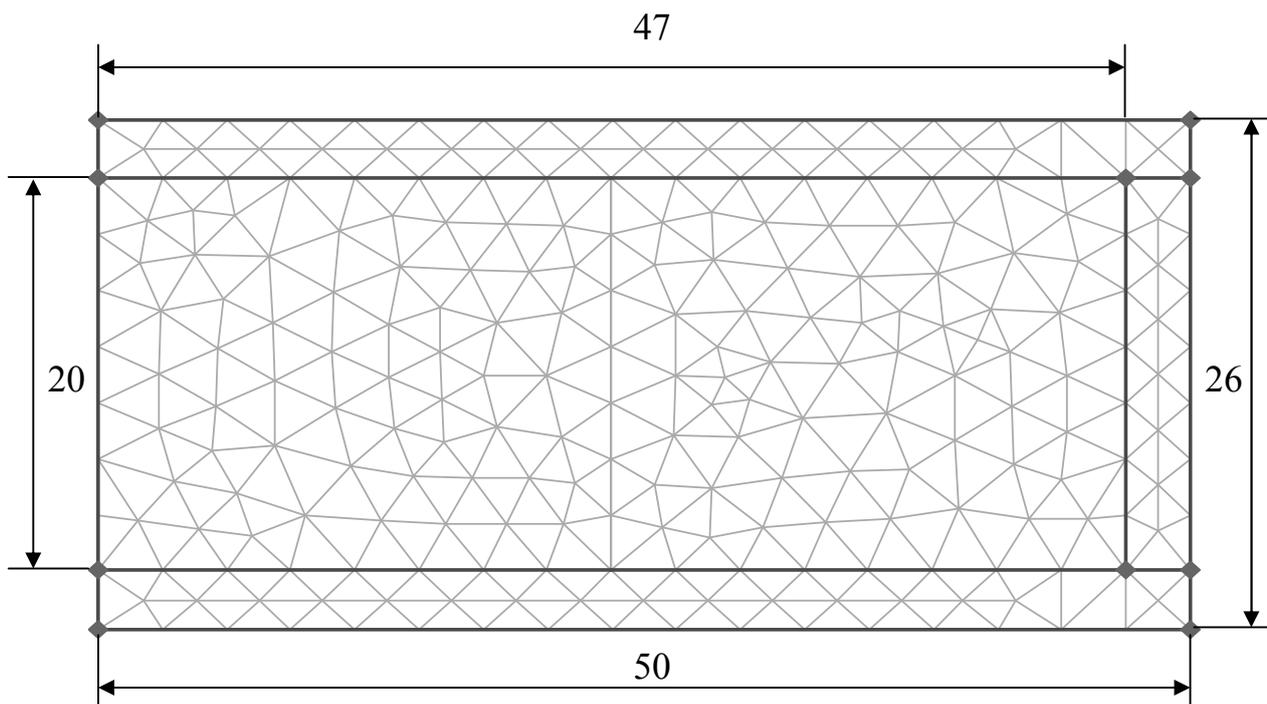


Рисунок 2.2 - Структура ТЭС для извлечения ИО из тела человека с конечноэлементной сеткой

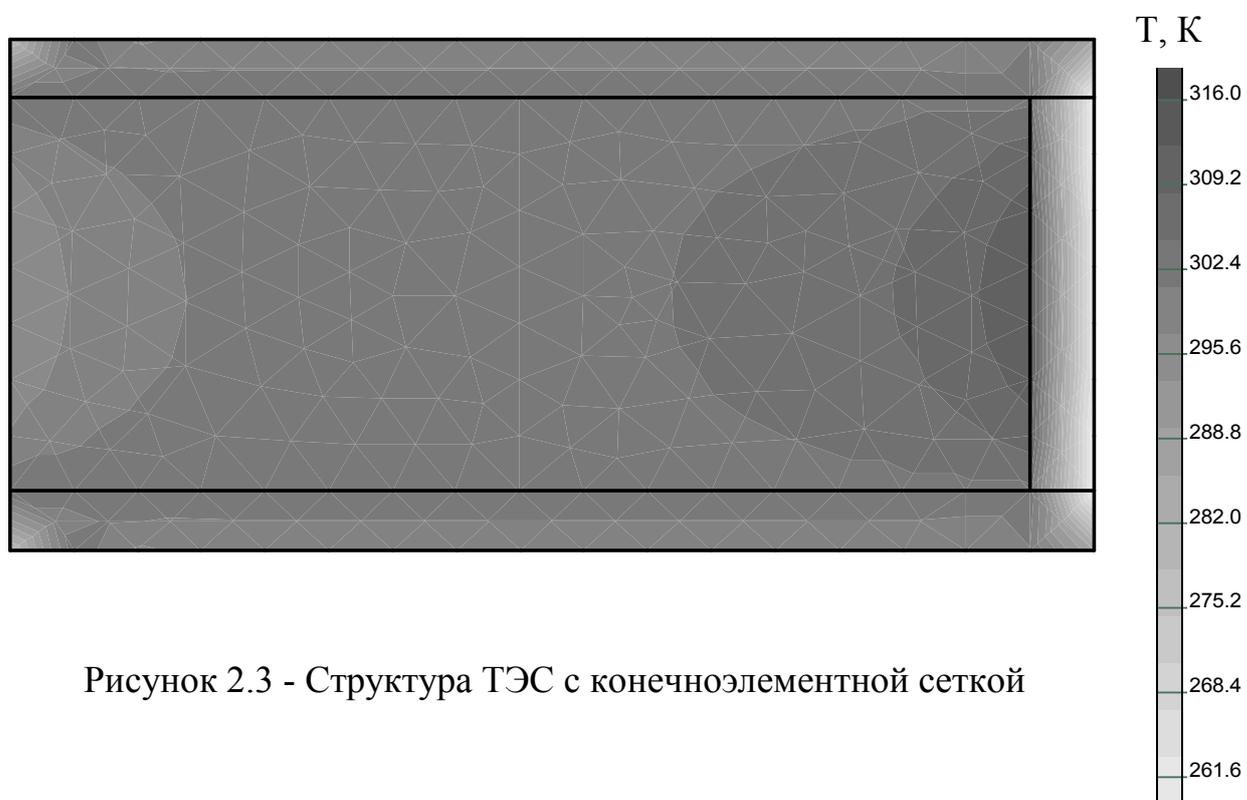


Рисунок 2.3 - Структура ТЭС с конечноэлементной сеткой

Согласно представленным данным распределение температуры по ТЭС достаточно неоднородно. Со стороны холодных спаев ТЭМ температура существенно меньше, чем в остальных точках, а со стороны горячих - выше что объясняется поглощением и выделением теплоты Пельтье. При этом температура по зонду изменяется относительно незначительно, что связано с высокой теплопроводностью материала, из которого он изготовлен (латуни). Более информативными являются одномерные зависимости, рассмотренные на рисунках 2.4-2.6, также полученные для стационарного режима работы системы. На рисунке 2.4 приведены графики изменения температуры ТЭС в поперечном направлении (вдоль оси y) в непосредственной близости от холодных спаев ТЭМ при различных величинах его холодопроизводительности. Согласно полученным данным с увеличением теплового потока на холодных спаех ТЭМ температура на соответствующей поверхности снижается. Так при величине $q_{x,ТЭМ}=7000$ Вт/м² данная температура составляет чуть более 263 К и увеличивается примерно на 2,5 К при уменьшении $q_{x,ТЭМ}$ на 500 Вт/м².

Анализируя распределение температуры по оси y необходимо отметить, что ее значение по поверхности ТЭМ практически не меняется. Это позволяет в дальнейшем рассмотреть задачу о промерзании влажной губки только в одной координате, по ее толщине, существенно упростив расчет теплообмена, связанного с фазовым переходом вещества.

Другой важной информацией, которую позволяет получить рисунок 2.4 является то, что применение ТЭС при данных холодопроизводительностях ТЭМ не ведет к переохлаждению близлежащих зон человеческого организма. В зазорах между стенкой трубки ТЭС и ТЭМ (3 мм) температура меняется достаточно быстро и уже на расстоянии 1,5 мм от края модуля становится равной 277 К, что, учитывая кратковременность проведения процедуры по извлечению ИО, практически не влияет негативным образом на состояние тканей.

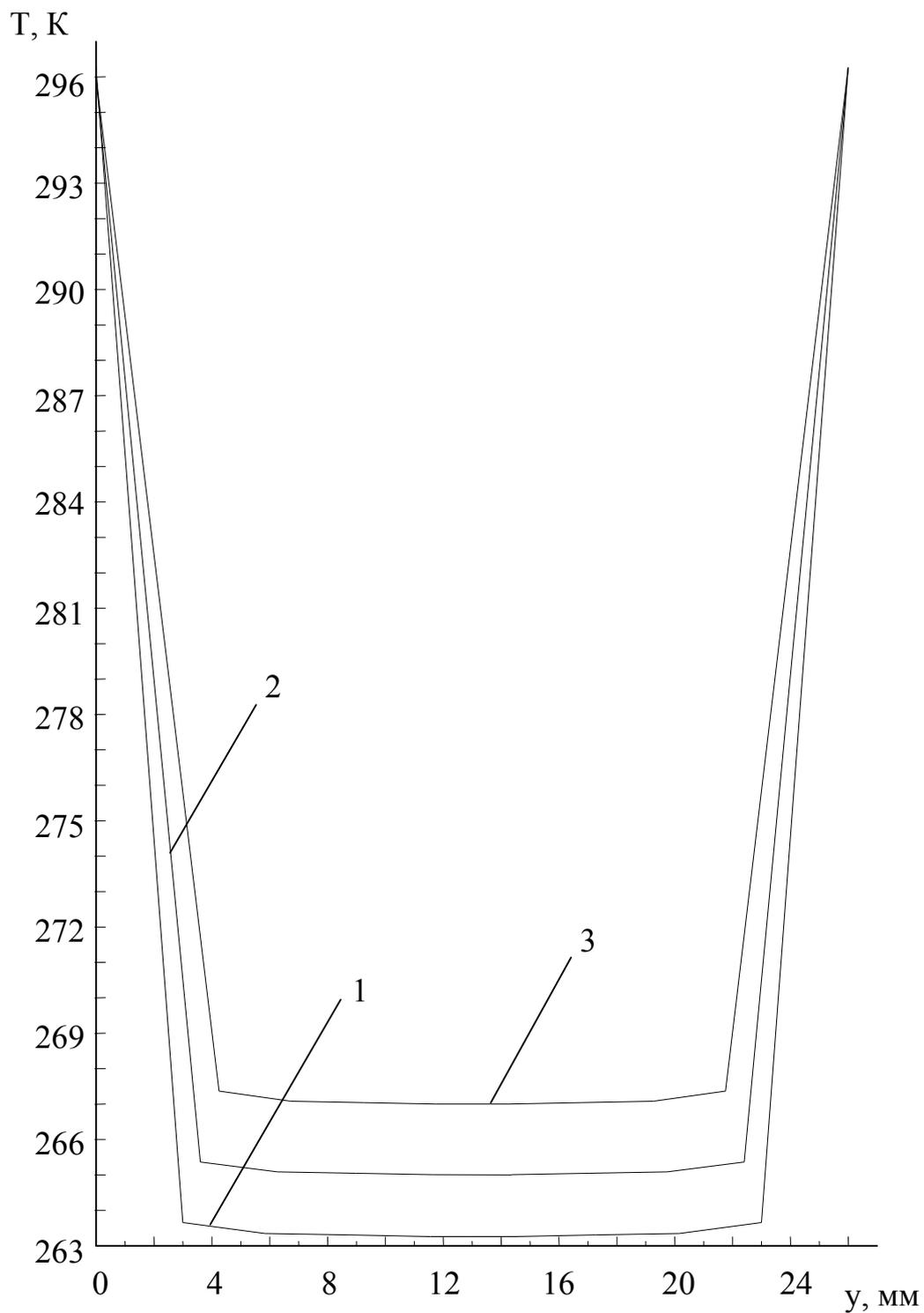


Рисунок 2.4 - Изменение температуры ТЭС вдоль оси y в непосредственной близости от холодных спаев ТЭМ при различных величинах его холодопроизводительности

1- $q_{x,ТЭМ}=7000 \text{ Вт/м}^2$, 1- $q_{x,ТЭМ}=6500 \text{ Вт/м}^2$, 3 - $q_{x,ТЭМ}=6000 \text{ Вт/м}^2$

На рисунке 2.5 изображено распределение температуры ТЭС в поперечном направлении (вдоль оси y) в непосредственной близости от горячих спаев ТЭМ (кривая 1) и вдоль центральной оси прибора при $y=25$ мм (кривая 2) для $q_{x,ТЭМ}=7000$ Вт/м². Представленные результаты расчета показывают, что максимальная температура наблюдается в центральной части горячих спаев ТЭМ и составляет примерно 319,5 К, снижаясь до 312 К у стенки трубки ТЭС. При этом максимальная температура посередине прибора составляет 315,7 К, также уменьшаясь к стенке трубки ТЭС до 312 К. Данное обстоятельство позволяет говорить, что для условий эксплуатации системы температура горячих спаев ТЭМ не выходит за допустимые пределы. Зонд, изготовленный из латуни в данном конструктивном исполнении в полной мере выполняет роль теплоотвода для требуемых величин холодопроизводительности модуля.

Помимо этого представленные данные показывают, что наличие перегрева зонда за счет выделяющейся на горячих спаях ТЭМ теплоты, практически не сказывается на температуре тканей биологического объекта. В зоне их контакта со стенкой трубки ТЭС температура составляет 312 К, что ненамного превышает температуру человеческого тела, т. е. риск ожога при использовании разработанной системы на практике также отсутствует. Таким образом стенка трубки ТЭС и воздушный зазор выполняют роль надежной тепловой изоляции.

График, изображенный на рисунке 2.6, показывает распределение температуры вдоль центральной продольной оси прибора при $q_{x,ТЭМ}=7000$ Вт/м². Согласно рисунку, в зонде температура плавно увеличивается от 300 К в зоне его контакта с окружающей средой до 319,5 К в области сопряжения с горячими спаями ТЭМ. Далее наблюдается резкое снижение температуры до 263 К за счет поглощаемой теплоты Пельтье. При увеличении и уменьшении мощности ТЭМ данный график смещается вверх и вниз практически не изменяя свою форму. При этом, как и в случае рисунка 2.4 изменение $q_{x,ТЭМ}$ на 500 Вт/м² изменяет значение температуры примерно на 2,5 К.

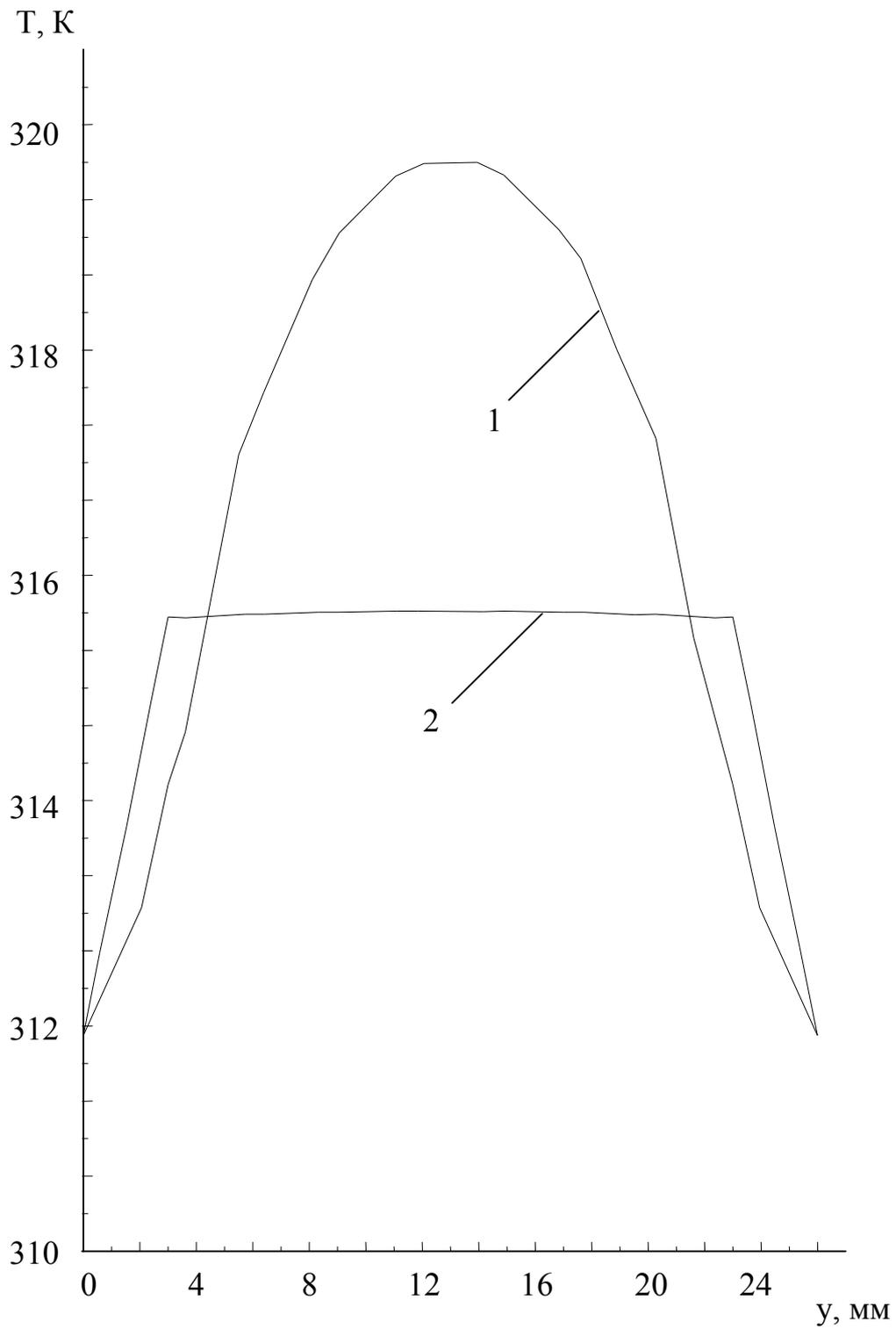


Рисунок 2.5 - Изменение температуры ТЭС вдоль оси y в непосредственной близости от горячих спаев ТЭМ (1) и вдоль центральной поперечной оси прибора (2) при $q_{x,ТЭМ}=7000 \text{ Вт/м}^2$

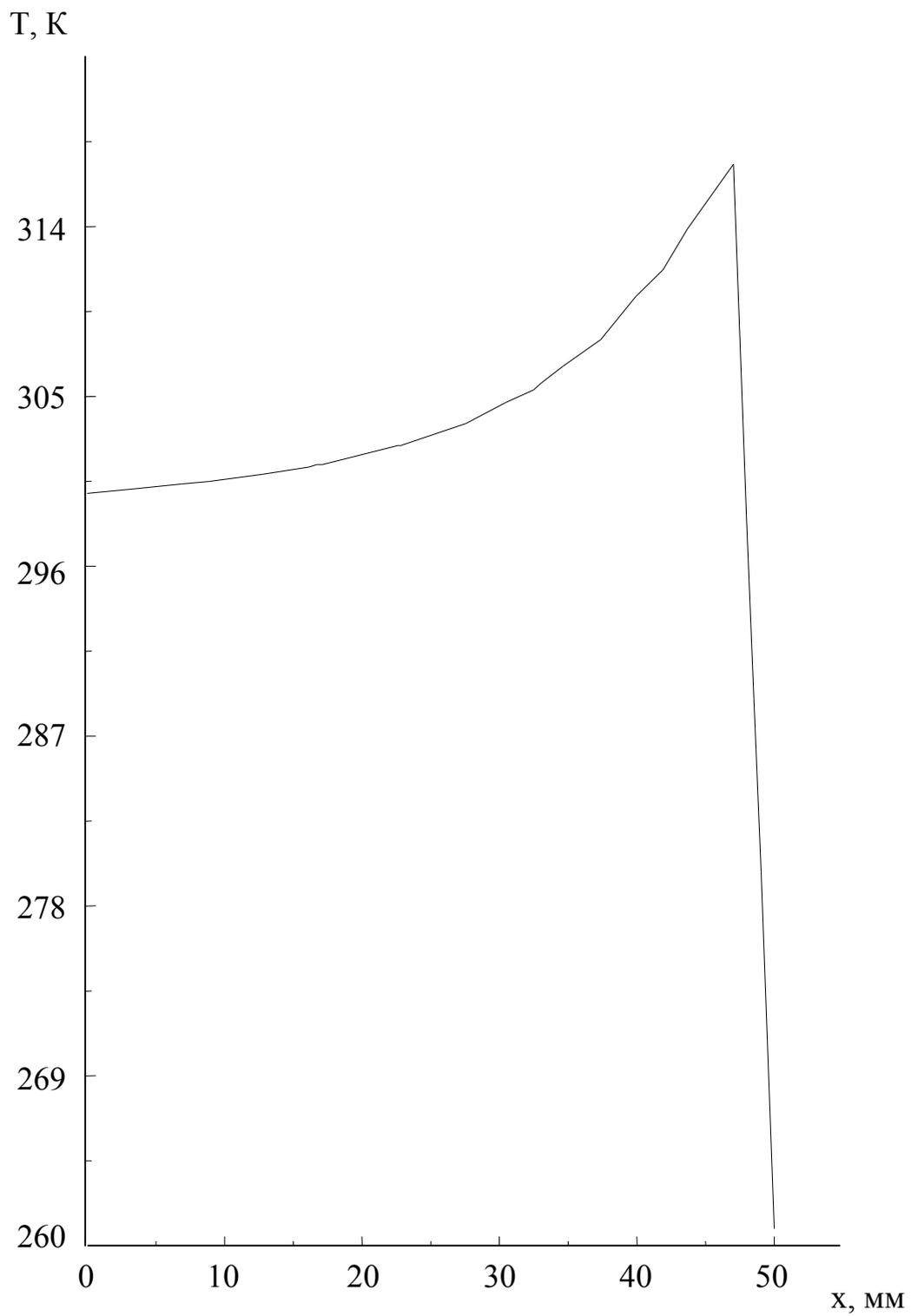


Рисунок 2.6 - Изменение температуры ТЭС вдоль центральной продольной оси прибора при $q_{x,ТЭМ}=7000 \text{ Вт/м}^2$

Для анализа динамических характеристик ТЭС исследовано изменение температуры ее различных точек до выхода на стационарный режим. Полученные результаты представлены на рисунке 2.7.

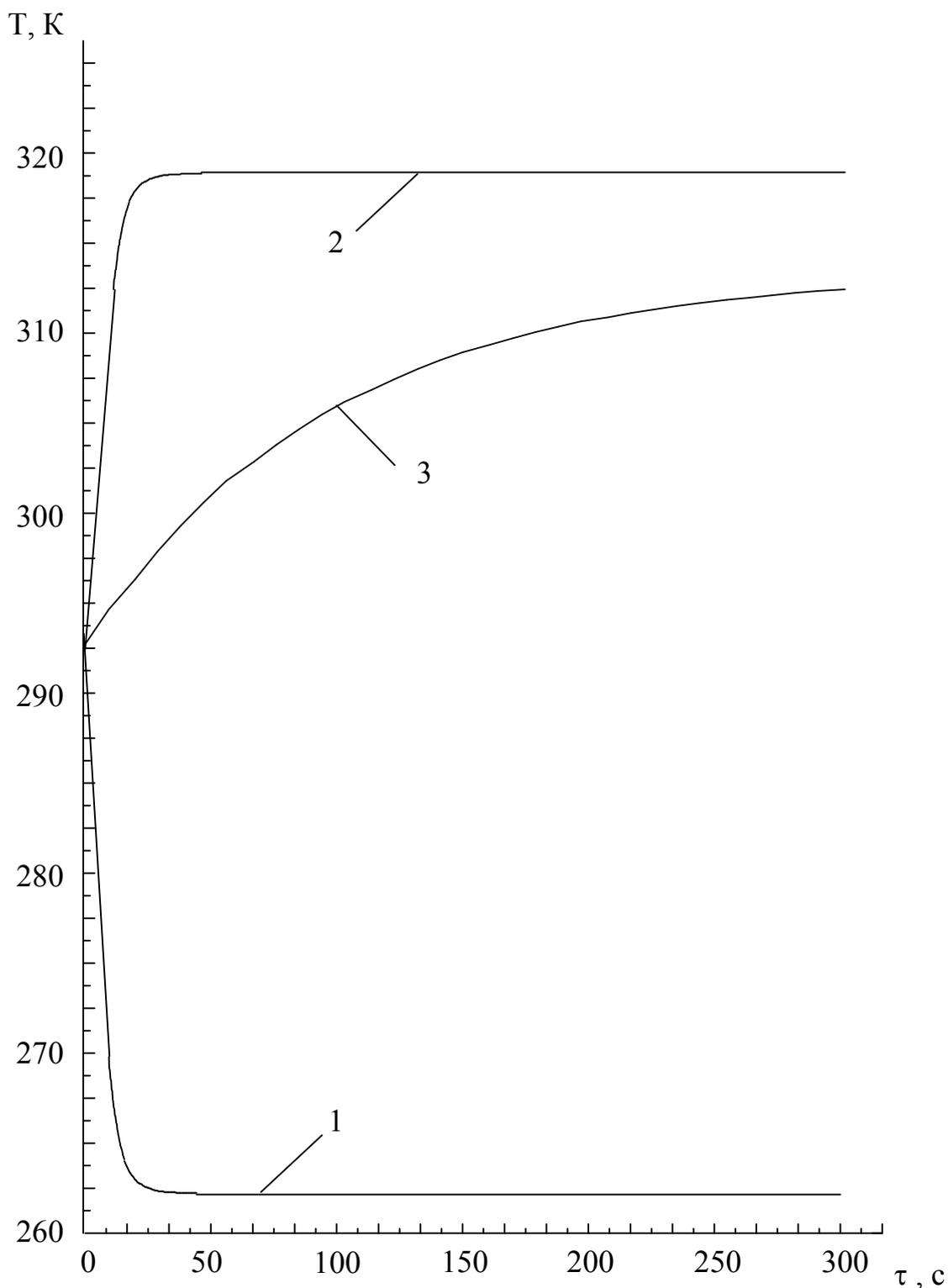


Рисунок 2.7 - Изменение температуры в различных точках ТЭС во времени

1 - холодные спаи ТЭМ, 2 - горячие спаи ТЭМ, 3 - зонд

Согласно расчетным данным продолжительность выхода системы на установившийся режим невелика. Так, время, необходимое для термостабилизации спаев ТЭМ составляет 25 с, что связано с малыми габаритными размерами модуля и малой инерционностью эффекта Пельтье. Длительность же выхода на режим зонда ввиду его относительно больших размеров (относительно ТЭМ) находится в пределах 6-7 мин. В данной ситуации эффективным будет являться включение прибора до проведения процедур с целью вывода его на рабочий режим.

2.2. Расчет теплофизических процессов при примораживании инородного объекта к термоэлектрической системе

Непосредственно процесс примораживания ИО к ТЭС производится путем образования между ним и холодной поверхностью ТЭМ ледяного моста, образуемого при заледении влажной губки. Поэтому для анализа работы системы необходимо рассмотреть процесс фазового превращения воды в лед в губке. Предположим, что в начальный момент времени губка представляет собой псевдожидкую фазу [48, 49], характеризующуюся характеристиками: теплопроводностью $\lambda_{\text{вг.ж}}$, теплоемкостью $c_{\text{вг.ж}}$, плотностью $\rho_{\text{вг.ж}}$, теплотой замерзания $v_{\text{вг}}$, а также температурой кристаллизации $T_{\text{вг.кр}}$. При этом по ее поверхности равномерно распределен тепловой поток $q_{\text{х.ТЭМ}}$. Тогда расчетная схема процесса заледенения влажной губки будет соответствовать рисунку 2.8.

Исследование происходящих при этом процессов производится для одномерной модели для следующих основных допущений [22, 50]: температура в фазах (псевдожидкой фазы и льда) зависит только от одной пространственной координаты; на границе раздела наблюдается устойчивое сосуществование твердой и жидкой фазы с соответствующей температурой; температура кристаллизации принимается постоянной в течение всего процесса фазового перехода; в псевдожидкой фазе конвективные потоки

отсутствуют, при этом теплота в губке передается только теплопроводностью; холодная поверхность ТЭМ и поверхность губки плоскопараллельны; предполагается отсутствие термического сопротивления между ТЭМ и губкой, а также губкой и ИО.

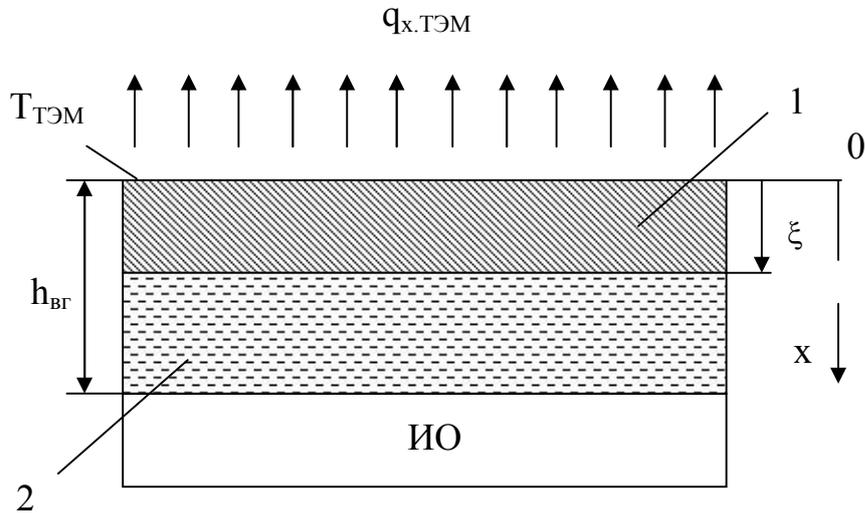


Рисунок 2.8 - Расчетная схема процесса заледенения влажной губки

В соответствие с расчетной схемой и принятыми допущениями математическое описание задачи расчета теплообмена при заледенении влажной губки выглядит следующим образом [40, 41, 112].

Уравнение нестационарной теплопроводности для твердой фазы (льда):

$$c_{\text{вг.тв}} \rho_{\text{вг.тв}} \frac{\partial T_{\text{вг.тв}}}{\partial \tau} = \lambda_{\text{вг.тв}} \frac{\partial^2 T_{\text{вг.тв}}}{\partial x^2}, \quad (2.2)$$

где $T_{\text{вг.тв}}$ - температура льда; $c_{\text{вг.тв}}$, $\rho_{\text{вг.тв}}$, $\lambda_{\text{вг.тв}}$ - теплоемкость, плотность и теплопроводность льда; τ - время.

Для температуры $T_{\text{вг.тв}}$ координата x ограничена условием

$$0 \leq x \leq \xi,$$

где ξ - подвижная координата границы раздела псевдожидкой фазы и льда.

$T_{\text{вг.тв}}$ при $x=0$ на рисунке 2.8 обозначено как $T_{\text{ТЭМ}}$.

Условия постоянства температуры на границе раздела фаз имеет вид

$$T_{\text{вг.тв}}(\xi, \tau) = T_{\text{вг.кр}} = \text{const}. \quad (2.3)$$

Температура в жидкой фазе изменяется по закону

$$c_{\text{вг.ж}} \rho_{\text{вг.ж}} \frac{\partial T_{\text{вг.ж}}}{\partial \tau} = \lambda_{\text{вг.ж}} \frac{\partial^2 T_{\text{вг.ж}}}{\partial x^2}, \quad (2.4)$$

где $T_{\text{вг.ж}}$ - температура псевдожидкой фазы.

На границе раздела фаз выполняется условие:

$$\lambda_{\text{вг.ж}} \left. \frac{\partial T_{\text{вг.ж}}}{\partial x} \right|_{x=\xi} - \lambda_{\text{вг.тв}} \left. \frac{\partial T_{\text{вг.тв}}}{\partial x} \right|_{x=\xi} = -\rho_{\text{вг.ж}} v_{\text{вг}} \frac{d\xi}{d\tau}. \quad (2.5)$$

Температура $T_{\text{вг.ж}}$ на глубине $h_{\text{вг}}$ соответствует температуре ИО, в начальный момент времени равной температуре человеческого тела (309,6 К).

Так как в качестве источника холода используется малоинерционный ТЭМ, то

$$\lambda_{\text{вг.тв}} \left. \frac{\partial T_{\text{вг.тв}}}{\partial x} \right|_{x=0} = q_{\text{х.ТЭМ}}, \quad (2.6)$$

Температура влажной губки в начальный момент времени равняется температуре окружающей среды.

Расчет системы уравнений (2.2)-(2.6) произведен методом конечных разностей по методике, схожей с изложенной в [25, 35] и реализованной в пакете прикладных программ MathCad.

В качестве исходных приняты следующие величины [10, 73]: $\lambda_{\text{вг.ж}}=0,599$ Вт/(м·К), $\rho_{\text{вг.ж}}=998,2$ кг/м³, $c_{\text{вг.ж}}=4183$ Дж/(кг·К), $\lambda_{\text{вг.тв}}=2,6$ Вт/(м·К), $\rho_{\text{вг.тв}}=919$ кг/м³, $c_{\text{вг.тв}}=2150$ Дж/(кг·К), $T_{\text{вг.кр}}=273$ К, $v_{\text{вг}}=332,4 \cdot 10^3$ Дж/кг, $h_{\text{вг}}=3$ мм (кроме рисунков 2.11-2.12).

Результаты расчетов представлены на рисунках 2.9-2.12.

На рисунках 2.9-2.10 изображены графики зависимости изменения температуры на верхней поверхности влажной губки $T_{\text{вг.тв}}$ при $x=0$ или, соответственно, $T_{\text{ТЭМ}}$, а также границы раздела фаз по толщине влажной губки во времени для различных величин $q_{\text{х.ТЭМ}}$.

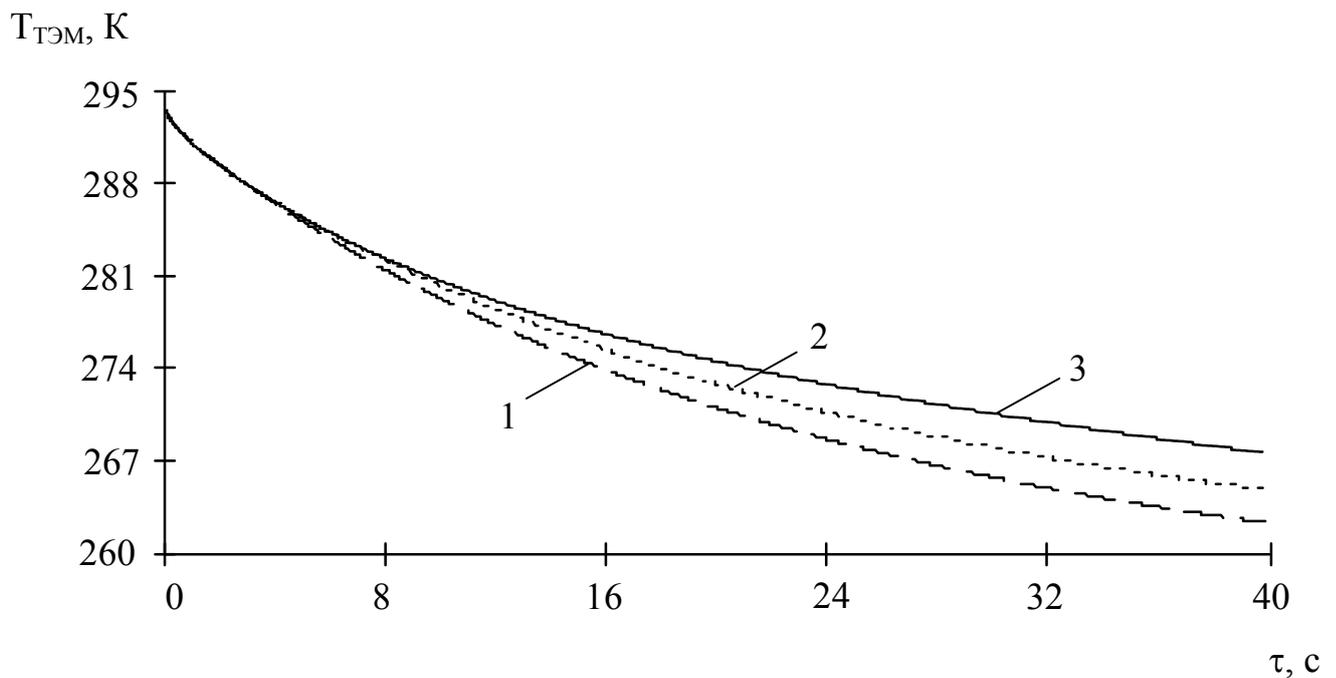


Рисунок 2.9 - Изменение температуры верхней поверхности влажной губки во времени для различных величин $q_{x,ТЭМ}$

1- $q_{x,ТЭМ}=7000 \text{ Вт/м}^2$, 2- $q_{x,ТЭМ}=6000 \text{ Вт/м}^2$, 3 - $q_{x,ТЭМ}=5000 \text{ Вт/м}^2$

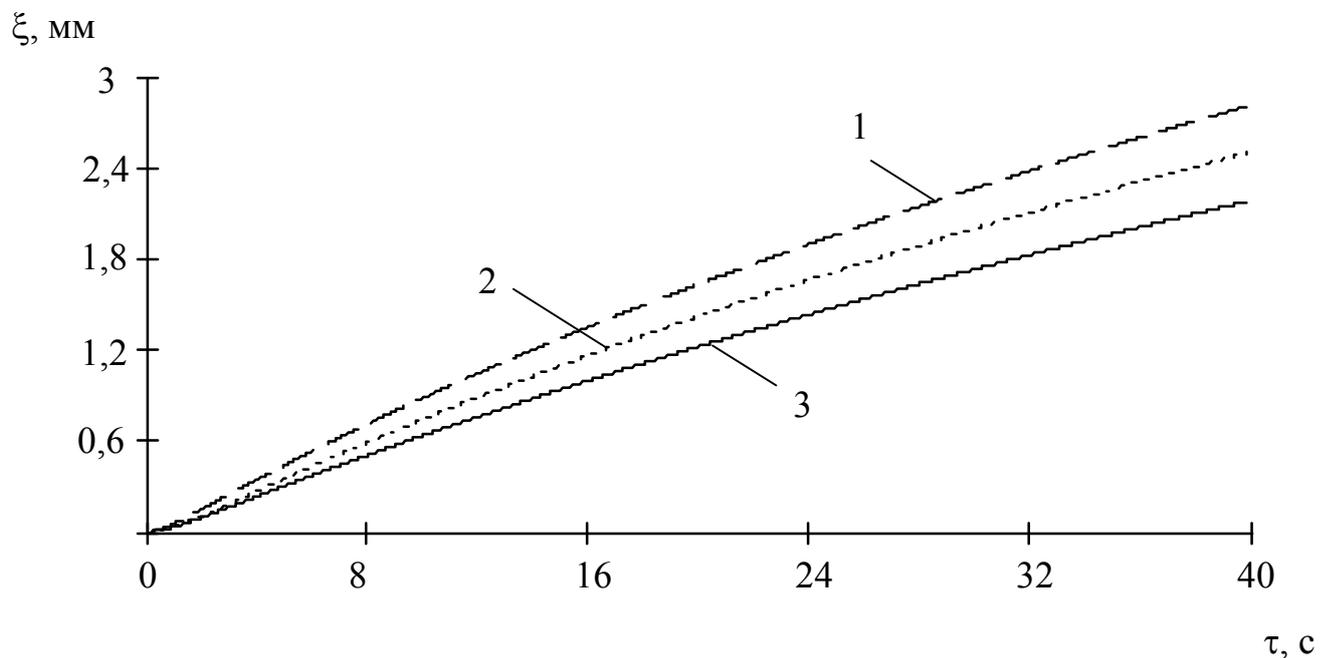


Рисунок 2.10 - Изменение границы раздела фаз по толщине влажной губки во времени для различных величин $q_{x,ТЭМ}$

1- $q_{x,ТЭМ}=7000 \text{ Вт/м}^2$, 2- $q_{x,ТЭМ}=6000 \text{ Вт/м}^2$, 3 - $q_{x,ТЭМ}=5000 \text{ Вт/м}^2$

Согласно полученным данным с увеличением холодопроизводительности ТЭМ, время, необходимое для заледенения влажной губки, уменьшается. Так, увеличение плотности теплового потока на холодных спаях ТЭМ с 5000 Вт/м^2 до 7000 Вт/м^2 снижает время образования слоя льда толщиной 2 мм с 40 до 27 с. Данное обстоятельство вполне очевидно, так как увеличение холодопроизводительности ТЭМ приводит к повышению интенсивности отвода теплоты от губки и, соответственно, снижению ее температуры, что способствует росту толщины слоя льда. Одновременно с увеличением $q_{х.ТЭМ}$ снижается температура $T_{ТЭМ}$, значение которой для плотностей тепловых потоков 5000 Вт/м^2 и 7000 Вт/м^2 через 40 с работы ТЭС составляет 267,5 К и 263 К.

При эксплуатации разработанной ТЭС важным будет являться вопрос, связанный с подбором оптимальной толщины влажной губки. С одной стороны, для уменьшения времени образования ледяного моста ее толщина должна быть минимальной, с другой стороны она должна обеспечивать надежное сцепление с ИО, извлекаемым из тела человека. Несомненно, что толщина губки в основном будет зависеть от размеров, формы и массы извлекаемого объекта и повышаться с увеличением этих параметров. Влияние толщины губки на температурный режим и быстродействие ТЭС может быть оценено исходя из графиков, представленных на рисунках 2.11-12, где показаны зависимости изменения температуры $T_{ТЭМ}$ и также границы раздела фаз по толщине влажной губки во времени при $q_{х.ТЭМ}=7000 \text{ Вт/м}^2$ для различных значений $h_{вг}$. Согласно результатам расчета при увеличении толщины губки при одинаковом значении холодопроизводительности ТЭМ процесс ее заледенения идет значительно медленнее. Так, например, при $h_{вг}=5$ мм толщина слоя льда 2 мм может быть достигнута через 43 с, что почти в 1,6 раза дольше, чем при $h_{вг}=3$ мм. Данное обстоятельство объясняется увеличением тепловой емкости и теплового сопротивления губки за счет повышения ее массогабаритных параметров.

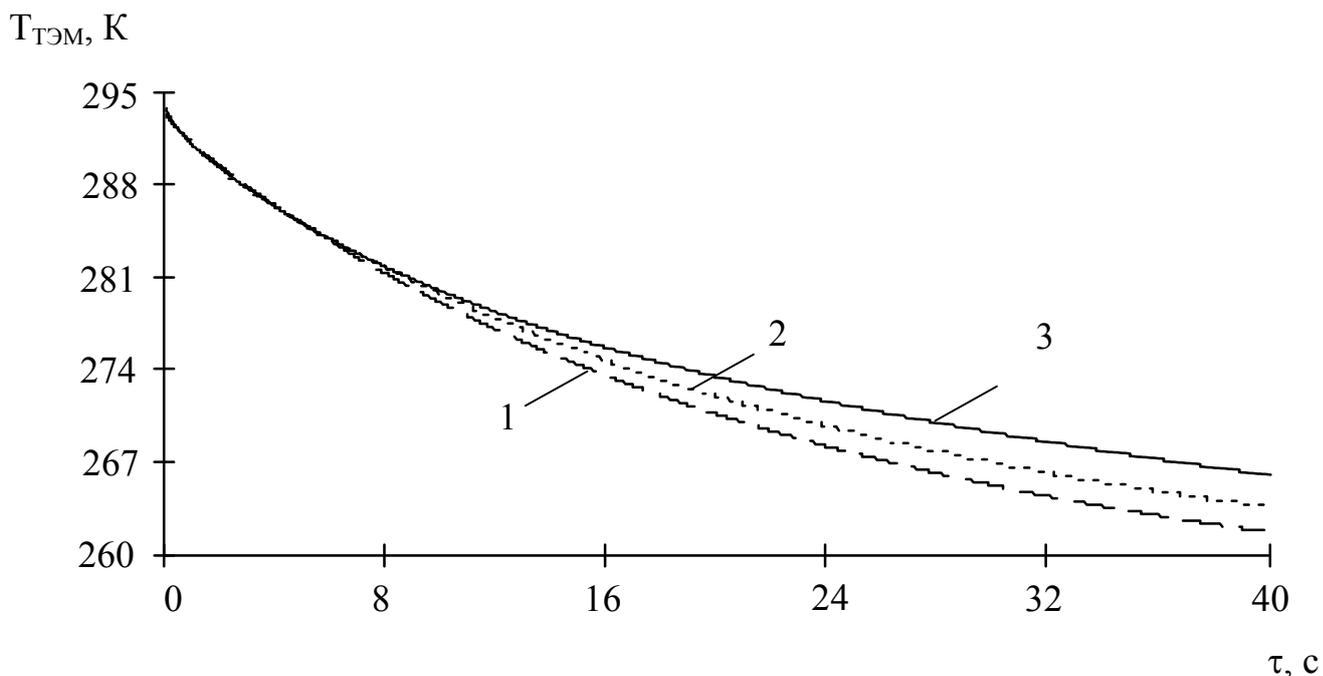


Рисунок 2.11 - Изменение температуры верхней поверхности влажной губки во времени при $q_{x,ТЭМ} = 7000 \text{ W/m}^2$ для различных значений $h_{вг}$
 1- $h_{вг} = 3 \text{ мм}$, 2- $h_{вг} = 4 \text{ мм}$, 3 - $h_{вг} = 5 \text{ мм}$

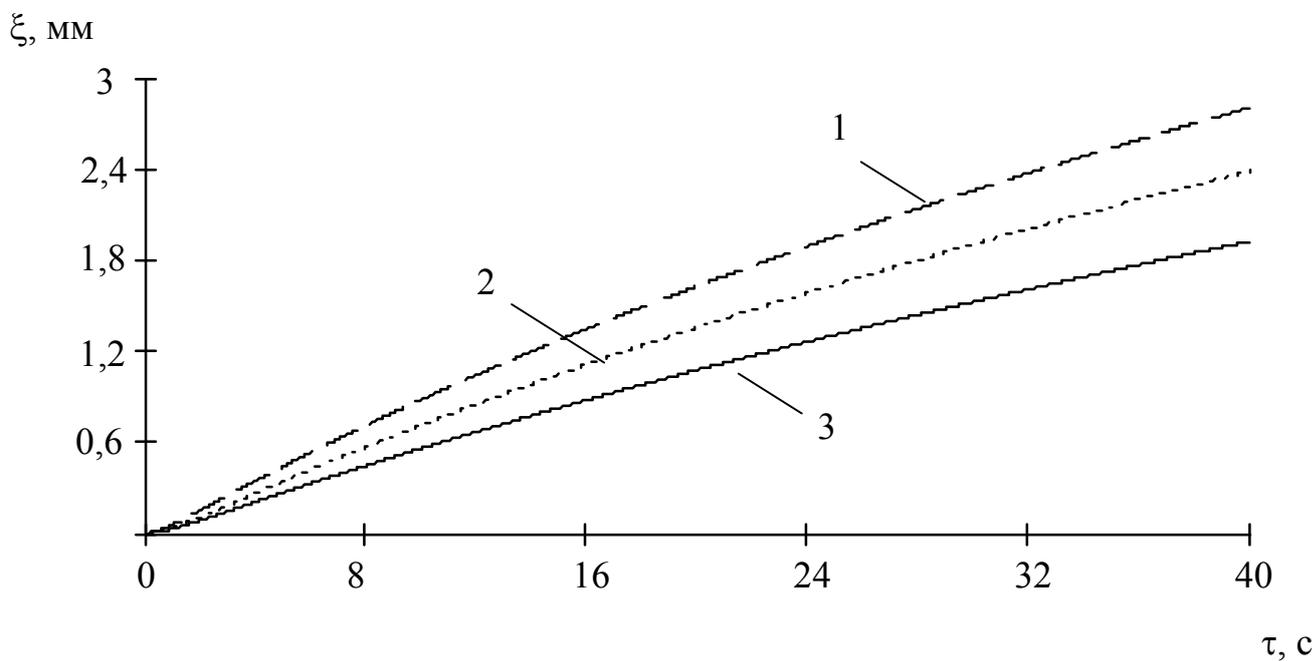


Рисунок 2.12 - Изменение границы раздела фаз по толщине влажной губки во времени при $q_{x,ТЭМ} = 7000 \text{ W/m}^2$ для различных значений $h_{вг}$
 1- $h_{вг} = 3 \text{ мм}$, 2- $h_{вг} = 4 \text{ мм}$, 3 - $h_{вг} = 5 \text{ мм}$

Несколько повысить быстродействие прибора в указанных условиях при относительно большой толщине губки можно за счет форсирования режима работы ТЭМ. Например первоначально использовать модуль в режиме максимальной холодопроизводительности, а затем уже перевести его в режим максимального холодильного коэффициента, применив для его питания регулируемый источник постоянного тока.

Для оценки общей продолжительности образования ледяного моста между ИО и ТЭС произведен расчет времени, необходимого для полного заледенения влажной губки в зависимости от холодопроизводительности ТЭМ при ее различных толщинах. Результаты численного эксперимента представлены на рисунке 2.13.

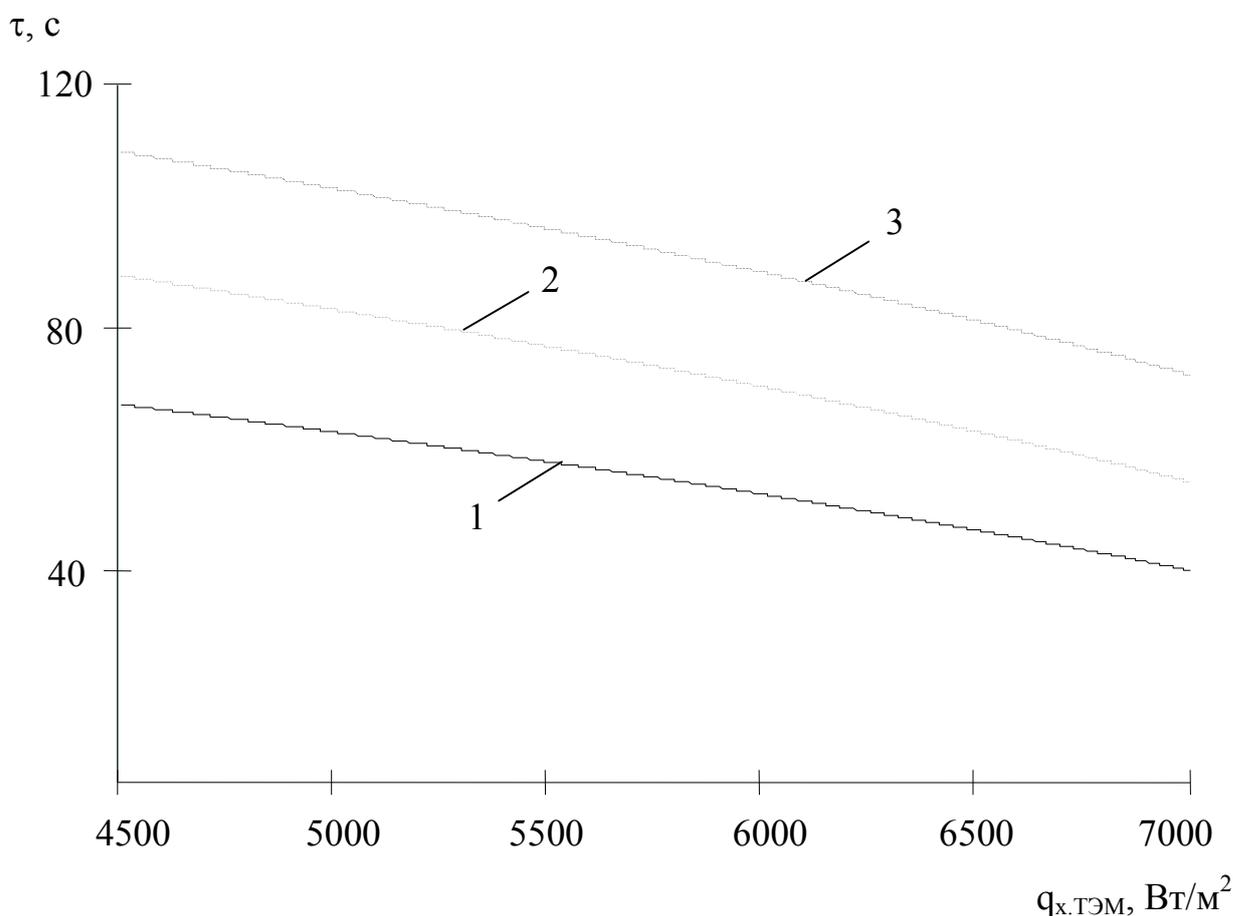


Рисунок 2.13 - Продолжительность полного заледенения влажной губки в зависимости от холодопроизводительности ТЭМ при различных $h_{вг}$

1- $h_{вг}=3$ мм, 2- $h_{вг}=4$ мм, 3- $h_{вг}=5$ мм

В соответствие с полученными данными следует, что при увеличении толщины губки растет длительность ее заледенения при неизменных значениях $q_{x,ТЭМ}$. Полученные графики показывают, что в среднем при увеличении толщины губки на 1 мм время, необходимое для ее полного заледенения увеличивается в 1,6 раз в диапазоне $q_{x,ТЭМ}$ от 4500 Вт/м² до 7000 Вт/м². При этом для максимального значения холодопроизводительности ТЭМ, равного 7000 Вт/м² для губки толщиной 3 мм оно составляет 40 с.

Полученные данные позволяют сделать вывод о необходимости использования в ТЭС набора съемных ТЭМ различной мощности и эксплуатации того или иного типа последних в зависимости от габаритных размеров и массы ИО.

2.3. Методика расчета термоэлектрического модуля в системе для извлечения инородных объектов из тела человека

В качестве исходных данных при расчете ТЭМ принимаются значения холодопроизводительности, найденные на этапе расчета температурного поля ТЭС при введении ее в человеческий организм, а также параметры используемого термоэлектрика (электро- и теплофизические) и условия окружающей среды. При этом искомыми являются габаритные размеры термоэлементов, величина питающего ТЭМ электрического тока, потребляемая электроэнергия.

Рассмотрим методику определения данных характеристик применительно к разработанной ТЭС, используя результаты исследований в [3, 44, 51, 98].

Рассмотрим ТЭМ, состоящий из n термоэлементов. Мощность такого модуля на холодных спаях будет определяться из соотношения:

$$Q_{x,ТЭМ} = nGT_{x,ТЭМ} \frac{s_{TЭ}}{\ell_{TЭ}} \frac{t-1}{t+1} (N_{TЭ} - t), \quad (2.7)$$

где $N_{\tau_3} = \sqrt{1 + 0,5Z_{\tau_3}(T_{x,\tau_3\text{ТЭМ}} + T_{r,\tau_3\text{ТЭМ}})}$, $T_{x,\tau_3\text{ТЭМ}}$ - температура холодных спаев термоэлементов, $T_{r,\tau_3\text{ТЭМ}}$ - температура горячих спаев термоэлементов,

$t = \frac{T_{r,\tau_3\text{ТЭМ}}}{T_{x,\tau_3\text{ТЭМ}}}$, $Z_{\tau_3} = \frac{e^2}{(\sqrt{\lambda_p \rho_p} + \sqrt{\lambda_n \rho_n})^2}$ - добротность термоэлемента, e -

коэффициент термо-э.д.с. термоэлемента, $G = \frac{2N_{\tau_3}}{N_{\tau_3} - 1} \frac{\sqrt{\lambda_p \rho_p} + \sqrt{\lambda_n \rho_n}}{\sqrt{\lambda_p \rho_n} + \sqrt{\lambda_n \rho_p}} \sqrt{\lambda_n \lambda_p}$,

$\lambda_p, \rho_p, \lambda_n, \rho_n$ - удельные теплопроводности и сопротивления ветвей термоэлемента р- и n-типа соответственно, $S_{\tau_3}, \ell_{\tau_3}$ - площадь поперечного сечения и длина ветвей термоэлемента.

Аналогичным образом определяется мощность ТЭМ на горячих спаях:

$$Q_{r,\tau_3\text{ТЭМ}} = nGT_{x,\tau_3\text{ТЭМ}} \frac{S_{\tau_3}}{\ell_{\tau_3}} \frac{t-1}{t+1} (tN_{\tau_3} - 1), \quad (2.8)$$

Величина электрического тока, питающего ТЭМ определяется из соотношения:

$$I_{\tau_3\text{ТЭМ}} = \frac{(N_{\tau_3}^2 - 1)Q_{x,\tau_3\text{ТЭМ}}}{eN_{\tau_3}(N_{\tau_3}T_{r,\tau_3\text{ТЭМ}} - T_{x,\tau_3\text{ТЭМ}})}. \quad (2.9)$$

Геометрические размеры термоэлементов (высота и площадь поперечного сечения), составляющих ТЭМ, определяются из отношения $\frac{S_{\tau_3}}{\ell_{\tau_3}}$,

а также по известной величине питающего электрического тока:

$$\frac{\ell_{\tau_3}}{S_{\tau_3}} = \frac{e(T_{r,\tau_3\text{ТЭМ}} - T_{x,\tau_3\text{ТЭМ}})\sigma_p}{I_{\tau_3\text{ТЭМ}}(N_{\tau_3} - 1) \left(1 + \frac{\sigma_p S_p}{\sigma_n S_n} \right)}, \quad (2.10)$$

$$\frac{\ell_{\tau_3}/S_p}{\ell_{\tau_3}/S_n} = \sqrt{\frac{\lambda_p \sigma_p}{\lambda_n \sigma_n}}, \quad (2.11)$$

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

Потребляемая электроэнергия определяется из соотношения

$$W_{\text{ТЭМ}} = I_{\text{ТЭМ}}^2 R_{\text{ТЭМ}}, \quad (2.12)$$

где $R_{\text{ТЭМ}} = n \frac{\ell_{\text{ТЭ}}}{S_{\text{ТЭ}}} (\rho_n + \rho_p)$ - электрическое сопротивление ТЭМ.

При использовании выражений (2.7)-(2.12) определяются все характеристики ТЭМ, отражающие его эксплуатационные возможности.

Вместе с тем качестве ТЭМ в ТЭС могут быть использованы стандартные модули, промышленно выпускаемые существующими фирмами производителями. В этом случае определение их параметров на основе вышеприведенных соотношений может быть выполнено в специализированных пакетах прикладных программ [79]. При выполнении диссертационной работы применялся пакет прикладных программ Thermoelectric system calculation, производитель ООО «Криотерм» (г. Санкт-Петербург) [102], предназначенный для расчета производимых этой же фирмой ТЭМ.

На рис.2.14-2.22 представлены зависимости, отражающие основные параметры ТЭМ типа ТВ-38-1.0-0.8CHR, по своим характеристикам в полной мере соответствующей решаемым задачам. Внешний вид и размеры модуля представлены на рисунке 2.14. Рассмотрены следующие графики зависимости: изменение мощности, холодильного коэффициента, напряжения питания ТЭМ от перепада температур между спаями для различных значений тока питания, вольт-амперная характеристика для различных величин перепада температур между спаями, изменение температуры на холодном спае от тока питания, мощности ТЭМ от тока питания и потребляемой энергии, холодильного коэффициента от тока питания.

Графики представлены при температуре горячего спая 315 К, максимальных значениях $I_{ТЭМ.max}=6$ А, $Q_{ТЭМ.max}=18,4$ Вт, $U_{ТЭМ.max}=4,9$ В, $\Delta T_{ТЭМ.max}=73$ К, $R_{ТЭМ}=0,64$ Ом.

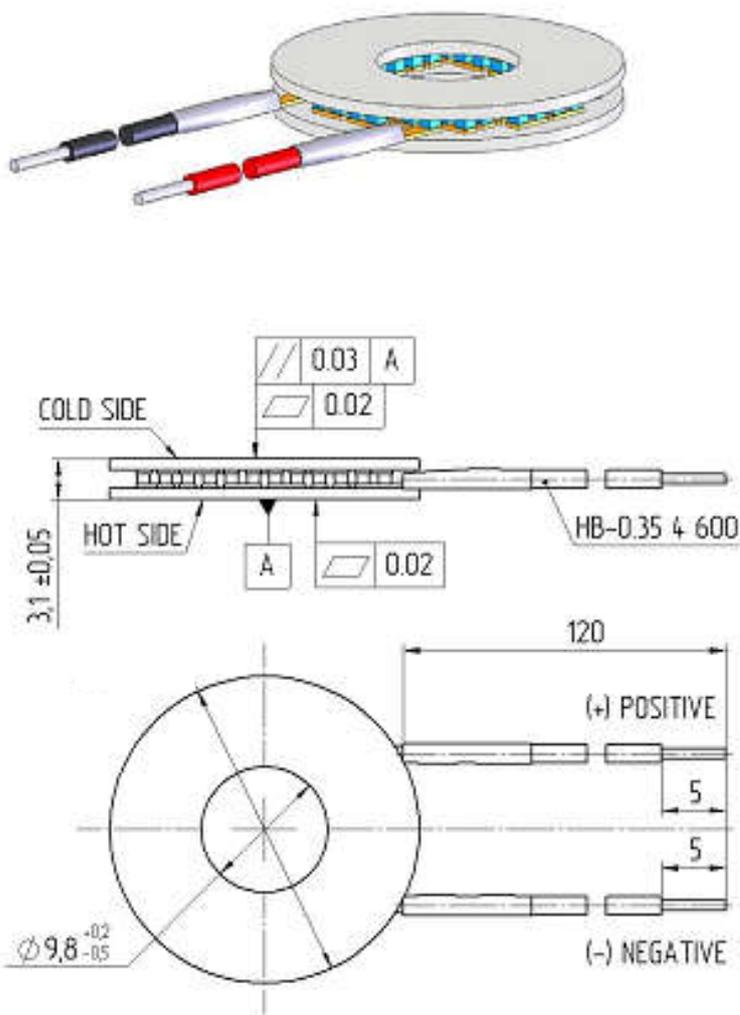


Рисунок 2.14 - Внешний вид ТЭМ типа ТВ-38-1.0-0.8CHR

$Q_{x.TЭМ}, \text{ Вт}$

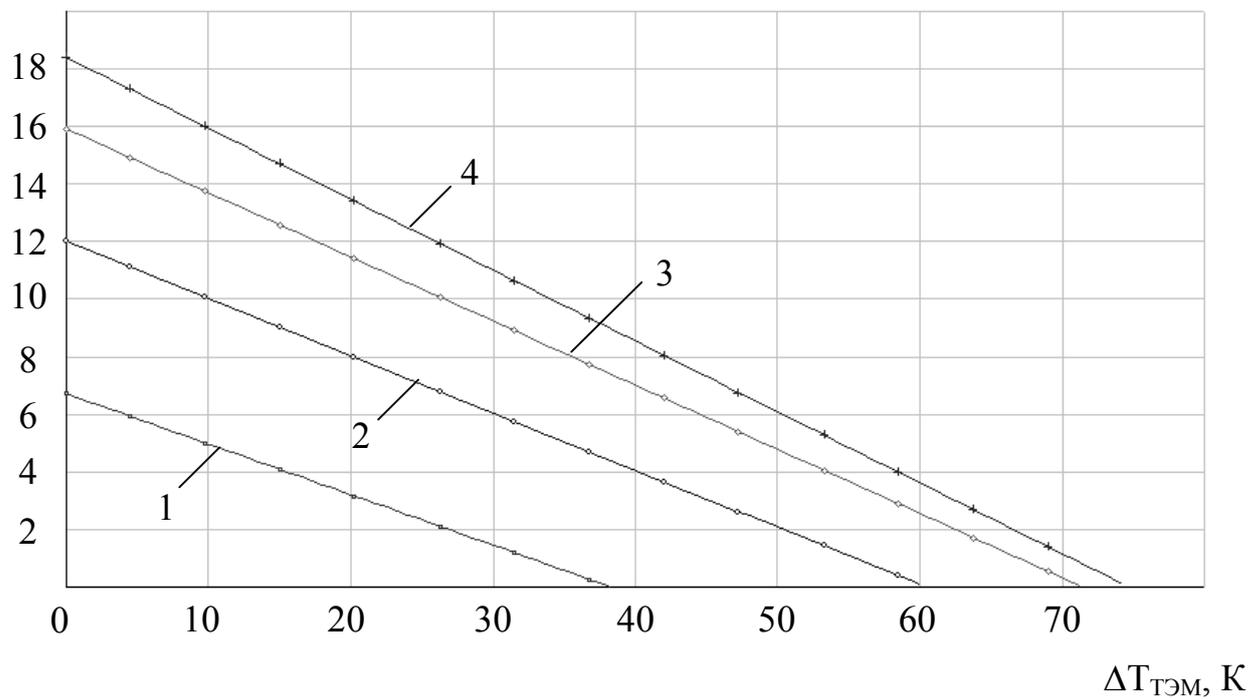


Рисунок 2.15 - Зависимость мощности ТЭМ от перепада температур между спаями при различных значениях тока питания
1- $I_{TЭМ}=1,5 \text{ A}$, 2- $I_{TЭМ}=3 \text{ A}$, 3 - $I_{TЭМ}=4,5 \text{ A}$, 4 - $I_{TЭМ}=6 \text{ A}$

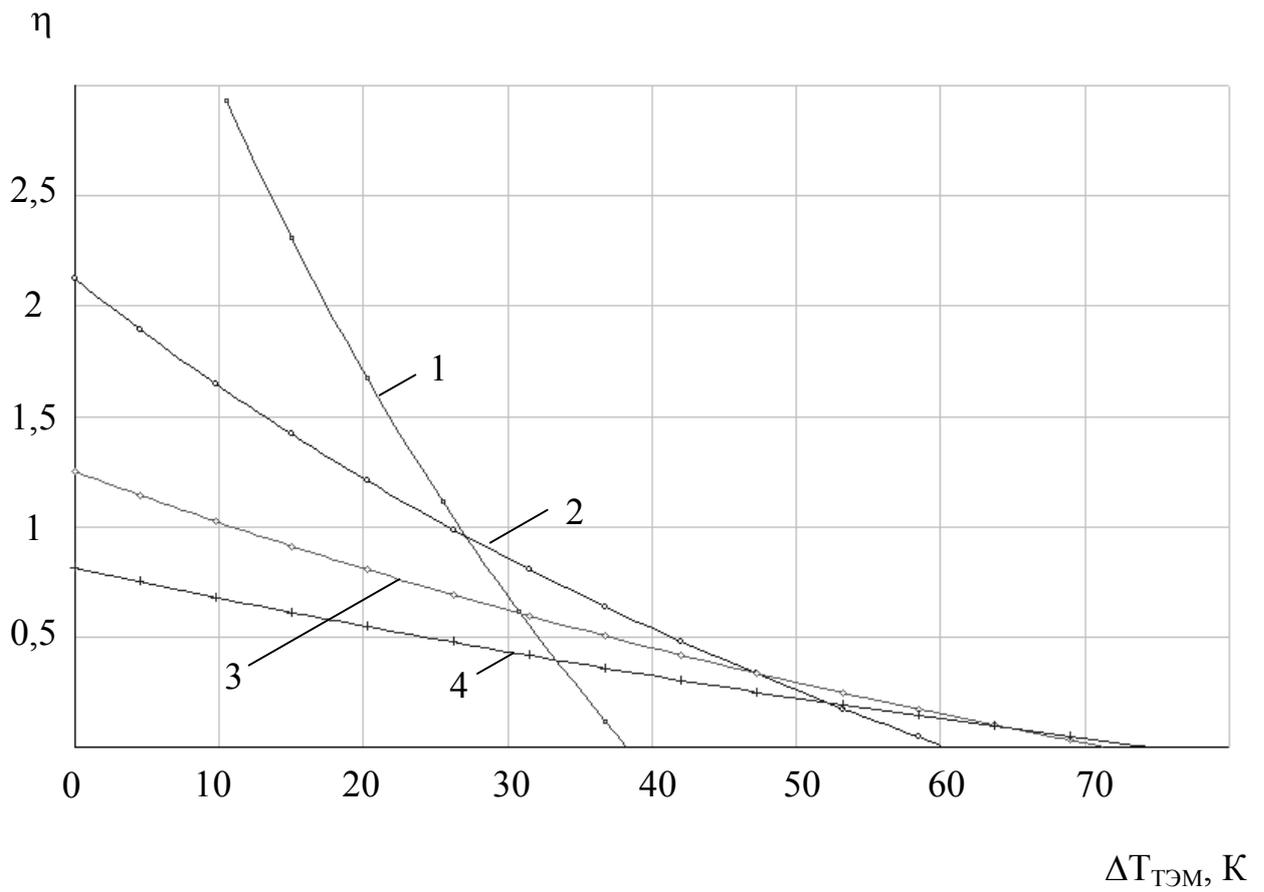


Рисунок 2.16 - Зависимость холодильного коэффициента ТЭМ от перепада температур между спаями при различных значениях тока питания

1- $I_{TЭМ}=1,5$ А, 2- $I_{TЭМ}=3$ А, 3 - $I_{TЭМ}=4,5$ А, 4 - $I_{TЭМ}=6$ А

$U_{ТЭМ}, В$

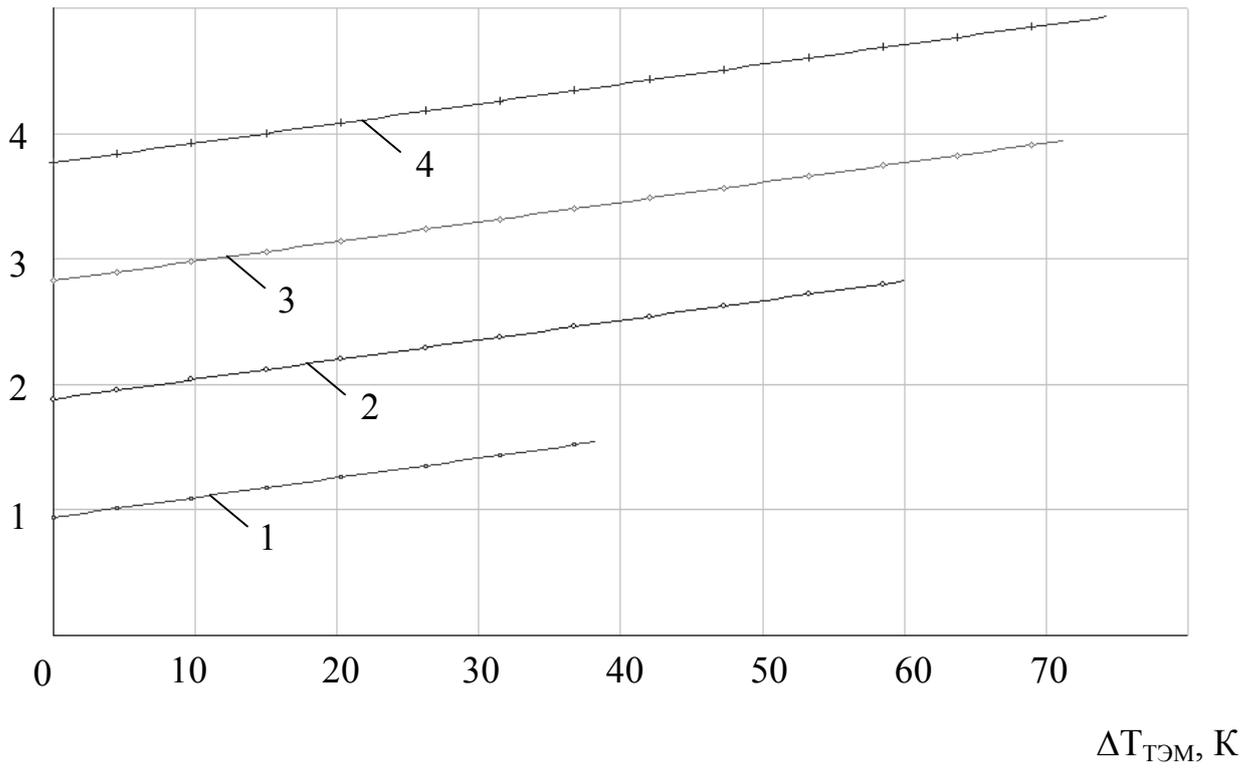
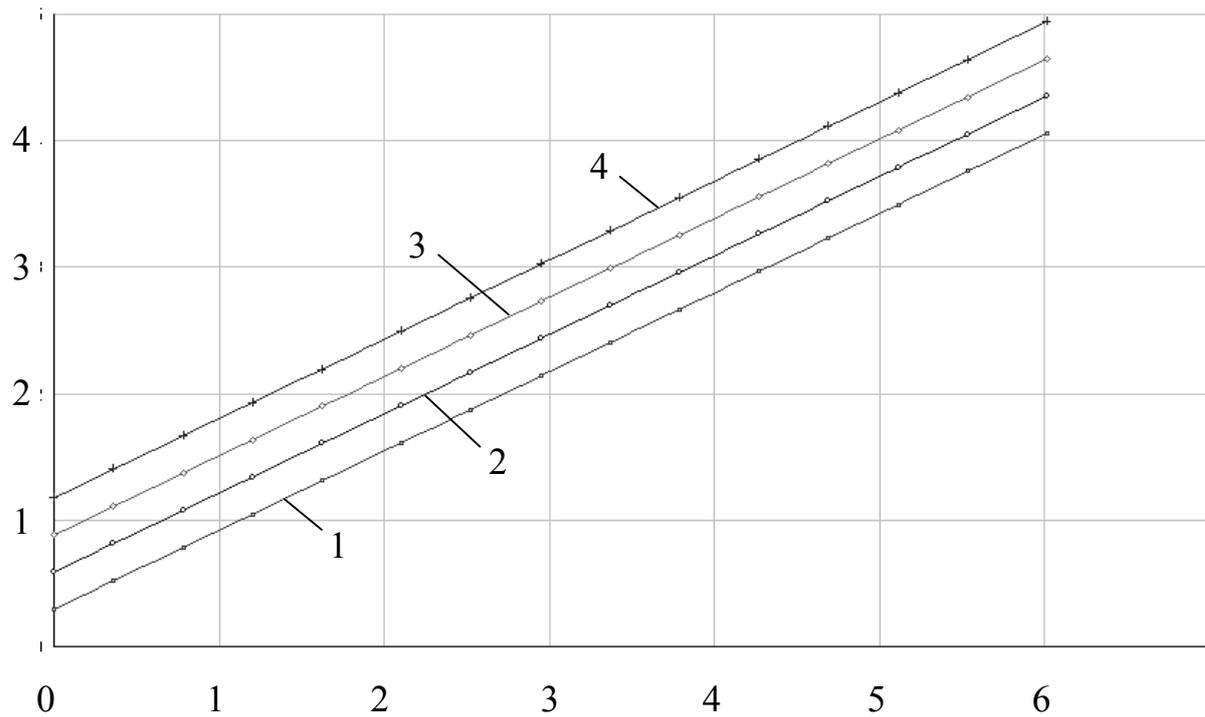


Рисунок 2.17 - Зависимость напряжения питания ТЭМ от перепада температур между сепями при различных значениях тока питания
1- $I_{ТЭМ}=1,5 А$, 2- $I_{ТЭМ}=3 А$, 3 - $I_{ТЭМ}=4,5 А$, 4 - $I_{ТЭМ}=6 А$

$U_{ТЭМ}, В$



$I_{ТЭМ}, А$

Рисунок 2.18 - Зависимость напряжения ТЭМ от величины тока питания

при различных значениях перепада температур между спаями

1- $\Delta T_{ТЭМ} = 19 К$, 2- $\Delta T_{ТЭМ} = 38 К$, 3 - $\Delta T_{ТЭМ} = 56 К$, 4 - $\Delta T_{ТЭМ} = 73 К$

$T_{x.TЭМ}, K$

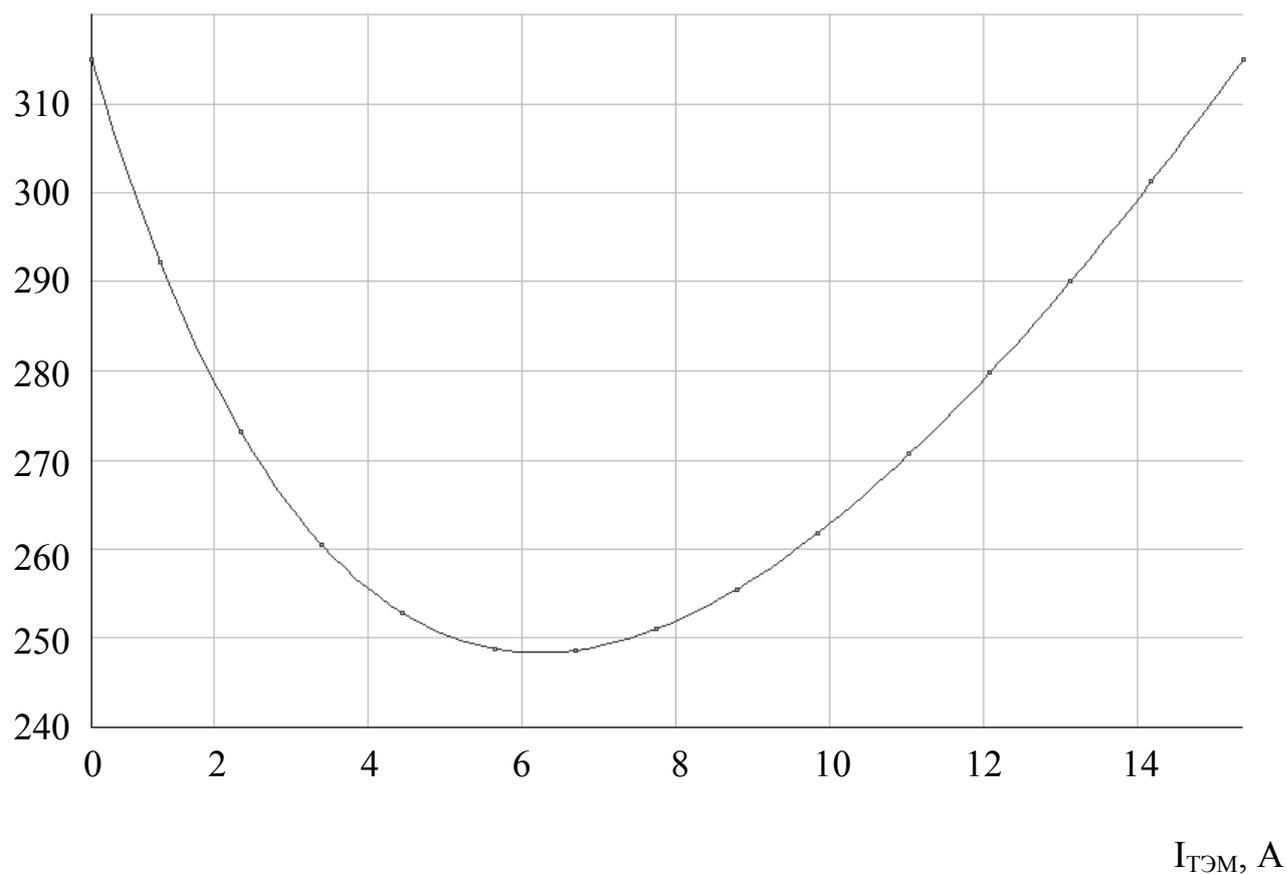
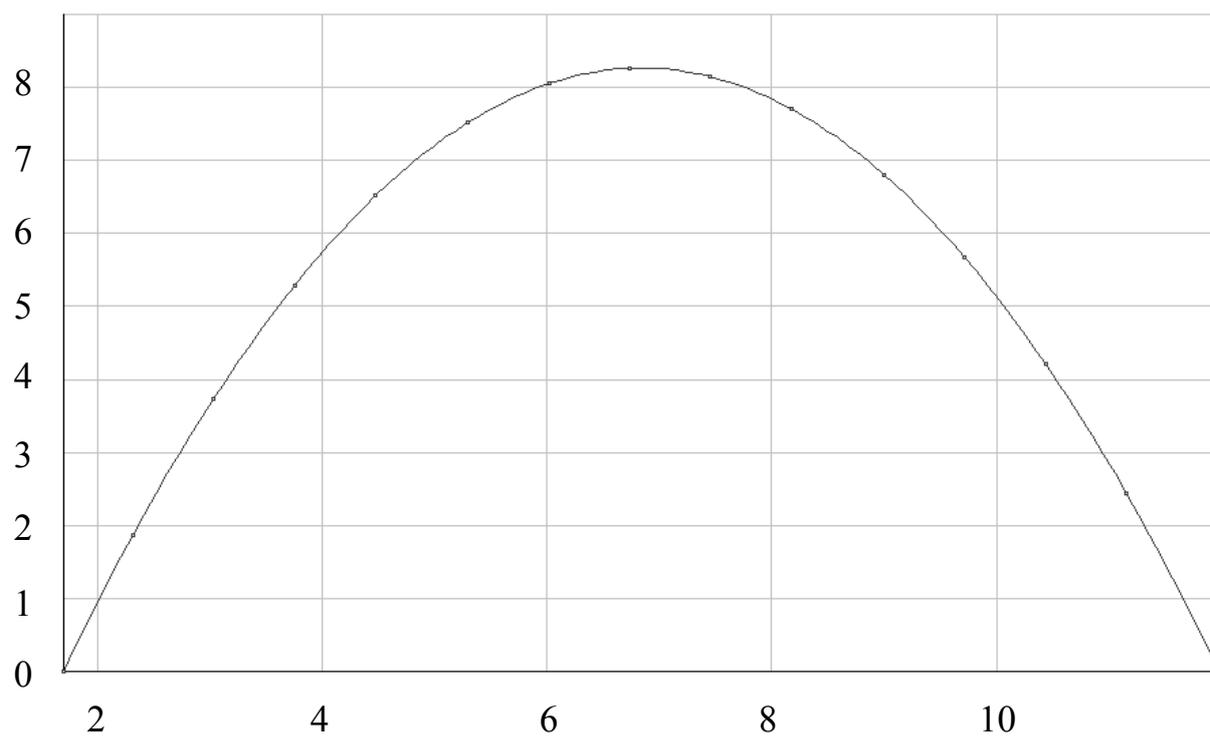


Рисунок 2.19 - Зависимость температуры на холодном спае ТЭМ от тока питания

$Q_{x.TЭМ}, Вт$



$I_{TЭМ}, A$

Рисунок 2.20 - Зависимость мощности ТЭМ от тока питания

$Q_{x, \text{ТЭМ}}, \text{Вт}$

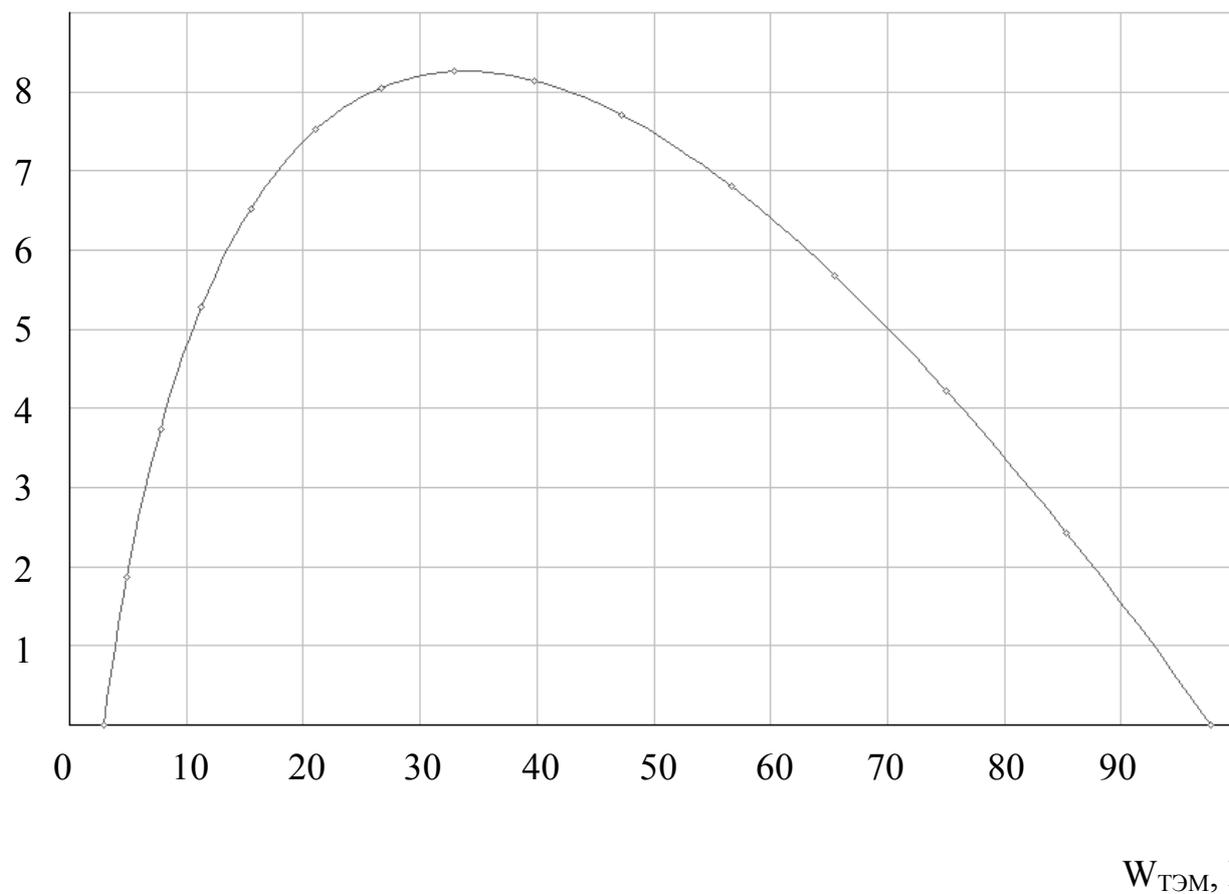


Рисунок 2.21 - Зависимость мощности ТЭМ от потребляемой мощности

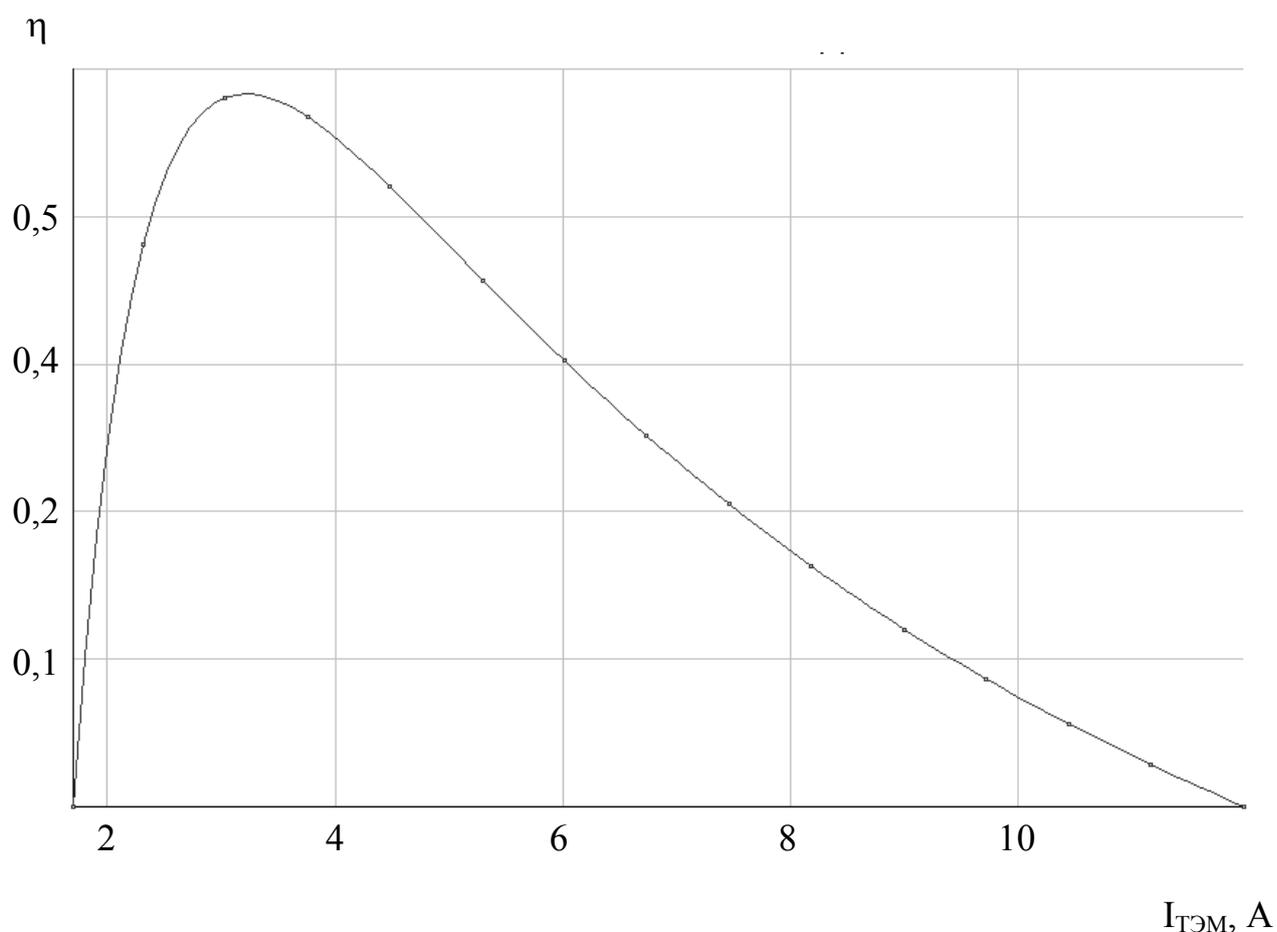


Рисунок 2.22 - Зависимость холодильного коэффициента ТЭМ от тока питания

В соответствие с представленными данными рабочий диапазон мощностей ТЭМ типа ТВ-38-1.0-0.8CHR будет находиться в пределах от 3 до 8,5 Вт при среднем перепаде температур между спаями 55 К. При этом ток питания будет составлять 2÷6 А при потребляемой мощности от 10 до 35 Вт. Холодильный коэффициент изменяется в пределах от 0,2 до 0,58.

2.4. Расчет теплосъема с горячих спаев термоэлектрического модуля в системе для извлечения инородных объектов из тела человека

Для надежной работы ТЭС необходимо обеспечение эффективного съема теплоты с горячих спаев ТЭМ. В предложенном конструктивном исполнении прибора роль теплоотвода выполняет высокотеплопроводный зонд, представляющий собой систему естественного воздушного охлаждения. В простейшем случае он может представлять собой цельнометаллический цилиндр с продольным сквозным отверстием, торцевой поверхностью находящийся в плотном механическом контакте с ТЭМ, причем его боковая поверхность может иметь оребрение.

При расчете подобной теплоотводящей системы необходимым является определение плотности теплового потока, отводимого ею в окружающую среду $q_{\text{ср}}$ [1].

В общем случае для воздушной системы теплосъема эта величина определяется из соотношения [27]:

$$q_{\text{ср}} = \alpha_{\text{ср}} (T_{\text{г.ТЭМ}} - T_{\text{ср}}) \psi, \quad (2.13)$$

где $\alpha_{\text{ср}}$ – коэффициент теплопередачи от теплоотводящей поверхности к окружающей среде, ψ – коэффициент эффективности оребрения поверхности (для гладкой теплоотдающей поверхности $\psi=1$). Значение $\alpha_{\text{ср}}$ зависит от интенсивности теплообмена и термического сопротивления

слоя покрытия на теплоотводящей поверхности $\frac{\delta_{\text{то}}}{\lambda_{\text{то}}}$:

$$\alpha_{\text{ср}} = \frac{1}{\frac{1}{\alpha_{\text{ср.ки}}} + \frac{\delta_{\text{то}}}{\lambda_{\text{то}}}}, \quad (2.14)$$

где переменная $\alpha_{\text{ср.ки}}$ 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

$$\psi = \frac{\text{th} (m_{\text{то}} h_p)}{m_{\text{то}} h_p}, \quad (2.15)$$

где $m_{\text{то}} = \sqrt{\frac{P_{\text{то}}}{\lambda_{\text{р.то}} F_{\text{р.то}}}}$, $P_{\text{р.то}}$ - периметр сечения ребра системы теплоотвода;

$\lambda_{\text{р.то}}$ – коэффициент теплопроводности ребра системы теплоотвода; $F_{\text{р.то}}$ - площадь поперечного сечения ребра системы теплоотвода; $h_{\text{р.то}}$ - высота ребра системы теплоотвода.

Коэффициент теплоотдачи излучением определяется из выражения:

$$\alpha_{\text{ср.и}} = \frac{5,67 \varepsilon_{\text{пр}} \left[\left(\frac{T_{\text{ср1}}}{100} \right)^4 - \left(\frac{T_{\text{ср2}}}{100} \right)^4 \right]}{T_{\text{ср1}} - T_{\text{ср2}}}, \quad (2.16)$$

где $T_{\text{ср1}}$, $T_{\text{ср2}}$ – температуры поверхностей, между которыми имеет место теплообмен (в данном случае $T_{\text{ср1}} = T_{\text{г.ТЭМ}}$); $\varepsilon_{\text{пр}}$ – приведенная степень черноты этих поверхностей. Если площадь поверхности излучающего тела значительно меньше площади поверхности тела, которое принимает излучение (в частности, окружающая среда), то в выражении (2.16) приближенно можно считать приведенную степень черноты равной степени черноты излучающего тела (горячих спаев ТЭМ).

Так как в исследуемом случае диапазон температур горячих спаев ТЭМ не велик, то доля теплоты, рассеиваемой с их поверхности за счет излучения настолько мала, что ею можно пренебречь. В этом случае основной составляющей процесса теплообмена является конвекция.

Конвективный коэффициент теплообмена определяется из выражения:

$$\alpha_{\text{ср.к}} = \frac{\text{Nu} \lambda_{\text{ср}}}{\ell_0}, \quad (2.17)$$

где Nu – число Нуссельта; λ_{cp} – коэффициент теплопроводности окружающей среды; ℓ_0 - определяющий размер (длина ТЭМ).

При естественном воздушном теплообмене критерий Нуссельта для различных степеней оребрения поверхности определяется по одной из следующих формул:

1. Гладкая (неоребренная) поверхность [52, 82]:

$$Nu = \begin{cases} 0,45 \text{ при } (Gr Pr) \leq 10^{-3} \\ 1,18(Gr Pr)^{0,125} \text{ при } 10^{-3} < (Gr Pr) < 10^2 \\ 0,54(Gr Pr)^{0,25} \text{ при } 10^2 < (Gr Pr) < 2 \cdot 10^7 \\ 0,135(Gr Pr)^{0,33} \text{ при } 2 \cdot 10^{-3} < (Gr Pr) \end{cases}, \quad (2.18)$$

2. Оребренная поверхность с вертикальными ребрами [38]:

$$Nu = \begin{cases} 1,4 \left[\sqrt{1 + 0,443 \frac{Gr_{p.to}}{2D_{p.to}}} - \left(1 + 0,113 \frac{Gr_{p.to}}{2D_{p.to}} \right) \right] \text{ при } \frac{Gr_{p.to}}{2D_{p.to}} < 7 \\ 0,64 + 0,023 \frac{Gr_{p.to}}{2D_{p.to}} \text{ при } 7 \leq \frac{Gr_{p.to}}{2D_{p.to}} < 20 \\ 0,5 \frac{Gr_{p.to}}{2D_{p.to}} \text{ при } \frac{Gr_{p.to}}{2D_{p.to}} \geq 20 \end{cases}, \quad (2.19)$$

где $D_{p.to}$ – длина ребра; $b_{p.to}$ – расстояние между ребрами; Gr - число Грасгофа; Pr – число Прандтля. Для оребренной поверхности с горизонтально расположенными ребрами коэффициент теплообмена увеличивается на 30 % по сравнению с величиной, найденной по соотношению (2.19) [94].

С учетом вышеприведенных выражений окончательно можно записать:

$$q_{cp} = \frac{1}{\frac{1}{\alpha_{cp,ки}} + \frac{\delta_{то}}{\lambda_{то}}} (T_{г.ТЭМ} - T_{cp}) \frac{th(m_{то} h_{p.to})}{m_{то} h_{p.to}},$$

где $\alpha_{cp,ки}$ определяется в соответствие с формулами (2.16)-(2.19).

На рисунке 2.23 изображена зависимость изменения температуры горячих спаев ТЭМ во времени при различных значениях $Q_{x.ТЭМ}$. Приведенные графики показывают, что для условий эксплуатации ТЭС

температура горячих спаев ТЭМ не выходит за допустимые пределы. При мощности модуля равной 4 Вт, 6 Вт и 8 Вт температура горячих спаев термоэлементов достаточно быстро стабилизируется и принимает значение 308 К, 313 К и 318 К.

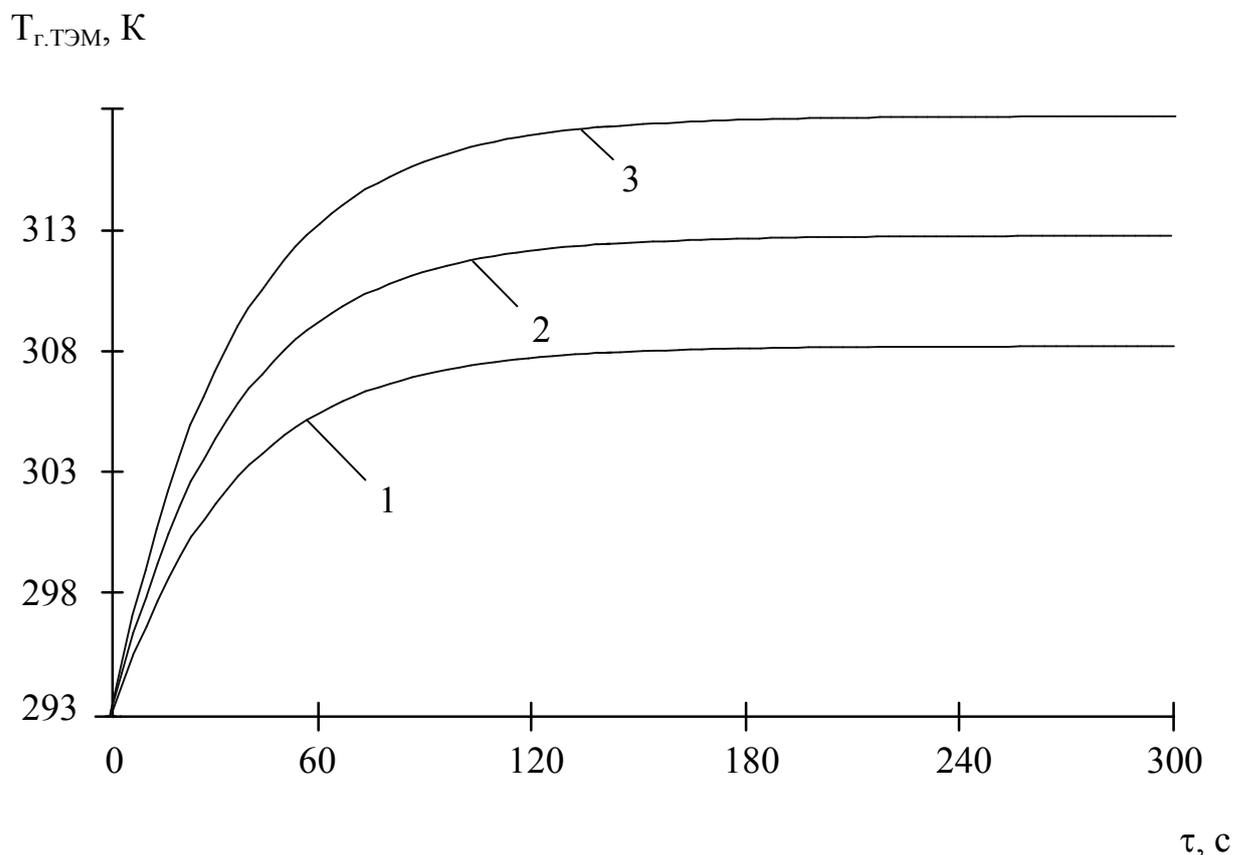


Рисунок 2.23 - Зависимость изменения температуры горячих спаев ТЭМ во времени при различных значениях $Q_{х.ТЭМ}$

1 - $Q_{х.ТЭМ}=4$ Вт, 2 - $Q_{х.ТЭМ}=6$ Вт, 3 - $Q_{х.ТЭМ}=8$ Вт

Глава 3. Экспериментальные исследования термоэлектрической системы для извлечения инородных объектов из тела человека

В настоящей главе представлены результаты экспериментального исследования опытного образца ТЭС, предназначенной для извлечения ИО из тела человека. Представлены экспериментальные данные, полученные при анализе работы системы.

При проведении натурных испытаний ТЭС решались следующие задачи:

- оценка точности математической модели,
- сравнение экспериментальных параметров исследуемой системы с теоретическими,
- экспериментальная проверка влияния режимных факторов на характеристики прибора.

Для решения указанных задач исследовался опытный образец системы на специализированном стенде.

3.1. Описание экспериментального стенда и методики проведения натурных испытаний

Для проведения экспериментальных исследований ТЭС для извлечения ИО из тела человека собран стенд, структурная схема которого изображена на рисунке 3.1 [29].

Объектом экспериментальных исследований являлся опытный образец системы, состоящий из исполнительного элемента - ТЭМ 1, закрепленного на торцевой поверхности латунного зонда 2, имеющего возможность перемещаться по направляющим в специальной пластиковой трубке 3. Зонд имеет цилиндрическую форму с сквозным отверстием вдоль центральной продольной оси, через которое производится вывод электрических контактов ТЭМ. Геометрические размеры опытного образца ТЭС в миллиметрах

указаны на рисунке 3.2, где показан эскизный чертеж прибора. В качестве источника холода использовался ТЭМ типа ТВ-38-1.0-0.8CHR (производство ООО «Криотерм» (г. Санкт-Петербург)).

При проведении натуральных испытаний опытный образец ТЭС приводился в плотный механический и тепловой контакт с объектом воздействия - ИО (дюралюминиевый диск диаметром 15 мм и толщиной 4 мм) 4, находящемся в имитаторе биологического объекта 5. Имитатор биологического объекта представлял собой некоторый объем, заполненный силиконом, внутри которого на определенной глубине размещается ИО. На поверхности ТЭМ, предназначенной для контакта с ИО 4 размещалась влажная губка 6, при полном промерзании выполняющая функцию ледяного моста между извлекаемым объектом и модулем.

Опытный образец ТЭС помещался в климатическую камеру 7 с термостатируемым рабочим объемом. Диапазон устанавливаемых температур в климатической камере варьируется в пределах 283÷343 К с погрешностью стабилизации температуры не более 0,5 К при относительной влажности 30÷98%. Температура и относительная влажность воздуха в камере регулировались управляющим блоком 8, связанным с датчиками температуры и влажности 9, показания которых выводятся на соответствующее цифровое табло 10.

Питание модуля осуществлялось источником электрической энергии 11. Величины питающего электрического тока и напряжения в источнике энергии контролируются встроенными в него амперметром и вольтметром. Для измерения температуры в требуемых точках системы использовался многоканальный измеритель температуры ИРТМ 2402/ МЗ 12, подключенный к ПЭВМ 13.

В ходе эксперимента определялись ток и напряжение на ТЭМ, температура в контрольных точках опытного образца ТЭС, температура в объеме климатической камеры. Одновременно проводилось визуальное

наблюдение за процессом образования ледяного моста и примораживания ИО к ТЭС. Измерения температуры проводились медь-константановыми термопарами 14, опорные спаи которых помещались в сосуд Дьюара, а сигнал с рабочих спаев направлялся на измеритель ИРТМ 2402/ МЗ и выводился на монитор ПЭВМ.

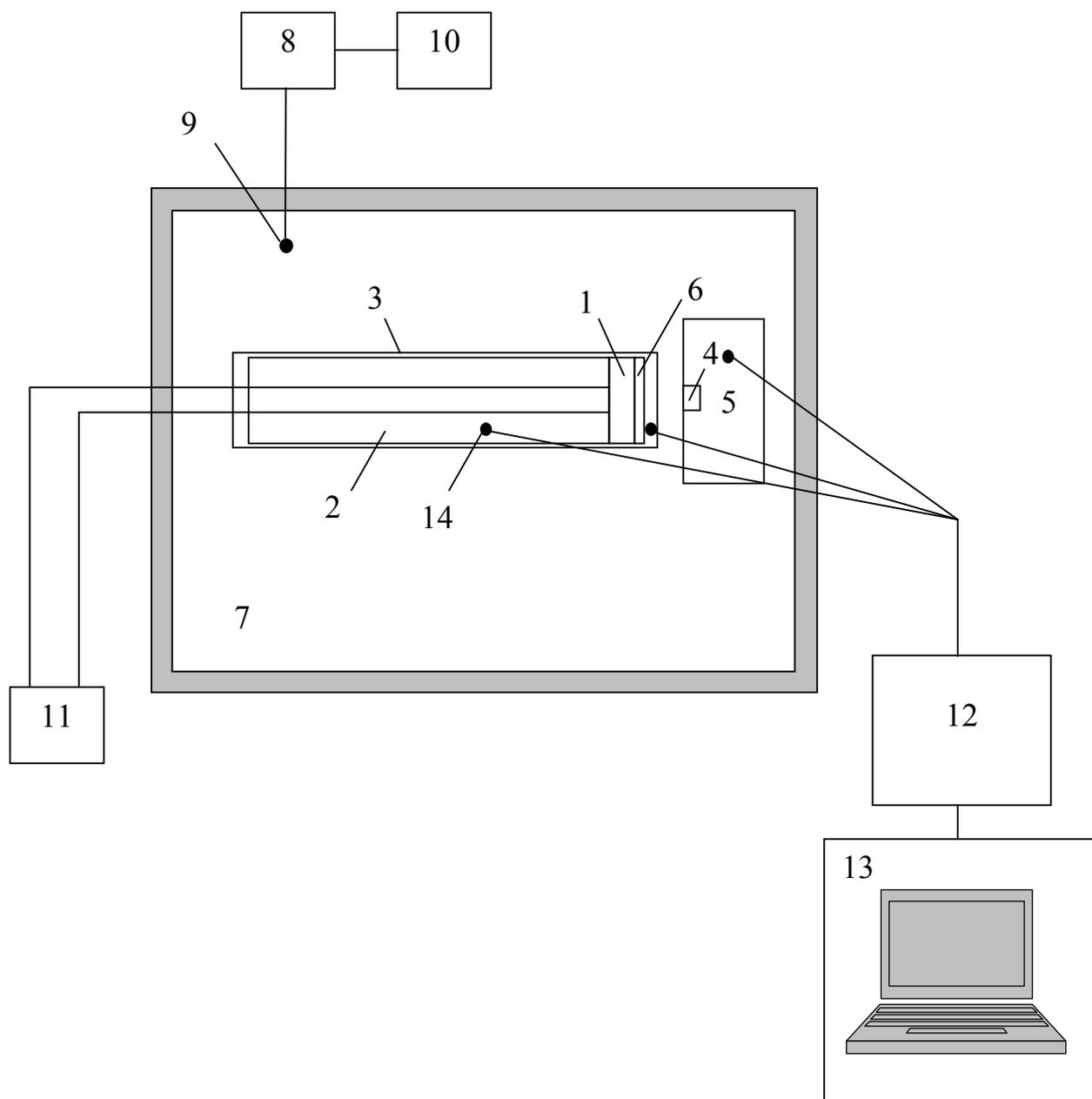


Рисунок 3.1 - Принципиальная схема экспериментального стенда

Термопары устанавливались на горячих и холодных спаях ТЭМ, у поверхности влажной губки, в имитаторе биологического объекта, по длине зонда и в окружающей среде.

Перед проведением эксперимента осуществлялась проверка надежности механических, тепловых и электрических контактов. Опыты проводились сериями по четыре раза в идентичных условиях.

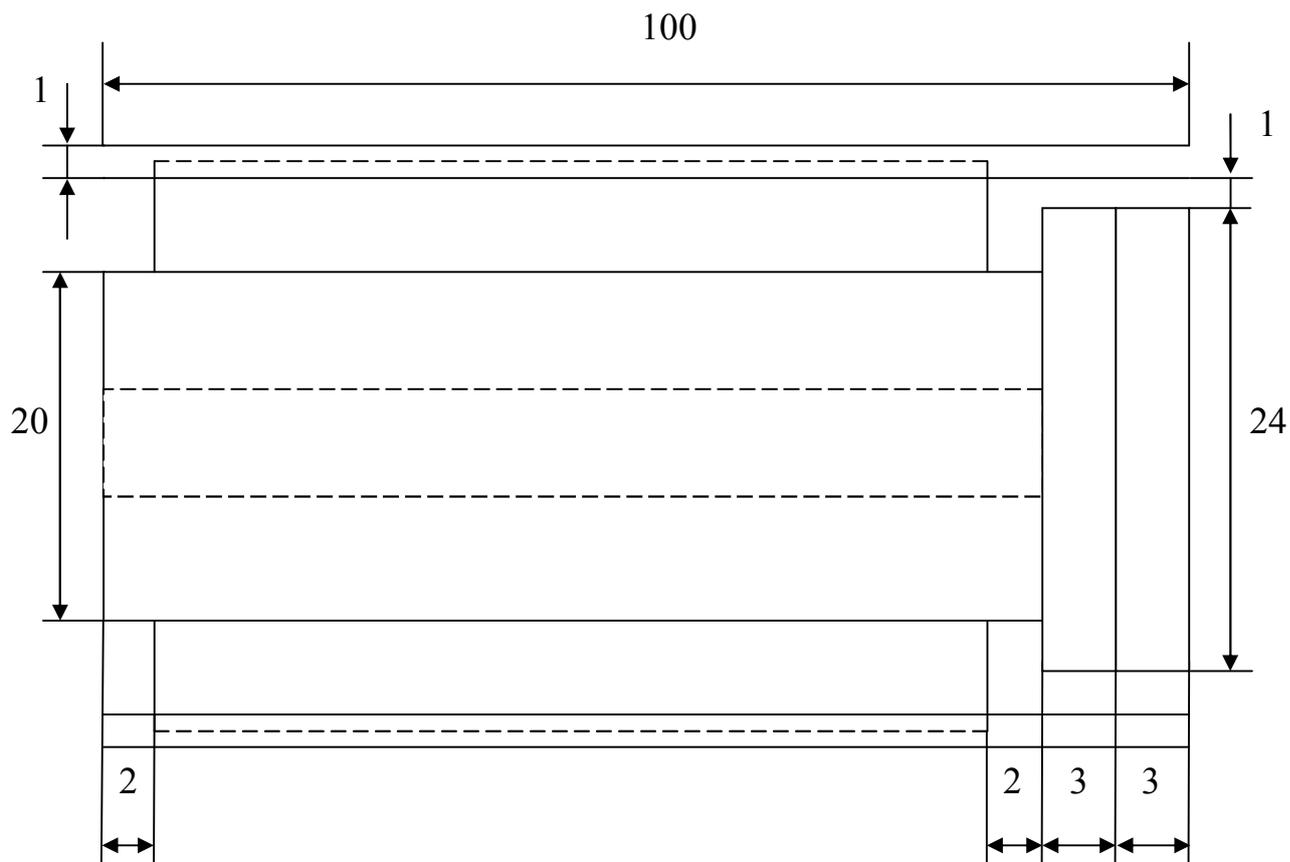


Рисунок 3.2. Эскизный рисунок опытного образца ТЭС для извлечения ИО из тела человека

3.2. Результаты экспериментальных исследований

На основе разработанного стенда для проведения натуральных испытаний опытного образца ТЭС для извлечения ИО из человеческого организма, описанного в предыдущем параграфе, был проведен ряд опытов, позволяющих судить о соответствии разработанной в диссертационной работе математической модели практике.

Главной задачей при проведении экспериментальных исследований являлось определение зависимости изменения температуры в различных точках исследуемой ТЭС от времени при фиксированных значениях тока питания ТЭМ, визуальное наблюдение за процессом заледенения влажной губки; фиксирование времени, необходимого для примораживания ИО к системе при оговоренных условиях. Важным являлось сравнение полученных экспериментальных данных с результатами численного эксперимента.

В процессе проведения натуральных испытаний ТЭС задавались следующие исходные данные:

- температура имитатора биологического объекта - 310 К;
- температура внутри климатической камеры - 293 К;
- относительная влажность внутри климатической камеры - 50 %;
- точность поддержания температуры в климатической камере - 0,5 К;
- температура всех конструктивных частей ТЭС в начальный момент времени - 293 К.

На рисунке 3.3 представлены графики изменения во времени температуры холодных и горячих спаев ТЭМ, в центре зонда при токе питания ТЭМ 6 А для работы системы в холостом режиме (без тепловой нагрузки). На рисунках 3.4-3.5 представлены графики изменения во времени температуры холодных и горячих спаев ТЭМ соответственно для токов питания 4 А, 5 А, 6 А также для условий работы системы в режиме холостого хода.

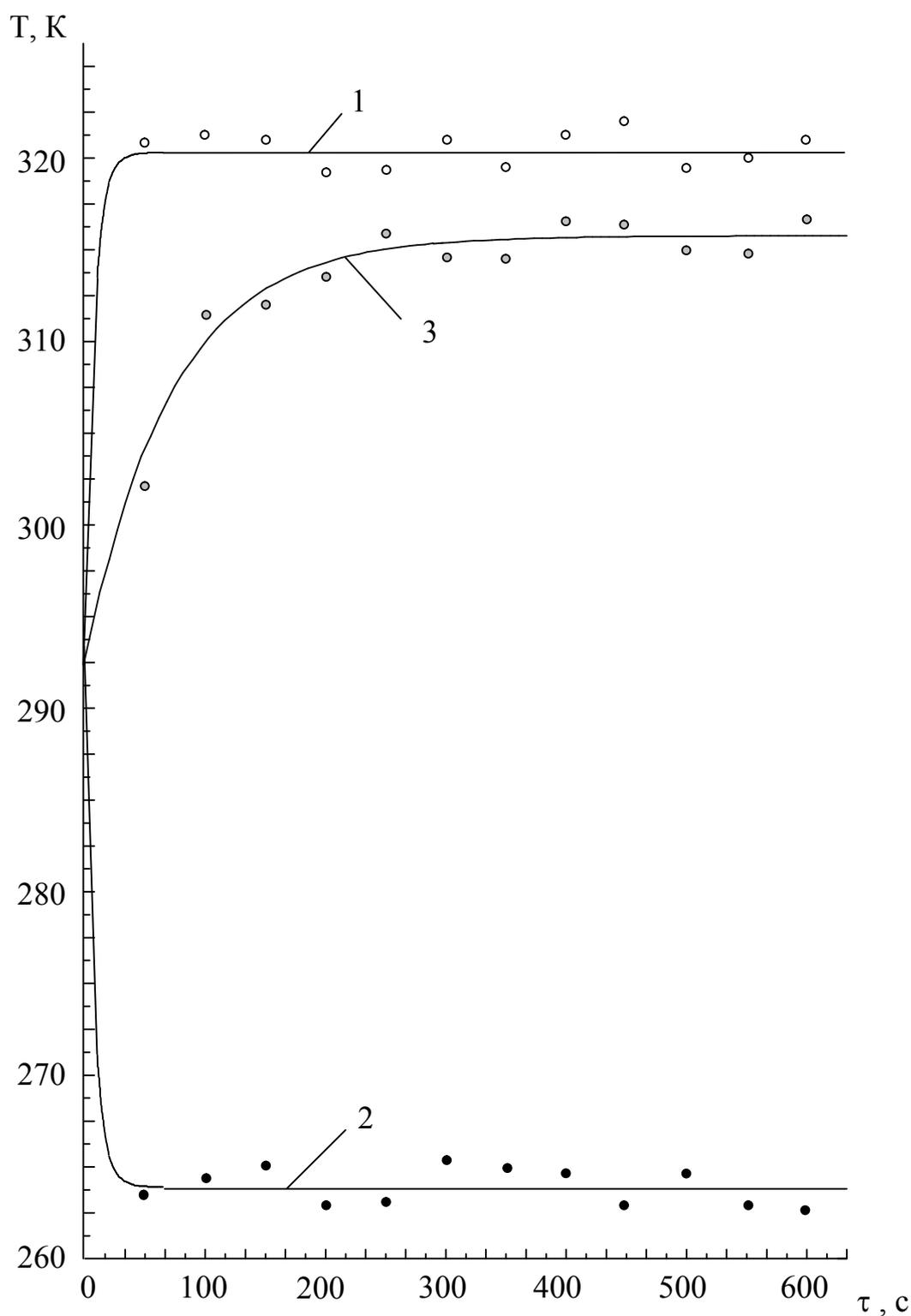


Рисунок 3.3 - Изменение во времени температуры холодных и горячих спаев ТЭМ, в центре зонда при токе питания 6 А для работы системы в режиме холостого хода

1 - холодные спаи ТЭМ, 2 - горячие спаи ТЭМ, 3 - зонд

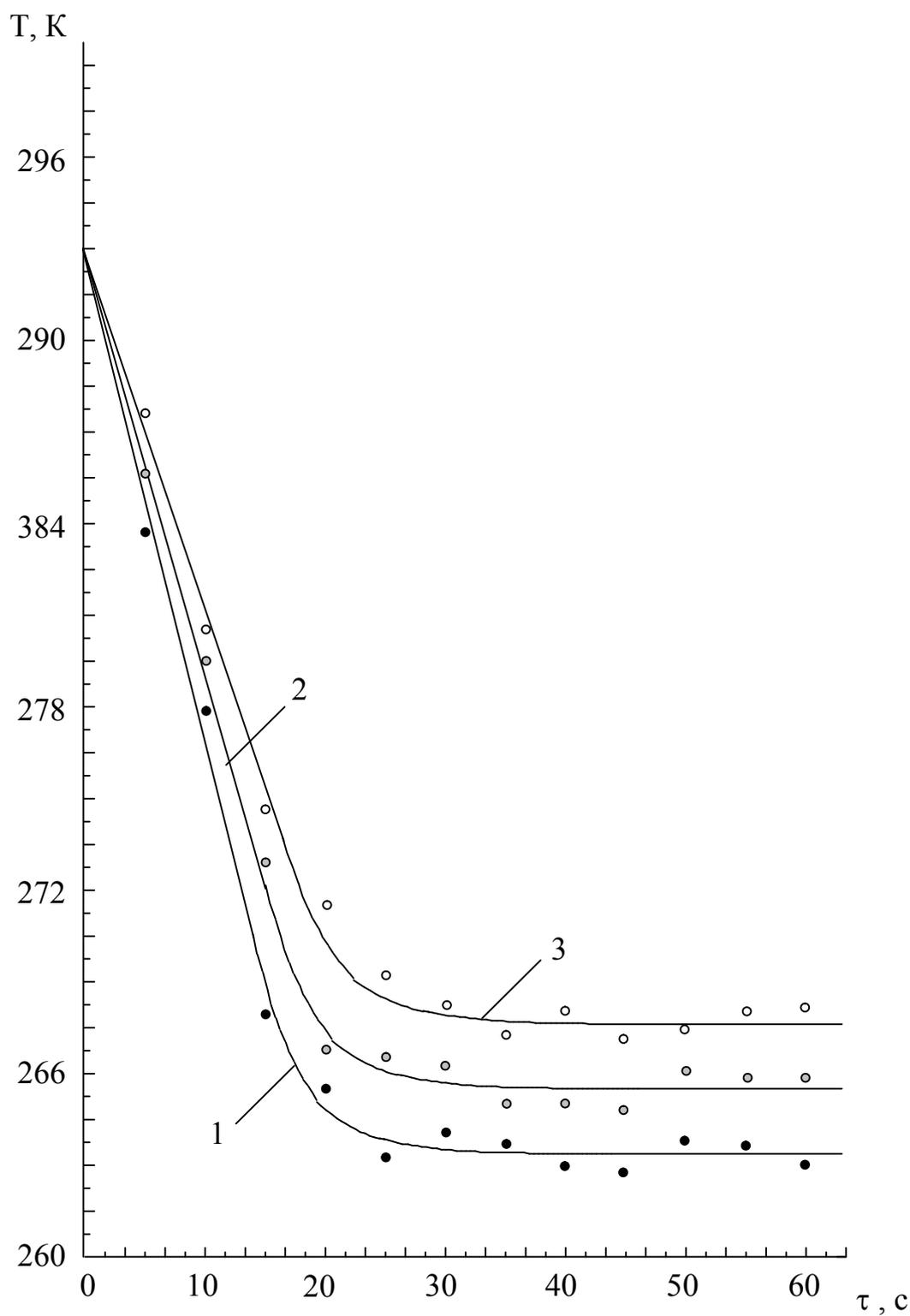


Рисунок 3.4 - Изменение во времени температуры холодных спаев ТЭМ при различных токах питания для работы системы в режиме холостого хода

1- $I_{TЭМ}=4$ А, 2- $I_{TЭМ}=5$ А, 3 - $I_{TЭМ}=6$ А

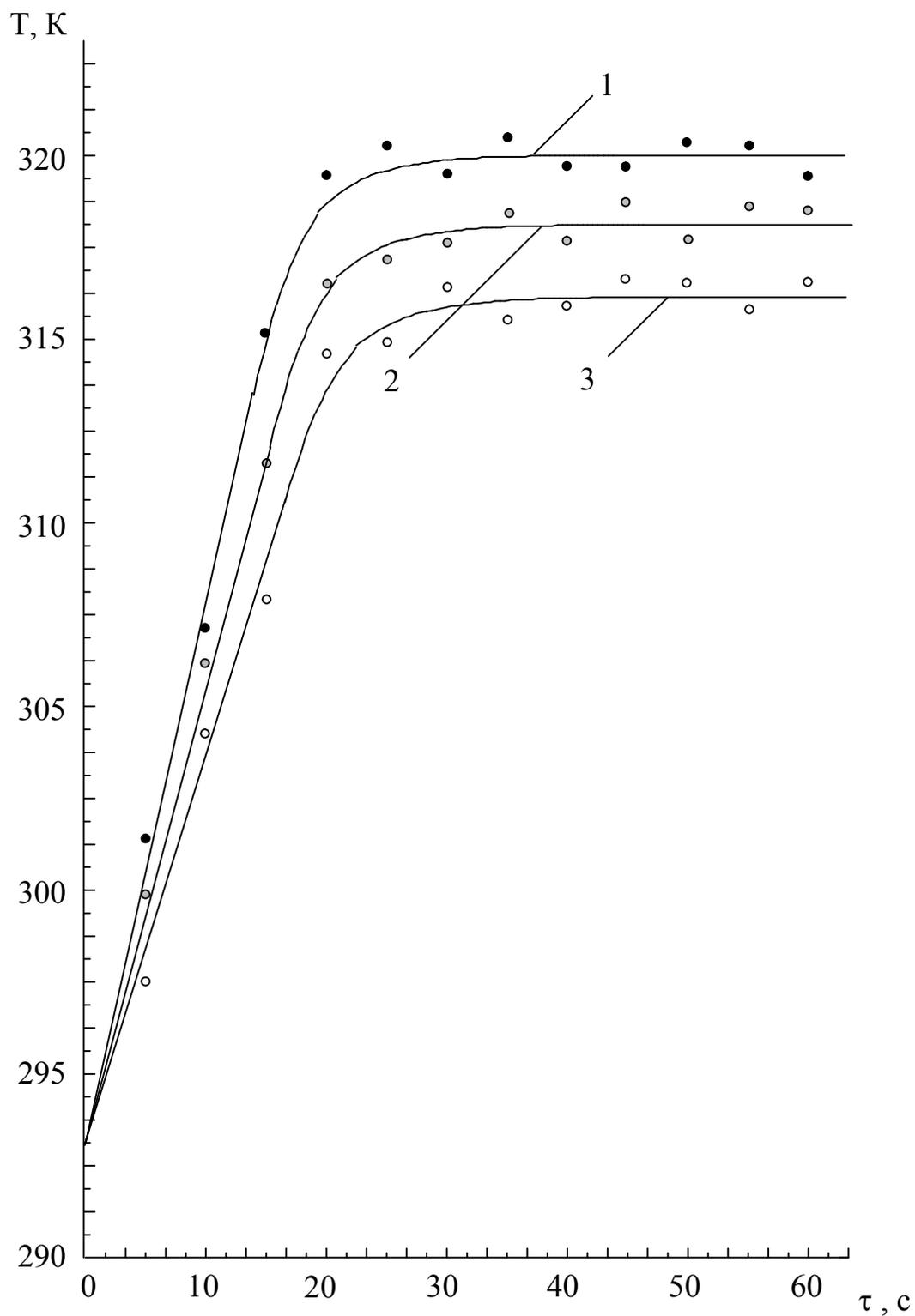


Рисунок 3.5 - Изменение во времени температуры горячих спаев ТЭМ при различных токах питания для работы системы в режиме холостого хода

1- $I_{TЭМ}=4$ А, 2- $I_{TЭМ}=5$ А, 3 - $I_{TЭМ}=6$ А

Как следует из приведенных зависимостей временной ход температурных кривых соответствует полученным ранее теоретическим результатам. С увеличением тока питания ТЭМ увеличивается его мощность, уменьшается температура холодных спаев, увеличивается температура горячих спаев и зонда, выполняющего роль теплоотвода. В частности при токе питания 6 А температура холодных спаев ТЭМ составляет 263 К, горячих - 320, зонда - 315 К при выходе системы на стационарный режим работы. Уменьшение тока питания ТЭМ соответственно приводит к повышению температуры холодных спаев и уменьшению температуры горячих спаев модуля. Снижение тока питания ТЭМ с 6 до 4 А увеличивает температуру холодных спаев до 268 К, а горячих - уменьшает до 316,5 К.

Зависимости, изображенные на рисунке 3.5 позволяют оценить надежность работы ТЭС с точки зрения эффективности отвода теплоты от ее горячих спаев при различных токах питания ТЭМ. Согласно представленным графикам следует, что значение температуры горячих спаев использованного модуля (типа ТВ-38-1.0-0.8CHR) находится в приемлемых пределах вплоть до максимального значения тока питания (при токе питания 6 А температура горячего спая ТЭМ составляет 320 К при температуре окружающей среды 293 К). Данное обстоятельство определяет достаточно эффективный теплосъем в рассматриваемых условиях с горячих спаев ТЭМ и дает основание полагать о надежной работе разработанной системы при проведении мероприятий по извлечению ИО из человеческого организма. При этом для повышения интенсивности отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ целесообразным будет применение съемного, предварительно охлажденного внешним источником холода теплового аккумулятора, помещаемого в полый зонд, либо применение в качестве того же теплового аккумулятора льда, а также повышение коэффициента теплоотдачи зонда в окружающую среду за счет ребрения его боковой поверхности.

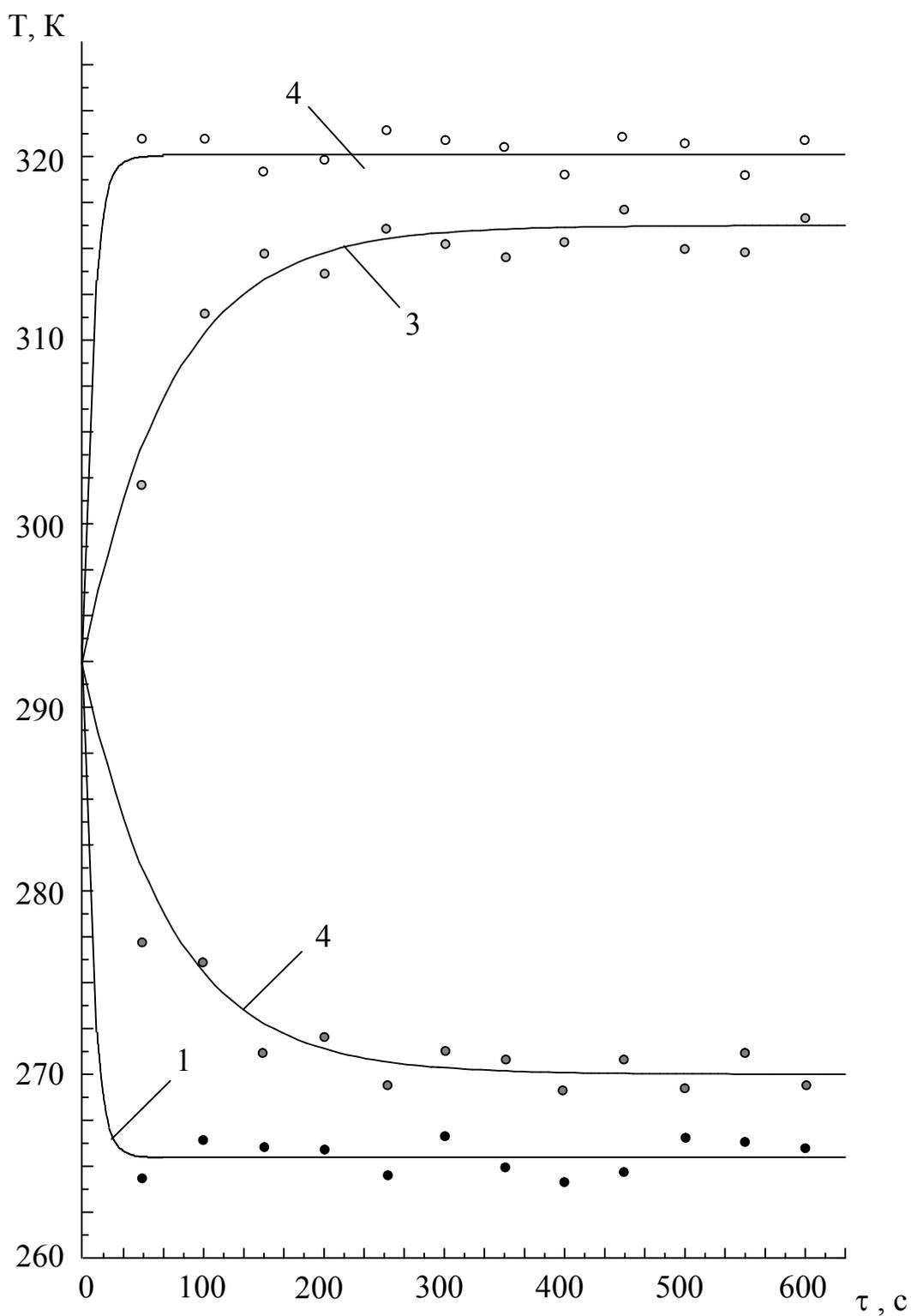


Рисунок 3.6 - Изменение во времени температуры холодных и горячих спаев ТЭМ, в центре зонда, ИО при токе питания 6 А
 1 - холодные спаи ТЭМ, 2 - горячие спаи ТЭМ, 3 - зонд, 4 - ИО

При контакте ТЭС с ИО за счет присоединенной теплоемкости температура холодных спаев ТЭМ увеличивается, при этом температура горячих спаев и зонда остается практически неизменной. Это проиллюстрировано на рисунке 3.6, где представлены графики изменения во времени температуры холодных и горячих спаев ТЭМ, в центре зонда с учетом ИО. Его наличие повышает температуру холодных спаев приблизительно на 3 К. В общем случае изменение температуры холодных спаев ТЭМ и, соответственно, протекание процесса заледенения губки будет напрямую зависеть от размеров ИО и его теплофизических параметров. При проведении эксперимента ИО представлял собой дюралюминиевый диск диаметром 15 мм и толщиной 4 мм, поэтому его наличие привело к относительно небольшому увеличению температуры холодных спаев модуля. Извлечение же более габаритных ИО из низкотеплопроводного материала может существенно сказаться на режиме работы системы.

Графики, изображенные на рисунках 3.3-3.6 позволяют исследовать динамические характеристики ТЭС. Согласно представленным зависимостям, они достаточно высокие. Так, время выхода на режим холодных и горячих спаев ТЭМ составляет порядка 25 с, при этом температура в центре зонда стабилизируется примерно через 6 мин.

На рисунке 3.7 представлены результаты, полученные при наблюдении за процессом заледенения влажной губки. Рассмотрена продолжительность полного заледенения влажной губки в зависимости от тока питания ТЭМ. В соответствии с результатами измерений при изменении тока питания ТЭМ с 4 до 6 А длительность полного промерзания влажной губки, и, соответственно, примораживания ИО к ТЭМ изменяется в пределах от 67 К до 40 с. Таким образом при использовании принятого типа ТЭМ продолжительность всей процедуры извлечения ИО из человеческого организма при токе питания 6 А займет примерно 65 с.

Увеличить это время возможно несколькими путями. Во-первых, выводом на рабочий режим ТЭС до введения в человеческий организм, во-

вторых, использованием более мощного ТЭМ, рассчитанного на более высокие токи питания, в-третьих, путем повышения коэффициента теплопроводности губки за счет использования соответствующих материалов, либо принятии специальных конструктивных мер, ведущих к повышению коэффициента теплопроводности губки, в-четвертых, уменьшением температуры холодных спаев модуля при использовании более эффективной системы теплоотвода.

Все перечисленные меры дадут возможность повысить быстродействие ТЭС, что в свою очередь, даст возможность оперативного проведения процедуры по извлечению ИО из тела человека, повысит комфортность и безболезненность данной операции.

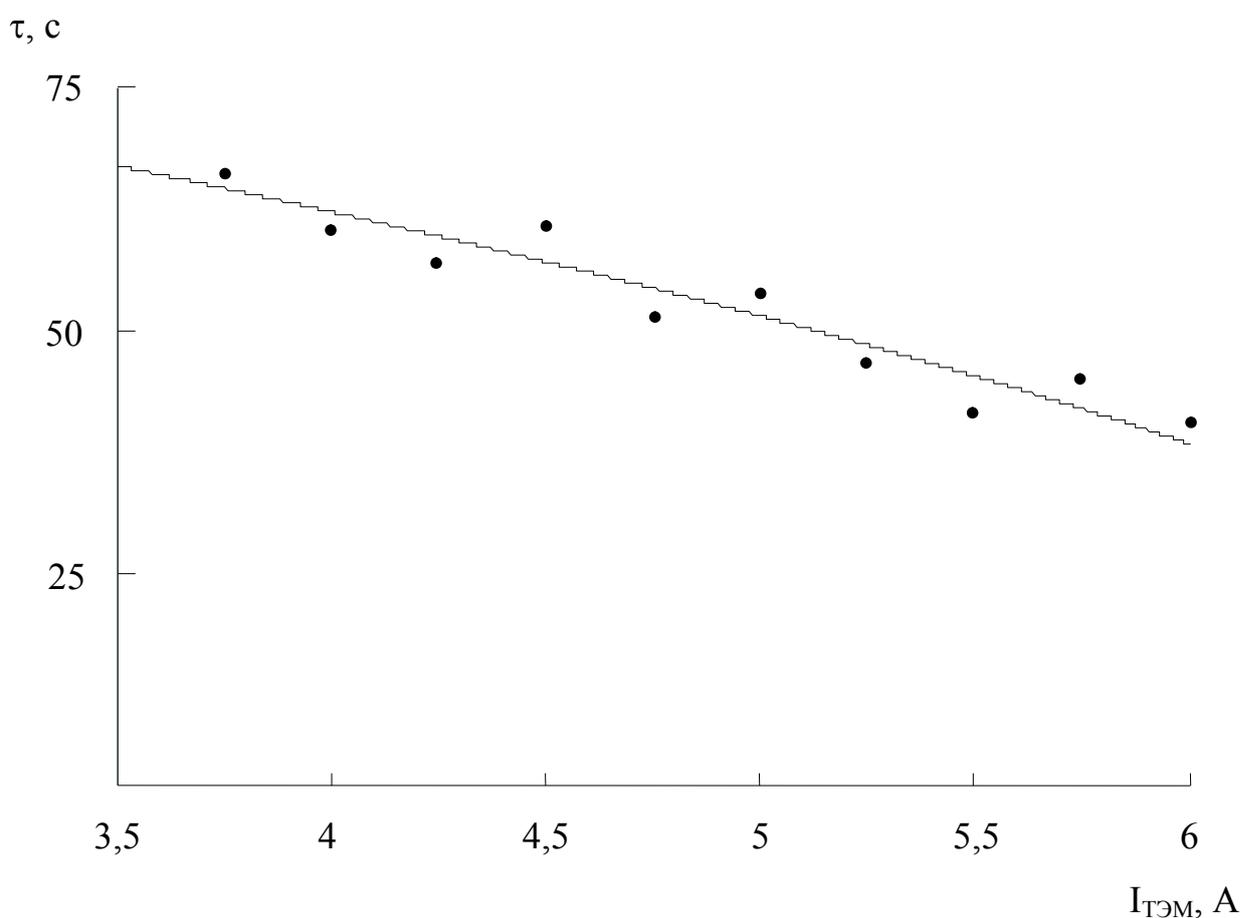


Рисунок 3.7 - Продолжительность полного заледенения влажной губки в зависимости от тока питания ТЭМ

При эксплуатации ТЭС важным будет являться вопрос, связанный с устранением риска ожога или обморожения близлежащих к ТЭС тканей. Его освещают графики, представленные на рисунках 3.8-3.9, где показано изменение температуры имитатора биологического объекта в непосредственной близости от холодных спаев ТЭМ, а также у стенки ТЭС. Согласно результатам измерений температура имитатора биологического объекта вблизи холодных спаев ТЭМ и у стенки системы находятся в тех пределах, при которых исключены ожоги и переохлаждение человека. Наименьшая температура при этом составляет 297 К, а наибольшая 312 К.

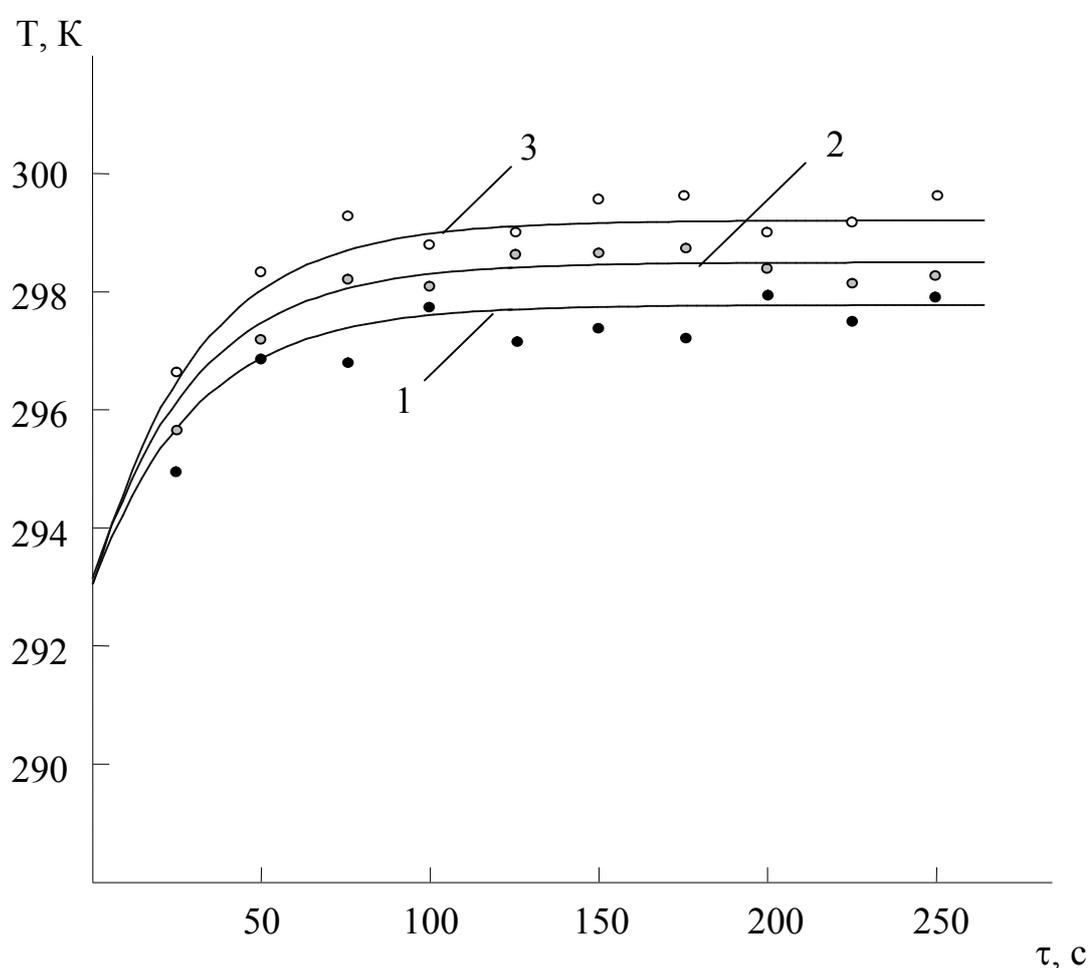


Рисунок 3.8 - Изменение температуры во времени в имитаторе биологического объекта в непосредственной близости от холодных спаев ТЭМ при различных токах питания
 1- $I_{ТЭМ}=4$ А, 2- $I_{ТЭМ}=5$ А, 3 - $I_{ТЭМ}=6$ А

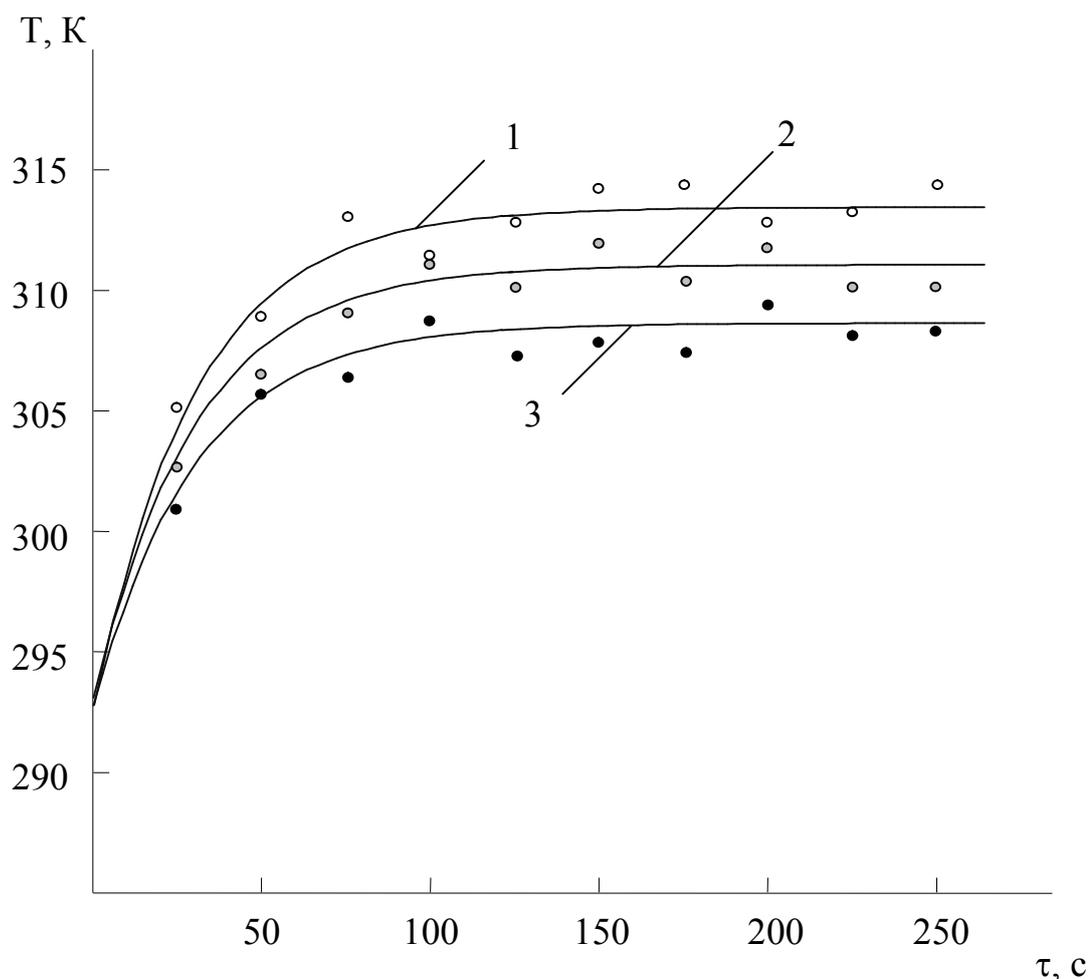


Рисунок 3.9 - Изменение температуры в непосредственной близости от стенки трубки ТЭС при различных токах питания
 1- $I_{ТЭМ}=4$ А, 2- $I_{ТЭМ}=5$ А, 3 - $I_{ТЭМ}=6$ А

По результатам экспериментов проведено сопоставление расчетных и опытных данных. На рисунках 3.3-3.9 помимо экспериментальных точек представлены также результаты теоретических изысканий.

Представленные данные определяют приемлемую точность математической модели ТЭС. Максимальное расхождение расчетных и экспериментальных данных не превышает 8 %. Наибольшее отклонение расчетных данных от опыта наблюдается на промежутке времени, связанном с выходом прибора на режим, что определяется влиянием окружающей среды и неидеальной тепловой изоляцией системы «прибор - имитатор

биологического объекта», а также некоторым разбросом параметров ТЭМ и измерительных приборов.

3.3. Оценка погрешности измерений

Для выявления измерительных погрешностей применены соответствующие статистические методы [83]. Данные методы заключаются в проведении числовых оценок свойств, которые присущи определенным законам распределения. С помощью статистического анализа удалось установить точность сделанных выводов. К данным умозаключениям удалось прийти в результате обработки экспериментального материала. Статистическая обработка помогла достичь следующих задач:

- выявить средние значения исследования;
- идентифицировать погрешности в исследовании;
- установить значения погрешностей в сравнении со средними значениями.

В процессе экспериментальной деятельности соблюдалась определенная последовательность работ. Изначально подверглась калибровке измерительная аппаратура, после чего прошли сверку режимы измерений. Далее вводились данные термического режима окружающей среды и показатели уровня влажности. Экспериментальная деятельность осуществлялась серийно, т. е. по 4 равноценных эксперимента для получения требуемой информации, которая в последующем использовалась для статистической обработки.

Идентификация статистической погрешности выполнялась по следующей формуле:

$$\vartheta_i = x_i - \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} = x_i - \frac{x_1 + x_2 + x_3 + x_4}{4}, \quad (3.1)$$

где $n=4$ – число идентичных опытов; x_i - показатель определенного значения при i -м повторном эксперименте.

Значение дисперсии устанавливается по формуле:

$$D = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{X})^2}{n - 1}, \quad (3.2)$$

а для идентификации среднеквадратичной по выражению:

$$\tilde{\sigma} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{X})^2}{n - 1}}. \quad (3.3)$$

Для идентификации случайной погрешности необходимо выявить среднеквадратическое отклонение:

$$\tilde{\sigma}_{\bar{x}} = \tilde{\sigma} / \sqrt{4}. \quad (3.4)$$

Анализ погрешности в осуществлении экспериментов выполнялся согласно рекомендациям, приведенным в [32]. Это значит, что изначально идентифицируется доверительный интервал, в рамках которого при установленной доверительной вероятности $P=0,9$ можно узнать настоящий показатель измеряемой величины.

$$\Delta_{0,9} = S \tilde{\sigma}_{\bar{x}}. \quad (3.5)$$

где S - коэффициент Стьюдента.

На основании оценки погрешности измерений установлено, что средний для проведенных опытов доверительный интервал при определении силы тока равен $\pm 0,14$ А. Что касается точности идентификации силы тока по среднеквадратическим отклонениям, то она равна $\pm 0,1$ А. Средний доверительного интервала при выявлении термических режимов равен $\pm 0,26$ К.

Глава 4. Разработка устройств для извлечения инородных объектов из тела человека

На основе проведенных исследований разработан ряд конструктивных вариантов устройств для извлечения ИО из тела человека [28, 69, 71]. В данной главе приведено их описание.

4.1. Термоэлектрическое устройство для извлечения инородных объектов из тела человека с воздушным отводом теплоты от горячих спаев термоэлектрического модуля

Конструкция ТЭУ для извлечения ИО из тела человека с воздушным отводом теплоты от горячих спаев ТЭМ [69] изображена на рисунке 4.1, а его внешний вид показан на рисунке 4.2.

Устройство содержит манипулятор, изготовленный в виде полой трубки 1 из материала с низкой теплопроводностью (например пластмасс, используемых в медицине), которая в общем случае может быть выполнена гибкой. Внутри трубки 1 размещен металлический стержень 2, который с помощью направляющих 3 может перемещаться по длине трубки 1. На торцевой поверхности стержня 2, обращенной к извлекаемому объекту, закреплен ТЭМ 4, на рабочую поверхность которого для лучшего сцепления с извлекаемыми объектами наносится губчатое вещество 5, перед процедурой смачиваемое жидкостью. Стержень 2, выполняющий также функции воздушного теплоотвода (радиатора) с опорной поверхности ТЭМ 4 в радиальном направлении по отношению к трубке 1 может иметь ребрение 6.

Устройство работает следующим образом.

Перед началом процедуры отдельные части системы тщательно дезинфицируются. Стержень 2 приводится в положение, при котором

рабочая поверхность ТЭМ 4 будет максимально удалена от объекта, подлежащего к извлечению. Затем прибор вводится в зону поражения в случае ранения человека, либо в естественное отверстие в случае извлечения инородных тел, например из носа, горла и т.п., на требуемую глубину так, чтобы стенки трубки 1 располагались на глубине, несколько большей расположения верхней поверхности ИО. Далее путем перемещения металлического стержня 2 по направляющим 3 рабочая поверхность ТЭМ 4 через губчатое вещество 5 приводится в соприкосновения с извлекаемым объектом. При подаче на ТЭМ 4 тока соответствующей полярности происходит примерзание объекта к его рабочей поверхности. Непосредственно извлечение инородного тела осуществляется путем перемещения металлического стержня 2 в обратном направлении. Оребрение 6 стержня 2 увеличивает эффективность теплообмена с опорных спаев ТЭМ 4.

Повышение комфортности процедур осуществляется за счет снижения до минимума перемещений манипулятора при проведении процедур, риск обморожения - за счет изготовления манипулятора в виде полой трубки из материала с низкой теплопроводностью, теплоизолирующей близлежащие ткани от рабочей поверхности ТЭМ.

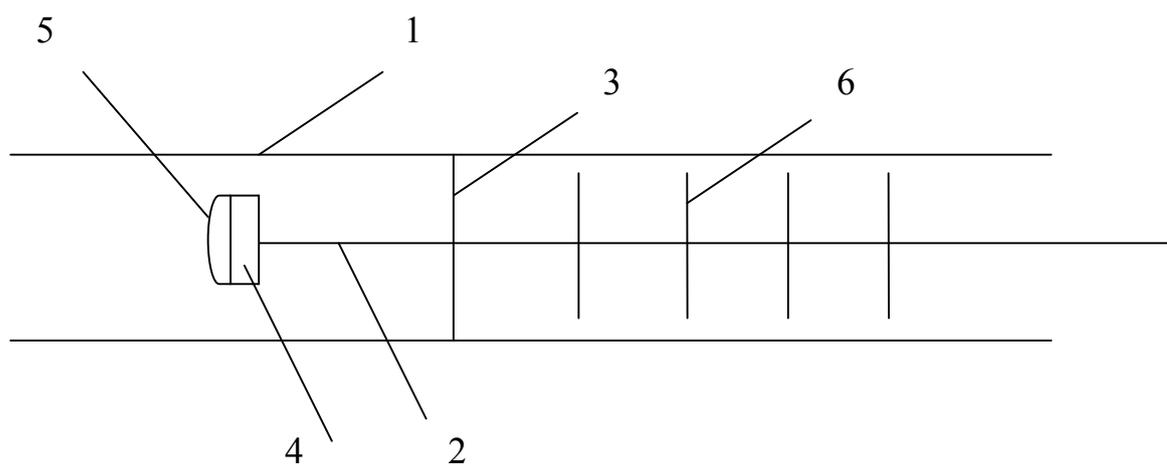


Рисунок 4.1 - Конструкция ТЭУ для извлечения ИО из тела человека с естественным воздушным отводом теплоты от горячих спаев ТЭМ



Рисунок 4.2 - Внешний вид ТЭУ для извлечения ИО из тела человека с естественным воздушным отводом теплоты от горячих спаев ТЭМ

На рисунке 4.3 изображена модификация описанной конструкции. Ее отличие от устройства, представленного на рисунках 4.1-4.2 состоит в том, что в данном случае для повышения интенсивности отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ используется принудительный обдув стержня 2 потоком воздуха за счет работы микровентилятора 7. Микровентилятор 7 закрепляется на стержне в полости трубки 1 с конца, противоположного размещению ТЭМ и работает на выдув воздушного потока из ее объема.

В данном случае, при пренебрежении паразитными перепадами на теплопереходах модуля, величина теплосъема будет определяться из соотношения:

$$Q_p = \frac{V\alpha_p}{C_1} \left(\ell_p \frac{F_1}{F_3} + \frac{F_2}{F_3} \right) (C_2 T_{r.ТЭМ} - T_{cp}).$$

Здесь Q_p - теплота, отводимая радиатором; F_x - площадь поверхности радиаторных пластин; F_2 - площадь основания между ребрами; $F_3=F_1+F_2$ - полная теплообменная площадь радиатора; α_p - средний коэффициент теплоотдачи радиаторной системы; $T_{г.ТЭМ}$ - температура горячих спаев ТЭМ; B - коэффициент оребрения, равный частному от деления полной теплообменной поверхности радиатора на общую площадь основания радиатора; C_1 - коэффициент, характеризующий геометрию мест соединения радиатора с ТЭМ, определяемый как частное от деления суммарной площади горячих спаев термоэлементов на суммарную площадь горячих коммутационных пластин; C_2 - коэффициент, характеризующий тепловое сопротивление между горячими саями ТЭМ и основанием радиаторной системы, равный частному от деления средней температуры основания ребра на температуру горячих спаев ТЭМ.

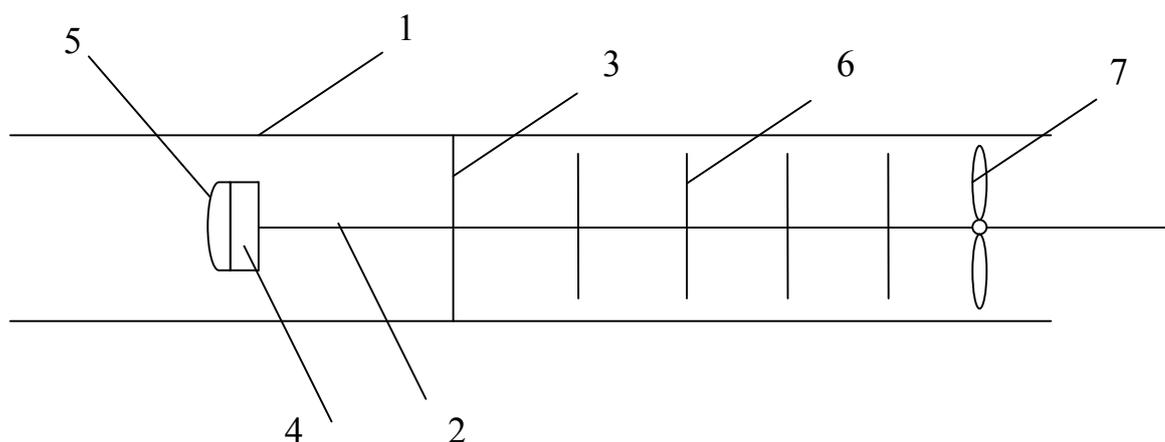


Рисунок 4.3 - Конструкция ТЭУ для извлечения ИО из тела человека с принудительным воздушным отводом теплоты от горячих спаев ТЭМ

Входящая в вышеприведенную формулу величина ℓ_p является средней эффективностью ребер радиатора и определяется как

$$\ell_p = \frac{T_{p.p} - T_{cp}}{T_{o.p} - T_{cp}}$$

Здесь $T_{p.p.}$ - средняя температура ребра радиатора; $T_{o.p.}$ - средняя температура основания радиатора.

Средний коэффициент теплоотдачи радиаторной системы может быть определен по формуле

$$\alpha_p = \frac{Q_p}{F_3 (T_{o.p.} - T_{cp}) \left(\ell_p \frac{F_1}{F_3} + \frac{F_2}{F_3} \right)}.$$

Как в радиаторных системах с естественно-конвекционным теплосъемом, так и с принудительным обдувом основное сопротивление тепловому потоку от ребра в окружающую среду сосредоточено в тонком пограничном слое воздуха у стенки ребра. С уменьшением толщины этого пограничного слоя увеличивается коэффициент теплоотдачи поверхности ребра. Установлено, что в теплообменных аппаратах, в которых продувается воздух, коэффициент теплообмена сильно зависит от отношения длины теплообменника к его диаметру. С уменьшением величины этого отношения коэффициент теплоотдачи возрастает за счет того, что на внутренней поверхности короткой трубы не успевает образовываться пограничный слой воздуха значительной толщины. В связи с этим радиаторную систему с принудительным теплосъемом целесообразно выполнять в виде отдельных коротких пластинчатых ребер, расположенных линейно с разрывом друг от друга.

Важной величиной, характеризующей радиаторную систему с принудительным обдувом, является гидродинамическое сопротивление трению, которое испытывает поток воздуха, движущийся вдоль пластин радиатора. Для радиаторной системы, состоящей из линейно расположенных ребер с разрывом по длине, величина гидродинамического сопротивления определяется из выражения

$$\eta = \frac{\Delta H_{ct}}{(W\gamma)^2}.$$

Здесь $\Delta H_{ст}$ - перепад статического давления на входе и выходе радиатора; W_{γ} - весовая скорость воздуха, равная

$$W_{\gamma} = \frac{G}{3600f}$$

где f - суммарная площадь проходного сечения радиатора; G - массовый расход воздуха.

Используя приведенные выражения может быть осуществлен конструктивный расчет системы съема теплоты с горячих спаев ТЭМ, используемого в модификации ТЭС для извлечения ИО из тела человека в полном объеме.

4.2. Термоэлектрическое устройство для извлечения инородных объектов из тела человека с использованием для отвода теплоты от горячих спаев термоэлектрического модуля плавящихся рабочих веществ

Конструкция ТЭУ представлена на рисунке 4.4, его внешний вид на рисунке 4.5 [71]. Отличительной особенностью данного устройства является использование вместо цельнометаллического стержня 2 с оребрением 6 тонкостенной емкости 8, заполненной веществом, имеющим большую теплоту плавления и температуру плавления, лежащую в пределах 35-60 °С (например, парафина, азотнокислого никеля, элаидиновой, пальмитиновой кислоты, воска, кристаллического углекислого и сернокислого натрия и др.). В данном случае будет обеспечена стабильность температуры горячих спаев ТЭМ в течение всего времени плавления рабочего вещества, а высокая продолжительность поддержания такой температуры будет обеспечиваться большим значением его теплоты плавления. При этом выбор рабочего вещества будет определяться условиями эксплуатации, которым относятся: требуемый уровень стабилизации температуры горячих спаев ТЭМ, величина температурного перепада, получаемого в модуле, а также температура

окружающей среды.

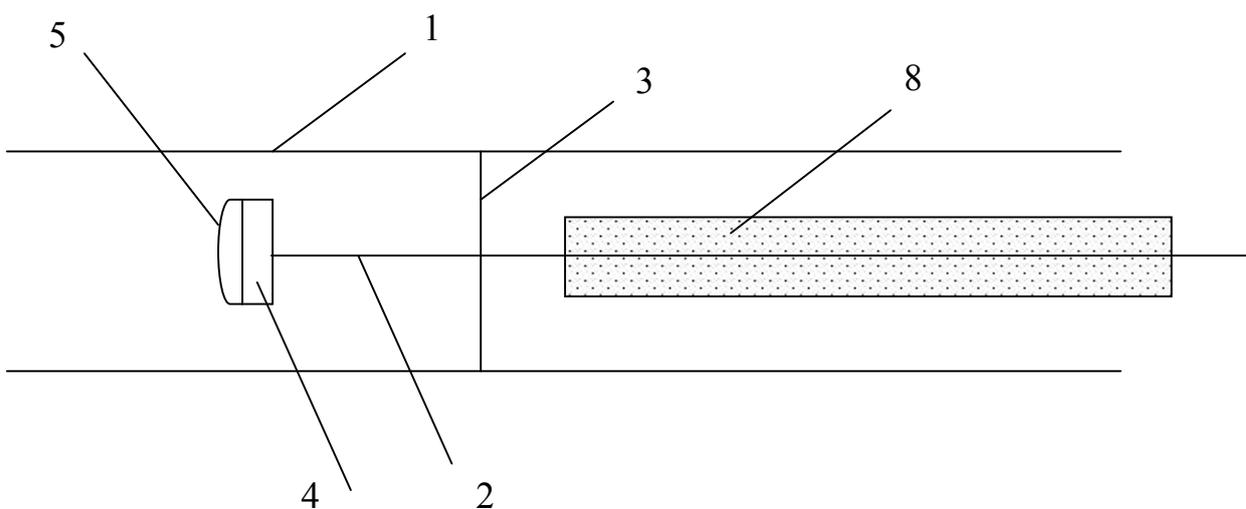


Рисунок 4.4 - Конструкция ТЭУ для извлечения ИО из тела человека с использованием для отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ плавящегося рабочего вещества



Рисунок 4.5 - Внешний вид ТЭУ для извлечения ИО из тела человека с использованием для отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ плавящегося рабочего вещества

Для оценки продолжительности поддержания стабильной температуры горячих спаев ТЭМ может быть использовано соотношение [2]:

$$\tau_{\text{рв}} = \frac{v_{\text{рв}} \rho_{\text{рв}} V_{\text{рв}}}{Q_{\text{х.ТЭМ}}},$$

где $v_{\text{рв}}$, $\rho_{\text{рв}}$, $V_{\text{рв}}$ – скрытая теплота плавления, плотность и объем плавящегося рабочего вещества.

τ , с

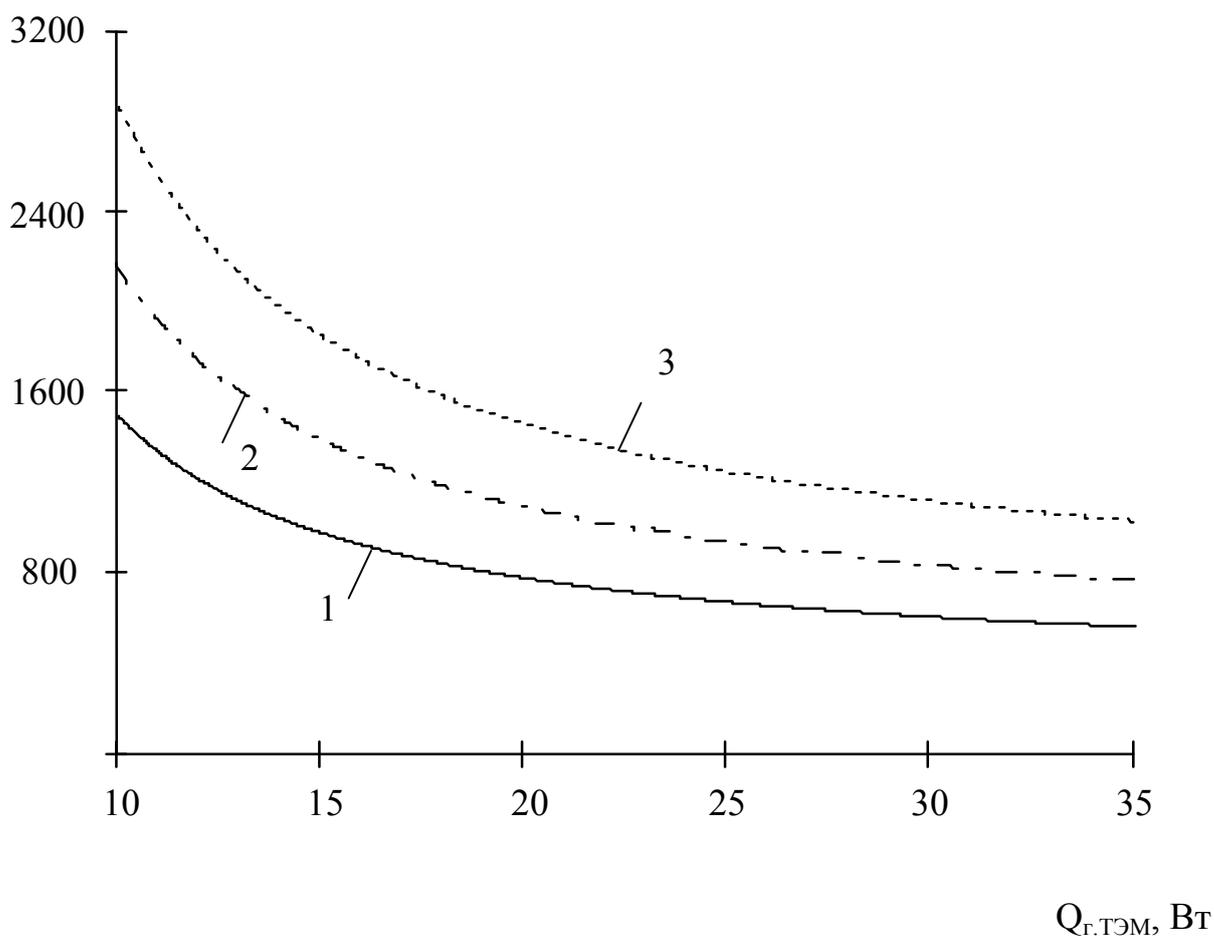


Рисунок 4.6 - Зависимость времени полного проплавления различных рабочих веществ от $Q_{\text{г.ТЭМ}}$

1 - парафин, 2 - элаидиновая кислота, 3 - азотнокислый никель

На рисунке 4.6 показаны графики зависимости продолжительности полного проплавления различных типов рабочих веществ от мощности,

выделяемой на горячих спаях ТЭМ при $V_{\text{пв}}=4,5 \cdot 10^{-6}$ м³. Согласно представленным данным с точки зрения продолжительности поддержания стабильной температуры горячих спаев ТЭМ наиболее предпочтительным является азотнокислый никель, менее - элаидиновая кислота и парафин. Однако температура плавления азотнокислого никеля (329,7 К) заметно превышает соответствующее значение температуры элаидиновой кислоты (318 К) и парафина (316 К). Поэтому в данных условиях необходима предварительная оценка продолжительности эксплуатации прибора и критичности надежности работы устройства к повышению температуры горячих спаев ТЭМ. И уже после этого может осуществляться подбор типа рабочего вещества и его количества.

4.3. Термоэлектрическое устройство для извлечения инородных объектов из тела человека с использованием для отвода теплоты от горячих спаев термоэлектрического модуля предварительно захолаживаемого радиатора

На рисунках 4.7-4.8 представлено ТЭУ для извлечения ИО из тела человека, имеющее следующую особенность. В нем стержень 2 выполнен таким образом, чтобы имелась возможность накручивать на него цельнометаллический радиатор 9, предварительно охлаждаемый внешним источником холода, представляющий собой цилиндр с отверстием посередине, соответствующим диаметру стержня, с помощью резьбового соединения. В данном случае за счет предварительного захолаживания радиатора 9 повышается интенсивность отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ.

В этом случае теплота, выделяющаяся на горячих спаях ТЭМ, будет расходоваться на увеличение температуры теплоприемника, являющегося своеобразным аккумулятором тепла.

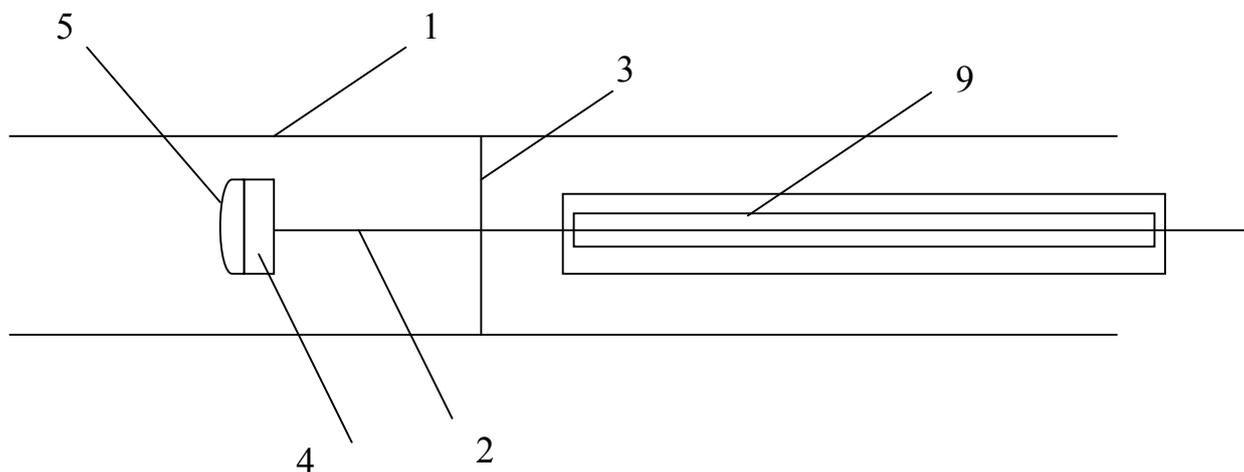


Рисунок 4.7 - Конструкция ТЭУ для извлечения ИО из тела человека с использованием для отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ предварительно захолаживаемого радиатора



Рисунок 4.8 - Внешний вид ТЭУ для извлечения ИО из тела человека с использованием для отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ предварительно захолаживаемого радиатора

Процесс передачи теплоты от модуля на теплоприемник будет нестационарным. С течением времени температура радиатора будет возрастать, и соответственно этому количество принимаемого им от ТЭМ тепла будет уменьшаться. Кроме того, теплообмен теплоприемника с окружающей средой также не будет постоянным во времени.

В первом приближении для количественной оценки основных параметров подобной радиаторной системы можно пренебречь теплообменом радиатора с окружающей средой, изменением теплоемкости с температурой и изменением со временем количества тепла, поступающего от ТЭМ к теплоприемнику. В этом случае решение задачи значительно упрощается и для определения массы захлаживаемого радиатора можно с достаточной степенью точности использовать соотношение:

$$m_p = \frac{Q_{г.ТЭМ} \tau}{c_p \Delta T_p},$$

где m_p - масса радиатора, c_p - теплоемкость радиатора; τ - время, в течение которого должна работать система; ΔT_p - изменение температуры радиатора за время τ .

Здесь следует отметить, что приведенное соотношение справедливо при условии, что $\tau > \tau_0$, где τ_0 - величина, зависящая от геометрических размеров и некоторых физических параметров материала радиатора:

$$\tau_0 = \frac{L_p^2 c_p \rho_p}{\lambda_p},$$

где λ_p - теплопроводность; ρ_p - плотность; L_p - определяющий линейный размер радиатора.

Заключение

В результате выполнения диссертационной работы решена важная научно-техническая проблема, состоящая в разработке и исследовании охлаждающей системы, предназначенной для оперативного извлечения ИО из тела человека методом примораживания последнего к источнику холода.

Принципиальным отличием рассмотренной системы является использование в ней в качестве исполнительного элемента ТЭМ, работающего в режиме охлаждения при проведении комплекса процедур по извлечению объектов из человеческого организма.

Разработана математическая модель ТЭС при введении ее в человеческий организм. Она построена на основе нестационарной задачи теплопроводности для системы сложной конфигурации, учитывающей наличие объектов с различными теплофизическими параметрами, а также сложные условия теплообмена на границах сред. Решена задача расчета заледенения влажной губки, выполняющей роль ледяного моста между примораживаемым ИО и ТЭС. Она реализована на основе «задачи Стефана», описывающей процессы теплообмена при изменении фазового состояния вещества. При решении обеих задач использовались численные методы решения систем дифференциальных уравнений, в первом случае - конечных элементов, во втором - конечных разностей.

В результате расчетов получены данные об изменении температуры в контрольных точках ТЭС в пространственных и временных координатах при различных величинах холодопроизводительности ТЭМ, перемещении границы раздела фаз во влажной губке, продолжительности ее полного промерзания для различных толщин. Путем математического моделирования системы определены оптимальные характеристики ТЭМ в части значений мощности, перепада температур, холодильного коэффициента, электрических параметров, ориентированные на существующие медицинские

нормы и стандарты во избежание процесса обморожения прилежащей к извлекаемому ИО тканей.

Доказана адекватность разработанной математической модели путем проведения комплекса экспериментальных исследований, в результате которых расхождение полученных теоретических и экспериментальных данных не превысило 8 %.

Разработаны различные конструктивные варианты ТЭС, работающие при различных условиях эксплуатации.

Проведена клиническая апробация ТЭС в условиях ГБУ РД «Республиканская клиническая больница им. А.В. Вишневского» (г. Махачкала), которая показала ее эффективность при решении задач извлечения ИО из тела человека.

Совокупность результатов проведенных исследований позволяет использовать их в качестве научной основы в дальнейшем при разработке и создании новых ТЭС медицинского 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. Алексеев, В.А. Основы проектирования тепловых аккумуляторов космических аппаратов / В.А. Алексеев. - Курск: Наукком, 2016. - 248 с.
3. Анатычук, Л.И. Термоэлектричество. Термоэлектрические преобразователи энергии / Л.И. Анатычук. – Киев, Черновцы: Институт термоэлектричества, 2003. - 376 с.
4. Анатычук, Л.И. Современное состояние и некоторые перспективы термоэлектричества / Л.И. Анатычук // Термоэлектричество. – 2007. - №2. - С. 7-20.
5. Анатычук, Л.И. Сравнительный анализ термоэлектрических и компрессионных тепловых насосов для индивидуального кондиционирования в условиях повышенной температуры окружающей среды / Л.И. Анатычук, А.В. Прибыла, Н.Н. Короп // Термоэлектричество. - 2016. - № 5. - С.95-98.
6. Антонова, Е.В. Случай длительного нахождения инородных магнитных тел в желудке / Е.В. Антонова, В.В. Холостова, Р.В. Халафов // Детская хирургия. - 2013. - №2. - С. 52-53.
7. Архаров, А.М. Криогенные машины и инструменты / А.М. Архаров А.М., И.К. Буткевич. М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2015. - 536 с.
8. Бабияк, В.И. Клиническая оториноларингология / В.И. Бабияк, Я.А. Накатис. - СПб: Гиппократ, 2005. - 797 с.
9. Баранов, А.Ю. Искусственный холод на службе здоровья / А.Ю. Баранов // Вестник Международной академии холода. - 2006. - № 1. - С.12-14.
10. 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.

11. 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.
12. Блоцкий, А.А. Травмы и инородные тела ЛОР-органов / А.А. Блоцкий, С.А. Карпищенко, В.В. Антипенко, Р.А. Блоцкий. - СПб.: Диалог, 2018. - 217 с.
13. Блоцкий, А.А. Неотложные состояния в оториноларингологии / А.А. Блоцкий, С.А. Карпищенко. - СПб.: Диалог, 2016. - 203 с.
14. Будрик, В.В. Основы криотерапии, криохирургии и криоконсервации / В.В. Будрик. - М: Лика, 2014. - 190 с.
15. Булат, Л.П. Твердотельные охлаждающие системы / Л.П. Булат // Холодильный бизнес. - 2008. - № 8. - С.10-17.
16. Булат, Л.П. Прикладные исследования и разработки в области термоэлектрического охлаждения в России / Л.П. Булат // Холодильная техника. - 2009. - № 7. - С.34-37.
17. Буренин, В.В. Новые конструкции рекуперативных теплообменных аппаратов для систем кондиционирования воздуха / В.В. Буренин // Холодильная техника. - 2010. - №1. - С.26-29.
18. Буренина, И.А. Современные методики криотерапии в клинической практике / И.А. Буренина // Вестник современной клинической медицины. - 2014. - т. 7. - С.57-61.
19. Войновский, А.Е. Диагностика и лечение при инородных телах желудочно-кишечного тракта / А.Е. Войновский, Г.В. Азаров, Т.Г. Коляденкова // Хирургия. - 2012. - №8. - С. 51-54.
20. 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.

21. Глыбочко, П.В., Николаенко В.Н. и др. Первая медицинская помощь / П.В. Глыбочко, В.Н. Николаенко, [и др.]. - М.: Академия. - 2013. - 305 с.
22. Гончарова, Г.Ю. Исследование процессов теплообмена при пленочном обтекании ледовых поверхностей с фазовым переходом на границе раздела / Г.Ю. Гончарова, В.П. Пытченко, С.С. Борзов, Г.В. Борщев // Вестник Международной академии холода. - 2021. - №4. - С. 3-11.
23. Граб, И.Д. Методы исследования систем охлаждения / И.Д. Граб, Ю.А. Сивагина // Молодой ученый. - 2014.- №2. - С.125-128.
24. 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.
25. Дилевская, Е.В. Численное решение нелинейных задач теплопроводности / Е.В. Дилевская, И.В. Станкевич, А.А. Попков-Мелентьев // Вестник МАХ. - 2009. - №2. - С.29-33.
26. Драбкин, А.И. Оптимизация составной охлаждающей ветви / А.И. Драбкин // Физика и техника полупроводников. - 2017. - № 7. - С. 952-954.
27. Дульнев, Г.Н. Теория тепло- и массообмена / Г.Н. Дульнев. - СПб.: СПбНИУИТМО, 2012. - 195 с.
28. Евдулов, О.В., Термоэлектрическая система для извлечения инородных объектов из тела человека / О.В. Евдулов, А.М. Насрулаев, С.Г. Магомедова, И.Ш. Миспахов, Н.А. Набиев // Вестник ДГТУ. Технические науки. - 2019. - т.46, №1. - С. 32-41.
29. Евдулов, О.В. Экспериментальное исследование термоэлектрического устройства для внутрисполостной гипотермии / О.В. Евдулов, Н.А. Набиев, С.Г. Магомедова, К.А. Магомедова // Холодильная техника. - 2019. - № 4. - С.31-35.

30. Евдулов, О.В. Температурное поле термоэлектрической системы для извлечения инородных объектов при ее введении в тело человека / О.В. Евдулов, А.М. Насрулаев // Вестник ДГТУ. Технические науки. - Махачкала: ДГТУ. - 2020. - т. 47, №4. - С. 27-36.
31. Евдулов, О.В. Конструкции термоэлектрических устройств для извлечения инородных объектов из тела человека методом примораживания / О.В. Евдулов, А.М. Насрулаев, Р.Ш. Казумов // Вестник ДГТУ. Технические науки. - Махачкала: ДГТУ. - 2021. - т. 48, №3. - С. 16-25.
32. Ежов, В.В. Физиотерапия и физиоафилактика как методы и средства сохранения и восстановления здоровья / В.В. Ежов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. - 2011. - № 4. - С.33-36.
33. Жердев, А.А. Исследование характеристик кризондов при различных режимах работы / А.А. Жердев, А.В. Шакуров, А.В. Пушкарев, [и др.] // Медицинская техника. - 2016. - №5. - С. 41-44.
34. Загайнов, В.Е. Инородное тело брюшной полости, вызвавшее пролежень стенки желудка и двенадцатиперстной кишки / В.Е. Загайнов, Г.А. Евстигнеева, П.И. Рыхтик, [и др.] // Хирургия. - 2011. - №9. - С. 78-80.
35. Захарова В.Ю. Методика расчета аккумуляторов холода с веществами с фазовым переходом / В.Ю. Захарова, Р.В. Файзуллин, А.В. Бараненко, П.А. Кузнецов // Вестник Международной академии холода. - 2021. - №2. - С. 13-20.
36. Заяков, В.П. Прогнозирование показателей надежности термоэлектрических охлаждающих устройств / В.П. Заяков, Л.А. Киншова, В.Ф. Моисеев. - Одесса: Политехпериодика, 2009. - 118 с.
37. Зубкова, С.М. Роль тепловой компоненты в лечебном действии физических факторов / С.М. Зубкова // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. - 2011. - № 6. - С.3-10.
38. Ионкин, Д.А. Этапы развития криохирургии / Д.А. Ионкин, С.В. Кунгурцев, А.В. Чжао // Высотехнологическая медицина. - 2014. - № 1. - С. 4-15.

39. 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.
40. Исмаилов, Т.А. Математическое моделирование и теоретические исследования термоэлектрической системы для извлечения инородных объектов из тела человека методом примораживания / Т.А. Исмаилов, О.В. Евдулов, А.М. Насрулаев // Вестник Международной академии холода. - 2021. - №1. - С. 94-101.
41. Исмаилов, Т.А. Математическая модель термоэлектрического устройства для извлечения инородных объектов из тела человека методом примораживания / Т.А. Исмаилов, О.В. Евдулов, А.М. Насрулаев // Медицинская техника. - 2021. - №3. - С. 49-52.
42. Корнеев, А.В. Первая медицинская помощь / А.В. Корнеев. - Донецк: БАО, 2013. - 240 с.
43. Кшевецкий, О.С. Оценка эффективности в частном случае процессов тепломассообмена между тепловыми насосами и движущимся веществом, часть 2 / О.С. Кшевецкий // Термоэлектричество. - 2018. - № 2. - С. 55-67.
44. Лебедев, Ю.А. Исследование и разработка термоэлектрических теплообменных аппаратов / Ю.А. Лебедев, А.А. Арутюнян // Морской вестник. - 2014. - №1 (49). - С.55-58.
45. Левчук, И.П. Медицина катастроф / И.П. Левчук, Н.В. Третьяков. - М.: ГЭОТАР-Медиа. - 2011. - 246 с.
46. Мазур, Е.М. Инородные тела носа - дисковые батарейки / Е.М. Мазур, Ю.Л. Солдатский, А.М. Иваненко // Вестник оториноларингологии. - 2014. - № 6. - С. 64-65.
47. Малкович, Б.Е.-Ш. Термоэлектрические модули на основе сплавов теллурида висмута / Б.Е.-Ш. Малкович // Доклады XI

Межгосударственного семинара «Термоэлектрики и их применение». - Санкт-Петербург, 2008. - С.462-468.

48. Маринюк, Б.Т. Расчет и анализ динамики роста толщины слоя водного инея на охлаждаемой поверхности / Б.Т. Маринюк Б.Т., И.А. Королев // Холодильная техника. - 2016. - № 11. - С. 38-43.

49. Маринюк, Б.Т. Динамика намораживания водного льда на трубчатых элементах льдогенераторов / Б.Т. Маринюк, М.А. Угольников // Холодильная техника. - 2016. - №12. - С. 44-47.

50. Маринюк, Б.Т. Особенности формирования и динамика роста инея на теплообменных поверхностях криогенного оборудования / Б.Т. Маринюк, И.А. Королев // Холодильная техника. - 2017. - №11. - С. 38-41.

51. Мельников, А.А. Безразмерная математическая модель термоэлектрического охладителя: режим ΔT_{\max} / А.А. Мельников, О.М. Тарасов, А.В. Чеков, М.А. Башкин // Физика и техника полупроводников. - 2019. - №5. - С. 635-639.

52. Михеев, М.А. Основы теплопередачи / М.А. Михеев, И.М. Михеева. – М.: ООО «ИД БАСТЕТ», 2010. - 344 с.

53. Пат. 2355958, Рос. Федерация: МПК7 F25B 21/04, H01L 35/02, H01L 35/30, Компактные высокоэффективные термоэлектрические системы / Белл Л., № 2005108566; заявл. 07.08.2003; опубл. 20.05.2009, Бюл. № 14 - 32 с.

54. Пат. 2358357, Рос. Федерация: МПК⁷ H01L 35/28, Термоэлектрическое устройство / Штерн Ю.И., [и др.], № 2007134623; заявл. 18.09.2007; опубл. 10.06.2009, Бюл. № 16 - 12 с.

55. Пат. 2364803, Рос. Федерация: МПК⁷ F25B 21/02, Термоэлектрический модуль / Штерн Ю.И., [и др.], № 2007134625; заявл. 18.09.2007; опубл. 20.08.2009, Бюл. № 23 - 10 с.

56. Пат. 2383318, Рос. Федерация: МПК⁷ A61F 9/00, A61F 9/07 Устройство офтальмологическое / Сурков А.А., Сосновский А.А., Бакиев

М.Н., Недавний В.С., Еловская О.С., № 2008145069; заявл. 14.1.2008; опубл. 10.03.2010, Бюл. № 7 - 7 с.

57. Пат. 2388105, Рос. Федерация: МПК⁷ H01J 45/00, H01L 35/00, Термоэлектрический преобразователь / Ключник В.Н., № 2009101058; заявл. 14.01.2009; опубл. 27.04.2010, Бюл. № 12 - 7 с.

58. Пат. 2445025, Рос. Федерация: МПК⁷ A61B 17/22, Ловушка - экстрактор для извлечения посторонних объектов из полостей тела и способ ее изготовления / Диамант В., Яско Н., Деланей К., № 2009115703; заявл. 02.10.2007; опубл. 20.03.2012, Бюл. № 8 - 32 с.

59. Пат. 2492824, Рос. Федерация: МПК⁷ A61B 17/22, Траловое устройство для извлечения инородных тел из трубчатых органов / Прокошкин С.Д., Хмелевская И.Ю., Рыклина Е.П., Коротницкий А.В., Чернов-Хараев А.Н., Сутурин М.В., № 2010150010; заявл. 30.11.2010; опубл. 20.09.2013, Бюл. № 26 - 13 с.

60. Пат. 2528392, Рос. Федерация: МПК⁷ H01L 23/38, H01L 23/373, Устройство охлаждения ИС / Зенин В.В., Колбенков А.А., Стоянов А.А., Шарапов Ю.В., № 2013109250; заявл. 01.03.2013; опубл. 20.09.2014, Бюл. № 26 - 10 с.

61. Пат. 2541818, Рос. Федерация: МПК⁷ A61B 17/221, Устройство для захвата и извлечения объектов из полостей тела / Диамант В., Лотан К., Даненберг Х., № 2013130389; заявл. 23.05.2012; опубл. 20.02.2015, Бюл. № 5 - 45 с.

62. Пат. 2572451, Рос. Федерация: МПК⁷ A61B 18/02, F25B 21/02, Криохирургический аппарат / Леушин В.Ю., Бобрихин А.Ф., Гудков А.Г., Цыганов Д.И., № 2014133457; заявл. 14.08.2014; опубл. 10.01.2016, Бюл. № 1 - 8 с.

63. Пат. 2586455, Рос. Федерация: МПК⁷ A61B 17/34, A61B 10/02, Способ извлечения удаленных органов и инородных тел из полости тела / Хаиров А.М., Лапшин А.С., Байсиев А.Х., № 2015106757; заявл. 26.02.2015; опубл. 10.06.2016, Бюл. № 16 - 9 с.

64. Пат. 2625780, Рос. Федерация: МПК⁷ А61В 17/00, Устройство для манипуляций с инородными объектами в полых органах / Хачин В.Н., Хачин С.В., № 2014144355; заявл. 31.10.2014; опубл. 18.07.2017, Бюл. № 12 - 19 с.

65. Пат. 2688983, Рос. Федерация: МПК⁷ А61В 17/52, А61М 25/00 Метод шадящего зондирования для извлечения ферромагнитных инородных тел с гладкими поверхностями из мягких тканей человека через посттравматические каналы / Потехин В.Ф., № 2018116776; заявл. 04.05.2018; опубл. 23.05.2019, Бюл. № 15 - 7 с.

66. Пат. 2704225, Рос. Федерация: МПК⁷ А61F 9/007, Способ извлечения инородного тела из заднего сегмента глаза / Бойко Э.В., Кудлахмедов Ш.Ш., № 2018134719; заявл. 01.10.2018; опубл. 24.10.2019, Бюл. № 30 - 8 с.

67. Пат. 2704536, Рос. Федерация: МПК⁷ А61В 17/221, Экстрактор для извлечения камней из мочеочника / Никитин А.А., № 2019100608; заявл. 10.01.2019; опубл. 29.10.2019, Бюл. № 31 - 9 с.

68. 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.

69. Пат. 208170, Рос. Федерация: МПК⁷ А61F 7/10 Термоэлектрическое устройство для извлечения инородных объектов из тела человека / Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Насрулаев А.М., № 2021112909; заявл. 30.04.2021; опубл. 07.12.2021, Бюл. №34. - 4 с.

70. Пат. 2767429, Рос. Федерация: МПК⁷ F25В 21/02, Н01L 35/02 Термоэлектрический холодильник / Нургалиев М.И., № 2020113923; заявл. 19.04.2020; опубл. 17.03.2022, Бюл. № 8 - 9 с.

71. Пат. 209702, Рос. Федерация: МПК⁷ А61F 7/10 Термоэлектрическое устройство для извлечения инородных объектов из тела человека / Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Насрулаев А.М., № 2021112899; заявл. 30.04.2021; опубл. 18.03.2022, Бюл. №8. - 4 с.

72. Полевой, А.А. Низкотемпературные технологии / А.А. Полевой // Холодильная техника. - 2012. - № 1. - С.52-54.
73. Пономаренко, Г. Н. Биофизические основы физиотерапии / Г.Н. Пономаренко, И.И. Турковский. - М.: Медицина, 2006. - 176 с.
74. Разумовский, А.Ю. Магнитные инородные тела желудочно-кишечного тракта у детей / А.Ю. Разумовский, А.Н. Смирнов, Р.О. Игнатъев // Хирургия. - 2012. - №9. - С. 64-69.
75. Самарский, А.А. Вычислительная теплопередача / А.А. Самарский, П.М. Вабшцевич. - М: Едиториал УРСС. - 2003. - 784 с.
76. Сергиенко, О.И. Экологические аспекты термоэлектрического охлаждения / О.И. Сергиенко, Л.П. Булат, С.Е. Копыльцова, В.А. Староверова, М.Е. Гужва, А.С. Виноградов // Термоэлектричество. - 2010. - № 4. - С.5-10.
77. Сидоренко, Н.А. Криогенный термоэлектрический модуль для рабочего интервала температур ниже 90 К / Н.А. Сидоренко, З.М. Дашевский // Физика и техника полупроводников. - 2019. - №6. - С. 761-764.
78. Стефанюк, Е.В. Дополнительные граничные условия в нестационарных задачах теплопроводности / Е.В. Стефанюк, В.А. Кудинов // Теплофизика высоких температур. - 2009. - №2. - С.269-282.
79. Струтинский, М.Н. Компьютерные технологии в термоэлектричестве / М.Н. Струтинский // Термоэлектричество. - 2009. - № 4. - С.32-48.
80. Сулин А.Б. Термоэлектрические системы охлаждения. Анализ потерь и пути повышения эффективности / А.Б. Сулин // Холодильная техника. - 2009. - №8. - С.36-39.
81. Такенобу, Кадзикава Новейшие разработки в области технологии термоэлектрического генерирования электроэнергии в Японии / Кадзикава Такенобу, Фунаками Риодзи // Термоэлектричество. - 2016. - № 1. - С.5-17.
82. Теория тепломассообмена / Под. ред. А.И. Леонтьева. - М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2018. - 464 с.

83. Ткалич, В.Л. Обработка результатов технических измерений / В.Л. Ткалич, Р.Я. Лабковская. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2011. – 72 с.
84. Ушаков, А.А. Практическая физиотерапия / А.А. Ушаков. - М.: ООО Медицинское информационное агентство, 2009. - 612 с.
85. Филин, С.О. Современное состояние и перспективы разработки и производства стационарных термоэлектрических холодильников / С.О. Филин, Б. Закшевский // Термоэлектричество. - 2008. - № 2. - С.74-88.
86. Филин, С.О. Сравнительный анализ энергетических характеристик современных термоэлектрических холодильников / С.О. Филин // Термоэлектричество. – 2017. - №6. - 67-76.
87. Хрыщанович, В.Я. Инородные тела пищеварительного тракта: хирургические аспекты диагностики и лечения / В.Я. Хрыщанович, И.М. Ладутько, Я.В. Прохорова // Медицинский журнал.- 2009. - №1.- С. 9-14.
88. Цыганов, Д.И. Криомедицина: процессы и аппараты / Д.И. Цыганов. - М.: САЙНС-ПРЕСС, 2011. - 304 с.
89. Черепанин, А.И. Лапароскопическое удаление инородного тела брюшной полости / А.И. Черепанин, А.М. Нечаенко, Е.И. Нечипоренко // Хирургия. - 2007. - №12. - С. 47-48.
90. Чистякова, В.Р. Инородные тела дыхательных путей у новорожденных и грудных детей / В.Р. Чистякова, Л.И. Липилина, Т.А. Умыскова. - М.: Икар, 2000. - 156 с.
91. Шучитангшу, Чаттерджи Термоэлектричество по индийскому сценарию / Чаттерджи Шучитангшу // Термоэлектричество. - 2016. - №6. - С.5-21.
92. Юнусов, А.С. Эпидемиология инородных тел полости носа в условиях крупного мегаполиса / А.С. Юнусов, [и др.] // Российская оториноларингология. - 2017. - № 5. - С. 83-87.
93. Яромич, И.В. Скорая и неотложная медицинская помощь / И.В. Яромич. - Минск: Вышэйшая школа. - 2010. - 289 с.

94. Bergman, T.L. Fundamentals of heat and mass transfer / T.L. Bergman, A.S. Lavine, F.P. Incropera, D.P. Dewitt. - New York: John Wiley & Sons, 2011. - 1076 p.
95. Cavazos, M A new positive-pressure device for nasal foreign body removal / M. Cavazos [et al.] // Pediatric emergency care. - 2014. - № 2. - P. 94-96.
96. Ding, L.C. A review of power generation with thermoelectric system and its alternative with solar ponds / L.S. Ding, A. Akbarzadeh, L. Tan // Renewable and sustainable energy reviews. - 2018. Vol.81. - P. 799-812.
97. Goldsmid, H.J. Introduction to thermoelectricity / H.J. Goldsmid. - New York: Springer, 2010. - 121 p.
98. Goldsmid, H.J. Thermoelectric refrigeration / H.J. Goldsmid. - New York: Springer, 2013. - 240 p.
99. <http://www.crystalltherm.com>.
100. <http://ite.inst.cv.ua>.
101. http://www.komatsu_electronics.co.jp.
102. <http://www.kryotherm.spb.ru>.
103. <http://www.rifcorp.ru>.
104. <http://www.marlow.com>.
105. <http://www.termiona.ru>.
106. <http://www.melcor.com>.
107. <http://www.osterm.ru>.
108. Hyoungh-Seuk, Choi Prediction of reliability on thermoelectric module through accelerated life test and physics - of - failure / Choi Hyoungh-Seuk // Electronic materials letter. – 2011. - №7. - P.175-182.
109. Kalyanasundaram, R. An unusual foreign body in the nasal cavity / R. Kalyanasundaram [et al.] // International journal of otolaryngology and head & neck surgery. - 2014. - Vol.3. - P. 267-270.

110. Kuroki, T. Thermoelectric generation using waste heat in steel works / T. Kuroki, K. Kabeya, K. Makino, T. Kadjihara, H. Hachiuma, H. Matsuno, A. Fujibayashi // *Journal of Electronic materials*. - 2014. - №6. - P.2405-2410.
111. Lobunets, Y.M. Criteria for performance evaluation of thermoelectric energy converter / Y.M. Lobunets // *Journal of thermoelectricity*. - 2014. - №2. - P.65-78.
112. Marinyuk B.T. Heat transfer of a straight flat fin surface subjected to low temperature and immersed in an aqueous medium with a constant temperature / B.T. Marinyuk, M.A. Ugol'nikova, I.I. Serenov // *Chemical and petroleum engineering*. - 2016. - № 11-12. - P. 835-837.
113. Nagase, K. Development of durability testing for thermoelectric power generation module / K. Nagase, A. Yamamoto // *Journal of Kinzoku materials science and technology*. - 2016. - №3. - P.1347-1364.
114. Toshima, N. Thermoelectric performance of organic materials including hybrid system / N. Toshima // *Journal of Kinzoku materials science and technology*. - 2016. - №3. - P.103-109.
115. Pasquali P. Cryosurgery: a practical manual / P. Pasquali. - New York: Springer, 2015. - 441 p.
116. Patent JP 2006130055 (A) Cryotherapy apparatus by Peltier module / element and temperature control method for cryotherapy by Peltier module element / Maruyama Shigenao, Yamaya Tomoyuki, Alba Setsuya, 2006.
117. Patent KR 20120090862 (A) An apparatus for hot and cold therapy which utilizes thermoelectric module / Kang Sung Mo, 2012.
118. Patent WO 2013164820 (A1) Cryocatheter with coolant fluid cooled thermoelectric module / Berger Avi, Hazan Avri, 2013.
119. Patent US 7037326 Skin cooling device using thermoelectric element / Hee-Young Lee, 2006.
120. Ping, Y. Approach on thermoelectricity realibility of board - level backplane based on the orthogonal experiment design / Y. Ping // *International journal of materials and structural integrity*. - 2010. - №4. - P.170-185.

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

122. Ssennoga, Twaha A comprehensive review of thermoelectric technology: Materials, applications, modeling and performance improvement / Twaha Ssennoga, Zhu Jie, An Yuying, Li Bo // Renewable and sustainable energy reviews. - 2016. - №65. - P.114-121.

123. Thaokar, C. Temperature field reconstruction for minimally invasive cryosurgery with application to wireless implantable temperature sensors and/or medical imaging / C. Thaokar, Y. Rabin // Cryobiology. - 2012. - № 65. - P. 270-277.

124. Thaokar, C. A new method for temperature-field reconstruction during ultrasound-monitored cryosurgery using potential-field analogy / C. Thaokar, M.R. Rossi, Y. Rabin // Cryobiology. - 2016. - № 72. - P. 69-77.

Приложение

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



ЗОЛОТАЯ МЕДАЛЬ

В номинации

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

награждается

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

за разработку

«Термоэлектрическое устройство для извлечения инородных
объектов из тела человека»

Авторы:

Исмаилов Тагир Абдурашидович,
Евдулов Олег Викторович,
Насрулаев Абдула Магомедович,
Щербаков Кирил Андреевич

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



А.М. Марков

БАРНАУЛ 22-24 МАЯ 2018



**КОНКУРС
«ЛУЧШИЙ ИННОВАЦИОННЫЙ ПРОЕКТ
И ЛУЧШАЯ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКАЯ
РАЗРАБОТКА ГОДА»**



ДИПЛОМ

II СТЕПЕНИ

(с вручением серебряной медали)

награждается

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

за разработку

Термоэлектрическое устройство для извлечения инородных объектов из тела человека

в номинации

Лучший инновационный проект (разработка) в следующей области:

- персонализированная медицина, санитария, профилактика, вакцины и сыворотки, здоровый образ жизни, медицинская техника, искусственные органы чувств, импланты и протезы, предметы личной гигиены, сохранение населения, здоровье и благополучие людей, снижение потерь от социально значимых заболеваний

Председатель Конкурсной комиссии,
академик МАНИПТ

С.П.Фалеев

Директор Северо-Западного центра
экспертизы ФГБНУ НИИ РИНКЦЭ

Е.Н.Яковлева

Сопредседатель Конкурсной комиссии,
генеральный директор ООО «ВО «РЕСТЭК»

Д.А.Никитин

В рамках
выставки:



Организатор:



При поддержке:



**26-28 АПРЕЛЯ 2022
Санкт-Петербург**

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



СЕРЕБРЯНАЯ МЕДАЛЬ

в номинации

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

награждается

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

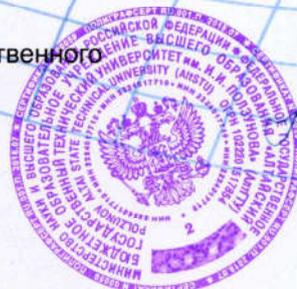
за разработку

«Устройство для извлечения инородных объектов из тела человека
на базе термоэлектрического охладителя»

Авторы:

Исмаилов Тагир Абдурашидович
Евдулов Олег Викторович
Насрулаев Абдула Магомедович

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



А.М. Марков

БАРНАУЛ 30 сентября 2020



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
A61F 7/10 (2021.08)

(21)(22) Заявка: 2021112909, 30.04.2021

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
30.04.2021

Дата регистрации:
07.12.2021

Приоритет(ы):
(22) Дата подачи заявки: 30.04.2021

(45) Опубликовано: 07.12.2021 Бюл. № 34

Адрес для переписки:
368101, Респ. Дагестан, г. Кизилюрт, пгт
Бавтугай, ул. Омара Гасанова, 13, кв. 1,
Насрулаев Абдула Магомедович

(72) Автор(ы):

Исмаилов Тагир Абдурашидович (RU),
Евдулов Олег Викторович (RU),
Насрулаев Абдула Магомедович (RU)

(73) Патентообладатель(и):

Насрулаев Абдула Магомедович (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: RU 2320474 C2, 27.03.2008. RU
2003291 C1, 30.11.1993. RU 2104673 C1,
20.02.1998. US 4612931 A, 23.09.1986. US 4600008
A, 15.06.1986.

(54) ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗВЛЕЧЕНИЯ ИНОРОДНЫХ ОБЪЕКТОВ
ИЗ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

(57) Реферат:

Полезная модель относится к медицинской технике и предназначена для проведения процедур по извлечению инородных объектов из тела человека.

Технический результат, достигаемый заявляемой полезной моделью, заключается в обеспечении надежного контакта инородного объекта с устройством без повреждения и обморожения близлежащих тканей при проведении операции по его извлечению из тела человека.

Устройство содержит манипулятор, изготовленный в виде полый трубки цилиндрической формы из материала с низкой теплопроводностью (например пластмасс, используемых в медицине), которая в общем случае может быть выполнена гибкой. Внутри трубки размещен цилиндрический металлический

стержень, который с помощью направляющих может перемещаться по длине трубки. Металлический стержень по центральной оси имеет сквозное отверстие. На торцевой поверхности металлического стержня, обращенной к извлекаемому объекту, закреплена термоэлектрическая батарея (ТЭБ), на рабочую поверхность которой для лучшего сцепления с извлекаемыми объектами может быть нанесено губчатое вещество, перед процедурой смачиваемое жидкостью. ТЭБ имеет кольцевую форму с электрическими контактами для подключения источника электрической энергии, находящимися в центре. Провода, осуществляющие электрическое соединение ТЭБ и источника электрической энергии, проходят через сквозное отверстие металлического стержня. 1 фиг.



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
A61F 7/10 (2021.08)

(21)(22) Заявка: 2021112899, 30.04.2021

(24) Дата начала отчета срока действия патента:
30.04.2021

Дата регистрации:
18.03.2022

Приоритет(ы):
(22) Дата подачи заявки: 30.04.2021

(45) Опубликовано: 18.03.2022 Бюл. № 8

Адрес для переписки:
368101, Респ. Дагестан, г. Кизилюрт, п.г.т.
Бавтугай, ул. Омара Гасанова, 13, кв. 1,
Насрулаев Абдула Магомедович

(72) Автор(ы):
Исмаилов Тагир Абдурашидович (RU),
Евдулов Олег Викторович (RU),
Насрулаев Абдула Магомедович (RU)

(73) Патентообладатель(и):
Насрулаев Абдула Магомедович (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: RU 2320474 C2, 27.03.2008. RU
2018110020 A, 23.09.2019. RU 2134538 C1,
20.08.1999. US 5895398 A, 20.04.1999.

(54) ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗВЛЕЧЕНИЯ ИНОРОДНЫХ ОБЪЕКТОВ ИЗ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

(57) Реферат:

Полезная модель относится к медицинской технике и предназначена для проведения процедур по извлечению инородных объектов из тела человека.

Технический результат, достигаемый заявляемой полезной моделью, заключается в обеспечении надежного контакта инородного объекта с устройством без повреждения и обморожения близлежащих тканей при проведении операции по его извлечению из тела человека.

Устройство содержит манипулятор, изготовленный в виде полой трубки цилиндрической формы из материала с низкой теплопроводностью (например пластмасс, используемых в медицине), которая в общем случае может быть выполнена гибкой. Внутри трубки размещена полая металлическая тонкостенная емкость также цилиндрической

формы со сквозным отверстием по центральной оси, заполненная веществом, имеющим большую теплоту плавления и температуру плавления, лежащую в пределах 35-55°C, которая с помощью направляющих может перемещаться по длине трубки. Емкость по центральной оси имеет сквозное отверстие. На торцевой поверхности емкости, обращенной к извлекаемому объекту, закреплена термоэлектрическая батарея (ТЭБ), на рабочую поверхность которой для лучшего сцепления с извлекаемыми объектами может быть нанесено губчатое вещество, перед процедурой смачиваемое жидкостью. ТЭБ имеет кольцевую форму с электрическими контактами для подключения источника электрической энергии, находящимися в центре. Провода, осуществляющие электрическое соединение ТЭБ и источника электрической энергии, проходят через сквозное отверстие емкости. 1 фиг.

УТВЕРЖДАЮ
Главный врач ГБУ РД
«РКБ им. А.В. Вишневого»
Мусаев Г.Х.
«11» 02 2022 г.



АКТ
о клинической апробации и внедрении результатов НИР

Настоящим актом подтверждается, что результаты диссертационного исследования соискателя кафедры теоретической и общей электротехники ФГБОУ ВО "Дагестанский государственный технический университет" Насрулаева Абдулы Магомедовича "Исследование и разработка термоэлектрической системы для извлечения инородных объектов из тела человека методом примораживания" применены в клинической практике ГБУ РД "РКБ им. А.В. Вишневого" в период с 17.01.2022 г. по 18.02.2022 г.

Объект внедрения: термоэлектрическое устройство для извлечения инородных объектов из тела человека методом примораживания, методики проведения процедур по извлечению инородных объектов из тела человека с его использованием.

Результаты клинической апробации.

Проведено 9 процедур по извлечению инородных тел, из них 5 процедур по извлечению инородных тел из полости носа, 4 процедур - из слуховых проходов.

В ходе апробации приборов выявлены следующие положительные результаты:

- 1) сокращение времени процесса извлечения инородных тел;
- 2) безболезненность удаления инородного тела из носовой полости и слуховых проходов;
- 3) неинвазивность манипуляции.

В ходе апробации устройства осложнений не наблюдалось.

Результаты внедрения.

Разработано термоэлектрическое устройство для удаления инородных тел из полости носа и слуховых каналов.

Врач приемного покоя
(ПДО хирургии), к.м.н.

К.И. Гаджиев

Зав. кафедрой болезней уха, горла
и носа с усовершенствованием врачей,
д.м.н., профессор

Ю.А. Джамалудинов

УТВЕРЖДАЮ

Общество с ограниченной
ответственностью "Эрфольг"



Директор

Т.Р. Хаджиев

«02» 03 2022 г.

АКТ

о внедрении результатов диссертационной работы А.М. Насрулаева на тему
"Исследование и разработка термоэлектрической системы для извлечения
инородных объектов из тела человека методом примораживания"

Настоящий акт выдан в том, что в ООО "Эрфольг" были внедрены результаты исследований и разработки диссертанта А.М. Насрулаева, а именно:

- метод извлечения инородных объектов из тела человека методом примораживания, реализованный на основе термоэлектрической системы специальной конструкции, позволяющий обеспечить быстрое и безболезненное удаление инородного объекта из полостей и мягких тканей человеческого организма;
- методика расчета термоэлектрической системы для извлечения инородных объектов из тела человека методом примораживания.

Результаты исследований повысили тактико-технические характеристики разрабатываемых предприятием систем и устройств за счет внедрения новых технологий, повышения их надежности и энергетической эффективности и принесли экономический эффект в размере 630 тыс. руб.

Инженер ООО "Эрфольг"

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "I.A. Rassaev".

Рассаев И.А.

- erfolgmt.ru
- +7 (928) 895-70-70
- ул. Мичурина, 98, Грозный (офис)

УТВЕРЖДАЮ

Врио ректора

ФГБОУ ВО "Дагестанский государственный
технический университет"

к.э.н., доцент

Н.Л. Баламирзоев

2022 г.



АКТ

внедрения результатов НИР в учебный процесс

Настоящим актом подтверждается, что результаты диссертационной работы Насрулаева Абдулы Магомедовича "Исследование и разработка термоэлектрической системы для извлечения инородных объектов из тела человека методом примораживания", **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 № 5 от 15 января 2022 г.) и решения Совета факультета радиоэлектроники, телекоммуникации и мультимедийных технологии (РТиМТ) (протокол № 5 от 20 января 2022 г.) ФГБОУ ВО "Дагестанский государственный технический университет".

Вид внедренных результатов - математическая модель и конструкция термоэлектрической системы для извлечения инородных объектов из тела человека методом примораживания, методы расчета, проектирования и испытания данной системы.

Форма внедрения. Указанные 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

Декан Ф РТиМТ,
к.ф.-м.н., доцент

 Г.Д. Кардашева