

Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Хазамова М.А., Гидуримова Д.А.

ФГБОУ ВПО «Дагестанский государственный технический университет»,
пр. имама Шамиля, 70, Махачкала, 367015, Россия

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ПАНАРИЦИИ

В работе рассмотрены результаты экспериментальных исследований опытного образца термоэлектрического устройства для лечения панариция. Приведена конструкция прибора, экспериментального стенда, а также результаты натурного эксперимента в виде графиков зависимости изменения температуры в контрольных точках устройства во времени при различных режимах его работы.

Ключевые слова: термоэлектрическое устройство, панариций, экспериментальный стенд, натурные испытания, термоэлектрическая батарея, температура.

The paper is concerned with the results of experimental investigations of prototype thermoelectric device for the therapy of whitlow. The device construction, the test bench, as well as the results of full-scale experiment in the form of plots of time history of temperature at device control points under different operating modes are presented.

Key words: thermoelectric device, whitlow, test bench, full-scale test, thermopile, temperature.

Введение

В последние годы отмечается рост гнойно-воспалительных заболеваний кисти – различного рода панарициев и флегмон. Гнойные заболевания пальцев и кисти занимают первое место по частоте среди всех гнойных процессов. От всех первичных больных, обращающихся к хирургу, больные с панарициями и флегмонами кисти составляют от 15 % до 31 % [1]. Результаты традиционного хирургического лечения нагноившихся, открытых переломов фаланг пальцев и кисти нельзя признать удовлетворительными из-за частых повторных операций (17.1 %), ампутаций пальцев (7.1 %) и неблагоприятных функциональных и эстетических исходов. Повторные операции приводят к инвалидности у больных. Повреждения кисти составляют около 1/3 всех травм опорно-двигательного аппарата, достигая в некоторых областях промышленности до 70 %.

Лечение гнойных болезней представляет собой сложный терапевтический процесс, направленный на регуляцию местных и общих проявлений болезни, а также на подавление и ликвидацию патогенных возбудителей, коррекцию гомеостаза, стимуляцию иммунных и репаративных процессов.

На основе анализа литературных источников выявлены следующие методы лечения гнойных заболеваний пальцев кисти.

Для лечения ранних форм панариция и флегмоны кисти используются процедуры, основанные на применении различного рода горячих ванн с лечебными растворами [2]. Например, может быть использована 5 %-я прополисная вода температурой 311 К [3], а также

раствор перманганата калия при температуре 310 – 312 К [4]. Однако известно, что горячие ванны, независимо от состава водной среды, способствуют отеку воспаленных тканей пальцев и кисти, усиливают застойные явления в очаге воспаления, ухудшают микроциркуляцию, способствуют форсированному накоплению в очаге воспаления продуктов метаболизма и в целом негативно сказываются на результатах лечения.

Схожими с рассмотренным видом лечения являются нафталанолечение, озокеритолечение и парафинолечение, при которых применяются подогретые пелоидоподобные вещества – нафталанская нефть, озокерит, парафин, прикладываемые к пораженным участкам [1]. При этом указанным методам лечения также свойственны недостатки, рассмотренные выше.

Для консервативного лечения панариция также применяются новокаиновые блокады, инфильтрация очага поражения 1%-ным раствором диоксидина, рентгенотерапия, аппликация радиоактивного кобальта, ультразвук, лучи лазера [2, 5]. Однако из-за этиопатогенетической необоснованности лечебного действия перечисленных средств, низкой их терапевтической эффективности, громоздкости и технической сложности применения они не имеют широкого распространения в лечебной практике.

Для консервативного лечения начальных форм панариция используется местная пролонгированная гипотермия [6]. Местная пролонгированная гипотермия в серозно-инфильтративной фазе панариция и флегмоны кисти обладает мощным этиопатогенетическим лечебным эффектом и позволяет клинически дифференцировать фазу серозной инфильтрации от гнойно-воспалительных изменений в тканях. Наиболее распространенными методами лечения при этом считаются аппликации льда, криогеля, массаж со льдом, холодная ванна (температура воды около 273 К), холодные обертывания, использование криоаэрозолей и др. [7].

Здесь необходимо отметить, что техническая реализация данных методов недостаточна. К недостаткам существующих современных средств гипотермии следует отнести отсутствие точной регулировки температуры и длительности воздействия, невозможность чередования тепла и холода, «не комфортное» восприятие процедур пациентами. В этой связи целесообразным является разработка новых систем и устройств для проведения таких процедур, имеющих высокие эксплуатационные показатели. По своим основным массогабаритным, надежностным и энергетическим показателям для создания подобного рода систем подходят термоэлектрические преобразователи энергии, исследования которых на предмет использования в данной области техники на сегодняшний день не проводились.

Целью настоящей работы является проведение натуральных испытаний опытного образца термоэлектрического устройства (ТЭУ) для лечения панариция, разработанного коллективом лаборатории полупроводниковых термоэлектрических приборов и устройств ФГБОУ ВПО «Дагестанский государственный технический университет» [8], а также изучение и анализ полученных данных.

Объектом экспериментальных исследований являлся опытный образец ТЭУ (рис. 1), состоящий из корпуса 1, в верхней части которого проделаны отверстия, к которым приварены металлические стаканы 2 для пальцев руки человека. Стаканы расположены так, чтобы имелась возможность опускать в них пальцы рук. В корпусе 1 также расположена емкость 3 для имитатора лечебного раствора. Емкость 3 через трубки 4 соединена со всеми стаканами 2 наподобие сообщающихся сосудов. К внешней поверхности стаканов 2 с обеспечением теплового контакта присоединены рабочие спаи термоэлектрической батареи (ТЭБ) 5. Опорные спаи ТЭБ 5 обдуваются потоком воздуха, нагнетаемым вентиляторным агрегатом 6. В качестве ТЭБ в натуральных испытаниях опытного образца прибора использованы стандартные

термоэлектрические модули типа ТЭБ ТВ-63-1.0-2.0 (изготовитель – инженерно-производственная фирма Криотерм [9]). Внешний вид прибора показан на рис. 2. В качестве имитатора лечебного раствора использовался раствор перманганата калия в воде.

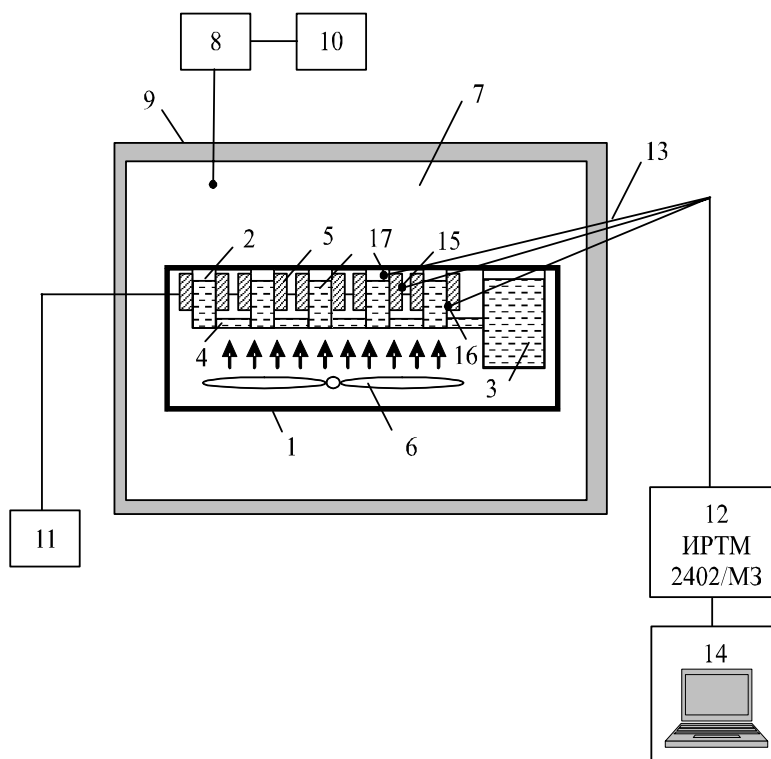


Рис. 1. Принципиальная схема экспериментального стенда.

При проведении экспериментальных исследований опытный образец ТЭУ помещался в теплоизолированную климатическую камеру 7, температура и относительная влажность в которой регулируется блоком управления 8, связанным с датчиком температуры и влажности 9, показания которого регистрируются цифровым табло 10. Питание ТЭБ осуществлялось источником электрической энергии 11. Для проведения измерений использовались встроенные в источник электрической энергии амперметр и вольтметр, а также многоканальный измеритель ИРТМ 2402/МЗ 12, подключенный к ПЭВМ 14.

В ходе эксперимента определялись напряжение и ток на ТЭБ, температура окружающей среды, температуры в контрольных точках опытного образца ТЭУ. Измерения температуры проводились посредством медь-константановых термопар 13, опорные спаи которых размещались в сосуде Дьюара, а сигнал снимался измерителем ИРТМ 2402/МЗ 12 и выводился на ПЭВМ 14. Термопары 13 размещались в контрольных точках: на опорных 15 и рабочих 16 спаях ТЭБ, в имитаторе лечебного раствора 17.

Перед проведением эксперимента проверялась надежность тепловых и электрических контактов. Опыты проводились сериями по пять экспериментов в идентичных условиях. Температура окружающей среды задавалась равной 296 К, относительная влажность – 55 %.

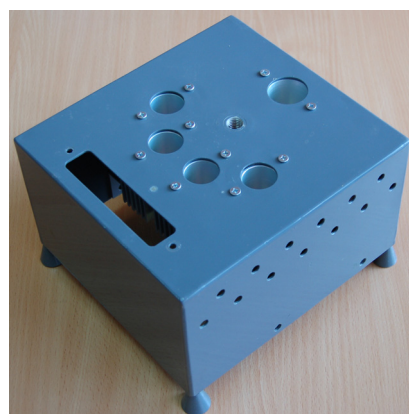


Рис. 2. Внешний вид опытного образца ТЭУ для лечения панариция.

На рис. 3 – 4 приведены графики изменения температуры в контрольных точках ТЭУ во времени при работе ТЭБ в режиме охлаждения и нагрева для величины тока питания, равной $I = 1.8$ А. Рассмотрены изменения во времени температуры рабочих и опорных спаев ТЭБ, а также имитатора лечебного раствора. Согласно представленным данным изменение температуры, как в случае охлаждения, так и в случае нагрева имитатора лечебного раствора, носит монотонный характер, убывающий в первом случае и возрастающий во втором, стремящийся к определенному стационарному значению. При оговоренном токе питания ТЭБ и соответствующим условиям эксплуатации ТЭУ указанное стационарное значение температура в контрольных точках принимает примерно через 7 – 7.5 мин, что соответствует полученным теоретическим результатам. При этом разность температур между рабочими спаями ТЭБ и имитатором лечебного раствора при выходе системы в стационарный режим работы составляет примерно $2.5 \div 3$ К. Данное обстоятельство позволяет говорить о незначительных тепловых потерях в разработанном приборе и его достаточно высоких энергетических характеристиках.

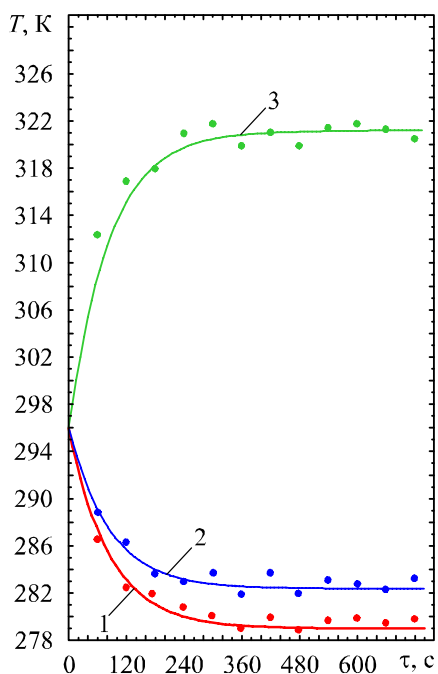


Рис. 3. Изменение температуры в контрольных точках ТЭУ во времени при работе ТЭБ в режиме охлаждения для $I = 1.8$ А. 1 – рабочий (холодный спай) ТЭБ, 2 – имитатор лечебного раствора, 3 – опорный (горячий) спай ТЭБ.

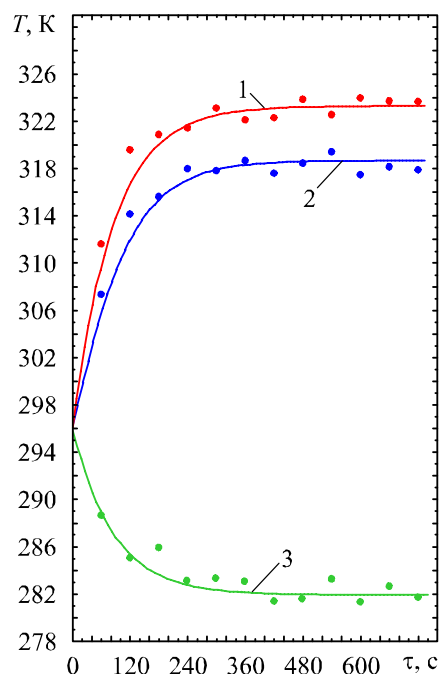


Рис. 4. Изменение температуры в контрольных точках ТЭУ во времени при работе ТЭБ в режиме нагрева для $I = 1.8$ А. 1 – рабочий (горячий) спай ТЭБ, 2 – имитатор лечебного раствора, 3 – опорный (холодный) спай ТЭБ.

На рис. 5 – 6 рассмотрены кривые, описывающие изменение температуры имитатора лечебного раствора во времени при работе ТЭБ в режиме охлаждения и нагрева для различных значений тока питания. Для режима охлаждения значение силы тока составляло 2.2 А, 1.8 А, 1.4 А, а для режима нагрева – 1.8 А, 1.3 А, 1.1 А соответственно. Согласно приведенным зависимостям увеличение значения питающего ТЭБ тока приводит соответственно к уменьшению температуры имитатора лечебного раствора при работе ТЭУ в режиме охлаждения и увеличению его температуры при работе ТЭУ в режиме нагрева, что соответствует увеличению холодо- и теплопроизводительности батарей. Так увеличение питающего ТЭБ тока с 1.4 А до 2.2 А при охлаждении имитатора лечебного раствора снижает

его температуру с 281 К до 276 К, а при нагреве увеличение тока питания ТЭБ с 1.1 А до 1.8 А увеличивает температуру биологического объекта с 313 К до 317 К.

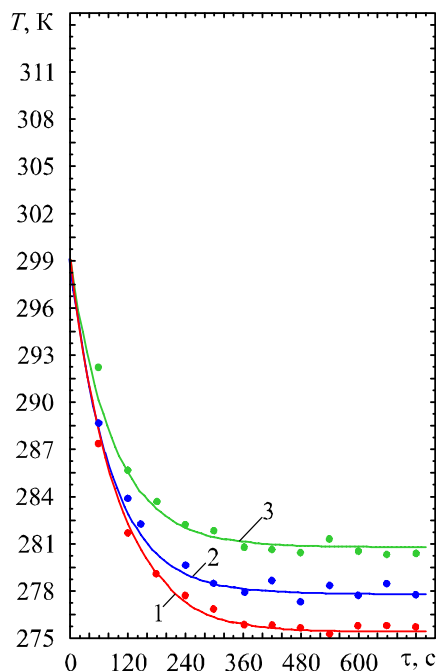


Рис. 5. Изменение температуры имитатора лечебного раствора во времени при работе ТЭБ в режиме охлаждения для различных значений тока питания: 1 – $I = 2.2 \text{ A}$; 2 – $I = 1.8 \text{ A}$; 3 – $I = 1.4 \text{ A}$.

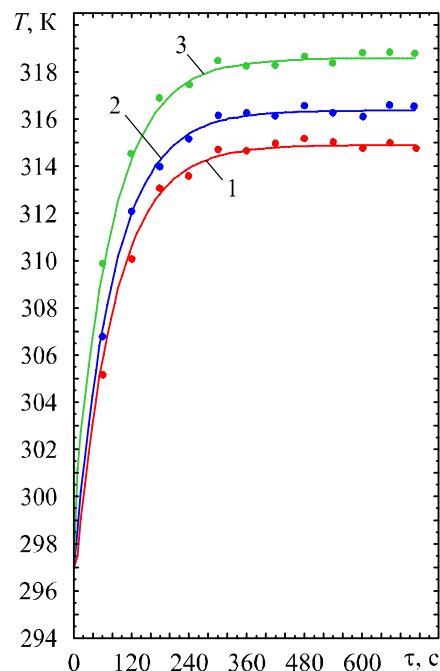


Рис. 6. Изменение температуры имитатора лечебного раствора во времени при работе ТЭБ в режиме нагрева для различных значений тока питания: 1 – $I = 1.1 \text{ A}$; 2 – $I = 1.3 \text{ A}$; 3 – $I = 1.8 \text{ A}$.

Таким образом, как показывает эксперимент, для реализации требуемых медицинских процедур, определяемых в первую очередь температурой имитатора лечебного раствора, применение стандартных ТЭМ типа ТЭБ ТВ-63-1.0-2.0 является вполне оправданным.

Для анализа возможностей динамического режима работы ТЭУ получены графики изменения температуры имитатора лечебного раствора во времени при изменении функционирования прибора с режима охлаждения на режим нагрева и наоборот, приведенные на рис. 7–8. Результаты приведены в первом случае для токов питания ТЭБ 1.2 А, 1.5 А, 1.8 А, для второго случая – для токов 1.4 А, 1.6 А, 1.8 А. Полученные экспериментальные данные также соответствуют результатам расчета. В обоих случаях продолжительность переходного процесса с режима охлаждения на режим нагрева и наоборот составляет порядка 8 мин, что с приемлемой точностью соответствует теоретическим выкладкам.

На рис. 9 представлены данные, касающиеся изменения температуры биологического объекта и имитатора лечебного раствора во времени при работе ТЭБ в режиме охлаждения и нагрева для $I = 1.8 \text{ A}$. Согласно приведенным данным температура имитатора лечебного раствора и непосредственно биологического объекта не соответствуют друг другу. Это связано, прежде всего, с конечными значениями теплоемкости и теплопроводности биологического объекта, а также его внутренними тепловыделениями. Для изученных условий разница в значениях температуры биологического объекта и имитатора лечебного раствора составляет около 3.5 К.

Надежность функционирования разработанного ТЭУ во многом зависит от эффективного теплосъема с опорных спаев ТЭБ. На рис. 10 для оценки возможностей теплосъема с горячих спаев ТЭБ в системе приведены данные об изменении температуры основания прибора во времени при охлаждающем воздействии для различных значений тока питания ТЭБ.

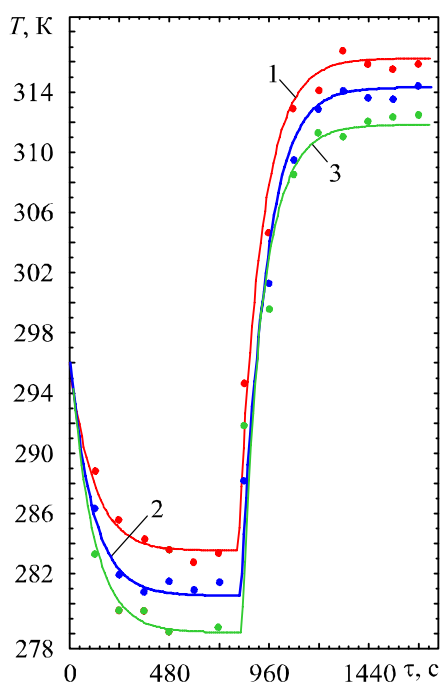


Рис. 7. Изменение температуры имитатора лечебного раствора во времени при контрастной тепловой процедуре с переходом ТЭУ из режима охлаждения в режим нагрева для различных значений тока питания ТЭБ: 1 – $I = 1.8$ А; 2 – $I = 1.5$ А; 3 – $I = 1.2$ А.

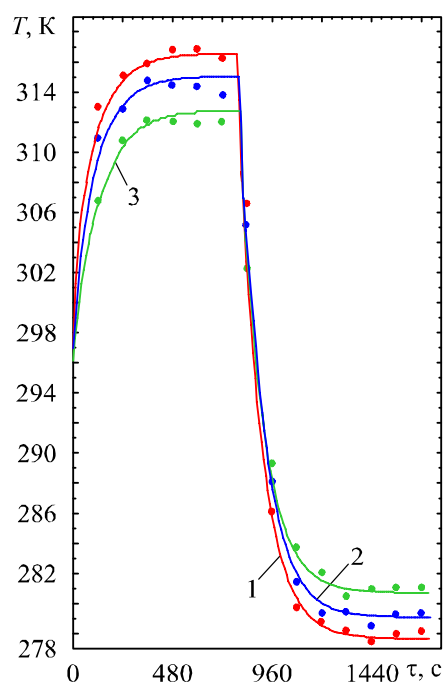


Рис. 8. Изменение температуры имитатора лечебного раствора во времени при контрастной тепловой процедуре с переходом ТЭУ из режима нагрева в режим охлаждения для различных значений тока питания ТЭБ: 1 – $I = 1.8$ А; 2 – $I = 1.6$ А; 3 – $I = 1.4$ А.

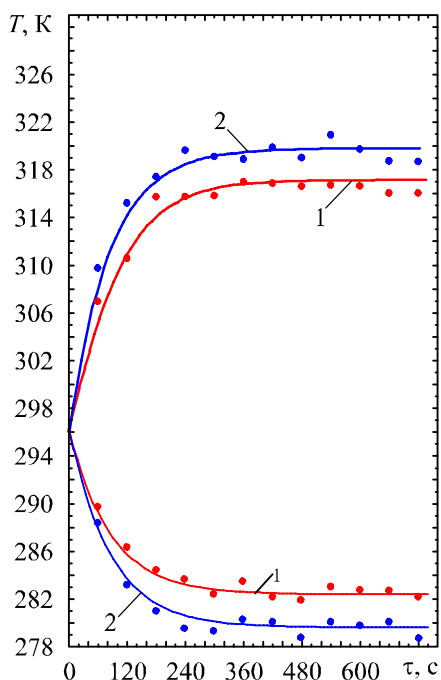


Рис. 9. Изменение температуры биологического объекта (1) и имитатора лечебного раствора (2) во времени при работе ТЭБ в режиме охлаждения и нагрева для $I = 1.8$ А.

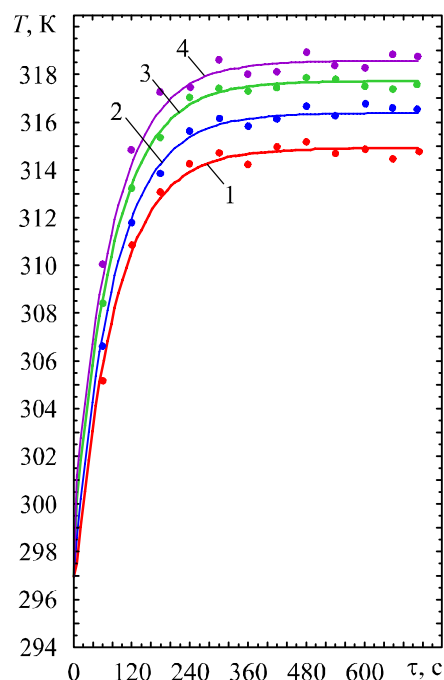


Рис. 10. Изменение температуры горячего спая ТЭБ во времени при работе в режиме охлаждения для различных значений тока питания: 1 – $I = 1$ А; 2 – $I = 1.2$ А; 3 – $I = 1.4$ А; 4 – $I = 1.6$ А.

Согласно приведенным графикам зависимостей следует, что значение температуры горячих спаев ТЭБ вполне приемлемо для используемого типа стандартных модулей. Данное обстоятельство определяет достаточно эффективный теплосъем в рассматриваемых условиях с горячих спаев ТЭБ и дает основание полагать о надежной работе разработанного прибора при проведении необходимых медицинских процедур.

По результатам экспериментов проведено сопоставление расчетных и экспериментальных данных. На рис. 3 – 10 помимо экспериментальных точек представлены также и результаты теоретических изысканий.

Представленные результаты исследований определяют приемлемое совпадение теоретических и экспериментальных данных. Их максимальное расхождение не превышает 5 – 6 %. Наибольшее отклонение расчетных данных от опыта наблюдается, в основном, на промежутке времени, связанном с выходом системы на режим, что определяется влиянием окружающей среды и неидеальной тепловой изоляцией системы «прибор-объект воздействия», а также некоторым разбросом параметров ТЭБ и измерительных приборов. Причем в случае охлаждения экспериментальные данные имеют несколько большие значения, чем расчетные, а в случае нагрева – меньшие значения на всем диапазоне измерений. Данное обстоятельство, в основном, связано с неидеальностью тепловой изоляции, что не удовлетворяет условиям, принятым в расчетных моделях, и, соответственно, теплопритокам к устройству.

Выводы

1. Для проведения медицинских процедур при лечении панариция может быть применен метод гипотермии, реализованный на основе разработанном авторами ТЭУ.
2. ТЭУ обладает малой инерционностью: продолжительность выхода в стационарный рабочий режим в исследованном диапазоне составляет – 7.5 мин.
3. Разность температур между рабочими спаями ТЭБ и лечебным раствором не превышает 3 К, что дает возможность говорить о незначительных тепловых потерях в приборе.
4. При проведении требуемых медицинских процедур в ТЭУ достаточным является использования стандартных ТЭМ типа ТВ-63-1.0-2.0 с максимальным током питания 2.3 А.
5. При работе устройства в динамическом режиме продолжительность переходного процесса с режима охлаждения на режим нагрева и наоборот составляет порядка 8 мин.
6. Согласно полученным данным температура лечебного раствора и непосредственно биологического объекта не соответствуют друг другу: в исследованном диапазоне разница в их температурах составляет 3.5 К.
7. Для обеспечения нормальной работы ТЭБ в ТЭУ достаточным является использование принудительного воздушного охлаждения.
8. При сопоставлении расчетных и экспериментальных данных их максимальное расхождение не превысило 5 – 6 %.

Литература

1. Бадиков А.Д. Аппликационная бета-терапия в комплексном лечении панариция в амбулаторных условиях: дис. кандидата медицинских наук. / А.Д. Бадиков – Санкт-Петербург, 2005. – 146 с.
2. Мелешевич А.В. Панариций и флегмона кисти: [учебное пособие по курсу «Хирургия» для студентов всех специальностей, в 3 частях]. / А.В. Мелешевич. – Часть 3. – Гродно, 2002. – 264 с.

3. Комарова Л.А. Руководство по физическим методам лечения. / Л.А. Комарова, Л.А. Благовидова. – Л.: Медицина, 1983. – 264 с.
4. Реабилитация больных с некоторыми заболеваниями и повреждениями кисти. Сборник научных трудов Горьковского НИИ травматологии и ортопедии / [Под ред. Азолова В.В. Горький], 1987. – 187 с.
5. Таксахани Масай. Клинический опыт комбинированного применения гипертермии и лучевой терапии. / Масай Таксахани // Медицинская радиология. – 1988. – № 12. – С. 25.
6. Кенц В.В. Местные холодовые воздействия в физиотерапии / В.В. Кенц, А.И. Сухенко, Т.М. Дука // Вопросы курортологии. 1983. – № 2. – С. 83 – 87.
7. Каданов Д.Н. Лечение гнойных заболеваний мягких тканей с помощью криогенного и криохирургического методов в условиях поликлиники. / Д.Н. Каданов, Ю.Т. Боженкова, В.И. Иванов // Хирургия. – 1985. – № 5. – С. 141 – 143.
8. Исмаилов Т.А. Результаты математического моделирования термоэлектрического устройства для лечения заболеваний пальцев кисти. / Т.А. Исмаилов, О.В. Евдулов, М.А. Хазамова, Д.А. Гидуримова // Тепловые процессы в технике. – 2011. – № 9. – С. 426 – 432.
9. <http://www.kryotherm.ru>.

Поступила в редакцию 12.07.2013.