

Іваночко М.М.² (<https://orcid.org/0009-0003-1389-6707>),
Іванущак Н.М.² (<https://orcid.org/0009-0001-3747-9903>),
Кузь Р.В.¹ (<https://orcid.org/0009-0008-1719-3394>),
Понич Д.І.² (<https://orcid.org/0009-0000-1934-133X>)

¹Інститут термоелектрики НАН та МОН України,
вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна;

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

Corresponding author: Іваночко М.М., e-mail: m.ivanochko@chnu.edu.ua

Дослідження теплообміну в біомедичних трубках для термоелектричного контролю температури потoku іригаційної рідини

У роботі досліджено задачу стаціонарного теплообміну в циліндричній трубці, вздовж якої рухається іригаційна рідина в умовах ламінарного гідравлічно стабілізованого потоку. Отримано аналітичний розв'язок для розподілу температури всередині рухомої рідини та в матеріалі трубки. Проведено чисельне моделювання температурного поля температури рідини всередині трубки та в тілі трубки. Досліджено вплив витрати рідини на інтенсивність теплообміну в радіальному напрямку та на масоперенос вздовж осі трубки. Встановлено залежності середньої температури рідини на виході з трубки від зміни витрати рідини. Результати дослідження можуть бути використані для проектування та оптимізації режимів роботи систем транспортування рідин, зокрема для керування та контролю безпечної температури розчинів при проведенні офтальмологічних операцій. Отримані результати мають прикладне значення для роботи медичних термоелектричних систем нагріву та охолодження.

Ключові слова: теплообмін, теплопровідність, ламінарний потік, іригаційна рідина, силіконова трубка, температурний профіль, тепловий потік, теплоперенос, тепловіддача.

Цитування: Іваночко М.М., Іванущак Н.М., Кузь Р.В., Понич Д.І. (2026). Дослідження теплообміну в біомедичних трубках для термоелектричного контролю температури потоку іригаційної рідини. *Термоелектрика*, (2), 103–114. <https://doi.org/10.63527/1607-8829-2026-2-103-114>
Отримано: 22.08.2025; Переглянуто: 01.05.2026; Опубліковано: 30.06.2026

© 2026 Автори. Це стаття з відкритим доступом, що розповсюджується відповідно до умов ліцензії Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Вступ

Сучасна офтальмологічна практика широко застосовує хірургічні методи лікування, зокрема операції з приводу катаракти, вітреоретинальні втручання при відшаруванні сітківки, проникаючих ушкодженнях ока та діабетичній ретинопатії. Під час таких процедур у порожнину ока вводять хірургічні інструменти, а циркуляція іригаційної рідини забезпечує промивання операційного поля та захист внутрішньоочних тканин.

У ході ані катарактальної, ані вітреоретинальної хірургії, як правило, не здійснюється контроль внутрішньоочної температури чи температури іригаційних розчинів. Хірург також не має можливості інтраопераційно регулювати температуру іригаційної рідини та впливати на тепловий режим внутрішньоочних структур. У таких умовах найефективнішими засобами термостатування іригаційної рідини в операційних є термоелектричні пристрої.

У роботах [1–3] розглянуто перспективи використання термоелектричного охолодження та нагрівання іригаційної рідини під час офтальмологічних втручань. Показано переваги застосування термоелектричних приладів у медичній практиці та акцентовано на необхідності визначення оптимальних енергетичних і температурних режимів їх роботи.

Теплообмін у циліндричних трубках є однією з фундаментальних задач прикладної термодинаміки та гідродинаміки, що має численні інженерні застосування – від теплообмінних апаратів у промисловості до систем транспортування біологічних та медичних іригаційних рідин [4–6]. Аналітичні моделі теплообміну в трубках були закладені ще у класичних роботах Нуссельта, де розглядалися умови ламінарного та турбулентного потоку.

Вивчення теплообміну в тонкостінних силіконових трубках [7] має особливу актуальність у біомедичних технологіях, де важливим є контроль температури лікарських іригаційних розчинів, що транспортуються до організму пацієнта.

Метою дослідження є встановлення закономірностей впливу інтенсивності конвективного теплообміну на зміну температурного профілю потоку іригаційної рідини в обмеженому каналі – біомедичній трубці. Дослідження спрямоване на виявленні впливу конструктивних параметрів системи в умовах конвективного теплообміну та параметрів теплоносія на температуру рідини на виході T_{out} , а також встановлення можливості оперативного регулювання вихідної температури рідини T_{out} при заданих значеннях витрати рідини Q та вхідної температури T_{in} через впровадження системи моніторингу температури на поверхні трубки і відповідного зворотного зв'язку з мікроконтролером регулювання вхідної температури.

1. Постановка задачі стаціонарного теплообміну

В роботі досліджуються ламінарний гідравлічно усталений рух рідини в тонкій трубці і стаціонарні процеси теплообміну між рідиною, трубкою та навколишнім середовищем.

Фізична модель, яка описує поставлену задачу, показано на рис. 1.

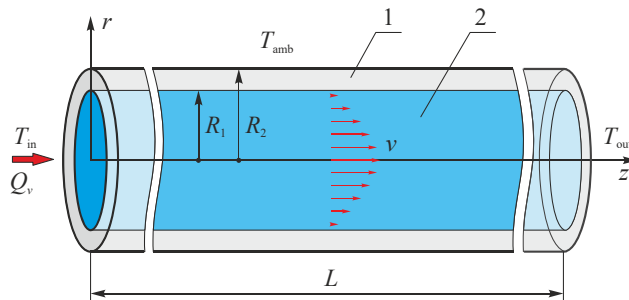


Рис. 1. Фізична модель теплообміну в тонкостінній трубці

Розглядається циліндрична трубка 1, через яку протікає рідина 2. Довжина трубки L значно більша за величини її внутрішнього R_1 та зовнішнього R_2 радіусів ($L \gg R_1, R_2$); товщина циліндричної стінки $\delta = R_2 - R_1$. Система координат циліндрична (r, ϕ, z) , вісь z збігається з віссю трубки, де $r \in [0, R]$, $z \in [0, L]$.

На вході трубки рідина має температуру T_{in} та масову витрату Q_v . На виході трубки рідина набуває середньої температури T_{out} . Температура навколишнього середовища – T_{amb} .

У фізичній моделі припускається, що рідина нестислива, її фізичних властивості є сталими; відсутні внутрішні джерела теплоти та теплові втрати через тертя; нехтується аксіальною теплопровідністю у порівнянні з конвективною.

2. Аналітичний розв'язок задачі

Постановка описаної задачі відповідає класичному розв'язанню Нуссельта.

У циліндричних координатах для усталеного процесу загальне рівняння балансу енергії (теплопровідності + конвекції) для рідини запишемо у вигляді:

$$\rho_L \cdot c_p \left(v_z \frac{\partial T}{\partial z} + v_r \frac{\partial T}{\partial r} \right) = \lambda_L \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial T}{\partial r} \right) + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right). \quad (1)$$

де $T = T(r, z)$ – температура рідини, ρ_L – густина рідини, c_p – теплоємність рідини, λ_L – теплопровідність рідини, v_z та v_r – аксіальна та радіальна складові швидкості рідини.

При гідравлічно стабілізованому потоці: $v_r = 0$, $v_z = v_z(r)$. Внаслідок нехтування теплопровідністю в осьовому напрямку $\left(\frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \ll v_z \frac{\partial T}{\partial z} \right)$ остаточне рівняння балансу енергії набуде вигляду:

$$\rho_L \cdot c_p v_z(r) \frac{\partial T}{\partial z} = \lambda_L \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial T}{\partial r} \right) \right). \quad (2)$$

У стаціонарному режимі ($\partial/\partial t = 0$) при ламінарному гідравлічно стабілізованому (число Рейнольдса $Re < 2300$) та повністю усталеному русі швидкість рідини має профіль Пуазейля

$$v_z(r) = 2v_{\text{avg}} \left(1 - \frac{r^2}{R^2} \right), \quad (3)$$

де v_{avg} – максимальна швидкість рідини.

Граничні умови:

$$1. \text{ На вході трубки } (z = 0): \quad T(r, 0) = T_{\text{in}}. \quad (4)$$

$$2. \text{ На осі трубки } (r = 0) \text{ (симетрія): } \left. \frac{\partial T}{\partial r} \right|_{r=0} = 0. \quad (5)$$

3. На внутрішній поверхні трубки ($r = R_1$) теплова умова третього роду – теплообмін через стінку трубки на межі «рідина – стінка»:

$$-\lambda \left. \frac{\partial T}{\partial r} \right|_{r=R_1} = \alpha_1 (T(R_1, z) - T_{\text{tube}}(z)). \quad (6)$$

де α_1 – коефіцієнт тепловіддачі від рідини до стінки.

4. На зовнішній поверхні трубки ($r = R_2$):

$$-\lambda_{\text{tube}} \left. \frac{\partial T_{\text{tube}}}{\partial r} \right|_{r=R_2} = \alpha_2 [T_{\text{tube}}(R_2) - T_{\text{amb}}], \quad (7)$$

де λ_{tube} – теплопровідність трубки, α_2 – коефіцієнт тепловіддачі від зовнішньої поверхні трубки до навколишнього середовища.

Для ламінарно стабілізованого режиму (повністю розвинений температурний профіль) перейдемо до встановлення середньомасової температури потоку $T_L(z)$, яка визначається рівнянням енергетичного балансу

$$\rho_L \cdot c_p Q_v \frac{dT_L}{dz} = -U_l (T_L - T_{\text{amb}}), \quad (8)$$

де U_l – лінійний коефіцієнт теплопередачі:

$$U_l = \frac{1}{R'_{\text{tot}}} = \frac{1}{R'_{\text{conv},1} + R'_{\text{tube}} + R'_{\text{conv},2}}, \quad (9)$$

теплові опори:

$$R'_{\text{conv},1} = \frac{1}{2\pi R_1 \alpha_1}, \quad R'_{\text{tube}} = \frac{\ln(R_2/R_1)}{2\pi \lambda_{\text{tube}}}, \quad R'_{\text{conv},2} = \frac{1}{2\pi R_2 \alpha_2}. \quad (10)$$

Тоді

$$T_L(z) = T_{\text{amb}} + (T_{\text{in}} - T_{\text{amb}}) \exp \left(-\frac{U_l}{\rho_L \cdot c_p Q_v} z \right). \quad (11)$$

Температурний профіль у трубці

Після виведення середньомасової температури потоку $T_m(z)$ обчислюємо тепловий потік на одиницю довжини трубки

$$q'(z) = U_L(T_L - T_{amb}). \quad (12)$$

Тоді температура внутрішньої поверхні стінки

$$T_{R1}(z) = T_L(z) - q'(z)R'_{conv,1},$$

температура зовнішньої поверхні стінки

$$T_{R2}(z) = T_{R1}(z) - q'(z) \cdot R'_{tube}. \quad (13)$$

Температурний профіль у стінці залишається логарифмічним:

$$T_{tube}(r, z) = T_{R1}(z) - \frac{q'(z)}{2\pi\lambda} \ln \frac{r}{R_1}. \quad (14)$$

Температурний профіль у рідині матиме вигляд

$$T_L(r, z) = T_{R1}(z) + [T_{R2}(z) - T_{R1}(z)] \cdot \left(1 - \frac{r^2}{R_1^2}\right). \quad (15)$$

3. Результати розрахунку

Розрахунки виконані відповідно до аналітичного розв'язку (15) для температурного профілю рідини всередині трубки, з врахуванням розрахунку температурного розподілу в стінці трубки (14). Встановлено радіальний розподіл температури потоку рідини у вибраних поперечних перерізах трубки та залежності його температури від координати z вздовж осі трубки при різних витратах рідини Q_v .

Алгоритм розв'язку задачі реалізовано на **Python 3.11** із застосуванням бібліотек **NumPy**, **SciPy** та **Matplotlib**.

За матеріал трубки взято медичний силікон, розглянуто протікання іригаційної рідини та використано наступні значення вхідних параметрів задачі:

- Довжина трубки $L = 2.0$ м.
- Внутрішній радіус трубки $d_1 = 0.0015$ м.
- Зовнішній радіус трубки $d_2 = 0.0025$ м.
- Коефіцієнт теплопровідності силікону $\lambda_{tube} = 0.24$ Вт/(м·К).
- Густина силікону $\rho_{tube} = 1500$ кг/м³.
- Питома теплоємність силікону $c_p = 1200$ Дж/(кг·К).
- Питома теплоємність рідини $\lambda_L = 0.63$ Вт/(м·К).
- Питома теплоємність іригаційної рідини $c_p = 4000$ Дж/(кг·К).
- Температура рідини на вході: $T_{in} = 35$ °С.
- Температура навколишнього середовища $T_{amb} = 20$ °С.
- Коефіцієнт тепловіддачі α_1 від рідини до стінки $\alpha_1 = 768.6$ Вт/(м²·К).

- Коефіцієнт тепловіддачі в навколишнє середовище $\alpha_2 = 10 \text{ Вт} / (\text{м}^2 \cdot \text{К})$.

Витрати рідини Q_v , та відповідні значення значення середніх швидкостей руху рідини v_{avg} і чисел Рейнольдса для розрахунків наведені в таблиці 1.

Таблиця 1

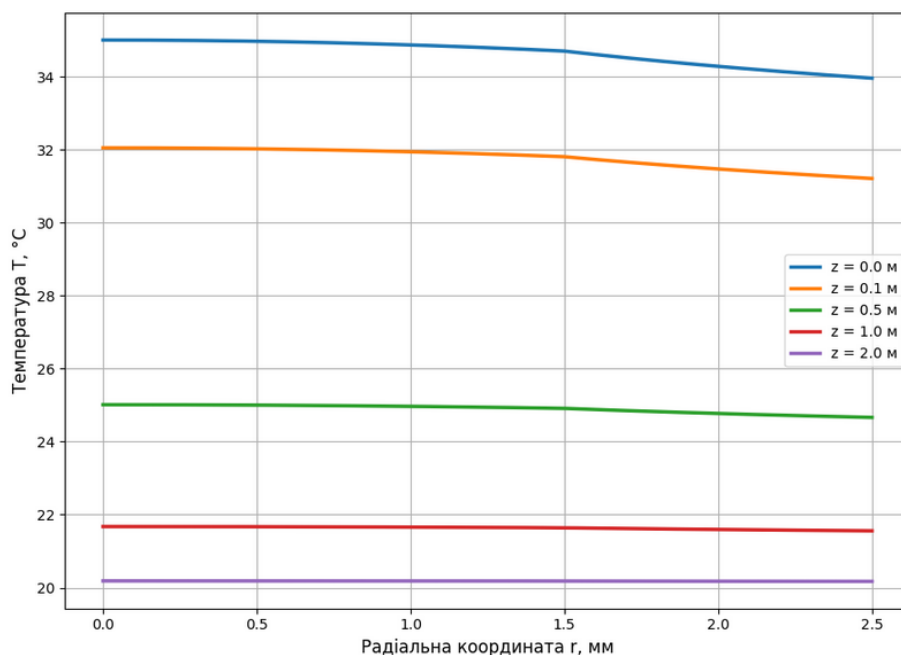
Вхідні значення витрати рідини

Витрата рідини, мл/хв	Середня швидкість руху рідини, м/с	Число Рейнольдса
$Q_v = 0.10$	$v_{\text{avg}} = 0.0002$	$Re = 1.0$
$Q_v = 0.50$	$v_{\text{avg}} = 0.0012$	$Re = 4.9$
$Q_v = 1.00$	$v_{\text{avg}} = 0.0024$	$Re = 9.8$
$Q_v = 2.00$	$v_{\text{avg}} = 0.0047$	$Re = 19.6$
$Q_v = 5.00$	$v_{\text{avg}} = 0.0118$	$Re = 48.9$

Радіальний розподіл температури $T(r)$ в трубці

Для витрат, наведених у Табл. 1, проведено розрахунок температури $T(r)$.

На рис. 2 наведено радіальний розподіл температури в рідині та тілі силіконової трубки для різних віддалей z від початку трубки. Розрахунок проведено для витрати рідини $Q_v = 1.00 \text{ мл/хв}$. На рис. 3 наведено аналогічний розподіл температури для $Q_v = 5.00 \text{ мл/хв}$.



*Рис. 2. Радіальний температурний профіль $T(r)$
у поперечних перерізах трубки при різних z
(для витрати $Q_v = 1.00 \text{ мл/хв}$)*

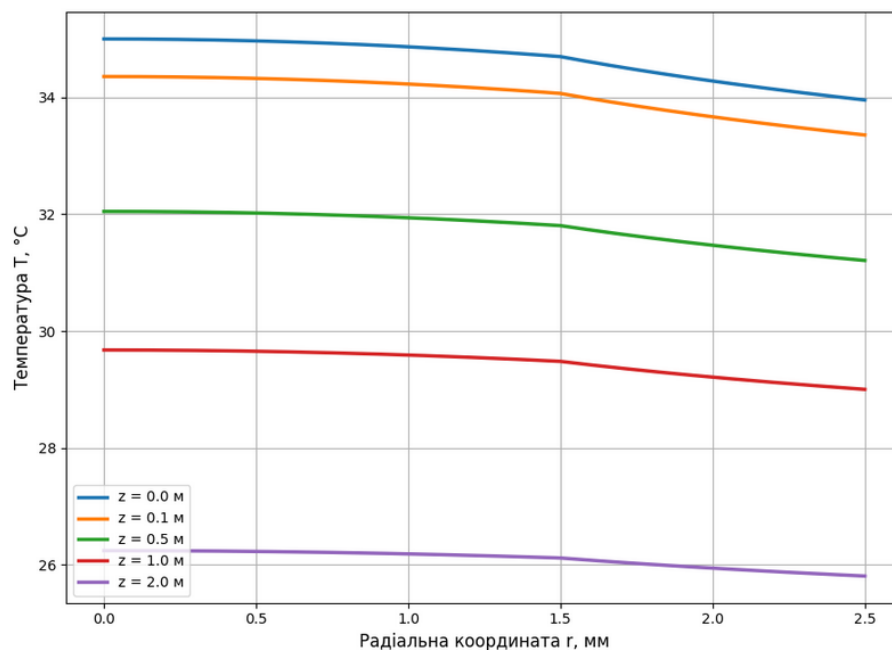


Рис. 3. Радіальний температурний профіль $T(r)$
у поперечних перерізах трубки та стінки трубки при різних z
(для витрати $Q_v = 5.00$ мл/хв)

При малих витратах рідини (рис. 2) охолодження відбувається значно інтенсивніше, оскільки рідина довше перебуває всередині трубки. Для більших витрат (рис. 3) температурний профіль стає більш рівномірним, а температура рідини уздовж осі трубки зменшується повільніше.

Зі збільшенням координати z відбувається загальне зміщення температурних кривих до нижчих значень температури. Це підтверджує поступове охолодження рідини та стінки трубки вздовж напрямку руху потоку.

Отримані температурні профілі демонструють класичний логарифмічний характер розподілу температури в циліндричній стінці. Максимальна температура спостерігається на внутрішній поверхні трубки, що безпосередньо контактує з іригаційною рідиною. У напрямку до зовнішньої поверхні температура зменшується внаслідок тепловіддачі в навколишнє середовище.

Розподіл температури $T_L(z)$ вздовж осі трубки всередині рідини

Для різних витрат рідини отримано залежності (11) середньомасової температури потоку рідини вздовж осі трубки.

На рис. 4 зображено розподіл температури $T_L(z)$ всередині рідини при $r = 0$ для витрат, приведених в таблиці 1. Згідно (11) температура змінюється за експоненціальним законом $T_L(z) \sim \exp\left(-\frac{z}{Q_v}\right)$. Це і демонструє рис. 4. При малих витратах рідини маємо швидке охолодження вздовж осі z через суттєвий теплообмін і навпаки – при великих

витратах рідини теплообмін зменшується, завдяки цьому температура знижується повільно.

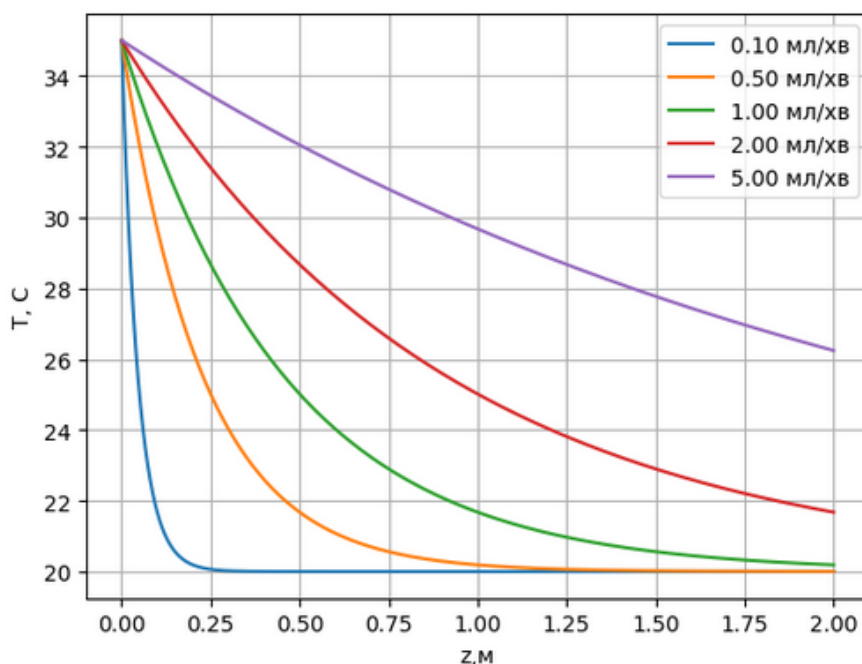


Рис. 4. Зміна середньої температури рідини вздовж трубки

Виходячи з даних розглядуваного режиму в кожному конкретному випадку приходимо до фізичної інтерпретації отриманого результату. Зокрема, при малих витратах швидкість рідини в трубці дуже низька, відповідно час перебування рідини в трубці великий. Тепло встигає відійти до стінки. Центр трубки, де швидкість максимальна, охолоджується повільніше. Біля стінки рідина швидко охолоджується через велику різницю температур. Зі збільшенням витрати теплообмін зменшується через збільшення числа Рейнольдса та масового переносу. Рідина вже не встигає охолотитися так швидко. Градієнт температури зосереджений тільки у тонкому приповерхневому шарі. Залежність $T_L(z)$ демонструє змагання між конвекцією і теплопровідністю.

Температура іригаційної рідини на виході з трубки

На основі прийнятої нами моделі теплообміну температура рідини на виході з трубки ($z = L$) визначається із розв'язку рівняння енергетичного балансу (11).

Характер залежності температури на виході нелінійний (експоненціальний тип). Залежність має вигляд:

$$T_{\text{out}} \sim \exp\left(-\frac{1}{Q_v}\right),$$

що означає різку зміну температури при малих витратах Q_v і більш стабільне зростання при великих витратах.

Залежність температури рідини на виході з трубки від рідини приведено на рис. 5.

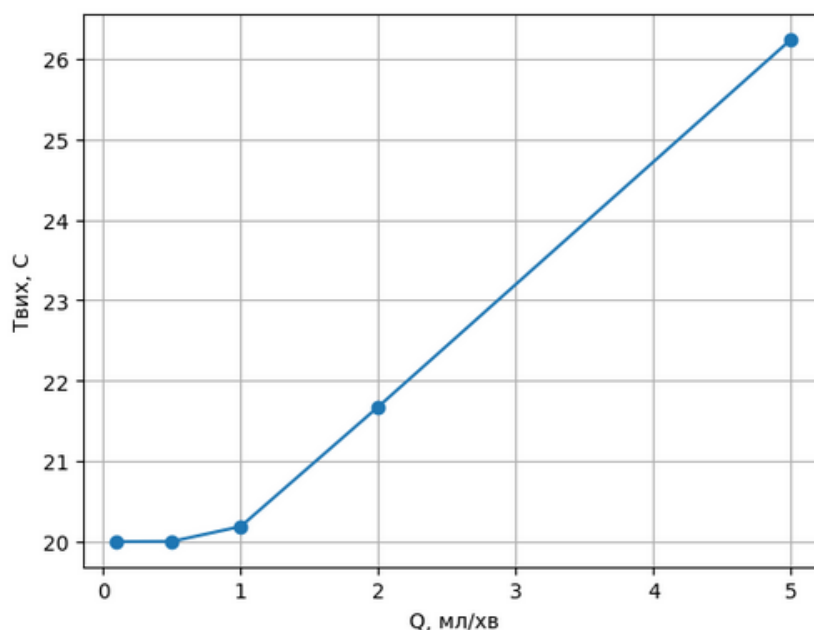


Рис. 5. Залежність температури рідини на виході від витрати рідини

В області середніх витрат $Q = 0.1 - 2.0$ мл / хв відбувається повільніше зменшення T_{out} . Для області великих витрат $Q > 2$ мл / хв охолодження зримо продовжує зменшуватися, але менш інтенсивно.

4. Можливості практичної реалізації

Метою дослідження було обґрунтування можливості оперативного контролю регулювання вихідної температури $T_{\text{вих}}$ через впровадження системи моніторингу температури зовнішньої поверхні трубки T_{R2} . Температура стінки трубки у контрольній точці може використовуватися як інформаційний параметр для оцінювання вихідної температури рідини. Запропоновано метод непрямої ідентифікації температури іригаційної рідини на виході офтальмологічної трубки, який базується на вимірюванні температури зовнішньої поверхні трубки в контрольній точці, розміщеній на відстані L_0 від вихідного краю трубки.

На основі аналітичної моделі спряженого теплообміну встановлено однозначний функціональний зв'язок між температурою рідини на виході та температурою зовнішньої поверхні трубки.

$$T_L(z) \leftrightarrow T_{R1}(z) \leftrightarrow T_{R2}(z),$$

тому між $T_{\text{out}} = T_L(L)$ і $T_{R2}(L - L_0)$ існує однозначний функціональний зв'язок.

Аналітичний зв'язок для спряженої моделі

$$T_{\text{out}} = T_{\text{amb}} + \frac{T_{R2}(L - L_0) - T_{\text{amb}}}{A} e^{-\beta \cdot L_0}, \quad (16)$$

$$\text{де } \beta = \frac{U_l}{\rho \cdot c_p Q_v}, \quad A = 1 - U_l(R'_{\text{conv},1} + R'_{\text{cm}}).$$

Рівняння (16) і є основою методу непрямого моніторингу.

Отриманий результат підтверджує принципову можливість використання температури зовнішньої поверхні трубки для непрямого визначення температури іригаційної рідини безпосередньо в зоні офтальмологічного втручання. Такий підхід уможливорює реалізувати безконтактний температурний моніторинг та створити систему автоматичного керування температурою іригаційної рідини без встановлення датчиків у стерильній операційній зоні.

Використання математичної моделі теплопереносу в реальному часі дозволяє прогнозувати температуру рідини на виході залежно від витрати, геометрії каналу, температури стінки трубки та режиму роботи датчика температури.

Висновки

1. Розроблено спряжену математичну модель стаціонарного теплообміну в системі «іригаційна рідина – стінка силіконової трубки – навколишнє середовище», яка забезпечує узгоджений опис процесів конвективного теплопереносу в ламінарному потоці рідини та теплопровідності в стінці трубки. На основі моделі отримано аналітичні залежності для визначення радіальних температурних профілів рідини та стінки трубки, що задовольняють умови неперервності температури і теплового потоку на межі поділу середовищ.
2. Виконано розрахунок температурних полів для характерних витрат іригаційної рідини в діапазоні 0.1–5.0 мл/хв. Встановлено, що зі збільшенням витрати зменшується інтенсивність охолодження потоку, а температурні градієнти локалізуються у приповерхневих шарах рідини. Показано, що температура потоку вздовж трубки змінюється за експоненціальним законом, який відображає співвідношення між конвективним перенесенням теплоти та тепловтратами через стінку трубки.
3. Отримано аналітичну залежність температури іригаційної рідини на виході від витрати потоку та досліджено її поведінку в широкому діапазоні режимів роботи.
4. Запропоновано метод непрямої ідентифікації температури іригаційної рідини на виході з офтальмологічної трубки шляхом вимірювання температури її зовнішньої поверхні у контрольній точці та використання математичної моделі спряженого теплообміну. Встановлено існування однозначного функціонального зв'язку між температурою рідини на виході та температурою зовнішньої поверхні трубки, що підтверджує можливість реалізації безконтактного температурного моніторингу й автоматичного керування температурою іригаційної рідини без встановлення датчиків у стерильній зоні офтальмологічного втручання.

Автори висловлюють вдячність в.о. директора ІТЕ НАН та МОН України Валентину ЛИСЬКУ за запропоновану наукову ідею дослідження, фахові рекомендації, плідне обговорення та всебічну підтримку під час виконання роботи.

Інформація про авторів:

Іваночко М.М. – канд. фіз.-мат. наук.

Іванушак Н.М. – канд. техн. наук.

Кузь Р.В. – канд. фіз.-мат. наук.

Понич Д.І. – студент.

Література

1. Kobylianskyi R.R., Lysko V.V., Pasychnikova N.V., Umanets M.M., Zadorozhnyy O.S., Rozver Yu.Yu., Babich A.O. (2025). Application of thermoelectric cooling and heating to control the temperature of irrigation fluid in ophthalmic surgery. *Physics and Chemistry of Solid State*, 26 (1), 151-157. <http://doi.org/10.15330/pcss.26.1.151-157>.
2. Anatychuk L.I., Pasychnikova N.V., Naumenko V.O., Zadorozhnyi O.S., Danyliuk S.L., Havryliuk M.V., Tiumentsev V.A., Kobylianskyi 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>).
3. Anatychuk L., Pasychnikova N., Naumenko V., Kobylianskyi 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>.
4. Incropera F. P., DeWitt D. P., Bergman T. L., Lavine A. S. (2011). *Fundamentals of Heat and Mass Transfer*. 7th ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2011. 997 p.
5. Bejan A. (2013). *Convection Heat Transfer*. 4th ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 694 p.
6. Shah R. K., Sekulic D. P. (2014). *Fundamentals of Heat Exchanger Design*. Hoboken: Wiley, 976 p.
7. Chen L., Li Z., Xia S. (2021). Heat transfer performance of liquid flow in cylindrical microchannels with constant wall temperature. *International Journal of Thermal Sciences*, 167, 107002.
8. Dolynskyi A. A., Shevchenko A.V. (2016). Simulation of heat and mass transfer processes in heat exchanger tubes. *Industrial Heat Engineering*, 38(3), 55–63.
9. Kudriavtsev V.N., Plisko V.V. (2020). Numerical simulation of heat transfer in pipes with liquid. *Industrial Heat Engineering*, 42(1), 75–82.
10. Anatychuk L., Pasychnikova N., Naumenko V., Kobylianskyi 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>.

M.M. Ivanochko² (<https://orcid.org/0009-0003-1389-6707>),
N.M. Ivanuschak² (<https://orcid.org/0009-0001-3747-9903>),
R.V. Kuz¹ (<https://orcid.org/0009-0008-1719-3394>),
D.I. Ponych² (<https://orcid.org/0009-0000-1934-133X>)

¹Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine,
Nauky str., 1, Chernivtsi, 58029, Ukraine;
²Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University,
Kotsiubynsky str., 2, Chernivtsi, 58012, Ukraine

Research on Heat Exchange in Biomedical Tubes for Thermoelectric Temperature Control of Irrigation Fluid Flow

The work investigates the problem of steady-state heat exchange in a cylindrical tube along which irrigation fluid moves under conditions of laminar hydraulically stabilized flow. An analytical solution is obtained for the temperature distribution inside the moving fluid and in the tube material. Numerical simulation of the temperature field of the fluid temperature inside the tube and in the tube body is carried out. The influence of fluid flow rate on the intensity of heat exchange in the radial direction and on mass transfer along the tube axis was investigated. The dependences of the average fluid temperature at the tube outlet on the change in fluid flow rate were established. The results of the study can be used for the design and optimization of operating modes of fluid transportation systems, in particular for the control and monitoring of the safe temperature of solutions during ophthalmic operations. The results obtained have applied significance for the operation of medical thermoelectric heating and cooling systems.

Keywords: heat exchange, thermal conductivity, laminar flow, irrigation fluid, silicone tube, temperature profile, heat flow, heat transfer, heat emission.