

УДК 681.382



Рагимова Т.А.

Рагимова Т.А., Евдулов О.В.

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



Евдулов О.В.

**ИССЛЕДОВАНИЕ
ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ
ДЛЯ ЛОКАЛЬНОГО ЗАМОРАЖИВАНИЯ ТКАНЕЙ ГОРТАНИ**

В работе рассмотрена термоэлектрическая система для локального замораживания тканей гортани. Представлены результаты ее математического моделирования и натурных испытаний опытного образца. Приведены двумерные и одномерные теоретические и экспериментальные графики изменения температуры в различных точках системы.

Ключевые слова: гортань человека, термоэлектрическая система, термоэлектрическая батарея, тепловое воздействие, температурное поле, математическая модель, опытный образец, эксперимент.

The paper is concerned with a thermoelectric system for local freezing of larynx tissues. The results of its mathematical simulation and full-scale test of a prototype are presented. Two-dimensional and one-dimensional theoretical and experimental plots of temperature variation at different system points are given.

Key words: larynx, thermoelectric system, thermopile, thermal exposure, temperature field, mathematical model, prototype, experiment.

Введение

Одним из приоритетных направлений в медицине является безопасность и использование естественных для организма методов лечения, способных стимулировать ответные биологические реакции организма. В связи с этим широкое распространение получают немедикаментозные методики лечебных воздействий. Одним из наиболее широко применяемых и эффективных естественных физических факторов в медицине является низкотемпературное воздействие, на основе которого строятся методы локальной гипотермии отдельных органов и тканей человеческого организма. Среди них можно выделить методику локального охлаждения и замораживания тканей гортани, которую активно применяют не только при лечении заболеваний горла, таких как хронический тонзиллит, фарингит, но и как универсальное иммуностимулирующее средство, рекомендованное для массового внедрения в медицинские учреждения различного уровня.

Применяемые на сегодняшний день средства для локального охлаждения тканей гортани подразумевают использование жидкого хладагента и представляют собой металлические стержни, предварительно охлажденные в жидком азоте или кислороде, так называемые

пассивные криозонды, а также системы с открытой и закрытой циркуляцией жидкого хладагента [1-3]. К указанным техническим средствам можно отнести приборы, описанные в [4-6]. Аппараты включают в себя резервуар с жидким азотом, теплоизолированные трубки подвода и отвода хладагента, снабженные соответствующими клапанами, рабочий наконечник, имеющий различную форму и систему откачки газа. Для повышения эффективности оттаивания крионаконечника, а также расширения возможностей методакриодеструкции в [7] используются оптические волокна, присоединенные к источнику лазерного излучения и рабочими концами подведенные к хладопроводу крионаконечника. В работе [8] в качестве рабочего источника холода используются сменные наконечники, наполненные хладагентом и располагаемые в пенале, закрепленном в держателе, что позволяет повысить эргономичность инструмента и обеспечить возможность его оперативного использования в полевых условиях. Для повышения эффективности работы устройства для локального охлаждения тканей гортани за счет ускорения циркуляции хладагента и улучшения теплопередачи в [9] предусмотрен узел подъема давления и дополнительный теплообменный блок.

Указанные технические средства не всегда отвечают требованиям безопасности в связи с возможностью разгерметизации компрессионных систем, биологической агрессивностью используемых хладагентов, инерционностью рабочих процессов и низкой точностью дозирования охлаждающего воздействия. Использование жидких хладагентов в реализации устройств по данному направлению в достаточной степени усложняет их конструкции и обслуживание, сокращает время работы устройств в связи с ограниченным объемом хладагента, не позволяет достичь необходимого уровня регулировки и контроля температуры воздействия, не решает проблему адгезивного эффекта, что требует наличия дополнительных устройств нагрева. Указанные недостатки препятствуют широкому внедрению эффективных методик криотерапевтического воздействия на ткани гортани в медицинскую практику.

В этих условиях целесообразным является применение термоэлектрических батарей (ТЭБ) в качестве исполнительного элемента в устройстве для охлаждения тканей гортани. Использование их несет ряд неоспоримых преимуществ: исключает использование жидких хладагентов, что делает устройство независимым от центров производства и доставки криогенных жидкостей; обеспечивает неограниченный ресурс работы, экологичность, бесшумность прибора; повышает точность дозировки и контроля воздействия, предполагает организацию режима реверса путем переключения направления тока питания прибора.

При этом конструкция охлаждающей системы, основанной на использовании ТЭБ, должна соответствовать ряду специфических признаков, состоящих в необходимости обеспечения температурных параметров устройства в соответствии с медицинскими методиками проведения процедур, соответствующих существующим гигиеническим нормам, высокой надежности воздействия, точной локализации очага холода, безопасности и др.

В связи с этим целью работы является исследование термоэлектрической системы для локального охлаждения и замораживания тканей гортани, изучение процессов, протекающих в ней, с учетом влияния параметров объекта воздействия и характеристик ТЭБ.

Математическое моделирование термоэлектрической системы для локального замораживания тканей гортани

Разработана квазистационарная математическая модель системы для локального замораживания тканей гортани. Данная математическая модель рассматривает устройство как

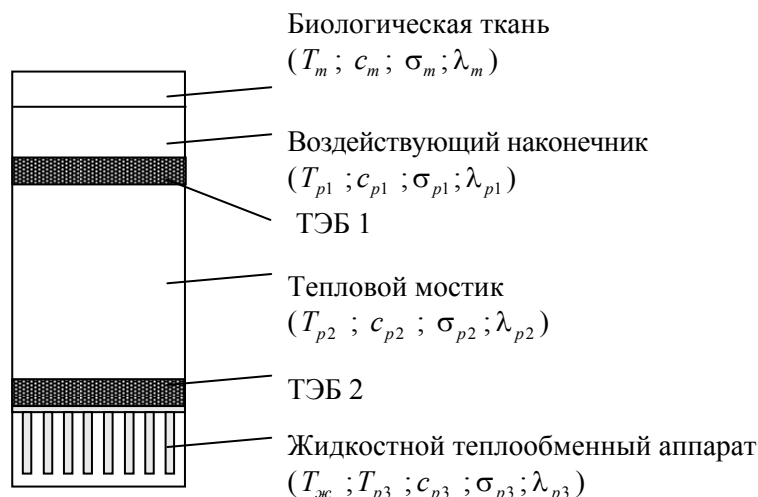


Рис. 1. Расчетная схема системы для локального замораживания тканей гортани.

единую совокупность элементов – теплообменных устройств (теплообменника, теплового мостика, ТЭБ, теплоизоляции, воздействующего наконечника), обеспечивающих снижение температуры биологического объекта за требуемое время до необходимой величины.

Расчетная схема системы изображена на рис. 1. В ней дополнительная ТЭБ 1 через воздействующий наконечник с теплоемкостью c_{p1} и тепловой проводимостью σ_{p1} первыми спаями сопряжена с биологической тканью, имеющей соответственно теплоемкость c_m и тепловую проводимость σ_m .

Вторые спай ТЭБ 1 приведены в контакт с торцевой поверхностью теплового мостика, имеющего теплоемкость c_{p2} и тепловую проводимость σ_{p2} , вторая торцевая поверхность которого сопряжена с первыми спаями основной ТЭБ 2.

Вторые спай ТЭБ 2 посредством жидкостного теплообменного аппарата с теплоемкостью c_{p3} и тепловой проводимостью σ_{p3} поддерживаются при температуре T_{p3} . Температура протекающей по теплообменному аппарату жидкости поддерживается равной $T_{ж}$. Через ТЭБ 1 и ТЭБ 2 протекает ток постоянной плотности соответственно j_1 и j_2 . Кроме того, рассматриваемый биологический объект, характеризующийся удельной мощностью тепловыделений $Q_{вн}$.

В данных условиях математическая реализация модели определяется системой дифференциальных уравнений:

$$\left. \begin{aligned} \frac{dT_m}{d\tau} &= \frac{1}{m_m c_m} \left[\sigma_m (T_{p1} - T_m) + Q_{вн} + \sigma_{cp} (T_{cp} - T_m) \right] \\ \frac{dT_{p1}}{d\tau} &= \frac{1}{m_{p1} c_{p1}} \left[n_1 S_1 \left[-e_1 j_1 T_{p1} + \frac{1}{2} j_1^2 \rho_1 h_1 + \frac{\lambda_1}{h_1} (T_{p2} - T_{p1}) \right] - \sigma_{cp} (T_{cp} - T_{p1}) \right] \\ \frac{dT_{p2}}{d\tau} &= \frac{1}{m_{p2} c_{p2}} \left[n_2 S_2 \left[-e_2 j_2 T_{p2} + \frac{1}{2} j_2^2 \rho_2 h_2 + \frac{\lambda_2}{h_2} (T_{p3} - T_{p2}) \right] + \right. \\ &\quad \left. + n_1 S_1 \left[e_1 j_1 T_{p1} + \frac{1}{2} j_1^2 \rho_1 h_1 + \frac{\lambda_1}{h_1} (T_{p2} - T_{p1}) \right] - \sigma_{cp} (T_{cp} - T_{p1}) \right] \\ \frac{dT_{p3}}{d\tau} &= \frac{1}{m_3 c_{p3}} \left[n_2 S_2 \left[e_2 j_2 T_{p2} + \frac{1}{2} j_2^2 \rho_2 h_2 - \frac{\lambda_2}{h_2} (T_{p3} - T_{p2}) \right] - \sigma_{pad3} (T_{p3} - T_{ж}) \right] \end{aligned} \right\}, \quad (1)$$

где T_m – температура биологической ткани; T_{p1} – температура воздействующего наконечника, имеющего тепловой контакт с биологическим объектом; T_{p2} – температура теплового мостика; m_m – средняя масса ткани; $m_{p1,p2,p3}$ – масса воздействующего наконечника, теплового мостика и теплообменника; $e_{1,2}$ – коэффициент термоЭДС термоэлементов в ТЭБ; $\rho_{1,2}$ – удельное электрическое сопротивление ТЭБ; $h_{1,2}$ – высота термоэлементов в ТЭБ; $\lambda_{1,2}$ – коэффициент теплопроводности материала ТЭБ; T_{cp} – температура окружающей среды, σ_{cp} – коэффициент теплоотдачи в окружающую среду.

Начальные условия для случая оценки продолжительности выхода устройства в рабочий режим задаются при холостом ходе (контакт устройства с биологическим объектом отсутствует), исходя из предположения, что в начальный момент времени термоэлектрическая система находится в термодинамическом равновесии с окружающей средой и температура всех точек системы равна температуре среды. При этом система уравнений (1) записывается в виде:

$$\left. \begin{aligned} \frac{dT_{p1}}{dt} &= \frac{1}{m_{p1}c_{p1}} \left[n_1 S_1 \left[-e_1 j_1 T_{p1} + \frac{1}{2} j_1^2 \rho_1 h_1 + \frac{\lambda_1}{h_1} (T_{p2} - T_{p1}) \right] - \sigma_{cp} (T_{cp} - T_{p1}) \right] \\ \frac{dT_{p2}}{dt} &= \frac{1}{m_{p2}c_{p2}} \left[n_2 S_2 \left[-e_2 j_2 T_{p2} + \frac{1}{2} j_2^2 \rho_2 h_2 + \frac{\lambda_2}{h_2} (T_{p3} - T_{p2}) \right] + \right. \\ &\quad \left. + n_1 S_1 \left[e_1 j_1 T_{p1} + \frac{1}{2} j_1^2 \rho_1 h_1 + \frac{\lambda_1}{h_1} (T_{p2} - T_{p1}) \right] - \sigma_{cp} (T_{cp} - T_{p1}) \right] \\ \frac{dT_{p3}}{dt} &= \frac{1}{m_3 c_{p3}} \left[n_2 S_2 \left[e_2 j_2 T_{p2} + \frac{1}{2} j_2^2 \rho_2 h_2 - \frac{\lambda_2}{h_2} (T_{p3} - T_{p2}) \right] - \sigma_{p3} (T_{p3} - T_{жк}) \right] \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

Для случая оценки продолжительности экспозиции при воздействии на ткани гортани начальными являются условия, взятые из полученных ранее данных для оценки выхода устройства на рабочий режим, а объект воздействия имеет температуру, равную 309 К.

Считалось также, что температуры воздействующего наконечника и теплообменника равны соответствующим температурам спаев. Данное допущение увеличивает время выхода на рабочий режим, и полученные в дальнейшем результаты будут являться завышенными.

Решение системы (1) и (2) осуществлены численно в пакете прикладных программ MATHCAD. При этом тепловые проводимости определялись по формулам:

$$\sigma_{p1} = \frac{\lambda_{p1} \cdot S_{p1}}{\delta_{p1}}, \quad \sigma_{p2} = \frac{\lambda_{p2} \cdot S_{p2}}{\delta_{p2}}, \quad \sigma_{p3} = \frac{\lambda_{p3} \cdot S_{p3}}{\delta_{p3}}, \quad \sigma_m = \frac{\lambda_m \cdot S_m}{\delta_m}$$

где $\lambda_{p1}, \lambda_{p2}, \lambda_{p3}, \lambda_m$ – коэффициент теплопроводности соответственно воздействующего наконечника, теплового мостика, теплообменника, биологической ткани; $S_{p1,p2,p3,m}$ – площадь поверхностей соприкосновения соответственно ТЭУ для замораживания тканей гортани и биологической ткани, воздействующего наконечника и ТЭБ1, теплового мостика и ТЭБ2, теплообменника; $\delta_{p1,p2,p3}, \delta_m$ – толщина соответственно воздействующего наконечника, теплового мостика, теплообменника, биологической ткани. Численные значения исходных величин в выражениях (3) принимались следующими [4]: $\lambda_{p1} = 389$ Вт/м·К; $\lambda_{p2} = 389$ Вт/м·К; $\lambda_{p3} = 389$ Вт/м·К; $\lambda_m = 0.2$ Вт/м·К; $S_{p1} = 25 \cdot 10^{-6}$ м²; $S_{p2} = 10^{-4}$ м²; $S_{p3} = 36 \cdot 10^{-4}$ м²; $\delta_{p1} = 0.01$ м; $\delta_{p2} = 0.13$ м; $\delta_{p3} = 0.02$ м; $\delta_m = 0.01$ м.

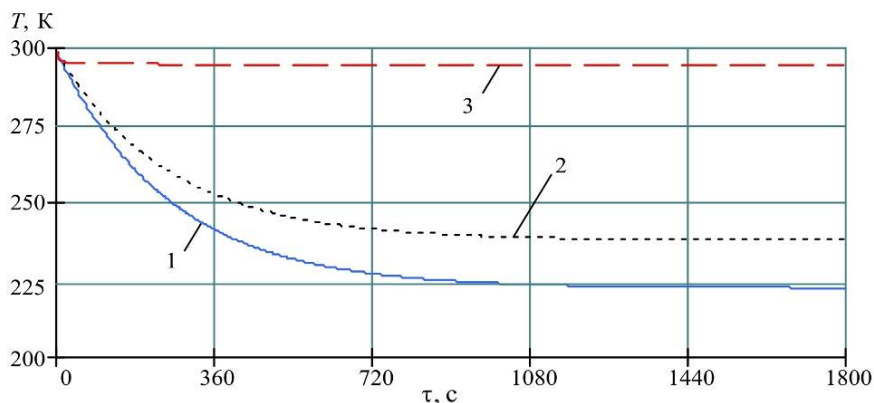


Рис. 2. Температурное поле ТЭУ в зависимости от времени без тепловой нагрузки
 1 – температура воздействующего наконечника, 2 – температура теплового мостика,
 3 – температура жидкостного теплообменного аппарата.

С целью оценки продолжительности выхода устройства на рабочий режим, а также времени экспозиции воздействия, в задачи расчета входило получение температурного поля системы прибор – объект воздействия в зависимости от времени при температуре окружающей среды $T_{cp} = 298\text{ K}$ для случая функционирования системы без нагрузки (рис. 2 и рис. 3) и в случае воздействия на ткань гортани (рис. 4). Получены временные зависимости температуры ткани гортани, воздействующего наконечника, теплового мостика и жидкостного теплообменного аппарата при различных токах питания ТЭБ, а также для различных значений $T_{жс}$.

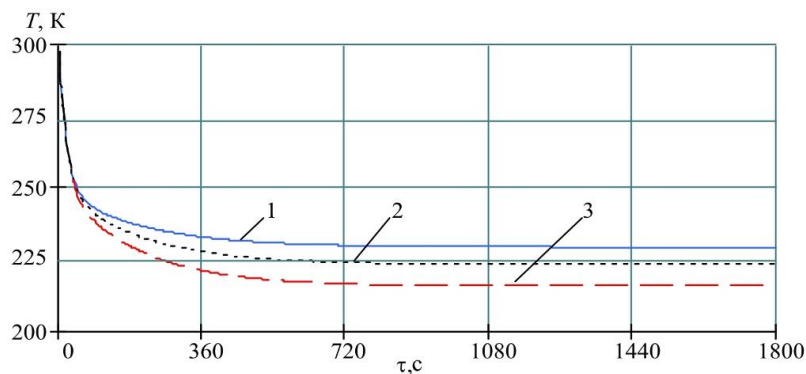


Рис. 3. Изменение температуры воздействующего наконечника во времени без нагрузки при токе питания основной ТЭБ 5А и различных токах питания дополнительной ТЭБ. 1 – 0.5 А, 2 – 0.75 А, 3 – 1 А.

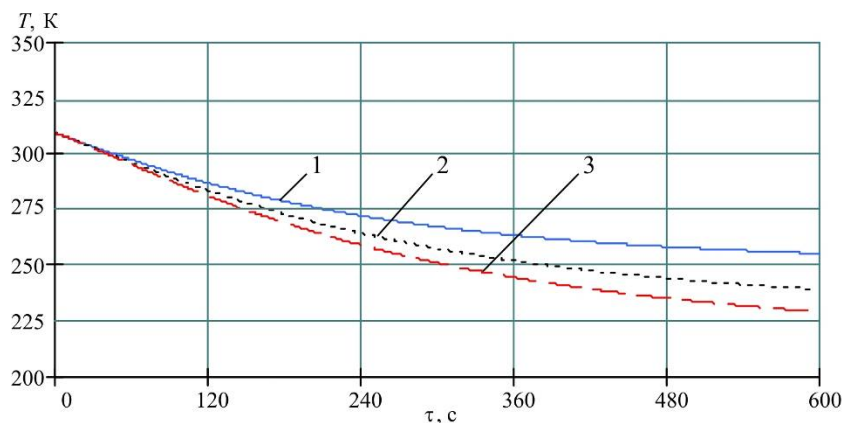


Рис. 4. Изменение температуры ткани гортани во времени при различных токах питания основной ТЭБ. 1 – 2 А, 2 – 3,5 А, 3 – 5 А.

Как следует из представленных данных, зависимости носят монотонный убывающий характер. Согласно приведенным графикам без тепловой нагрузки температура воздействующего наконечника стабилизируется приблизительно через 18-20 мин. (рис. 2.), что соответствует продолжительности его выхода на рабочий режим. Увеличение силы тока дополнительной ТЭБ (рис. 3) с 0.5 до 1 А при токе питания основной ТЭБ 5 А снижает температуру воздействующего наконечника T_{p1} с 235 К до 220 К. Дальнейшее увеличение силы тока приводит к росту теплоты Джоуля. Таким образом, при фиксированной температуре $T_{жс}$ предельное снижение температуры воздействующего наконечника ограничено величиной оптимального для данного типа ТЭБ тока питания. Получить более глубокое понижение температуры воздействующего наконечника можно, уменьшив значение температуры жидкости $T_{жс}$, протекающей по теплообменному жидкостному аппарату. Так, для снижения температуры ткани, например, до 250 К при температуре жидкости $T_{жс} = 288$ К требуется на 3 мин. меньше времени, чем в случае, когда $T_{жс} = 298$ К.

Снижения продолжительности достижения требуемой температуры ткани, к примеру, до уровня 273 К, можно добиться увеличением силы тока питания дополнительной ТЭБ. Так, для рассмотренного случая, согласно графикам зависимостей, приведенных на рис. 4, увеличение силы тока с 2 до 5 А позволит сократить это время с 4 до 2.5 мин.

Экспериментальные исследования термоэлектрической системы для локального замораживания тканей гортани

С целью подтверждения результатов математического моделирования были проведены натурные испытания опытного образца термоэлектрической системы для локального замораживания тканей гортани. Объектом экспериментальных исследований являлся опытный образец ТЭУ для локального замораживания тканей гортани с двумя, и для сравнения с одним, ТЭМ. Внешний вид опытного образца системы приведен на рис. 5.



Рис. 5. Внешний вид системы для локального замораживания тканей гортани.

Опытный образец в процессе проведения эксперимента помещался в теплоизолированную климатическую камеру. Питание ТЭБ осуществлялось источниками электрической энергии: Instek PSH – 3630 и GW Laboratory DC Power Supply GPR-1850HD. Нагрузка на воздействующий наконечник моделировалась намотанной на конец цилиндра нихромовой проволокой. Измерения температуры в ходе эксперимента проводились с помощью медь-константановых термопар, опорные спаи которых размещали в сосуде Дьюара, а сигнал снимался многоканальным измерителем температуры ИРТМ 2402/МЗ. Напряжение и ток на ТЭБ фиксировались при помощи амперметров и вольтметров, встроенных в источники электрической энергии.

В ходе эксперимента определялись напряжения и ток на ТЭБ, температура окружающей среды, температуры в различных точках опытного образца.

В соответствии со значением максимального тока питания для используемой основной ТЭБ (5.8 А) и дополнительной ТЭБ (1.7 А), работу устройства тестировали для четырех значений питающего тока (3 А; 4 А; 4.5 А и 5.0 А) основной батареи и трех значений питающего тока дополнительной батареи (0.5 А; 1 А; 1.5 А).

Основной задачей при проведении экспериментальных исследований опытного образца являлось определение зависимости температуры в контрольных точках от времени при фиксированных значениях токов питания ТЭБ (рис. 6 и рис. 7).

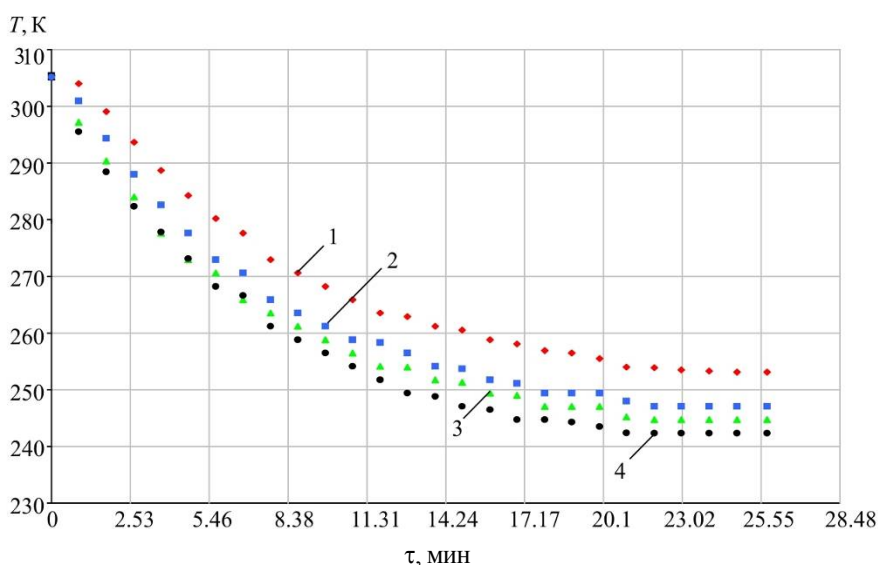


Рис. 6. Временная зависимость температуры наконечника при различных токах питания основной ТЭБ, без нагрузки.

В соответствии с полученными данными на рис. 6 максимальный уровень снижения температуры в случае использования одной основной ТЭБ составляет 243 К (-30°C) при максимальном токе в 5 А и повышается на 2°C , 4°C и 10°C для токов питания соответственно 4.5 А, 4 А и 3 А. Исходя из полученных данных, можно подобрать оптимальный ток питания для данной ТЭБ.

На рис. 7 представлены временные зависимости температуры наконечника для различных токов питания при использовании в устройстве основной и дополнительной ТЭБ. Указанные зависимости показывают, что при использовании дополнительной ТЭБ увеличение силы тока ее питания с 0.5 А до 1.5 А при питании основной ТЭБ оптимальным током питания, равным 5 А, температура наконечника снижается с -47 до -52°C .

Для оценки изменения температуры вдоль теплового мостика, имеющего длину 13 см., получены зависимости изменения температуры по длине мостика для различных моментов времени без нагрузки. Согласно измеренным данным максимальный перепад температуры по длине мостика при токах питания основной и дополнительной ТЭБ соответственно 5 А и 1 А, составляет 287 К и приходится на начальный момент включения устройства. По выходу прибора в стационарный режим этот перепад не превышает 3 К и указывает на относительную равномерность распределения температуры по длине теплового мостика. Данное обстоятельство позволяет использовать усредненную температуру теплового мостика при построении математической модели устройства. При этом данное упрощение не будет значительно влиять на точность математических расчетов.

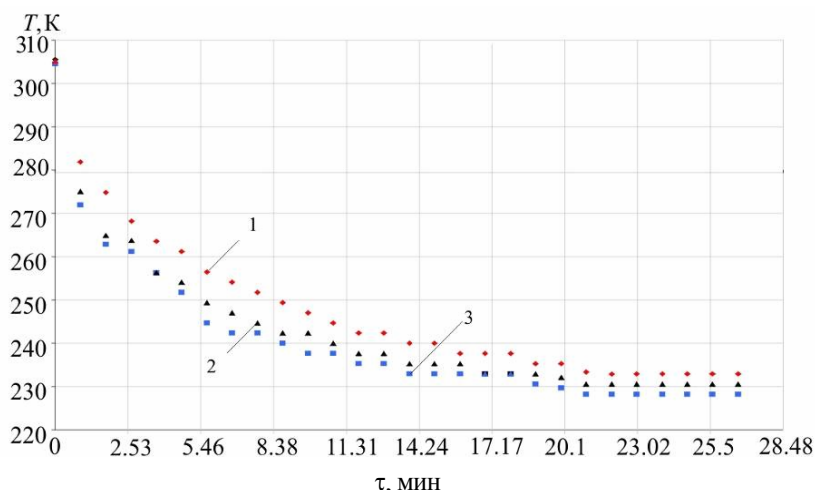


Рис. 7. Временная зависимость температуры наконечника при различных токах питания дополнительной ТЭБ, без нагрузки при токе питания основной ТЭБ 5 А.

Для оценки эффективности системы теплосъема системы регистрировалось изменение температуры горячего спая основной ТЭБ во времени. Для случая, соответствующего токам питания основной и дополнительной ТЭБ соответственно 5 А и 1 А, величина температуры горячего спая не превышает 302 К при температуре охлаждающей жидкости 293 К и скорости течения 0.07 л/сек.

Полученные экспериментальные данные демонстрируют приемлемую точность математической модели устройства. Максимальное расхождение расчетных и экспериментальных данных не превышает 11%. Наибольшее отклонение расчетных данных от опыта в случае определения температуры наконечника наблюдается в основном во временном промежутке, связанном с выходом устройства на режим.

Выводы

На основе проведенных исследований могут быть сделаны следующие выводы:

1. Одним из эффективных методов лечения ЛОР-заболеваний, таких как хронический тонзиллит, фарингит и др., является локальное замораживание тканей гортани. Реализация указанной методики может быть осуществлена за счет использования ТЭБ в качестве источника холода.
2. Разработана конструкция термоэлектрической системы для локального замораживания тканей гортани, состоящая из двух ТЭБ, соединенных между собой посредством цельнометаллического теплового мостика, и снабженная воздействующим наконечником и жидкостным теплообменником.
3. Создана квазистационарная математическая модель термоэлектрической системы, которая рассматривает устройство как единую совокупность элементов – теплообменных устройств (теплообменника, теплового мостика, ТЭБ, теплоизоляции, воздействующего наконечника), обеспечивающих снижение температуры биологического объекта за требуемое время до необходимой величины.
4. Установлено, что без нагрузки температура воздействующего наконечника стабилизируется приблизительно через 18-20 мин. при токах питания от 1 до 3 А, что соответствует продолжительности его выхода на рабочий режим. При этом увеличение силы тока с 1 до 3 А снижает температуру воздействующего наконечника с 275 до 237 К.

5. В процессе проведения процедур необходимого уровня снижения температуры ткани гортани (273 К) удается достичь за 4 мин и 2.5 мин при токах питания 2 А и 5 А.
6. При изменении силы тока от 2 А до 5 А, отношение изменения температуры к изменению силы тока уменьшается. При увеличении тока питания с 2 А до 3 А температура ткани понижается с 267 К до 250 К, увеличение силы тока с 3 А до 4 А понижает температуру с 250 К до 240 К, а увеличение тока питания с 4 А до 5 А уменьшает температуру до 233 К.
7. При фиксированной температуре $T_{жс}$ предельное снижение температуры воздействующего наконечника ограничено величиной оптимального тока ТЭБ. Получить более глубокое охлаждение при данной величине тока питания можно, уменьшив значение $T_{жс}$.
8. Разработан экспериментальный стенд и методика проведения измерений для натуральных испытаний опытного образца. Результаты экспериментальных исследований опытного образца устройства показали удовлетворительную сходимость расчетных и опытных данных. Наибольшее расхождение расчетных и экспериментальных данных не превысило 11% на всем диапазоне измерений.
9. Результаты теоретических и экспериментальных исследований термоэлектрической системы для замораживания тканей гортани показали ее несомненные преимущества при использовании на практике.

Литература

1. Баранов А.Ю. Криогенная физиотерапия // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. – 2005. – № 3. – С. 30-35
2. Баранов А.Ю. Искусственный холод на службе здоровья // Вестник Международной академии холода. – 2006. – № 1. – С. 44-48
3. Портнов В. В. Локальная воздушная криотерапия: механизм действия и применение в практике // Курортные ведомости. – 2009. – №2. – С. 56-62
4. Патент РФ № 2483691 Криохирургический аппарат // Павлов В.Н., Кунгурцев С.В., Кулаков Д.В., 2013.
5. Патент РФ № 2520253 Способ лечения опухолей носоглотки // Светицкий П.В., 2014.
6. Патент РФ № 2018273 Устройство для глубокого локального охлаждения ткани // Коченов В.И., 1994.
7. Патент РФ № 2496442 Крионаконечник с сапфировым хладопроводом-облучателем // Межов-Деглин Л.П., Курлов В.Н., Шикунова И.А., Макова М.К., Лохов А.В., 2013.
8. Патент РФ № 2372044 Криохирургический инструмент // Ерганов Х.Х., 2009.
9. Патент РФ № 2293538 Криогенный аппарат // Королев Ю.В., Иушин С.М., 2007.
10. Медицинская энциклопедия / под ред. Покровского В.И. – М.: Медицина. – 2003. – 736 с.

Поступила в редакцию 14.04.2015.