

Математическая модель термоэлектрического устройства для лечения панариция методом местной гипотермии

Аннотация

Рассмотрена математическая модель термоэлектрического устройства (ТЭУ) для лечения панариция методом местной гипотермии. Она реализована на основе решения задачи теплопроводности для многослойного тела со сложной геометрией. В результате численного эксперимента получены зависимости изменения температуры различных точек системы «прибор – объект воздействия» в пространстве и во времени при различных величинах холодопроизводительности термоэлектрических модулей (ТЭМ), входящих в состав системы.

Введение

На сегодняшний день профилактика и лечение воспалительных и гнойных заболеваний тканей пальцев (панариция) является одной из наиболее сложных и недостаточно изученных проблем гнойной хирургии, что обусловлено высокой частотой возникновения болезни, длительными сроками нетрудоспособности и неблагоприятными функциональными результатами лечения [1]. Внимание к этой проблеме объясняется тяжелым течением раневого процесса на фоне снижения эффективности применяемых лекарственных средств в связи с приспособляемостью микроорганизмов и снижением иммунореактивности макроорганизма. Устойчивость микроорганизмов к ряду антибиотиков, участвующее присутствие грамотрицательных микроорганизмов и возросший госпитализм в хирургической практике являются причинами появления указанной проблемы. В этих условиях многие признанные и общепринятые методы лечения часто оказываются малоэффективными и возникает необходимость в их усовершенствовании, а также в разработке новых методов и средств с использованием новейших научно-технических достижений.

Для лечения ранних форм панариция на сегодняшний день используются процедуры, основанные на применении различного рода горячих ванн с лечебными растворами [2]-[4]. При использовании подобных физиотерапевтических методов лечения подогретые пеллоидоподобные вещества, такие как нафталанская нефть, озокерит, парафин, прикладываются к пораженным участкам. Следует отметить, что горячие ванны, независимо от состава водной среды, а также использование

подогретых веществ способствуют отеку воспаленных тканей пальцев и кисти, усиливают застойные явления в очаге воспаления, ухудшают микроциркуляцию, что негативно сказывается на результатах лечения.

Для консервативного лечения начальных форм панариция используется также местная пролонгированная гипотермия, обладающая существенным этиопатогенетическим лечебным эффектом [5], [6]. К реализующим ее методам можно отнести аппликации льда, криогеля, массаж со льдом, холодную ванну, холодные обертывания, использование криоаэрозолей и др. Однако техническая реализация данных методов недостаточна. К их недостаткам следует отнести отсутствие точной регуляции температуры и длительности воздействия, невозможность чередования процессов нагрева и охлаждения, некомфортное восприятие процедур пациентами. В связи с этим целесообразной является разработка новых систем и устройств для проведения таких процедур с высокими эксплуатационными показателями. По своим основным массогабаритным, надежным и энергетическим показателям для создания подобных систем подходят ТЭУ, также обладающие высокой точностью дозировки теплового воздействия [7], [8].

Целью работы является разработка математической модели ТЭУ для лечения панариция методом местной гипотермии, а также исследование происходящих в нем теплофизических процессов.

Материалы и методы

Структурная схема ТЭУ для лечения панариция с указанными геометрическими размерами (в миллиметрах) представ-

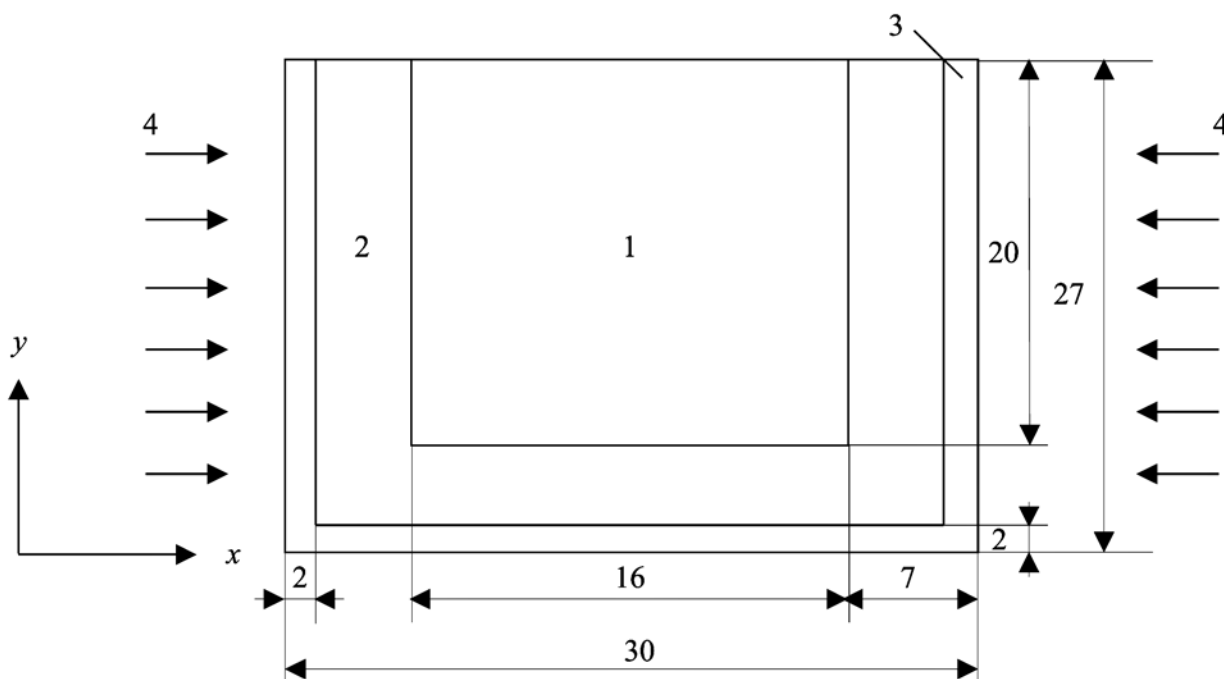


Рис. 1. Структурная схема ТЭУ для лечения панариция с указанными геометрическими размерами (пояснения – в тексте статьи)

лена на *рис. 1*. Объект воздействия 1 (палец), выделяющий в единицу времени количество теплоты $Q_{\text{вн}}$, помещен в лечебный раствор 2 (например, в перманганат калия 15%-ный), в свою очередь, находящийся в специальной емкости 3, двумя боковыми поверхностями контактирующей с ТЭМ 4, имеющими холодопроизводительность $Q_{\text{ТЭМ}}$.

Ввиду того, что зазор между стенками емкости и объектом воздействия невелик (согласно *рис. 1* – 5 мм), тепловой поток равномерно распределяется по стенкам емкости, а изменение температуры раствора при проведении процедур составляет порядка 20...25 К. Предполагается, что теплообмен в лечебном растворе осуществляется только за счет теплопроводности. С учетом данного обстоятельства система уравнений, описывающая нестационарный теплообмен в структуре, представленной на *рис. 1*, с начальными и граничными условиями имеет вид

$$a_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2} + a_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial y^2} + \frac{Q_{\text{вн}}}{c_1 \rho_1} = \frac{\partial T_1}{\partial \tau};$$

$$a_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2} + a_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial y^2} = \frac{\partial T_2}{\partial \tau};$$

$$a_3 \frac{\partial^2 T_3}{\partial x^2} + a_3 \frac{\partial^2 T_3}{\partial y^2} = \frac{\partial T_3}{\partial \tau};$$

$$T_1 = 309,6, \text{ К}; T_2, T_3 = T_{\text{ср}} \text{ при } \tau = 0;$$

$$\lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial x} = Q_{\text{ТЭМ}}$$

на границе контакта емкости и ТЭМ;

$$\lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial y} = 0$$

на нижней поверхности емкости;

$$\lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial y} = \alpha (T_3 - T_{\text{ср}})$$

на верхней поверхности емкости;

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial y} = \alpha (T_2 - T_{\text{ср}})$$

на верхней поверхности емкости;

наличие теплового потока на верхней поверхности емкости в области нахождения объекта воздействия, соответствующего $Q_{\text{вн}}$, приведенного к площади поперечного сечения пальца;

граничные условия, соответствующие равенству тепловых потоков на границе контактов объекта воздействия, лечебного раствора и емкости внутри последней, где T_1, T_2, T_3 – температуры объекта воздействия, лечебного раствора, емкости; a_1, a_2, a_3 – коэффициенты теплопроводности объекта воздействия, лечебного раствора, емкости; $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ – коэффициенты теплопроводности объекта воздействия, лечебного раствора, емкости; c_1 – удельная теплоемкость объекта воздействия; ρ_1 – плотность объекта воздействия; $T_{\text{ср}}$ – температура окружающей среды; α – коэффициент теплообмена с окружающей средой.

Решение вышеприведенной задачи осуществлено численным методом конечных элементов в пакете прикладных программ «Elcut». Результаты вычислений получены в виде двумерных и одномерных графиков изменения температуры в пространственных и временных координатах для различных величин холодопроизводительности ТЭМ и внешних факторов. Полученные данные, в частности значение холодопроизводительности ТЭМ, являются входными для расчета характеристик модулей (тока питания, напряжения, мощности, геометрии термоэлементов). Он может быть приведен в соответствие с известными соотношениями [9], [10].

Результаты

Численный эксперимент проводился в соответствии с требуемыми режимами проведения процедур: температурный уровень – от 280 до 309 К, экспозиция – от 5 до 15 мин, возможность чередования охлаждения и нагрева биологического объекта. В качестве исходных данных принимались следующие значения: $\lambda_1 = 0,439 \text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$; $\lambda_2 = 0,6 \text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$; $\lambda_3 = 45,4 \text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$; $c_1 = 3458 \text{ Дж/(кг}\cdot\text{К)}$; $c_2 = 4200 \text{ Дж/(кг}\cdot\text{К)}$; $c_3 = 480 \text{ Дж/(кг}\cdot\text{К)}$; $\rho_1 = 1041 \text{ кг/м}^3$; $\rho_2 = 1000 \text{ кг/м}^3$; $\rho_3 = 7850 \text{ кг/м}^3$; $T_{\text{ср}} = 295 \text{ К}$; $Q_{\text{вн}} = 50 \text{ Дж/(кг}\cdot\text{с)}$.

На *рис. 2* представлено двумерное температурное поле ТЭУ в стационарном режиме с объектом воздействия при наличии на его двух противоположных боковых поверхностях $Q_{\text{ТЭБ}} = 1500 \text{ Вт/м}^2$. Также получены одномерные графики распределения температуры в системе вдоль ее поперечной и продольной осей. Согласно представленным данным, изменение температуры по стенке емкости незначительно (десятые доли градуса), что связано с высоким коэффициентом теплопроводности материала и малой толщиной стенки. Максимум температуры приходится на центральную часть биологического объекта, и при $Q_{\text{ТЭМ}} = 1500 \text{ Вт/м}^2$ она составляет 281 К, при $Q_{\text{ТЭМ}} = 1250 \text{ Вт/м}^2$ – 286,5 К, $Q_{\text{ТЭМ}} = 1000 \text{ Вт/м}^2$ – 292 К. Значе-

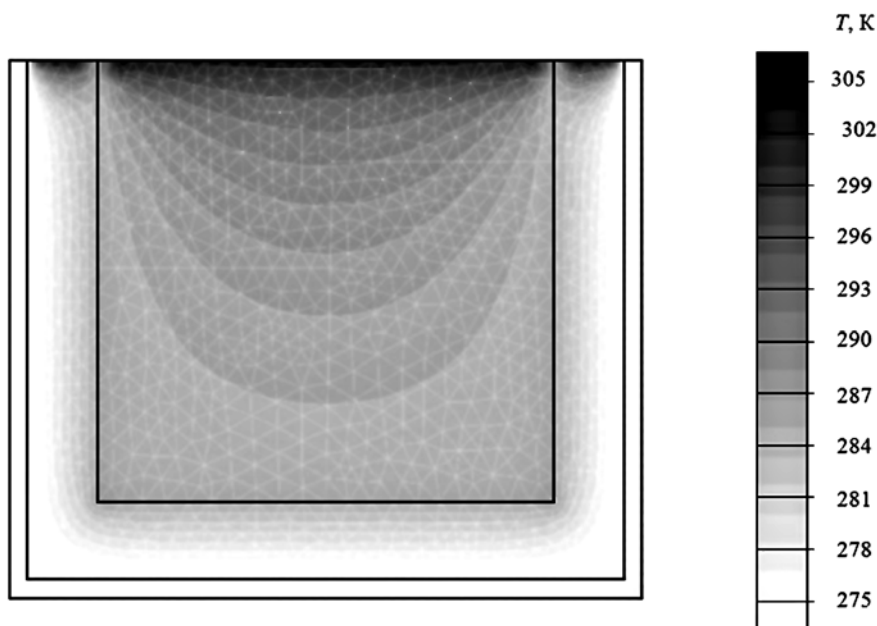


Рис. 2. Двумерное температурное поле ТЭУ в стационарном режиме с объектом воздействия при наличии на его двух противоположных боковых поверхностях $Q_{\text{ТЭБ}} = 1500 \text{ Вт/м}^2$

ния температуры областей, соответствующих в модели кожному покрову (2 мм по краям биологического объекта), при указанных величинах холодопроизводительности ТЭМ имеют соответственно величину 280,3; 286 и 291,5 К.

Для анализа динамических характеристик ТЭУ исследовано изменение температуры биологического объекта во времени для различных величин холодопроизводительности ТЭМ. Согласно рис. 3, при значениях $Q_{ТЭМ} = 1500 \text{ Вт/м}^2$, $Q_{ТЭМ} = 1250 \text{ Вт/м}^2$ и $Q_{ТЭМ} = 1000 \text{ Вт/м}^2$ температура объекта воздействия снижается соответственно до 281, 283, 286 К. Дальнейшее увеличение силы тока вызывает превалирование теплоты Джоуля над теплотой Пельтье в термоэлементах, увеличивая температуру объекта воздействия. Таким образом, при фиксированной температуре горячих спаев ТЭМ предельное снижение температуры каждой точки устройства и биологического объекта ограничено величиной оптимального для данного типа ТЭМ тока питания. Получить более глубокое снижение температуры в системе можно, уменьшив температуру горячих спаев ТЭМ за счет использования специальных систем теплосъема. При этом на стационарный режим система выходит приблизительно через 700 с после начала работы. Данное обстоятельство необходимо учитывать при проведении медицинских процедур, т. е. целесообразным является включение прибора до проведения процедур с целью вывода его на рабочий режим.

Представляет интерес анализ работы ТЭУ в режиме контрастного теплового воздействия, связанного с чередованием охлаждения и нагрева лечебного раствора и объекта воздействия. На рис. 4 показано изменение температуры биологического объекта во времени для такого режима процедур.

Рассмотрен один цикл контрастного воздействия: снижение температуры объекта, а затем ее повышение. В зависимости от лечебной методики цикл может быть повторен несколько раз. В соответствии с расчетными данными при помощи исследуемого устройства лечебная процедура контрастного теплового воздействия может быть реализована в полной

мере. Продолжительность смены одного режима воздействия на другой относительно невелика. На графиках, представленных на рис. 4, она составляет порядка 850 с. Здесь следует заметить, что для ускорения смены режимов воздействия может быть использован кратковременный форсированный режим работы ТЭМ. В момент переключения прибора, например с режима охлаждения на нагрев, может быть увеличена кратковременно мощность ТЭМ, которая затем, после выхода устройства на режим работы, будет снижена.

Проведено сопоставление результатов математического моделирования и эксперимента. Максимальное расхождение результатов расчета и эксперимента не превышает 8 %.

Заключение

В статье рассмотрена структурная схема ТЭУ для лечения панариция методом местной гипотермии, в соответствие с которой осуществлено математическое моделирование прибора. Рассмотрена нестационарная двумерная задача. Исследовано изменение температуры различных точек системы «прибор – объект воздействия» в пространстве и во времени при различных величинах холодопроизводительности ТЭМ на боковых гранях. На основе полученных данных установлено, что требуемые тепловые процедуры могут быть реализованы при холодопроизводительности ТЭМ, соответствующей стандартным модулям. При этом является целесообразным включение ТЭУ до проведения медицинских процедур с целью снижения продолжительности выхода его на рабочий режим. При сопоставлении расчета по математической модели и эксперимента максимальное расхождение не превысило 8 %.

Список литературы:

1. Петрушин Л.А. К вопросу о консервативном лечении панариция // Пермский медицинский журнал. 2010. № 3. С. 28-32.

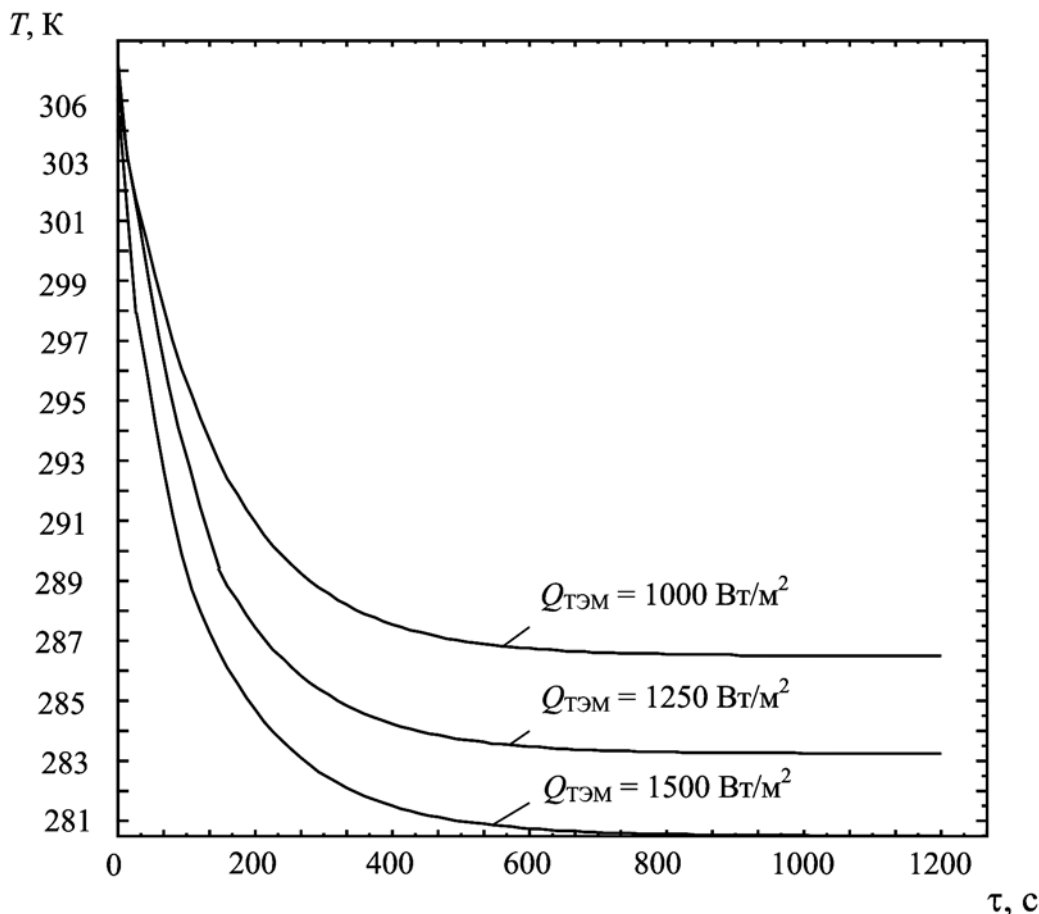


Рис. 3. Изменение температуры объекта воздействия во времени при различных величинах холодопроизводительности ТЭМ

2. *Ежов В.В.* Физиотерапия и физиопрофилактика как методы и средства сохранения и восстановления здоровья // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2011. № 4. С. 33-36.
3. *Зубкова С.М.* Роль тепловой компоненты в лечебном действии физических факторов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2011. № 6. С. 3-10.
4. *Боголюбов В.М., Улащик В.С.* Комбинирование и сочетание лечебных физических факторов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2004. № 5. С. 39-46.
5. *Баранов А.Ю.* Искусственный холод на службе здоровья // Вестник Международной академии холода. 2006. № 1. С. 12-14.
6. *Баранов А.Ю., Шестаков О.А., Василенок А.В.* Двадцать лет клинической эксплуатации отечественных аппаратов для общего криотерапевтического воздействия // Холодильная техника. 2018. № 5. С. 2-7.
7. *Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Абдулхакимов У.И., Евдулов Д.В.* Термоэлектрическая система для проведения тепловых косметологических процедур на лице // Медицинская техника. 2017. № 4. С. 38-42.
8. *Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Набиев Н.А., Магомедова С.Г.* Модель термоэлектрического устройства для теплового воздействия на рефлексогенные зоны // Медицинская техника. 2020. № 1. С. 40-43.
9. *Анатычук Л.И.* Термоэлектричество. Т. 2. Термоэлектрические преобразователи энергии. – Киев, Черновцы: Институт термоэлектричества, 2003. 376 с.
10. *Булат Л.П.* Термоэлектрическое охлаждение. – СПб.: СПбГУНИПТ, 2002. 147 с.

Олег Викторович Евдулов,
 д-р техн. наук, доцент,
Денис Викторович Евдулов,
 канд. техн. наук, ст. преподаватель,
кафедра теоретической и общей электротехники,
Тамила Иллахидиновна Исабекова,
 канд. физ.-мат. наук, доцент, зав. кафедрой,
кафедра прикладной математики и информатики,
 ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный
 технический университет»,
 г. Махачкала, Республика Дагестан,
Гарун Ильясович Аминов,
 канд. техн. наук, доцент, начальник отдела,
 отдел развития компетенций,
Ирина Юрьевна Аминова,
 канд. техн. наук, доцент,
 кафедра технологии цифровой трансформации,
 ГБОУ ВО МО «Университет Дубна»
 (Дмитровский филиал),
 г. Дмитров,
 e-mail: ole-ole-ole@rambler.ru

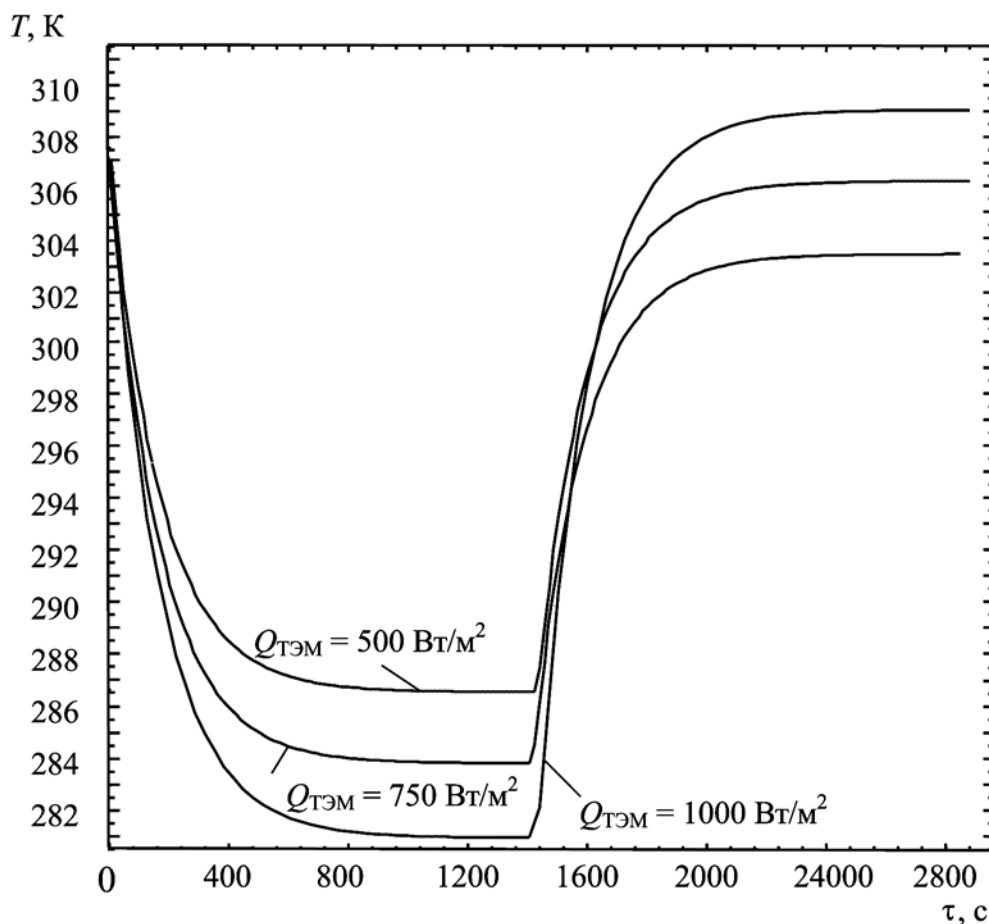


Рис. 4. Изменение температуры биологического объекта во времени при проведении контрастных процедур для различных величин холодо- и теплопроизводительности ТЭМ