

УДК 681.382



Рагімова Т.А.

Рагімова Т.А., Євдулов О.В.

ФДБОУ ВПО «Дагестанський державний
технічний університет»,
пр. імама Шаміля, 70, Махачкала, 367015, Росія



Євдулов О.В.

**ДОСЛІДЖЕННЯ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОЇ
СИСТЕМИ ДЛЯ ЛОКАЛЬНОГО
ЗАМОРОЖУВАННЯ ТКАНИН ГОРТАНІ**

У роботі розглянуто термоелектричну систему для локального заморожування тканин гортані. Показано результати її математичного моделювання та натурних випробувань дослідного зразка. Наведено двомірні й одномірні теоретичні й експериментальні графіки зміни температури в різних точках системи.

Ключові слова: гортань людини, термоелектрична система, термоелектрична батарея, тепловий вплив, температурне поле, математична модель, дослідний зразок, експеримент.

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.

Вступ

Один із пріоритетних напрямків у медицині – безпека і використання природних для організму методів лікування, здатних стимулювати відповідні біологічні реакції організму. У зв'язку з цим широко застосовуються немедикаментозні методи лікувальних впливів. Одним з найбільш застосовуваних і ефективних природних фізичних факторів у медицині є низькотемпературний вплив, на основі якого будуються методи локальної гіпотермії окремих органів і тканин людського організму. Серед них можна виділити методику локального охолодження й заморожування тканин гортані, яку активно застосовують не тільки під час лікування захворювань горла, таких як хронічний тонзиліт, фарингіт, але і як універсальний імуностимулюючий засіб, рекомендований для масового впровадження в медичні установи різного рівня.

Застосовувані, на сьогоднішній день, засоби для локального охолодження тканин гортані заключаються у використанні рідкого холодоагента і являють собою металеві стрижні, попередньо охолоджені в рідкому азоті або кисні, так звані пасивні кріозонди, а також системи з відкритою й закритою циркуляцією рідкого холодоагента [1-3]. До зазначених технічних засобів можна віднести прилади, описані в [4-6]. Апарати включають в себе резервуар з рідким азотом, теплоізольовані трубки підведення і відведення холодоагенту, забезпечені відповідними клапанами, робочий

наконечник, що має різну форму і систему відкачування газу. Для підвищення ефективності відтавання кріонаконечника, а також розширення можливостей метода кріодеструкції в [7] використовуються оптичні волокна, приєднані до джерела лазерного випромінювання та робочими кінцями підведені до хладопроводів кріонаконечника. В роботі [8] в якості робочого джерела холоду використовуються змінні наконечники, наповнені хладогенти і розташовані в пеналі, закріпленому в тримачі, що дозволяє підвищити ергономічність інструменту і забезпечити можливість його оперативного використання в польових умовах. Для підвищення ефективності роботи пристрою для локального охолодження тканин гортані за рахунок прискорення циркуляції хладоагента і поліпшення теплопередачі в [9] передбачений вузол підйому тиску і додатковий теплообмінний блок.

Зазначені технічні засоби не завжди відповідають вимогам безпеки у зв'язку з можливістю розгерметизації компресійних систем, біологічною агресивністю використовуваних холодоагентів, інерційністю робочих процесів і низькою точністю дозування охолоджувального впливу. Використання рідких холодоагентів у реалізації обладнання в цьому напрямку достатньо ускладнює їх конструкції та обслуговування, скорочує час роботи обладнання, у зв'язку з обмеженим об'ємом холодоагенту, не дає можливість досягти необхідного рівня регулювання й контролю температури впливу, не вирішує проблему адгезивного ефекту, що вимагає наявності додаткового обладнання нагрівання. Зазначені недоліки перешкоджають широкому впровадженню ефективних методик кріотерапевтичного впливу на тканини гортані в медичній практиці.

У цих умовах доцільне застосування як робочого елемента, в обладнанні для охолодження тканин гортані, термоелектричних батарей (ТЕБ). Їх використання дає низку беззаперечних переваг: виключається використання рідких холодоагентів, що робить обладнання незалежним від центрів виробництва й доставки кріогенних рідин; забезпечується необмежений ресурс роботи, екологічність, безшумність приладу; підвищується точність дозування й контролю впливу, допускає організацію режиму реверсу шляхом перемикання напрямку струму живлення приладу.

При цьому конструкція охолоджуючої системи, заснованої на використанні ТЕБ, повинна відповідати низці специфічних ознак, що полягають у необхідності забезпечення температурних параметрів обладнання відповідно до медичних методик проведення процедур, що відповідають теперешнім гігієнічним нормам, високій надійності впливу, точній локалізації осередку холоду, безпеки та ін.

У зв'язку з цим метою роботи є дослідження термоелектричної системи для локального охолодження та заморожування тканин гортані, вивчення процесів, що відбуваються у ній з урахуванням впливу параметрів об'єкта впливу й характеристик ТЕБ.

Математичне моделювання термоелектричної системи для локального заморожування тканин гортані

Розроблено квазістаціонарну математичну модель системи для локального заморожування тканин гортані. Така математична модель розглядає обладнання як єдину сукупність елементів – теплообмінних пристроїв (теплообмінника, теплового містка, ТЕБ, теплоізоляції, діючого наконечника), що забезпечують зниження температури біологічного об'єкта за необхідний час до необхідної величини.

Розрахункова схема системи зображена на рис. 1. У ній додаткова ТЕБ 1 через діючий наконечник, з теплоємністю c_{p1} і тепловою провідністю σ_{p1} першими спаями дотична з біологічною тканиною, що має відповідно теплоємність c_t і теплову провідність σ_t .

Другі спаї ТЕБ 1 приведені в контакт із торцевою поверхнею теплового містка, що має

теплоємність c_{p2} і теплову провідність σ_{p2} , друга торцева поверхня якого сполучена з першими спаями основної ТЕБ 2.

Другі спаї ТЕБ 2 за допомогою рідинного теплообмінного апарата з теплоємністю c_{p3} і тепловою провідністю σ_{p3} підтримуються за температури T_{p3} . Температура рідини, що протікає по теплообмінному апарату, підтримується рівною T_p . Через ТЕБ 1 і ТЕБ 2 протікає струм постійної густини відповідно j_1 і j_2 . Крім того, розглянуто біологічний об'єкт, що характеризується питомою потужністю тепловиділення $Q_{вн}$.

У даних умовах математична реалізація моделі визначається системою диференціальних рівнянь:

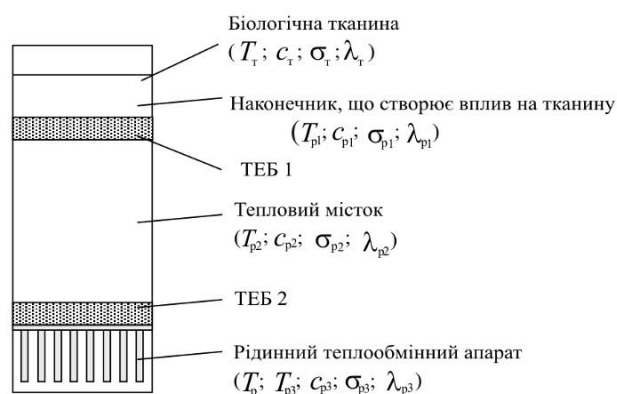


Рис. 1. Розрахункова схема системи для локального заморожування тканин гортані.

$$\left. \begin{aligned} \frac{dT_T}{d\tau} &= \frac{1}{m_T c_T} \left[\sigma_T (T_{p1} - T_T) + Q_{вн} + \sigma_{cp} (T_{cp} - T_T) \right] \\ \frac{dT_{p1}}{d\tau} &= \frac{1}{m_{p1} c_{p1}} \left[n_1 S_1 \left[-e_1 j_1 T_{p1} + \frac{1}{2} j_1^2 \rho_1 h_1 + \frac{\lambda_1}{h_1} (T_{p2} - T_{p1}) \right] - \sigma_{cp} (T_{cp} - T_{p1}) \right] \\ \frac{dT_{p2}}{d\tau} &= \frac{1}{m_{p2} c_{p2}} \left[n_2 S_2 \left[-e_2 j_2 T_{p2} + \frac{1}{2} j_2^2 \rho_2 h_2 + \frac{\lambda_2}{h_2} (T_{p3} - T_{p2}) \right] + n_1 S_1 \left[e_1 j_1 T_{p1} + \frac{1}{2} j_1^2 \rho_1 h_1 + \frac{\lambda_1}{h_1} (T_{p2} - T_{p1}) \right] - \sigma_{cp} (T_{cp} - T_{p1}) \right] \\ \frac{dT_{p3}}{d\tau} &= \frac{1}{m_{p3} c_{p3}} \left[n_2 S_2 \left[e_2 j_2 T_{p2} + \frac{1}{2} j_2^2 \rho_2 h_2 - \frac{\lambda_2}{h_2} (T_{p3} - T_{p2}) \right] - \sigma_{равн} (T_{p3} - T_{жс}) \right] \end{aligned} \right\} (1)$$

де T_T – температура біологічної тканини; T_{p1} – температура наконечника, що має тепловий контакт із біологічним об'єктом; T_{p2} – температура теплового містка; m_T – середня маса тканини; $m_{p1,p2,p3}$ – маса наконечника, теплового містка і теплообмінника; $e_{1,2}$ – коефіцієнт термоЕРС термоелементів у ТЕБ; $\rho_{1,2}$ – питомий електричний опір ТЕБ; $h_{1,2}$ – висота термоелементів у ТЕБ; $\lambda_{1,2}$ – коефіцієнт теплопровідності матеріалу ТЕБ; T_{cp} – температура навколишнього середовища, $\sigma_{порівн}$ – коефіцієнт тепловіддачі в навколишнє середовище.

Початкові умови для випадку оцінки тривалості виходу обладнання в робочий режим задаються під час холостого ходу (контакт обладнання з біологічним об'єктом відсутній), виходячи із припущення, що в початковий момент часу термоелектрична система перебуває в термодинамічній рівновазі з навколишнім середовищем і температура всіх точок системи дорівнює температурі середовища. При цьому система рівнянь (1) записується у вигляді

$$\left. \begin{aligned} \frac{dT_{p1}}{d\tau} &= \frac{1}{m_{p1}c_{p1}} \left[n_1 S_1 \left[-e_1 j_1 T_{p1} + \frac{1}{2} j_1^2 \rho_1 h_1 + \frac{\lambda_1}{h_1} (T_{p2} - T_{p1}) \right] - \sigma_{p1} (T_{cp} - T_{p1}) \right] \\ \frac{dT_{p2}}{d\tau} &= \frac{1}{m_{p2}c_{p2}} \left[n_2 S_2 \left[-e_2 j_2 T_{p2} + \frac{1}{2} j_2^2 \rho_2 h_2 + \frac{\lambda_2}{h_2} (T_{p3} - T_{p2}) \right] + n_1 S_1 \left[e_1 j_1 T_{p1} + \frac{1}{2} j_1^2 \rho_1 h_1 + \frac{\lambda_1}{h_1} (T_{p2} - T_{p1}) \right] - \sigma_{p1} (T_{cp} - T_{p1}) \right] \\ \frac{dT_{p3}}{d\tau} &= \frac{1}{m_{p3}c_{p3}} \left[n_3 S_3 \left[e_3 j_3 T_{p3} + \frac{1}{2} j_3^2 \rho_3 h_3 - \frac{\lambda_3}{h_3} (T_{p3} - T_{жк}) \right] - \sigma_{p3} (T_{p3} - T_{жк}) \right] \end{aligned} \right\} (2)$$

Для випадку оцінки тривалості експозиції за впливу на тканини гортані початковими є умови, взяті з отриманих раніше даних для оцінки виходу обладнання на робочий режим, а об'єкт впливу має температуру, рівну 309 К.

Вважалося також, що температури діючого наконечника, і теплообмінника дорівнюють відповідним температурам спаїв. Таке допущення збільшує величину часу виходу на робочий режим, і отримані згодом результати будуть завищеними.

Розв'язок систем (1) і (2) здійснено чисельним методом у пакеті прикладних програм МATHCAD. При цьому теплові провідності визначалися формулами

$$\sigma_{p1} = \frac{\lambda_{p1} \cdot S_{p1}}{\delta_{p1}}, \sigma_{p2} = \frac{\lambda_{p2} \cdot S_{p2}}{\delta_{p2}}, \sigma_{p3} = \frac{\lambda_{p3} \cdot S_{p3}}{\delta_{p3}}, \sigma_{\tau} = \frac{\lambda_{\tau} \cdot S_{\tau}}{\delta_{\tau}},$$

де $\lambda_{p1}, \lambda_{p2}, \lambda_{p3}, \lambda_{\tau}$ – коефіцієнт теплопровідності відповідно наконечника, що впливає, теплового містка, теплообмінника, біологічної тканини, $S_{p1,2,3,\tau}$ – площа поверхонь дотикання відповідно ТЕБ для заморожування тканин гортані та біологічної тканини, наконечника, і ТЕБ1, теплового містка й ТЕБ2, теплообмінника, $\delta_{p1,p2,p3}, \delta_{\tau}$ – товщина відповідно наконечника, теплового містка, теплообмінника, біологічної тканини. Чисельні значення вихідних величин у виразах (3) прийняли такими [4]: $\lambda_{p1}=389$ Вт/м·К; $\lambda_{p2}=389$ Вт/м·К; $\lambda_{p3}=389$ Вт/м·К; $\lambda_{\tau}=0.2$ 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; $\delta_{\tau}=0,01$ м.

З метою оцінки тривалості виходу обладнання на робочий режим, а також часу експозиції впливу, у завдання розрахунків входило одержання температурного поля системи прилад – об'єкт впливу залежно від часу за температури навколишнього середовища $T_{cp}=298$ К для випадку функціонування системи без навантаження (рис. 2 і рис. 3) та у випадку впливу на тканину гортані (рис. 4). Отримані часові залежності температури тканини гортані, наконечника, теплового містка й рідинного теплообмінного апарату за різних струмів живлення ТЕБ, а також для різних значень T_p .

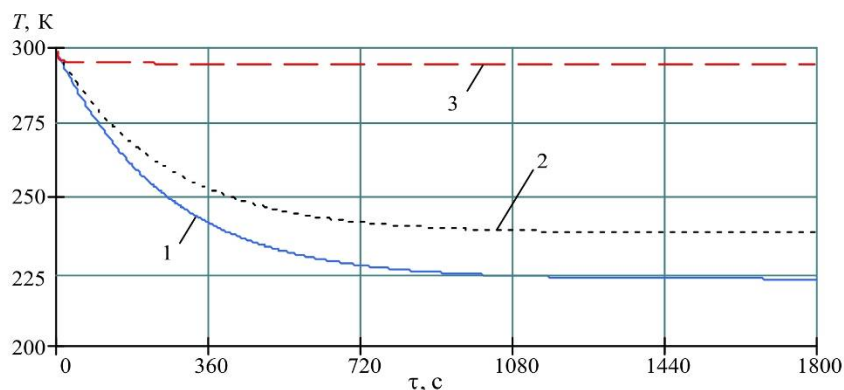


Рис. 2. Температурне поле ТЕП в залежності від часу без теплового навантаження:

1 – температура наконечника, 2 – температура теплового містка,
3 – температура рідинного теплообмінного апарату.

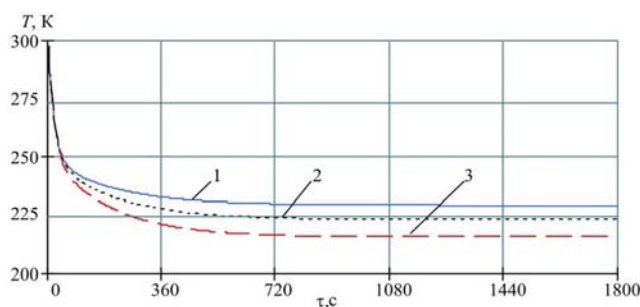


Рис. 3. Зміна температури наконечника, в часі без навантаження за струму живлення основної ТЕБ 5А та різних струмів живлення додаткової ТЕБ.
1 – 0.5 А, 2 – 0.75 А, 3 – 1 А

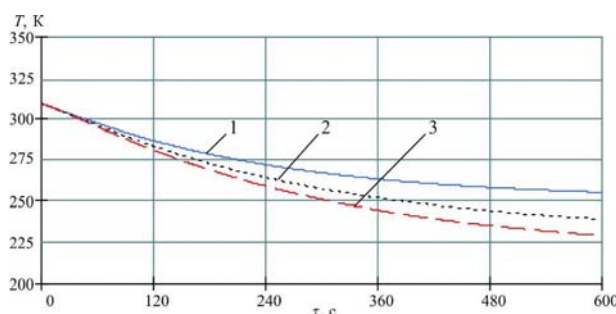


Рис. 4. Зміни температури тканин гортані у часі за різних струмів живлення основної ТЕБ. 1 – 2 А, 2 – 3.5 А, 3 – 5 А.

Як випливає із поданих даних, залежності носять монотонний спадний характер. Згідно з наведеними графіками без теплового навантаження температура наконечника, стабілізується приблизно через 18-20 хв. (рис 2.), що відповідає тривалості його виходу на робочий режим. Збільшення сили струму додаткової ТЕБ (рис. 3) з 0.5 до 1А за струму живлення основної ТЕБ 5А знижує температуру наконечника T_{p1} з 235 К до 220 К. Подальше збільшення сили струму призводить до росту теплоти Джоуля. Таким чином, за фіксованої температури T_p граничне зниження температури наконечника, обмежене величиною оптимального для даного типу ТЕБ струму живлення. Одержати більш глибоке зниження температури наконечника, можна, зменшивши значення температури рідини T_p , що протікає по теплообмінному рідинному апаратові. Так, для зниження температури тканини, наприклад, до 250 К за температури рідини $T_p=288$ К потрібно на 3 хв. менше часу, ніж у випадку, коли $T_p=298$ К.

Зниження тривалості досягнення необхідної температури тканини, приміром, до рівня 273 К, можна добитися збільшенням сили струму живлення додаткової ТЕБ. Для розглянутого випадку приміром, згідно із графіками залежностей, наведених на рис.4, збільшення сили струму з 2 до 5 А дали можливість скоротити цей час із 4 до 2.5 хв.

Експериментальні дослідження термоелектричної системи для локального заморожування тканин гортані

З метою підтвердження результатів математичного моделювання було проведено натурні випробування дослідного зразка термоелектричної системи для локального заморожування тканин гортані. Об'єктом експериментальних досліджень був дослідний зразок ТЕП для локального заморожування тканин гортані із двома і для порівняння з одним ТЕМ. Зовнішній вигляд дослідного зразка системи наведено на рис. 5.



Рис. 5. Зовнішній вигляд системи для локального заморожування тканин гортані.

Дослідний зразок у процесі експерименту був вміщений у теплоізольовану кліматичну камеру. Живлення ТЕБ здійснювалося джерелами електричної енергії Instek PSH – 3630 і GW Laboratory DC Power Supply GPR-1850HD. Навантаження на наконечник, моделювалося намотаним на кінець циліндра ніхромовим дротом. Вимірювання температури в процесі експерименту здійснювався за допомогою мідь-константанових термопар, опорні спаї яких розміщали в посудині Дюара, а сигнал знімався багатоканальним вимірювачем температури ИРТМ 2402/М3. Напряга й струм на ТЕБ фіксувалися за допомогою вмонтованих у джерела електричної енергії амперметрів і вольтметрів.

У процесі експерименту визначалися напруга і струм на ТЕБ, температура навколишнього середовища, температури в різних точках дослідного зразка.

У відповідності зі значенням максимального струму живлення для основної вимірювальної ТЕБ (5.8 А) і додаткової ТЕБ (1.7А) роботу обладнання тестували для чотирьох значень струму живлення (3; 4; 4.5 і 5.0А) основної батареї та трьох значень струму живлення додаткової батареї (0.5; 1; 1.5А).

Основним завданням проведення експериментальних досліджень дослідного зразка було визначення залежності температури від часу у контрольних точках за фіксованих значень струмів живлення ТЕБ (рис. 6 і 7).

Відповідно до отриманих даних на рис. 6 максимальний рівень зниження температури у випадку використання однієї основної ТЕБ становить 243 К (-30°C) за максимального струму в 5А та підвищується на 2°C, 4°C і 10°C для струмів живлення відповідно 4.5, 4 і 3 А. Виходячи з отриманих даних, можна підібрати оптимальний струм харчування для даної ТЕБ.

На рис. 7 показано часові залежності температури наконечника для різних струмів живлення в разі використання в обладнанні основної та додаткової ТЕБ. Зазначені залежності свідчать, що з використанням додаткової ТЕБ збільшення сили струму її живлення з 0.5 А до 1.5 А із живленням основної ТЕБ оптимальним струмом живлення, рівним 5А, температура наконечника знижується з -47 до -52°C.

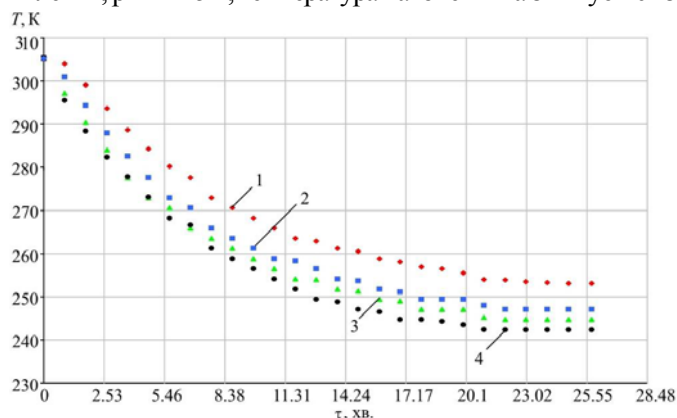


Рис. 6. Часова залежність температури наконечника при різних струмах живлення основної ТЕБ, без навантаження

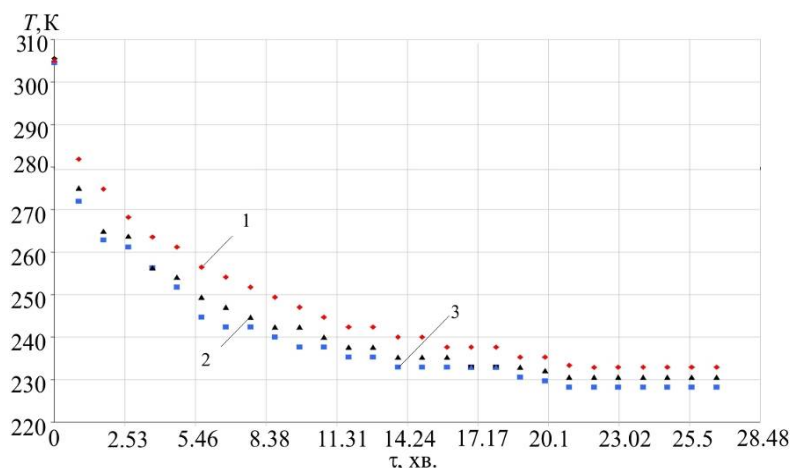


Рис.7. Часова залежність температури наконечника за різних струмів живлення додаткової ТЕБ без навантаження зі струмом живлення основної ТЕБ 5А.

Для оцінки зміни температури уздовж теплового містка, що має довжину 13 см., отримані залежності зміни температури по довжині містка для різних моментів часу без навантаження. Згідно з отриманими даними максимальний перепад температури по довжині містка при струмах живлення основної і додаткової ТЕБ відповідно 5 А і 1 А становить 287 К і припадає на початковий момент включення обладнання. По виході приладу в стаціонарний режим цей перепад не перевищує 3 К і вказує на відносну рівномірність розподілу температури по довжині теплового містка. Ця обставина дає можливість використовувати у побудові математичної моделі обладнання, усереднену температуру теплового містка. При цьому це спрощення не буде значно впливати на точність математичних розрахунків.

Для оцінки ефективності системи знімання тепла системи реєструвалася зміна температури гарячого спаю основної ТЕБ у часі. Для випадку відповідних струмів живлення основної і додаткової ТЕБ відповідно 5 А і 1 А величина температури гарячого спаю не перевищує 302 К за температури охолоджуючої рідини 293 К і швидкості плинку 0.07 л/сек.

Отримані експериментальні дані визначають прийнятну точність математичної моделі обладнання. Максимальна розбіжність розрахункових і експериментальних даних не перевищує 11%. Найбільше відхилення розрахункових даних від дослідів у випадку визначення температури наконечника спостерігається в основному в часовому проміжку, пов'язаному з виходом обладнання на режим.

Висновки

На основі досліджень можуть бути зроблені такі висновки

1. Одним з ефективних методів лікування лор-захворювань, таких як хронічний тонзиліт, фарингіт і ін., є локальне заморожування тканин гортані. Реалізація зазначеної методики може бути здійснена за рахунок використання ТЕБ як джерела холоду.
2. Розроблено конструкцію термоелектричної системи для локального заморожування тканин гортані, що складається із двох ТЕБ, з'єднаних між собою за допомогою суцільнометалевого теплового містка, забезпечена рідинним теплообмінником і наконечником.
3. Створена квазістаціонарна математична модель термоелектричної системи, яка розглядає обладнання як єдину сукупність елементів – теплообмінних обладнань (теплообмінника, теплового містка, ТЕБ, теплоізоляції наконечника, що впливає), що забезпечують зниження

- температури біологічного об'єкта за необхідний час до необхідного значення.
4. Встановлено, що без навантаження температура впливання наконечника стабілізується приблизно через 18-20 хв. при токах харчування від 1 до 3 А, що відповідає тривалості його виходу на робочий режим. При цьому збільшення сили струму з 1 до 3 А знижує температуру впливу наконечника з 275 до 237 А.
 5. У процесі проведення процедур необхідного рівня зниження температури тканини гортані (273 К) вдається досягти за 4 хв і 2.5 хв при токах енергоспоживання 2 А і 5 А.
 6. При зміні сили струму від 2 А до 5 А, відношення зміни температури до зміни сили струму зменшується. При збільшенні струму живлення з 2 А до 3 А температура тканини знижується з 267 до 250 К, збільшення сили струму з 3 А до 4 А знижує температуру з 250 К до 240 К, а збільшення струму живлення з 4 А до 5 А зменшує температуру до 233 К.
 7. При фіксованій температурі T_p граничне зниження температури впливу наконечника обмежено величиною оптимального струму ТЕБ. Отримати більш глибоке охолодження при даній величині струму живлення можна, зменшивши значення T_p .
 8. Розроблено експериментальний стенд і методику проведення вимірювань для натурних випробувань дослідного зразка. Результати експериментальних досліджень дослідного зразка обладнання показали задовільну збіжність розрахункових і дослідних даних. Найбільша розбіжність розрахункових і експериментальних даних не перевищило 11% на всьому діапазоні вимірювань.
 9. Результати теоретичних і експериментальних досліджень термоелектричної системи для заморожування тканин гортані показали її безсумнівні переваги у використанні на практиці.

Література

1. Баранов А.Ю. Криогенная физиотерапия / А.Ю. Баранов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. - 2005. - № 3.
2. Баранов А.Ю. Искусственный холод на службе здоровья / А.Ю. Баранов // Вестник Международной академии холода. - 2006. - № 1.
3. Портнов В.В. Локальная воздушная криотерапия: механизм действия и применение в практике / В.В. Портнов // Курортные ведомости. - 2009. - №2.
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 // Ерганоков 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.

Надійшла до редакції 14.04.2015