

УДК 53.08

Кобилянський Р.Р., канд. фіз.-мат. наук^{1,2}

Задорожний О.С.,^{1,3}

Уманець М.М.,³

Пасєчнікова Н.В.,³

Розвер Ю.Ю.,^{1,2}

Бабіч А.О.^{1,2}

¹Інститут термоелектрики НАН та МОН України,
вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна;
e-mail: anatysh@gmail.com

²Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича,
вул. Коцюбинського 2, Чернівці, 58012, Україна;

³Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. В.П.
Філатова НАМН України, Французький бульвар 49/51,
Одеса, 65061, Україна

КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОГО ПРИЛАДУ ДЛЯ КЕРУВАННЯ ТЕМПЕРАТУРОЮ ІРИГАЦІЙНОЇ РІДИНИ ПРИ ПРОВЕДЕННІ ОФТАЛЬМОЛОГІЧНИХ ОПЕРАЦІЙ

Створено фізичну, математичну та комп'ютерну моделі термоелектричного приладу для керування температурою іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних операцій. За допомогою комп'ютерного моделювання отримано розподіли температури лікувальної рідини та всередині блоку охолодження в залежності від холодопродуктивності термоелектричного модуля, швидкості витрати лікувальної рідини та довжини медичної трубки, в якій циркулює охолоджена рідина. Наведено результати розрахунків та комп'ютерного моделювання.

Ключові слова: термоелектричне охолодження, іригаційна рідина, хірургія, офтальмологія.

Вступ

В офтальмології відновлення або збереження зору часто потребує проведення внутрішньоочного хірургічного втручання. Широко використовується хірургія при катаракті, при відшаруванні сітківки, проникаючих пораненнях ока, діабетичній ретинопатії та іншій патології. В процесі оперативних втручань в середину ока вводиться іригаційна рідина, як правило, кімнатної температури, тобто значно нижчої за температуру внутрішньоочних середовищ [1–3]. При цьому при проведенні стандартної хірургії моніторинг внутрішньоочної температури та температури іригаційних розчинів не проводиться [1, 2]. Отже, офтальмологічна операція супроводжується штучною неконтрольованою (нерідко тривалою) глибокою гіпотермією внутрішньоочних структур з наступним їх швидким неконтрольованим зігріванням після етапу охолодження. Швидкі неконтрольовані зміни внутрішньоочних температур

створюють небезпеку пошкодження структур ока, а також виникнення в процесі операції небажаних судинних реакцій, що також може супроводжуватись ускладненнями [4]. У хірурга відсутня можливість інтраопераційно керувати температурою іригаційної рідини, що надходить внутрішньоочно, та впливати на температуру внутрішньоочних середовищ.

Доцільність проведення офтальмологічних хірургічних втручань в умовах гіпотермії підтверджується різними авторами. При цьому на сьогодні відсутня єдина думка щодо оптимальної температури іригаційної рідини та рівня внутрішньоочної гіпотермії в процесі хірургії. Наприклад, Мауро з співавторами запропонували пристрій, який дозволяє проводити вітреоретинальні хірургічні втручання в умовах температурного контролю та здатний нагрівати інфузійну рідину та повітря під час операції, підтримуючи їх температуру в діапазоні м'якої або помірної гіпотермії [5, 6]. Інші автори віддають перевагу проведенню хірургії в умовах глибокої гіпотермії, наводячи підтвердження отриманих корисних ефектів [7–10].

На наш погляд під час проведення вітреоретинальних операцій доцільно використовувати м'який рівень гіпотермії в середині ока, оскільки такі умови більш безпечні для внутрішньоочних структур, особливо при тривалих втручаннях. Рівень м'якої гіпотермії можливо досягти нагріванням іригаційної рідини вище кімнатної температури перед потраплянням її в середину ока [4, 6]. З іншого боку короткочасне охолодження іригаційних розчинів дозволить використовувати корисні ефекти глибокої гіпотермії під час проведення окремих видів операцій [7–10]. Для розв'язання цієї задачі потрібно вирішити питання ефективного інтраопераційного охолодження рідини. Використання термоелектричних пристроїв в режимі як нагрівання, так і охолодження іригаційної рідини в процесі хірургії виглядає найбільш перспективно.

Таким чином, розробка ефективних та безпечних способів регулювання температури іригаційних розчинів з подальшим впровадженням системи керованої гіпотермії в практику офтальмологічної хірургії є актуальним завданням.

Метою роботи є розробка конструкції та комп'ютерне моделювання термоелектричного приладу для керування температурою іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних операцій.

1. Фізична модель

Термоелектричний прилад для керування температурою іригаційної рідини містить два основні функціональні вузли – металевий блок охолодження та блок керування і живлення. Фізична модель блоку охолодження наведена на рис. 1.

На рис. 1: T_0 , ϕ – температура та відносна вологість повітря; G – сила гравітації; Q_1 – тепловий потік, що надходить до охолоджувального блоку разом з лікувальною рідиною; Q_2 – натікання тепла до входу охолоджувального блоку з оточуючого середовища; Q_3 – тепловий потік, що відводиться від сталеві трубки на пластини блоку охолодження; Q_4 – тепловий потік, що відводиться з лікувальної рідини на сталеву трубку; Q_5 – холодопродуктивність термоелектричного модуля; Q_6 – тепло, що відводиться від гарячої сторони термоелектричного модуля; Q_7 – тепло, що відводиться з радіатора в оточуюче середовище; Q_8 – натікання тепла з гарячої сторони радіатора у блок охолодження; Q_9 – натікання тепла з оточуючого середовища у блок охолодження; Q_{10} – натікання тепла з оточуючого середовища на медичну трубку; Q_{11} – натікання тепла з медичної трубки на охолоджену рідину; T_1 – температура охолодженої рідини.

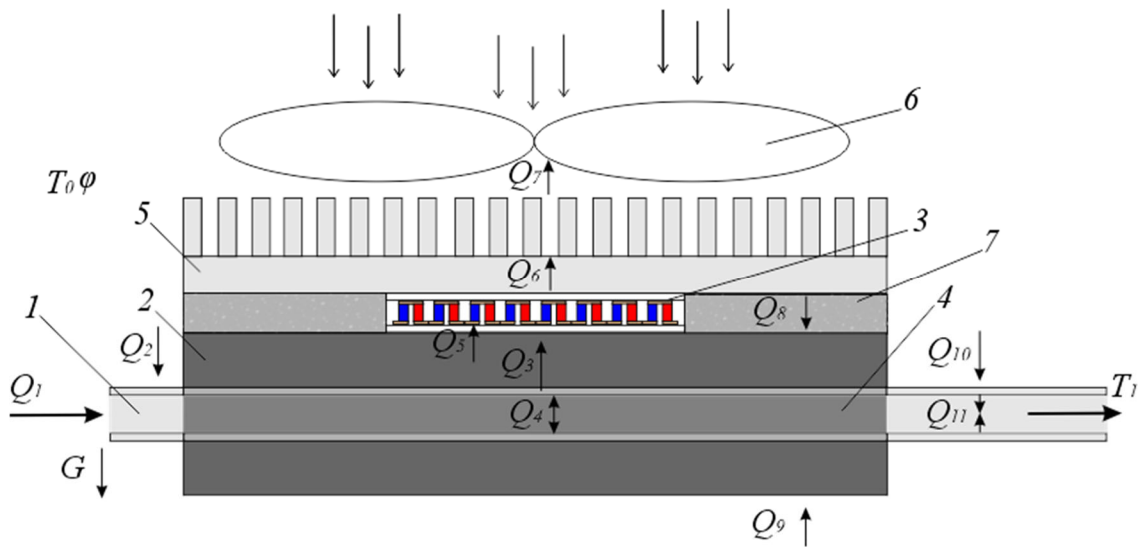


Рис. 1. Фізична модель термоелектричного приладу для керування температурою іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних операцій: 1 – медична трубка, 2 – металевий блок охолодження, 3 – термоелектричний модуль, 4 – сталева трубка, 5 – радіатор, 6 – вентилятор, 7 – теплова ізоляція.

2. Математичний опис та комп'ютерна модель

У роботах [11–12] розроблено теорію оптимального керування часовою залежністю температури охолодження в термоелектричних пристроях, а в роботі [13] проведено комп'ютерне моделювання теплових процесів ока людини. На основі отриманих результатів було розроблено термоелектричні прилади для гіпотермії ока людини [14–17].

Комп'ютерна модель термоелектричного приладу для керування температурою іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних операцій була побудована за допомогою програми Comsol Multiphysics [18, 19]. При цьому використано наступні розділи цієї програми:

1. Heat Transfer in Solids and Fluids. Дає можливість розв'язувати рівняння теплопереносу з додатковими доданками, які описують теплову взаємодію між рідиною і твердим тілом. Також дозволяє розраховувати зміну параметрів матеріалів, що виникають в залежності від зміни температури або інших факторів.

Рівняння мають наступний вигляд [18, 19]:

$$\rho C_p u \cdot \nabla T + \nabla \cdot q = Q + Q_{ted} \quad (1)$$

(Стаціонарна задача)

$$\rho C_p \frac{\delta T}{\delta t} + \rho C_p u \cdot \nabla T + \nabla \cdot q = Q + Q_{ted} \quad (2)$$

(Нестационарна задача)

$$q = -k \nabla T \quad (3)$$

(Закон Фур'є для теплопровідності)

де: ρ – густина матеріалу ($\text{кг}/\text{м}^3$); C_p – питома теплоємність при постійному тиску ($\text{Дж}/\text{кг}\cdot\text{К}$); t – час (с); u – вектор швидкості потоку ($\text{м}/\text{с}$); T – градієнт температури (К); q – вектор теплового потоку ($\text{Вт}/\text{м}^2$); Q – об'ємне джерело тепла ($\text{Вт}/\text{м}^3$); Q_{ted} – додаткові джерела тепла ($\text{Вт}/\text{м}^3$); k – коефіцієнт теплопровідності матеріалу ($\text{Вт}/(\text{м}\cdot\text{К})$).

2. Laminar flow. Дає можливість моделювати ламінарний потік рідини або газу з використанням рівнянь Нав'є-Стокса. Цей модуль орієнтований на аналіз потоків, які характеризуються низьким числом Рейнольдса ($Re \leq 2300$).

$$\rho(u \cdot \nabla)u = \nabla \cdot [-pI + K] + F + \rho g \quad (4)$$

(рівняння Нав'є-Стокса для стаціонарного випадку)

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} + \rho(u \cdot \nabla)u = \nabla \cdot [-pI + K] + F + \rho g \quad (5)$$

(рівняння Нав'є-Стокса для залежного від часу випадку)

де: ρ – густина рідини або газу (кг/м^3); u – вектор швидкості потоку (м/с); p – тиск у рідині чи газі (Н/м^2); I – одиничний тензор; K – тензор в'язких напружень; F – вектор зовнішніх сил ($\text{кг/м}^2 \text{с}^2$); g – вектор гравітаційного прискорення (м/с^2).

Геометрія охолоджувального блоку з медичною трубкою, а також сітка методу скінченних елементів [18, 19], що використовується для проведення розрахунків у Comsol Multiphysics наведені на рис. 2 а, б.

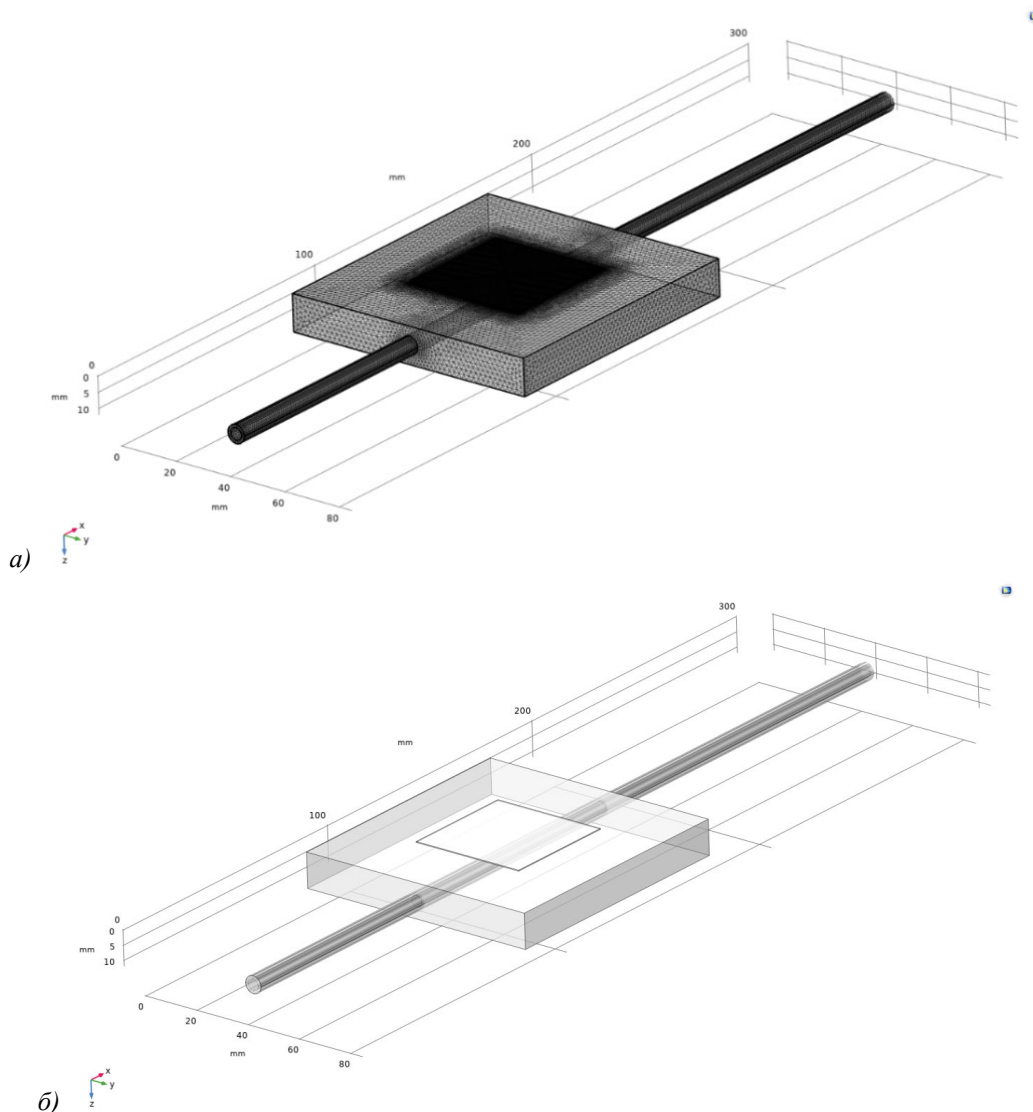


Рис. 2 а, б. Комп'ютерна модель термоелектричного приладу для керування температурою іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних операцій.

Створена комп'ютерна модель дає змогу розрахувати розподіли температур у потоці лікувальної рідини та всередині блоку охолодження при різних параметрах швидкості рідини, холодопродуктивності термоелектричного модуля тощо.

Використані граничні умови комп'ютерної моделі відповідають фізичній моделі, що наведена на рис. 1. На основі даних, отриманих від лікарів-офтальмологів відомо, що витрата рідини під час операції варіюється від 4 до 20 мл/хв, а довжина медичної трубки від блоку охолодження не перевищує 0.5 м. Лікувальна рідина являє собою збалансований соляний розчин BSS з майже ідентичними реологічними параметрами до дистильованої води. За таких параметрів була поставлена задача охолодження лікувальної рідини до 15 °С.

3. Результати комп'ютерного моделювання

Наведені вище вхідні дані були використані для розрахунків. На рис. 3 представлено типовий розподіл температури вздовж потоку рідини та в блоці охолодження. Для наведеного випадку було використано наступні вхідні параметри: температура повітря та вхідної лікувальної рідини – 25 °С, вологість повітря – 40 %, витрата рідини – 4 мл/хв, холодопродуктивність термоелектричного модуля – 8.2 Вт.

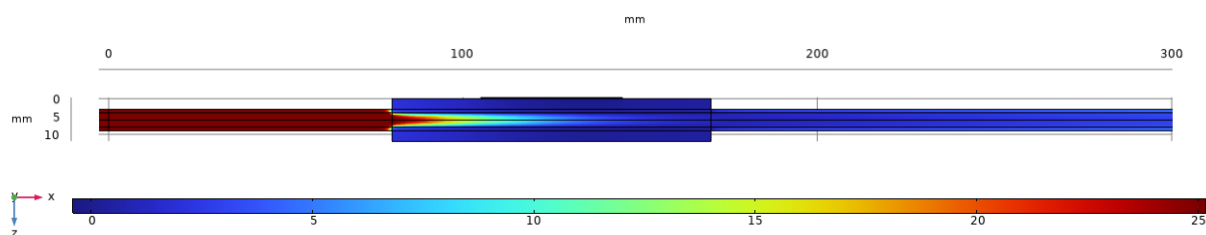


Рис. 3. Розподіл температури вздовж потоку лікувальної рідини, отриманий шляхом комп'ютерного моделювання за допомогою програми Comsol Multyphysics.

На рис. 3 наведено результати комп'ютерного моделювання, зокрема розподіл температури в блоці охолодження та медичній трубці.

Комп'ютерна модель дозволяє розраховувати аналогічні розподіли для інших значень вхідних параметрів та при необхідності змінювати геометричні параметри приладу. Таким чином, можна визначити вимоги для термоелектричних модулів та покращення конструкції приладу.

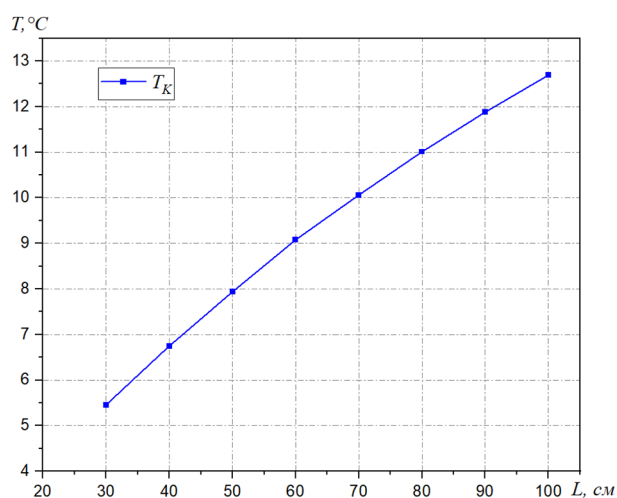


Рис. 4. Залежність температури на канюлі (T_k) від довжини медичної трубки після блоку охолодження.

Рис. 4. ілюструє залежність температури лікувальної рідини на канюлі від відстані до блоку охолодження.

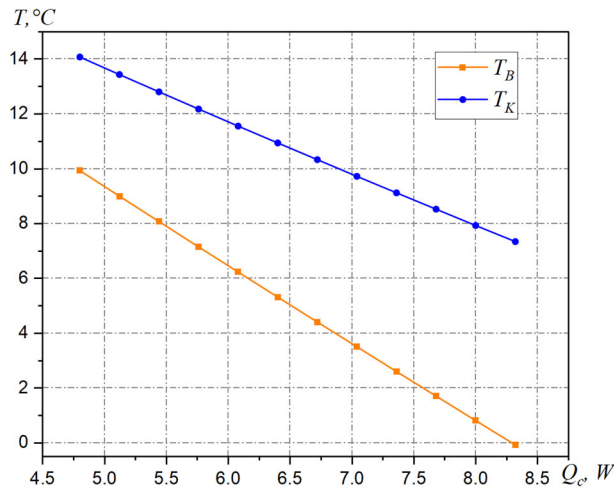


Рис. 5. Залежність температури лікувальної рідини на виході з блоку охолодження (T_B) та на канюлі (T_K) від холодопродуктивності термоелектричного модуля.

На рис. 5 показано як холодопродуктивність термоелектричного модуля впливає на глибину охолодження. У даному випадку, холодопродуктивність складає 8.2 Вт і наближає температуру рідини на виході з блоку охолодження до точки замерзання. Подальше збільшення холодопродуктивності може призвести до негативних наслідків. Відомо, що відстань від блоку охолодження до канюлі складає 0.5 м. У такому випадку мінімальна температура на канюлі досягається при 8 Вт холодопродуктивності і складає 7.6 °C. Такий рівень температури відповідає умовам проведення хірургічних втручань в офтальмології. Витрата лікувальної рідини складає 4 мл/хв (0.067 мл/с).

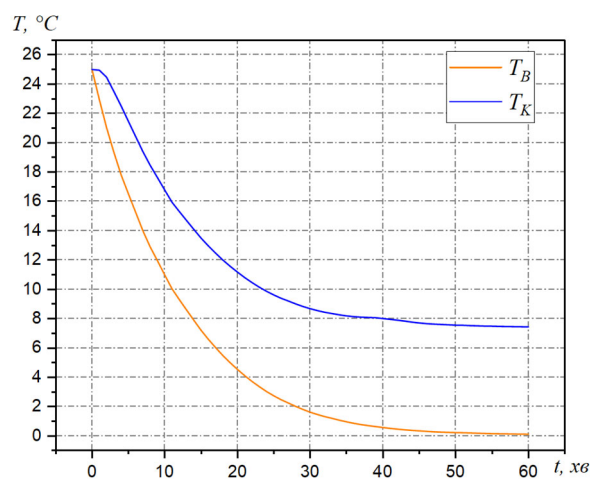


Рис. 6. Залежність від часу температури рідини на виході з блоку і канюлі при холодопродуктивності термоелектричного модуля 8.2 Вт.

Рис. 6 ілюструє інерційність охолодження лікувальної рідини при максимально допустимій холодопродуктивності термоелектричного модуля. У певних випадках термінового оперативного хірургічного втручання бажано звести час підготовки лікувальної рідини до мінімуму. При заданій холодопродуктивності термоелектричного модуля вихід на необхідну

температуру лікувальної рідини відбувається за 12 хв. Для прискорення процесу охолодження можна використати більшу холодопродуктивність термоелектричного модуля, забезпечивши терморегулятором блокування можливого замерзання рідини.

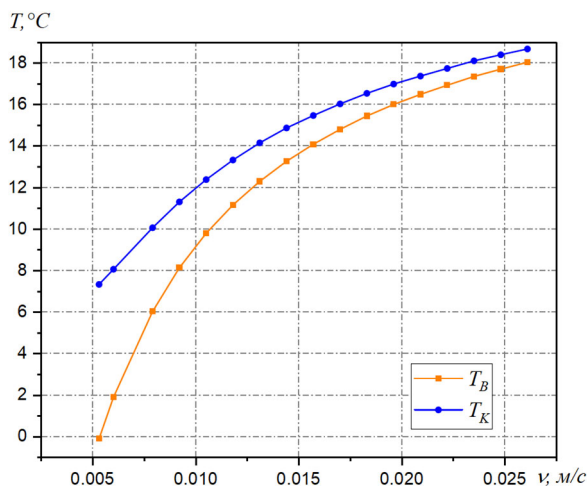


Рис. 7. Залежність температури лікувальної рідини від її швидкості циркуляції.

На рис.7 представлено залежність температури лікувальної рідини від її швидкості циркуляції. З практичних потреб офтальмологів слідує, що лікувальна рідина може циркулювати з швидкістю в діапазоні від 0.005 до 0.025 м/с (у витраті це складає від 4 до 20 мл/хв). Збільшення швидкості циркуляції або витрати лікувальної рідини приводить до зменшення різниці температури на виході з охолоджувального блоку та канюлею через зниження впливу температури оточуючого середовища.

Наведені результати показують, що для забезпечення необхідних режимів охолодження (температура лікувальної рідини складає близько 15 °C при температурі навколишнього середовища 25 °C) цілком достатньо одного термоелектричного модуля типу «Алтек-22». При необхідній холодопродуктивності термоелектричного модуля 8 Вт з його гарячої сторони виділяється близько 25 Вт тепла. Вказані результати є теоретичною основою для подальшої розробки оптимальної конструкції термоелектричного приладу для керування температурою іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних операцій.

Висновки

1. Побудовано фізичну, математичну та комп'ютерну моделі термоелектричного приладу для керування температурою іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних операцій. За допомогою комп'ютерного моделювання визначено закономірності теплопередачі у приладі та умови досягнення необхідних температурних режимів його роботи.
2. Визначено розподіли температур лікувальної рідини та всередині блоку охолодження в залежності від холодопродуктивності термоелектричного модуля, швидкості циркуляції рідини, часу охолодження та довжини медичної трубки.
3. Встановлено, що для забезпечення необхідного режиму роботи приладу, а саме температури лікувальної рідини на канюлі – 15 °C, необхідна холодопродуктивність термоелектричного модуля повинна складати – 8 Вт.

4. Отримані результати комп'ютерного моделювання є теоретичною основою для подальшої розробки оптимальної конструкції термоелектричного приладу для керування температурою іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних операцій.

Висновки

1. Iguchi Y., Asami T., Ueno S., Ushida H., Maruko R., Oiwa K., Terasaki H. (2014). Changes in vitreous temperature during intravitreal surgery. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 55, 2344. <https://doi.org/10.1167/iovs.13-13065>.
2. Anatychuk L., Pasychnikova N., Naumenko V., Kobylanskyi R., Nazaretyan R., Zadorozhnyy O. (2021). Prospects of temperature management in vitreoretinal surgery *Ther. Hypothermia Temp. Manag.*, 11(2), 117. <https://doi.org/10.1089/ther.2020.0019>.
3. Zadorozhnyy O., Korol A., Naumenko V., Pasychnikova N., Butenko L. (2022). Heat exchange in the human eye: a review. *Journal of Ophthalmology (Ukraine)*, 6, 50. <http://doi.org/10.31288/oftalmolzh202265058>.
4. Anatychuk L., Zadorozhnyy O., Naumenko V., Maltsev E., Kobylanskyi R., Nazaretyan R., Umanets M., Kustryn T., Nasinnyk I., Korol A., Pasychnikova N. (2023). Vitreoretinal surgery with temperature management: A preliminary study in rabbits. *The. Hypothermia Temp. Manag.*, 13(3), 126. <http://doi.org/10.1089/ther.2022.0044>.
5. Mauro A., Massarotti N., Salahudeen M., Cuomo F., Costagliola C., Ambrosone L., Romano M. R. (2018). Design of a novel heating device for infusion fluids in vitrectomy, *Appl. Therm. Eng.*, 128, 625. <https://doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2017.08.027>.
6. Romano M.R., Barachetti L., Ferrara M., Mauro A., Crepaldi L., Bronzo V., Franzo G., Ravasio G., Giudice C. (2024). Temperature control during pars plana vitrectomy, *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.* <https://doi.org/10.1007/s00417-024-06631-6>.
7. Nazaretian R., Zadorozhnyy O., Umanets M., Naumenko V., Pasychnikova N. (2020). Effect of irrigation solution temperature on the duration of intraocular bleeding during vitrectomy (experimental study). *J. Ophthalmology (Ukraine)*, 2, 60 (2020). <https://doi.org/10.31288/oftalmolzh202026064>.
8. Rinkoff J., Machemer R., Hida T., Chandler D. (1986). Temperature-dependent light damage to the retina, *Am. J. Ophthalmol.*, 102(4), 452. [https://doi.org/10.1016/0002-9394\(86\)90073-5](https://doi.org/10.1016/0002-9394(86)90073-5).
9. Tamai K., Toumoto E., Majima A. (1997). Local hypothermia protects the retina from ischaemic injury in vitrectomy, *Br. J. Ophthalmol.*, 81(9), 789. <https://doi.org/10.1136/bjo.81.9.789>.
10. Jabbour N.M., Schepens C.L., Buzney S.M. (1988). Local ocular hypothermia in experimental intraocular surgery, *Ophthalmology*, 95(12), 1687. [https://doi.org/10.1016/s0161-6420\(88\)32956-8](https://doi.org/10.1016/s0161-6420(88)32956-8).
11. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Коцур М.П., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Оптимальне керування часовою залежністю температури охолодження в термоелектричних пристроях // Термоелектрика. – № 5. – 2016. – С.5–11. http://jt.inst.cv.ua/jt/jt_2016_05_uk.pdf
12. Anatychuk L., Vykhor L., Kotsur M., Kobylanskyi R., Kadenyuk T. (2018). Optimal control of time dependence of temperature in thermoelectric devices for medical purposes. *International Journal of Thermophysics*, 39, 108. <https://doi.org/10.1007/s10765-018-2430-z>.
13. Анатичук Л.І., Пасечнікова Н.В., Кобилянський Р.Р., Прибила А.В., Науменко В.О., Задорожний О.С., Назаретян Р.Е., Мирненко В.В. Комп'ютерне моделювання теплових процесів ока людини // Термоелектрика. – № 5. – 2017. – С.41–58. http://jt.inst.cv.ua/jt/jt_2017_05_uk.pdf

14. Анатичук Л.І., Пасечнікова Н.В., Науменко В.О., Задорожний О.С., Назаретян Р.Е., Гаврилюк М.В., Тюменцев В.А., Кобилянський Р.Р. Термоелектричний прилад для гіпотермії ока людини // Термоелектрика. – №3. – 2019. – С. 64–73. http://jt.inst.cv.ua/jt/jt_2019_03_uk.pdf
15. Анатичук Л.І., Пасечнікова Н.В., Науменко В.О., Задорожний О.С., Данилюк С.Л., Гаврилюк М.В., Тюменцев В.А., Кобилянський Р.Р. Термоелектричний прилад для контактного охолодження ока людини // Фізика і хімія твердого тіла. – 2020. – С. 140–145. (DOI: <https://doi.org/10.15330/pcss.21.1.140-145>).
16. Анатичук Л.І., Пасечнікова Н.В., Науменко В.О., Задорожний О.С., Назаретян Р.Е., Гаврилюк М.В., Тюменцев В.А., Кобилянський Р.Р. Термоелектричний прилад для безконтактного охолодження очей людини // Термоелектрика. – №4. – 2020. – С. 77–89. http://jt.inst.cv.ua/jt/jt_2020_04_uk.pdf
17. Wang Chunzhi, Jiao Hongzhe, Anatyshuk Lukyan, Pasychnikova Nataliya, Naumenko Volodymyr, Zadorozhnyy Oleg, Vykhor Lyudmyla, Kobylanskyi Roman, Fedoriv Roman, Kochan Orest (2022). Development of a temperature and heat flux measurement system based on microcontroller and its Application in ophthalmology. *Measurement Science Review*, 22(2), 73–79. <https://www.measurement.sk/2022/msr-2022-0009.pdf> DOI: 10.2478/msr-2022-0009.
18. COMSOL Multiphysics User's Guide (2012) COMSOLAB. https://blogs.ethz.ch/ps_comsol/files/2020/05/COMSOLMultiphysicsUsersGuide.pdf
19. COMSOL Multiphysics Reference Manual // COMSOLAB. 2018. 622 p. https://doc.comsol.com/5.4/doc/com.comsol.help.comsol/COMSOL_ReferenceManual.pdf

Надійшла до редакції: 07.02.2024.

R.R. Kobylanskyi, Cand.Sc.(Phys-Math)^{1,2}

O.S. Zadorozhnyi,³

M.M. Umanets,³

N.V. Pasychnikova,³

Yu.Yu. Rozver,²

A.O. Babich^{1,2}

¹Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine,

1 Nauky str., Chernivtsi, 58029, Ukraine;

e-mail: anatysh@gmail.com

²Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University,

2 Kotsiubynskyi str., Chernivtsi, 58012, Ukraine;

³State Institution “The Filatov Institute of Eye Diseases and Tissue Therapy
of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine”,

Odesa, 49/51, French Boulevard, Ukraine

**COMPUTER SIMULATION OF A THERMOELECTRIC
DEVICE FOR CONTROLLING THE TEMPERATURE
OF IRRIGATION FLUID DURING
OPHTHALMOLOGICAL OPERATIONS**

A physical, mathematical and computer model of a thermoelectric device for controlling the temperature of irrigation fluid during ophthalmic operations has been created. Using computer simulation, the temperature distributions of the therapeutic fluid and inside the cooling unit have been obtained depending on the cooling capacity of the thermoelectric module, the flow rate of the therapeutic fluid and the length of the medical tube in which the cooled fluid circulates. The results of calculations and computer simulation are presented.

Key words: thermoelectric cooling, irrigation fluid, surgery, ophthalmology.

References

1. Iguchi Y., Asami T., Ueno S., Ushida H., Maruko R., Oiwa K., Terasaki H. (2014). Changes in vitreous temperature during intravitreal surgery. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 55, 2344; <https://doi.org/10.1167/iovs.13-13065> .
2. Anatychuk L., Pasyechnikova N., Naumenko V., Kobylanskyi R., Nazaretyan R., Zadorozhnyy O. (2021). Prospects of temperature management in vitreoretinal surgery *Ther. Hypothermia Temp. Manag.*, 11(2), 117 <https://doi.org/10.1089/ther.2020.0019> .
3. Zadorozhnyy O., Korol A., Naumenko V., Pasyechnikova N., Butenko L. (2022). Heat exchange in the human eye: a review. *Journal of Ophthalmology (Ukraine)*, 6, 50; <http://doi.org/10.31288/oftalmolzh202265058>.
4. Anatychuk L., Zadorozhnyy O., Naumenko V., Maltsev E., Kobylanskyi R., Nazaretyan R., Umanets M., Kustryn T., Nasinnyk I., Korol A., Pasyechnikova N. (2023). Vitreoretinal surgery with temperature management: A preliminary study in rabbits. *The. Hypothermia Temp. Manag.*, 13(3), 126 <http://doi.org/10.1089/ther.2022.0044>.
5. Mauro A., Massarotti N., Salahudeen M., Cuomo F., Costagliola C., Ambrosone L., Romano M. R. (2018). Design of a novel heating device for infusion fluids in vitrectomy, *Appl. Therm. Eng.*, 128, 625 <https://doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2017.08.027>.
6. Romano M.R., Barachetti L., Ferrara M., Mauro A., Crepaldi L., Bronzo V., Franzo G., Ravasio G., Giudice C. (2024). Temperature control during pars plana vitrectomy, *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol*; <https://doi.org/10.1007/s00417-024-06631-6>.
7. Nazaretian R., Zadorozhnyy O., Umanets M., Naumenko V., Pasyechnikova N. (2020). Effect of irrigation solution temperature on the duration of intraocular bleeding during vitrectomy (experimental study). *J. Ophthalmology (Ukraine)*, 2, 60 (2020); <https://doi.org/10.31288/oftalmolzh202026064>.
8. Rinkoff J., Machemer R., Hida T., Chandler D. (1986). Temperature-dependent light damage to the retina, *Am. J. Ophthalmol.*, 102(4), 452; [https://doi.org/10.1016/0002-9394\(86\)90073-5](https://doi.org/10.1016/0002-9394(86)90073-5).
9. Tamai K., Toumoto E., Majima A. (1997). Local hypothermia protects the retina from ischaemic injury in vitrectomy, *Br. J. Ophthalmol.*, 81(9), 789; <https://doi.org/10.1136/bjo.81.9.789>.
10. Jabbour N.M., Schepens C.L., Buzney S.M. (1988). Local ocular hypothermia in experimental intraocular surgery, *Ophthalmology*, 95(12), 1687; [https://doi.org/10.1016/s0161-6420\(88\)32956-8](https://doi.org/10.1016/s0161-6420(88)32956-8).
11. Anatychuk L.I., Vykhor L.M., Kotsur M.P., Kobylanskyi R.R., Kadeniuk T.Ya. (2016). Optimal control of time dependence of cooling temperature in thermoelectric devices. *J. Thermoelectricity*, 5–11. http://jt.inst.cv.ua/jt/jt_2016_05_uk.pdf
12. Anatychuk L., Vykhor L., Kotsur M., Kobylanskyi R., Kadeniuk T. (2018). Optimal control of time dependence of temperature in thermoelectric devices for medical purposes. *International Journal of Thermophysics*, 39, 108. <https://doi.org/10.1007/s10765-018-2430-z> .
13. Anatychuk L.I., Pasyechnikova N.V., Kobylanskyi R.R., Prybyla A.V., Naumenko V.O.,

- Zadorozhnyi O.S., Nazaretyan R.E., Mirnenko V.V. (2017). Computer simulation of thermal processes in human eye. *J. Thermoelectricity*, 5, 41–58. http://jt.inst.cv.ua/jt/jt_2017_05_uk.pdf
14. Anatyshuk L.I., Pasychnikova N.V., Naumenko V.O., Zadorozhnyi O.S., Nazaretyan R.E., Havryliuk M.V., Tiumentsev V.A., Kobylanskyi R.R. (2019). Thermoelectric device for hypothermia of human eye. *J. Thermoelectricity*, 3, 64–73. http://jt.inst.cv.ua/jt/jt_2019_03_uk.pdf
15. Anatyshuk L.I., Pasychnikova N.V., Naumenko V.O., Zadorozhnyi O.S., Danyliuk S.L., Havryliuk M.V., Tiumentsev V.A., Kobylanskyi R.R. (2020). Thermoelectric device for contact cooling of human eye. *Physics and Chemistry of the Solid State*, 140–145 (DOI: <https://doi.org/10.15330/pcss.21.1.140-145>).
16. Anatyshuk L.I., Pasychnikova N.V., Naumenko V.O., Zadorozhnyi O.S., Nazaretyan R.E., Havryliuk M.V., Tiumentsev V.A., Kobylanskyi R.R. (2020). Thermoelectric device for non-contact cooling of human eyes. *J. Thermoelectricity*, 4, 77–89. http://jt.inst.cv.ua/jt/jt_2020_04_uk.pdf
17. Wang Chunzhi, Jiao Hongzhe, Anatyshuk Lukyan, Pasychnikova Nataliya, Naumenko Volodymyr, Zadorozhnyy Oleg, Vykhov Lyudmyla, Kobylanskyi Roman, Fedoriv Roman, Kochan Orest (2022). Development of a temperature and heat flux measurement system based on microcontroller and its Application in ophthalmology. *Measurement Science Review*, 22(2), 73–79. <https://www.measurement.sk/2022/msr-2022-0009.pdf> DOI: 10.2478/msr-2022-0009.
18. COMSOL Multiphysics User's Guide (2012) COMSOLAB. https://blogs.ethz.ch/ps_comsol/files/2020/05/COMSOLMultiphysicsUsersGuide.pdf
19. COMSOL Multiphysics Reference Manual // COMSOLAB. 2018. 622 p. https://doc.comsol.com/5.4/doc/com.comsol.help.comsol/COMSOL_ReferenceManual.pdf

Submitted: 07.02.2024.