

---

## ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ ПАНАРИЦІЄЮ

---

*У роботі описано результати експериментальних досліджень дослідного зразка термоелектричного пристрою для лікування панарицією. Наведено конструкцію приладу, експериментального стенда, а також результати натурального експерименту у вигляді графіків залежності зміни температури в контрольних точках пристрою в часі за різних режимів його роботи.*

**Ключові слова:** термоелектричний пристрій, панарицій, експериментальний стенд, натурні випробування, термоелектрична 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.

### Вступ

Останніми роками відзначається ріст гнійно-запальних захворювань кисті – різного роду панарицій і флегмон. Гнійні захворювання пальців і кисті займають перше місце за частотою серед усіх гнійних процесів. Від усіх первинних хворих, що звертаються до хірурга, хворі з панариціями та флегмонами кисті становлять від 15% до 31% [1]. Результати традиційного хірургічного лікування нагниваючих, відкритих переломів фаланг пальців і кисті не можна визнати задовільними через часті повторні операції (17.1%), ампутації пальців (7.1%) і несприятливі функціональні та естетичні результати. Повторні операції призводять до інвалідності хворих. Ушкодження кисті становлять близько 1/3 усіх травм опорно-рухового апарата, досягаючи в деяких областях промисловості до 70%.

Лікування гнійних хвороб являє собою складний терапевтичний процес, спрямований на регуляцію місцевих і загальних проявів хвороби, а також на придушення та ліквідацію патогенних збудників, корекцію гомеостазу, стимуляцію імунних і репаративних процесів.

На основі аналізу літературних джерел виявлено наступні методи лікування гнійних захворювань пальців кисті.

Для лікування ранніх форм панарицію та флегмони кисті використовуються процедури, засновані на застосуванні різного роду гарячих ванн із лікувальними розчинами [2]. Наприклад, може бути використана 5%-на прополісна вода за температури 311 К [3], а також розчин перманганату калію за температури 310-312 К [4]. Однак відомо, що гарячі ванни незалежно від складу водного середовища сприяють набряку збуджених тканин пальців і кисті, підсилюють застійні явища в осередку запалення, погіршують мікроциркуляцію, сприяють форсованому

нагромадженню в осередку запалення продуктів метаболізму і в цілому негативно позначаються на результатах лікування.

Схожими з розглянутим видом лікування є нафталанолікування, озокеритолікування та парафінолікування, за яких застосовуються підігріті пелоїдоподібні речовини - нафталанська нафта, озокерит, парафін, що прикладаються до уражених ділянок [1]. При цьому зазначеним методам лікування також властиві недоліки, розглянуті вище.

Для консервативного лікування панарицією також застосовуються новокаїнові блокади, інфільтрація вогнища поразки 1%-ним розчином діоксидину, рентгенотерапія, аплікація радіоактивного кобальту, ультразвук, промені лазера [2, 5]. Однак через етіопатогенетичну необґрунтованість лікувальної дії перерахованих засобів, їх низьку терапевтичну ефективність, громіздкість і технічну складність застосування вони не мають значного поширення у лікувальній практиці.

Для консервативного лікування початкових форм панарицією використовується місцева пролонгована гіпотермія [6]. Місцева пролонгована гіпотермія в серозно-інфільтративній фазі панарицією та флегмони кисті має потужний етіопатогенетичний лікувальний ефект і дає можливість клінічно диференціювати фазу серозної інфільтрації від гнійно-запальних змін у тканинах. Найпоширенішими методами лікування при цьому вважаються аплікації льоду, кріогелю, масаж з льодом, холодна ванна (температура води близько 273 К), холодні обгортання, використання кріоаерозолів та ін. [7].

Тут необхідно відзначити, що технічна реалізація цих методів недостатня. До недоліків існуючих сучасних засобів гіпотермії слід віднести відсутність точного регулювання температури і тривалості впливу, неможливість чергування тепла та холоду, «не комфортне» сприйняття процедур пацієнтами. У зв'язку з цим доцільною є розробка нових систем і пристроїв для проведення таких процедур, що мають високі експлуатаційні показники. За своїми основними масогабаритними, енергетичними показниками надійності для створення подібного роду систем підходять термоелектричні перетворювачі енергії, дослідження яких на предмет використання в даній області техніки на сьогодні не проводилися.

Мета пропонованої роботи – проведення натурних випробувань дослідного зразка термоелектричного пристрою (ТЕП) для лікування панарицією, розробленого колективом лабораторії напівпровідникових термоелектричних приладів і пристроїв ФДБОУ ВПО «Дагестанський державний технічний університет» [8], а також вивчення і аналіз отриманих даних.

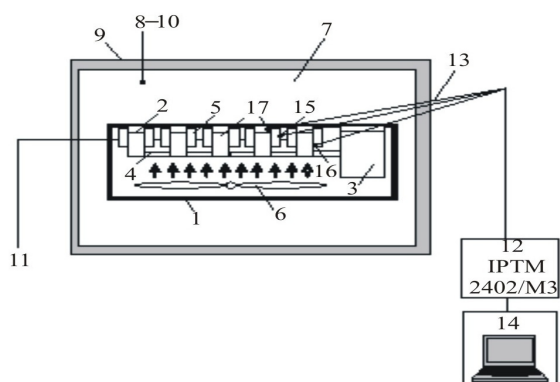


Рис.1. Принципова схема експериментального стенда.

Ємність 3 через трубки 4 з'єднано з усіма склянками 2 на зразок сполучених посудин. До зовнішньої поверхні склянок 2 із забезпеченням теплового контакту приєднані робочі спаї

Об'єктом експериментальних досліджень був дослідний зразок ТЕП (рис.1), що складається з корпусу 1, у верхній частині якого зроблені отвори, до яких приварені металеві склянки 2 для пальців руки людини. Склянки розташовані так, щоб була можливість опускати в них пальці рук. У корпусі 1 також розташована ємність 3 для імітатора лікувального розчину.

термоелектричної батареї (ТЕБ) 5. Опорні спаї ТЕБ 5 обдуваються потоком повітря, що нагнітається вентиляторним агрегатом 6. Як ТЕБ у натурних випробуваннях дослідного зразка приладу використані стандартні термоелектричні модулі типу ТЕБ ТВ-63-1.0-2.0 (виробник – інженерно-виробнича фірма Кріотерм [9]). Зовнішній вигляд приладу показано на рис.2.



Рис.2. Зовнішній вигляд дослідного зразка ТЕП для лікування.

Як імітатор лікувального розчину використовувався розчин перманганату калію у воді.

Під час проведення експериментальних досліджень дослідний зразок ТЕП розміщували у теплоізольованій кліматичній камері 7, температура і відносна вологість у якій регулюється блоком керування 8, пов'язаним з датчиком температури і вологості 9, покази якого реєструються цифровим табло 10. Живлення ТЕБ здійснювалося джерелом електричної енергії 11. Для проведення вимірів використовувалися вбудовані в джерело електричної енергії амперметр і вольтметр, а також багатоканальний вимірювач ІРТМ 2402/М3 12, підключений до ПЕВМ.

У ході експерименту визначалися напруга і струм на ТЕБ, температура навколишнього середовища, температури в контрольних точках дослідного зразка ТЕП.

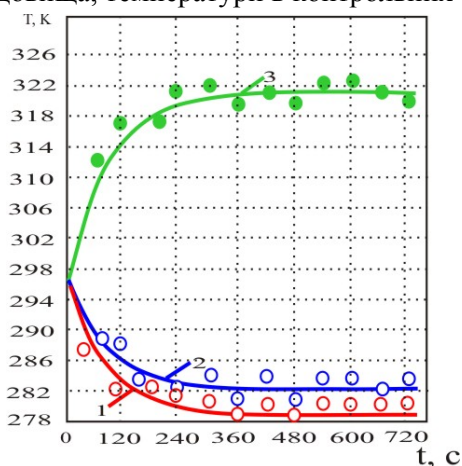


Рис.3. Зміна температури у контрольних точках ТЕП з часом при роботі ТЕБ у режимі нагрівання для  $L=1.8A$ .

1 – робочий (холодний) спай ТЕБ, 2 – імітатор лікувального розчину, 3 – опорний (гарячий) спай ТЕБ.

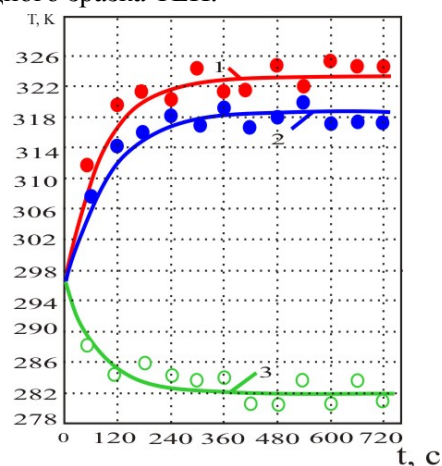


Рис.4. Зміна температури у контрольних точках ТЕП з часом при роботі ТЕБ у режимі нагрівання для  $L=1.8A$ .

1 – робочий (гарячий) спай ТЕБ, 2 – імітатор лікувального розчину, 3 – опорний (холодний) спай ТЕБ.

Виміри температури проводилися за допомогою мідь-константанових термопар 13, опорні спаї яких розміщалися в посудині Дьюара, а сигнал знімався вимірювачем ІРТМ 2402/М3 12 і

виводився на ПЕВМ 14. Термопари 13 розміщалися в контрольних точках: на опорних 15 і робочих 16 спаях ТЕБ, в імітаторі лікувального розчину 17.

Перед здійсненням експерименту перевірялася надійність теплових і електричних контактів. Досліди проводилися серіями по п'ять експериментів в ідентичних умовах. Температура навколишнього середовища задавалася рівною 296 К, відносна вологість – 55 %.

На рис. 3 – 4 наведено графіки зміни температури в контрольних точках ТЕП в часі під час роботи ТЕБ у режимі охолодження і нагрівання для величини струму живлення  $I=1.8$  А. Розглянуті зміни в часі температури робочих і опорних спайв ТЕБ, а також імітатора лікувального розчину. Згідно з показниками даним зміна температури як у випадку охолодження, так і у випадку нагрівання імітатора лікувального розчину, має монотонний характер, зменшується у першому випадку і зростає у другому та прямує до певного стаціонарного значення. За зазначеного струму живлення ТЕБ і відповідних умов експлуатації ТЕП зазначене стаціонарне значення температури у контрольних точках досягається приблизно через 7-7.5 хв, що відповідає отриманим теоретичним результатам. При цьому різниця температур між робочими спаями ТЕБ та імітатором лікувального розчину при виході системи в стаціонарний режим роботи становить приблизно 2.5-3 К. Ця обставина дозволяє встановити мову про незначні теплові втрати в розробленому приладі і його досить високі енергетичні характеристики.

На рис. 5-6 розглянуті криві, що описують зміну температури імітатора лікувального розчину в часі під час роботи ТЕБ у режимі охолодження і нагрівання для різних значень струму живлення. Для режиму охолодження значення сили струму становило 2.2, 1.8, 1.4 А, а для режиму нагрівання – 1.8, 1.3, 1.1 А відповідно. Згідно з наведеними залежностями, збільшення значення струму живлення ТЕБ призводить відповідно до зменшення температури імітатора лікувального розчину за роботи ТЕП у режимі охолодження та збільшення його температури за роботи ТЕП у режимі нагріву, що відповідає збільшенню холодо- і теплопродуктивності батарей. Так, збільшення струму живлення ТЕБ з 1.4 А до 2.2 А з охолодженням імітатора лікувального розчину знижує його температуру з 281 К до 276 К, а з нагріванням збільшення струму живлення ТЕБ з 1.1 А до 1.8 А збільшує температуру біологічного об'єкта з 313 К до 317 К.

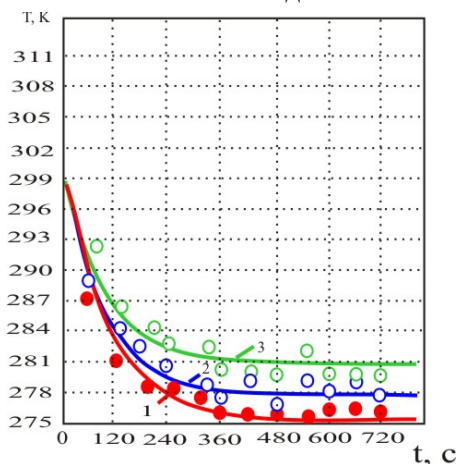


Рис.5. Зміна температури імітатора лікувального розчину з часом при роботі ТЕБ у режимі охолодження для різних значень струму живлення: 1 –  $I=2.2A$ ; 2 –  $I=1.8A$ ; 3 –  $I=1.4A$ .

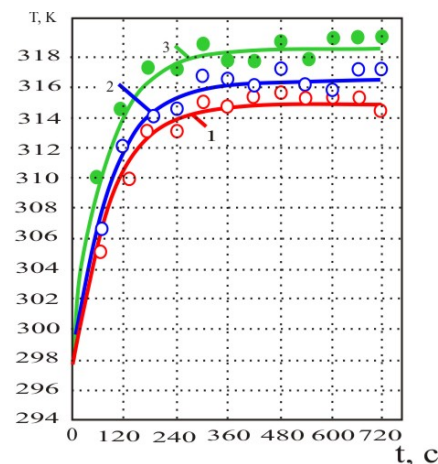


Рис.6. Зміна температури імітатора лікувального розчину з часом при роботі ТЕБ у режимі нагрівання для різних значень струму живлення: 1 –  $I=1.1 A$ ; 2 –  $I=1.3A$ ; 3 –  $I=1.8A$ .

Таким чином, як показує експеримент, для реалізації необхідних медичних процедур, обумовлених у першу чергу температурою імітатора лікувального розчину, застосування стандартних ТЕМ типу ТЕБ ТВ-63-1.0-2.0 є цілком виправданим.

Для аналізу можливостей динамічного режиму роботи ТЕП отримані графіки зміни температури імітатора лікувального розчину в часі зі зміною функціонування приладу з режиму охолодження на режим нагрівання і навпаки наведено на рис. 7-8.

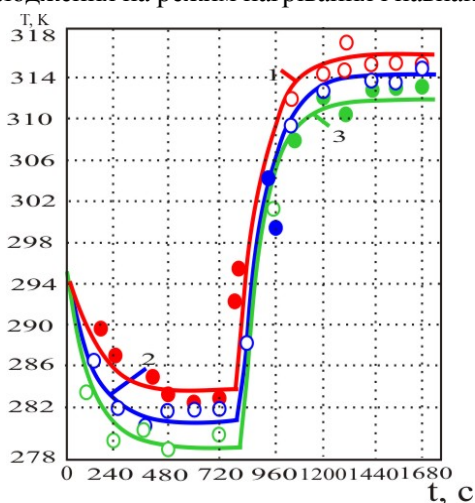


Рис.7. Зміна температури імітатора лікувального розчину з часом за контрастної теплової процедури з переходом ТЕП з режиму охолодження в режим нагріву для різних значень струму живлення ТЕБ  
1 –  $I=1.8A$ ; 2 –  $I=1.5A$ ; 3 –  $I=1.2A$ .

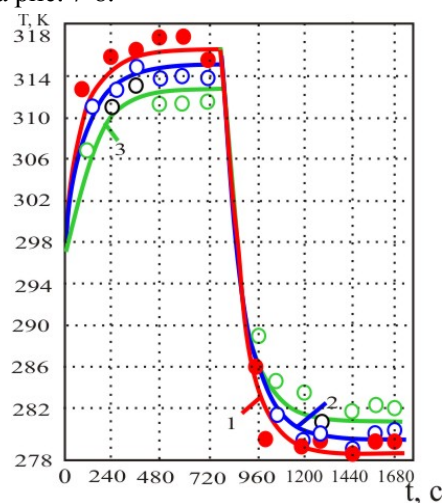


Рис.8. Зміна температури імітатора лікувального розчину з часом за контрастної теплової процедури з переходом ТЕП з режиму нагріву в режим охолодження для різних значень струму живлення ТЕБ  
1 –  $I=1.8A$ ; 2 –  $I=1.6A$ ; 3 –  $I=1.4A$ .

Результати наведено в першому випадку для струмів живлення ТЕБ 1.2 А, 1.5 А, 1.8 А, для другого випадку – для струмів 1.4, 1.6, 1.8 А. Отримані експериментальні дані також відповідають результатам розрахунків. В обох випадках тривалість перехідного процесу з режиму охолодження в режим нагрівання і навпаки становить приблизно 8 хв, що із прийнятною точністю відповідає теоретичним розрахункам.

На рис. 9 представлено дані, що стосуються зміни температури біологічного об'єкта та імітатора лікувального розчину в часі при роботі ТЕБ у режимі охолодження і нагрівання для  $I=1.8 A$ . Згідно з приведеними даними, температура імітатора лікувального розчину і безпосередньо біологічного об'єкта не відповідають одна одній. Це пов'язане, насамперед, з кінцевими значеннями теплоємності і теплопровідності біологічного об'єкта, а також його внутрішнім тепловиділенням. Для вивчених умов різниця в значеннях температури біологічного об'єкта та імітатора лікувального розчину становить близько 3.5 К.

Надійність функціонування розробленого ТЕП багато в чому залежить від ефективного тепловідводу з опорних спаїв ТЕБ. На рис.10 для оцінки можливостей тепловідводу з гарячих спаїв ТЕБ у системі представлено дані про зміну температури основи приладу в часі при охолоджувальному впливі для різних значень струму живлення ТЕБ.

З наведених графіків залежностей впливає, що значення температури гарячих спаїв ТЕБ цілком прийнятні для використовуваного типу стандартних модулів. Ця обставина визначає досить ефективний тепловідвід у розглянутих умовах з гарячих спаїв ТЕБ і дає підставу прогнозувати надійну роботу розробленого приладу під час проведення необхідних медичних процедур.

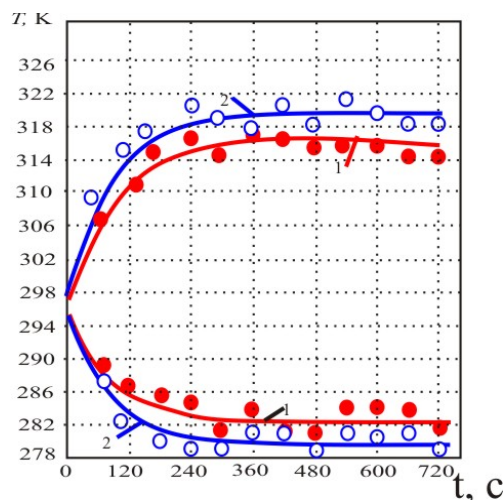


Рис.9. Зміна температури біологічного об'єкта (1) та імітатора лікувального розчину (2) з часом при роботі ТЕБ у режимі охолодження та нагрівання для  $I=1.8$  А.

З наведених графіків залежностей випливає, що значення температури гарячих спаїв ТЕБ цілком прийнятні для використовуваного типу стандартних модулів. Ця обставина визначає досить ефективний тепловідвід у розглянутих умовах з гарячих спаїв ТЕБ і дає підставу прогнозувати надійну роботу розробленого приладу під час проведення необхідних медичних процедур.

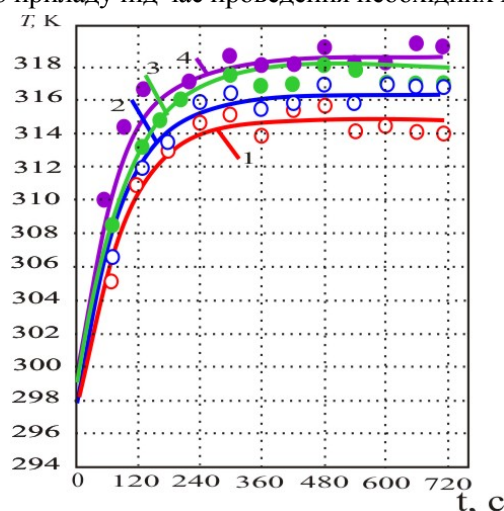


Рис.10. Зміна температури гарячого спаю ТЕБ з часом при роботі у режимі охолодження для різних значень струму живлення:

1 –  $I=1$  А; 2 –  $I=1.2$  А; 3 –  $I=1.4$  А; 4 –  $I=1.6$  А.

За результатами експериментів проведено зіставлення розрахункових і експериментальних даних. На рис.3-10, крім експериментальних точок, показано також і результати теоретичних розрахунків.

Подані результати досліджень визначають прийнятний збіг теоретичних і експериментальних даних. Їхня максимальна розбіжність не перевищує 5-6 %. Найбільше відхилення розрахункових даних від досліду спостерігається, в основному, на проміжку часу, пов'язаному з виходом системи на режим, що визначається впливом навколишнього середовища та неідеальною тепловою ізоляцією системи «прилад-об'єкт впливу», а також деяким розкидом параметрів ТЕБ і вимірювальних приладів. Причому, у випадку охолодження експериментальні дані мають трохи більше значення, ніж розрахункові, а у випадку нагрівання – менше значення у всьому діапазоні вимірів. Ця обставина в основному пов'язана з неідеальністю теплової ізоляції, що не задовільняє умовам, прийнятим у розрахункових моделях і відповідно теплопритокам до пристрою.

## **Висновки**

1. Для проведення медичних процедур при лікуванні панарицію може бути застосований метод гіпотермії, реалізований на основі розробленого авторами ТЕП.
2. ТЕП має малу інерційність: тривалість виходу в стаціонарний робочий режим у дослідженому діапазоні становить – 7.5 хв.;
3. Різниця температур між робочими спаями ТЕБ і лікувальним розчином не перевищує 3 К, що дає можливість вести мову про незначні теплові втрати у приладі.
4. Під час проведення необхідних медичних процедур у ТЕП достатнім є використання стандартних ТЕМ типу ТВ-63–1.0–2.0 з максимальним струмом живлення 2.3 А.
5. Під час роботи пристрою у динамічному режимі тривалість перехідного процесу з режиму охолодження в режим нагрівання і навпаки становить приблизно 8 хв.
6. Згідно з отриманими даними температура лікувального розчину і безпосередньо біологічного об'єкта не відповідають одна одній: у дослідженому діапазоні різниця в їхніх температурах становить 3.5 К.
7. Для забезпечення нормальної роботи ТЕБ у ТЕП достатнім є використання примусового повітряного охолодження.
8. У зіставленні розрахункових і експериментальних даних їхня максимальна розбіжність не перевищила 5 – 6 %.

## **Література**

1. Бадиков А.Д. Аппликационная бета-терапия в комплексном лечении панариция в амбулаторных условиях. – / А.Д. Бадиков, // Диссертация, на соискание ученой степени кандидата медицинских наук, Санкт-Петербург, 2005. – С. 146.
2. Мелешевич А.В. Панариций и флегмона кисти. – Учебное пособие по курсу «Хирургия» для студентов всех специальностей, / А.В. Малешевич // в 3 частях. Часть 3. Гродно, 2002. – С. 264.
3. Комарова Л.А. Руководство по физическим методам лечения. / Л.А. Комарова, Л.А. Благовидова // Л.: Медицина, 1983. – С. 264.
4. Реабилитация больных с некоторыми заболеваниями и повреждениями кисти. Сборник научных трудов Горьковского НИИ травматологии и ортопедии // Под ред. Азолова В.В. Горький, 1987. – С. 187.
5. Таксахани М. Клинический опыт комбинированного применения гипертермии и лучевой терапии. / М. Таксахани // Медицинская радиология. – 1988. – № 12. – С. 25.
6. Кенц В.В. Местные холодовые воздействия в физиотерапии /В.В. Кенц, А.И. Сухенко, Т.М. Дудка // 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. Иванова // Хирургия. 1985. № 5. С. 141-143.
8. Исмаилов Т.А. Результаты математического моделирования термоэлектрического устройства для лечения заболеваний пальцев кисти. Тепловые процессы в технике. / Т.А. Исмаилов, О.В. Евдулов, Хазамова М.А., Д.А. Гидуримова // М. – 2011. – №9. – С. 426-432.
9. <http://www.kryotherm.ru>.

Надійшла до редакції 12.07.2013