

Р.Р. Кобилянський<sup>1,2</sup>, В.В. Лисько<sup>1,2</sup>, Н.В. Пасечнікова<sup>3</sup>, М.М. Уманець<sup>3</sup>,  
О.С. Задорожний<sup>1,3</sup>, Ю.Ю. Розвер<sup>1,2</sup>, А.О. Бабіч<sup>1,2</sup>

## Застосування термоелектричного охолодження та нагрівання для керування температурою іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних операцій

<sup>1</sup>Інститут термоелектрики НАН і МОН України, Чернівці, Україна; [zadoroleg2@gmail.com](mailto:zadoroleg2@gmail.com)

<sup>2</sup>Чернівецький національний університет, ім. Юрія Федьковича, Чернівці, Україна;

<sup>3</sup>ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. В.П. Філатова НАМН України», Одеса, Україна

У роботі розглянуто можливості використання термоелектричного охолодження та нагрівання іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних операцій. Проведено порівняльний аналіз використання компресійних, криогенних і термоелектричних пристроїв у необхідному інтервалі температур розчинів для хірургії при температурі оточуючого середовища біля 20 °С. Показано переваги використання в лікувальній практиці приладів на основі термоелектричного охолодження (нагріву). Представлено результати проєктування та дослідження параметрів термоелектричного приладу для забезпечення оптимальної температури іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних операцій.

**Ключові слова:** термоелектричний охолоджувач, іригаційна рідина, температурні умови, офтальмологічні операції.

Подано до редакції 30.10.2024; прийнято до друку 12.01.2025.

### Вступ

#### Загальна характеристика проблеми.

На сьогоднішній день в офтальмології широко використовуються хірургічні методи лікування (хірургія катаракти, вітреоретинальна хірургія при відшаруванні сітківки, проникаючих пораненнях ока, діабетичній ретинопатії), в процесі яких в середину ока вводяться хірургічні інструменти та внутрішньоочно циркулює іригаційна рідина. Як правило, для хірургії використовують іригаційну рідину кімнатної температури, тобто значно нижчої за температуру внутрішньоочних середовищ [1-3]. Стандартна вітреоретинальна 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 нервових клітин сітківки, а також виникнення в процесі операції небажаних судинних реакцій [4].

В процесі хірургії катаракти для фрагментації кришталика використовується техніка факоемульсифікації. При цьому енергія ультразвуку генерує надлишкове тепло, що може призводити до термічного ушкодження внутрішньоочних структур [5]. Так, підвищена температура може призвести до пошкодження ендотеліальних клітин і сприяти розвитку набряку рогівки після операції [6]. Для хірургії катаракти також використовуються іригаційні розчини, температура яких дорівнює температурі оточуючого середовища в приміщенні операційної кімнати. При цьому ні при хірургії катаракти, ні при вітреоретинальній хірургії моніторинг внутрішньоочної температури та температури іригаційних розчинів, як правило, не проводиться [1]. Відсутня і можливість у хірурга інтраопераційно

керувати температурою іригаційної рідини, що надходить внутрішньоочно, та впливати на температуру внутрішньоочних середовищ.

Таким чином, хірургічні втручання в офтальмології переважно виконуються в умовах неконтрольованої гіпотермії. На відміну від інших медичних спеціальностей, в офтальмології інтраопераційному температурному контролю не приділяється достатньо уваги та не розроблено чітких рекомендацій щодо температури іригаційної рідини та рівня гіпотермії внутрішньоочних структур, які доцільно використовувати в процесі хірургії.

Залежно від глибини охолодження по відношенню до температури тіла гіпотермію поділяють на м'яку (32-35°C), помірну (28-32°C) та глибоку (менше 28°C) [7]. У сучасній інтенсивній терапії гіпотермія м'якого рівня вважається єдиним ефективним методом нейропротекції, який впливає на рівень виживання та якість неврологічного відновлення хворих у постранімаційному періоді [8]. У кардіохірургії знайшла широке застосування як гіпотермія помірного, так і глибокого рівня. Глибока гіпотермія забезпечує безпечну зупинку кровообігу як попередню умову для проведення хірургічного втручання на серці. Глибока гіпотермія використовується також для корекції складних вад серця та дуги аорти, при хірургічному лікуванні тромбоемболії легеневої артерії та розшаруванні аорти [9].

Отже, розробка ефективних та безпечних способів регулювання температури іригаційних розчинів з подальшим впровадженням системи керованої гіпотермії в практику офтальмологічної хірургії є актуальним завданням при загальному зростанні очних захворювань та поранень під час бойових дій.

**Мета пропонованої роботи** – визначення оптимальних енергетичних і температурних умов використання охолодження (нагрівання) іригаційної рідини термоелектричними пристроями та їх порівняння із іншими способами терморегулювання; розробка та експериментальне дослідження параметрів високоефективного термоелектричного приладу для керування температурою іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних операцій.

## I. Аналіз способів терморегулювання в офтальмології

Кріогенна область температур, тобто температур нижче ніж 120 К (-153 °С), характеризується своєю унікальністю в тому, що в природних умовах на планеті Земля, такі температури не спостерігаються [10]. Експлуатація кріогенних пристроїв для офтальмологічних маніпуляцій потребує складної контрольовано-розподільчої апаратури. Технологія, що базується на отриманні холоду за рахунок властивостей зріджених газів, на сьогодні використовується в офтальмології переважно для кріодеструкції епібульбарних новоутворень та новоутворень повік [11].

Компресійні фреонові охолоджувачі енергетично ефективні (потребують 0,4÷0,5 кВт електроенергії на

кожен 1 кВт холоду), їм властива маса від 65 до 150 кг в залежності від номінальної холодопродуктивності. Проте енергетична ефективність компресійних агрегатів може значно знижуватися при зменшенні перепаду температур між оточуючим середовищем та лікувальним інструментом офтальмолога [12]. Це ж відбувається й при наростанні температури в приміщенні для проведення лікування або хірургічного втручання. При цьому прецизійне регулювання температури складно забезпечити на теплоносії, що використовується такими пристроями. При розгерметизації гідравлічних з'єднань можуть викликати отруєння персоналу.

В умовах операційних приміщень беззаперечно перевагу перед іншими способами охолодження (нагріву) іригаційної рідини мають термоелектричні пристрої термостатування.

З погляду енергоспоживання термоелектричні кондиціонери менш ефективні порівняно з компресійними: на 1 кВт холоду потрібно близько 1,4 кВт електроенергії при перепадах температур між оточуючим середовищем та операційним інструментом близько 15 °С [13, 14].

Проте, на відміну від компресійних систем, термоелектричні пристрої охолодження не погіршують енергоефективність при зростанні температури зовнішнього повітря та значно покращують холодильний коефіцієнт у випадку зменшення перепаду температур (рис. 1).

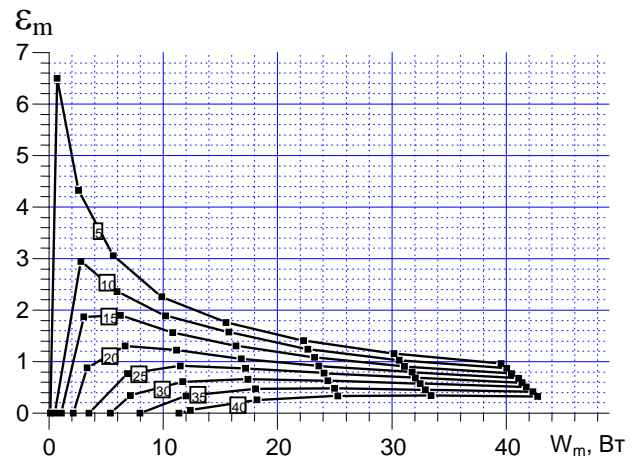


Рис. 1. Залежність холодильного коефіцієнта термоелектричного модуля охолодження від потужності живлення та перепаду температур при  $T = 27^{\circ}\text{C}$ .

Використання термоелектричних пристроїв не потребує періодичного огляду та профілактичних робіт. У них не використовуються отруйні теплоносії. Ресурс роботи термоелектричних вузлів складає десятки років. Регулювання глибини охолодження, на відміну від компресійного кондиціонера з жорсткими режимами фазових переходів теплоносія, є плавним та м'яким за рахунок зміни струму живлення. Зміною напрямку струму термоелектричний пристрій легко переводиться з режиму охолодження у режим нагріву іригаційного розчину.

## II. Комп'ютерний аналіз ефективності термоелектричного охолодження іригаційної рідини

Експериментальним дослідженням передували комп'ютерний аналіз можливості охолодження іригаційної рідини (сольовий розчин BSS+) термоелектричним пристроєм до певної температури з визначенням необхідної холодопродуктивності.

Згідно з документацією хірургічного обладнання в режимі іригація/аспірація швидкість руху рідини варіює від 0 до 20 см<sup>3</sup>/хв. Попередні дослідження свідчать про доцільність використання для хірургії іригаційної рідини з температурою 32–35 °С, яка вище температури оточуючого середовища та на декілька градусів нижче за внутрішньоочну температуру, для підтримання інтраопераційних умов м'якої або помірної інтраопераційної гіпотермії [4, 15]. Короткочасне глибоке охолодження внутрішньоочних середовищ за рахунок зниження температури іригаційної рідини до 10-15°С може бути корисним в деяких ситуаціях в процесі операції, наприклад при зупинці інтраокулярної кровотечі [16]. Перелічені параметри були використані при комп'ютерному моделюванні, яке проводилось у програмному середовищі Comsol Multiphysics [17].

Фізична модель термоелектричного охолоджувача представлена на рис.2.

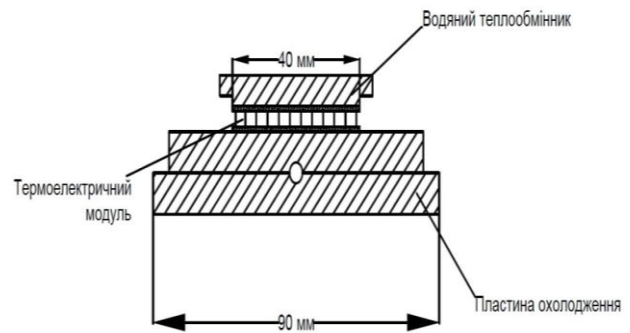


Рис. 2. Фізична модель термоелектричного охолоджувача.

Фізична модель складається з теплообмінного блоку, медичної трубки з вставленою металічною теплообмінною трубкою, що розміщувалась у блоці охолодження. Матеріалом теплообмінного блоку слугував дюралюміній, матеріал полімерної трубки – полівінілхлорид; теплообмінна трубка з медичної нержавіючої сталі. Охолодження здійснювалось з використанням термоелектричного модуля Пельтьє 40×40 мм<sup>2</sup> типу Алтек-22. Було враховано вплив теплового опору термопасти між термоелектричним модулем та охолоджувальним блоком, а також теплообмін з навколишнім середовищем (температура повітря приймалась 25°С).

Розрахунок базувався на тепловому балансі, ефективність роботи термоелектричного охолоджувача визначалась холодильним коефіцієнтом:

$$\varepsilon_r = \frac{Q_c}{W_{TE} + W_1 + W_2} = \frac{\alpha I (T_c + Q_c N_1) - 0.5 I^2 R - \lambda (T_h - T_c - (Q_h N_2 + Q_c N_1))}{W_{TE} + W_1 + W_2},$$

де  $\chi_i$  – теплові опори теплообмінників,  $Q_c$  – холодопродуктивність,  $Q_h$  – теплопродуктивність,  $W_{TE}$  – електрична потужність термоелектричного перетворювача,  $\alpha$  – коефіцієнт термоЕРС,  $I$  – електричний струм,  $R$  – електричний опір,  $\lambda$  – коефіцієнт тепловіддачі теплообмінників,  $T_h, T_c$  – температури гарячої та холодної сторін термоелектричного перетворювача,  $W_i$  – потужність додаткового живлення системи теплообміну,

$$N_1 = \frac{(\chi_1 + \chi_2)}{\chi_1 \chi_2}, \quad N_2 = \frac{(\chi_3 + \chi_4)}{\chi_3 \chi_4},$$

За допомогою комп'ютерного моделювання

встановлено, що достатньо забезпечити близько 6,6 Вт холодопродуктивності, щоб досягнути температури рідини на виході з блоку охолодження близько 0°С (рис.3). Холодильний коефіцієнт при цьому досягав 0,6. Довжина полімерної трубки від блоку охолодження до канюлі складала 300 мм.

Комп'ютерне моделювання показало, що при довжині трубки від блоку охолодження до хірургічної канюлі 900 мм температура рідини на рівні канюлі може складати 12,6 °С та при довжині 500 мм – 8,2 °С. Ця різниця пояснюється теплообмінним впливом повітря на температуру іригаційної рідини.

Потужність споживання термоелектричного

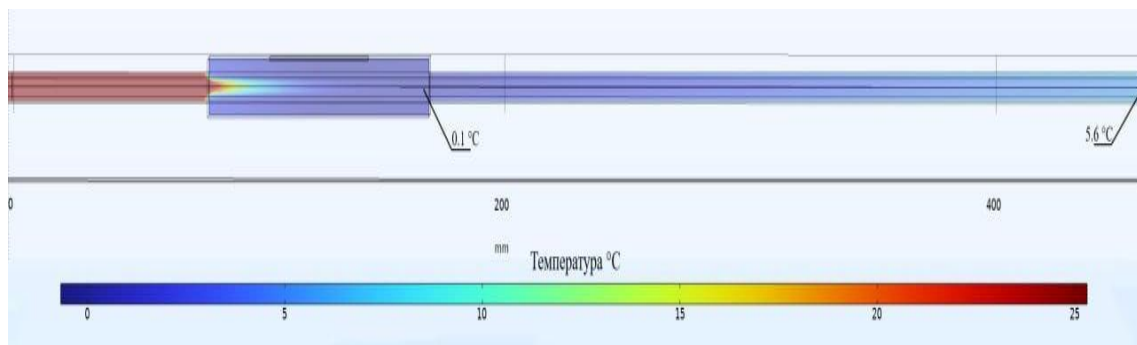


Рис. 3. Зміна температури теплоносія при термоелектричному охолодженні.

модуля не перевищувала 11 Вт.

### III. Експериментальні дослідження режимів охолодження іригаційної рідини

Проведення експериментальної частини досліджень мало за мету оцінити можливість оптимального охолодження іригаційної рідини на 2°C відносно температури оточуючого середовища та досягнути температури 15°C на хірургічній канюлі.

Ефективність роботи термоелектричного охолоджувача відчутно залежить від якості тепловідведення з гарячої поверхні термоелектричного модуля. Сучасні конструктивні рішення передбачають з цією метою повітряне охолодження (з обдувом вентилятором та без нього), тепловідведення рідинними радіаторами, масивними металічними вузлами та використанням фазових переходів деяких речовин [13]. Схема проведення експериментального дослідження з повітряним тепловідведенням показана на рис.4.

Полімерна трубка, по якій протікала рідина з середньою витратою 4,5 мл/хв, закладалася в відповідний канал між дюралюмінієвими пластинами з хорошою теплопровідністю (120 Вт/м·К). Верхня пластина охолоджувалась термоелектричним модулем Пельтьє типу *Altec-CM-1-S-SQ-127-1.0x1.0-2.0* (30×30 мм<sup>2</sup>). Тепло від гарячої сторони термоелектричного модуля відводилось голчастим повітряним радіатором з габаритними розмірами 140×140×50 мм<sup>3</sup>, кількість голок-стержнів 380 штук, діаметром 2,5 мм і висотою 40 мм. Спочатку тепловіддача була конвективною, без примусового обдуву вентилятором, пізніше був підключений вентилятор обдуву гарячого радіатора. За допомогою диференційних хромель-копелевих термопар здійснювався контроль температури іригаційної рідини «до» та «після» блоку охолодження, температури радіатора та пластини охолодження. Періодичність вимірювань складала 5 хвилин. Результати роботи охолоджувача з повітряним тепловідведенням представлені в табл. 1.

Примусова конвекція суттєво покращує динаміку охолодження. Проте розміщення полімерної трубки в термоелектричному пристрої не дозволяє досягти потрібної температури на канюлі. При температурі рідини на виході з пристрою 14,4 °С температура канюлі складала близько 20 °С внаслідок теплообміну з повітрям.

Для покращення інтенсивності охолодження іригаційної рідини замість фрагмента полімерної трубки в термоелектричному пристрої була використана трубка з нержавіючої медичної сталі, а також задіяний більш потужний модуль Пельтьє типу Алтек-22 (40×40×4 мм<sup>3</sup>). Тепло від гарячої сторони термоелектричного модуля відводилось рідинним теплообмінником, гідравлічно з'єднаним з мережею лабораторного водопостачання. Результати цього дослідження представлені в табл. 2.

Довжина полімерної трубки від пристрою охолодження до канюлі складала 0,5 м, витрата лікувальної іригаційної рідини – 4,6 мл/хв.

Як видно з таблиці, рідинний теплообмін сприяє більш ефективному охолодженню іригаційної рідини. Температура на канюлі менше 15 °С досягається на 5-й хвилині роботи пристрою, при цьому потужність споживання термоелектричного модуля охолодження не перевищує 9 Вт.

### IV. Обговорення

В офтальмології багато авторів підтримують думку про доцільність проведення офтальмологічних хірургічних операцій в умовах гіпотермії. При цьому на сьогодні відсутній консенсус щодо оптимальної температури іригаційної рідини та рівня гіпотермії внутрішньоочних структур під час хірургії.

Так, Mauro з співавторами запропонували пристрій, здатний нагрівати інфузійну рідину та повітря під час вітреоретинальної хірургії, підтримуючи їх температуру в діапазоні м'якої або помірної гіпотермії (32–35°C) [18]. Розроблений авторами пристрій дозволяє проводити вітреоретинальні хірургічні втручання в умовах температурного контролю. Він був апробований в експериментальному дослідженні, яке підтвердило, що

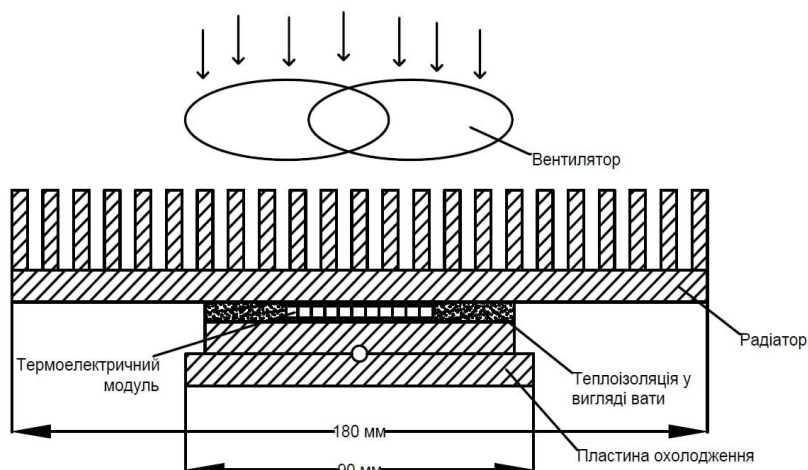


Рис. 4. Схема компоновки експериментального вузла з повітряним тепловідведенням.

Таблиця 1.

Результати роботи охолоджувача з повітряним тепловідведенням

п/п	I мод., А	U мод.,В	T1, °C	T2, °C	T3, °C	ΔT, К	t, хв.	Примітка
1	0	0	21	21	21/21*	0	0	Вентилятор відключено
2	2,0	13,5	21,0	20,6	28,6/20,3	0,4	5	
3	«	«	21,1	20,0	29,2/18,1	1,1	10	
4	«	«	21,1	19,8	31,5/17,2	1,3	15	
1	0	0	20	19,8	20,1/20	0,2	0	Вентилятор включено 2,3 Вт/12 В
2	2.0	13.5	20,2	19,9	23,9/14,0	0,3	5	
3	«	«	20,2	19,1	23,3/15,2	1.1	10	
4	«	«	19,5	16,9	23,0/12,6	2,6	15	
5	«	«	19,2	15,8	22,2/11,2	3,4	20	
6	«	«	18,1	14,4	21,8/10,0	3,7	25	

- – співвідношення температур гарячого радіатора та охолодженої пластини, T1 – температура рідини на вході в тепловий вузол, T2- температура рідини на виході.

Таблиця 2.

Результати роботи охолоджувача з рідинним теплообмінником

№ п/п	I мод., А	U мод., В	T1, °C	T2, °C	T3, °C	ΔT, °C	t, хв	Примітка
1	0	0	16,3	16,2	16,4	0,1	0	Витрата води в радіаторі ~10 мл/с
2	1,5	7,6	17,2	8,8	14,8	8,4	5	
3	«	«	17,3	4,0	13,3	13,3	10	
4	«	«	17,6	1,6	9,2	16	15	
5	«	«	17,6	0,6	8,9	17	20	
6	1,7	5,0	17,5	0,7	8,6	16,8	25	*
7	«	«	17,5	0,7	8,4	16,8	30	

- \* – понизили потужність для запобігання заморожування рідини, T1 – температура гарячої сторони термоелектричного модуля, T2 – температура холодної сторони модуля, T3 – температура канюлі.

вітреоретинальна хірургія з контрольованою температурою в умовах м'якої або помірної гіпотермії призводить до більш сприятливих функціональних і структурних результатів, ніж стандартна вітректомія [15].

Інші автори віддають перевагу проведенню хірургії в умовах глибокої гіпотермії, наводячи отримані корисні ефекти. Наприклад, Rinkoff із співавторами продемонстрували в експерименті можливість використання іригаційної рідини з температурою нижче температури тіла (22 °C) для вітреоретинальної хірургії з метою зменшення фототоксичного пошкодження сітківки [19]. Тамаї із співавторами в експерименті відзначили найменші структурні та електрофізіологічні зміни сітківки після хірургії в умовах ішемії із застосуванням іригаційних розчинів низької температури (8 °C) [20]. Jabbour із співавторами в експерименті відзначили зменшення інтраопераційних геморагічних ускладнень та інтраопераційного утворення фібрину при зниженні температури розчину іригації до 7 °C [21].

Ми також розділяємо думку про доцільність використання під час проведення вітреоретинальних операцій іригаційної рідини, температура якої нижче температури тіла, що підтверджено і нашими

попередніми дослідженнями [2, 4]. При проведенні хірургічних втручань доцільно використовувати м'який рівень гіпотермії, оскільки такі умови більш безпечні для внутрішньоочних структур, особливо при тривалих втручаннях. Рівень м'якої гіпотермії можливо досягти нагріванням іригаційної рідини кімнатної температури перед потраплянням її в середину ока [15].

З іншого боку короточасне охолодження іригаційних розчинів дозволить використовувати корисні ефекти глибокої гіпотермії під час проведення окремих видів операцій [16, 19-21]. 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 шляхом зміни напрямку електричного струму виглядає найбільш виправданим.

В проведеному дослідженні було продемонстровано можливість не тільки термоелектричного нагрівання, але і термоелектричного охолодження іригаційної рідини, для використання при проведенні офтальмологічних хірургічних втручань. Це створює нові лікувальні можливості при проведенні хірургічних втручань в умовах гіпотермії за рахунок керування температурою

розчинів, що поступають в середину ока під час операції.

Отже, створення термоелектричного пристрою для інтраопераційного керування температурою іригаційної рідини надасть хірургам-офтальмологам можливість максимально використовувати корисні ефекти гіпотермії (від м'якого до глибокого рівня). Для впровадження системи ефективного температурного управління в процесі проведення офтальмологічних операцій доцільно мати можливість змінювати температуру іригаційної рідини шляхом її інтраопераційного нагрівання та охолодження для забезпечення необхідної глибини гіпотермії внутрішньоочних структур. Важливим питанням, яке також потребує розв'язання в подальших дослідженнях, залишається можливість керування швидкістю відновлення температури в середині ока після етапу охолодження з метою уникнення небезпечних судинних реакцій в процесі хірургії.

## Висновки

Розробка термоелектричного пристрою для керування температурою іригаційної рідини передбачає можливість інтраопераційного регулювання її температури шляхом як нагрівання, так і охолодження, що забезпечить досягнення необхідної глибини гіпотермії внутрішньоочних структур при проведенні офтальмологічних операцій.

Теоретично й експериментально підтверджено можливість виконання медичних і технічних вимог по досягненню необхідної температури лікувальної іригаційної рідини за допомогою термоелектричного обладнання.

Використання потужного термоелектричного модуля охолодження значно скорочує час виходу на потрібну температуру рідини.

Рідинне охолодження гарячої сторони термоелектричного модуля сприяє зменшенню необхідного рівня холодопродуктивності для

досягнення температури рідини близько 9°C.

Температура рідини на виході з термоелектричного блоку легко регулюється струмом живлення термоелектричного модуля охолодження.

Для швидкого досягнення необхідної температури лікувальної іригаційної рідини (менше 5 хвилин) доцільно використовувати на початку процедури більшу потужність живлення термоелектричного модуля з подальшим її зменшенням.

Використання регулятора температури рідини та автономного рідинного тепловідведення спрощує технологію експлуатації блоку термоелектричного охолодження.

**Кобилянський Р.Р.** – кандидат фізико-математичних наук, завідувач науково-дослідного відділу Інституту термоелектрики НАН та МОН України;

**Лисько В.В.** – кандидат фізико-математичних наук, в.о. директора Інституту термоелектрики НАН та МОН України;

**Пасечнікова Н.В.** – доктор медичних наук, професор, директор ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії імені В.П.Філатова НАМН України»;

**Уманець М.М.** – доктор медичних наук, старший дослідник, завідувач відділу патології сітківки та скловидного тіла ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії імені В.П.Філатова НАМН України»;

**Задорожний О.С.** – доктор медичних наук, старший дослідник, старший науковий співробітник ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. В.П.Філатова НАМН України», Інститут термоелектрики НАН та МОН України;

**Розвер Ю.Ю.** – науковий співробітник, Інститут термоелектрики НАН та МОН України;

**Бабіч А.О.** – студент, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича.

- [1] Y. Iguchi, T. Asami, S. Ueno, H. Ushida, R. Maruko, K. Oiwa, H. Terasaki, *Changes in vitreous temperature during intravitreal surgery*. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci., 55, 2344 (2014); <https://doi.org/10.1167/iov.13-13065>.
- [2] L. Anatyshuk, N. Pasychnikova, V. Naumenko, R. Kobylianskyi, Nazaretyan R., Zadorozhnyy O. *Prospects of temperature management in vitreoretinal surgery*. Ther. Hypothermia Temp. Manag., 11(2), 117 (2021); <https://doi.org/10.1089/ther.2020.0019>.
- [3] O. Zadorozhnyy, A. Korol, V. Naumenko, N. Pasychnikova, L. Butenko, *Heat exchange in the human eye: a review*. Journal of Ophthalmology (Ukraine), 6, 50 (2022); <http://doi.org/10.31288/oftalmolzh202265058>.
- [4] L. Anatyshuk, O. Zadorozhnyy, V. Naumenko, E. Maltsev, R. Kobylianskyi, R. Nazaretyan, M. Umanets, T. Kustryn, I. Nasinnyk, A. Korol, N. Pasychnikova, *Vitreoretinal surgery with temperature management: A preliminary study in rabbits*. Ther. Hypothermia Temp. Manag., 13(3), 126 (2023); <http://doi.org/10.1089/ther.2022.0044>.
- [5] A. Ramprasad, F. Qureshi, W. White *The risk of thermal dermal damage in cataract phacoemulsification*. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci., 63(7), 1704 (2022).
- [6] D. Upasani, S. Daigavane, *Phacoemulsification techniques and their effects on corneal endothelial cells and visual acuity: A review of "Direct-Chop" and "Stop-and-Chop" approaches under topical anesthesia*, Cureus, 16(8), e66587 (2024); <https://doi.org/10.7759/cureus.66587>.
- [7] H. Saad, M. Aladawy, *Temperature management in cardiac surgery*, Glob. Cardiol. Sci. Pract., 1, 44 (2013); <https://doi.org/10.5339/gcsp.2013.7>.

- [8] M.E. Nunnally, R. Jaeschke, G.J. Bellingan, J. Lacroix, B. Mourvillier, G.M. Rodriguez-Vega, S. Rubertsson, T. Vassilakopoulos, C. Weinert, S. Zanotti-Cavazzoni, T.G. Buchman, *Targeted temperature management in critical care: a report and recommendations from five professional societies*, Crit. Care Med., 39(5), 1113 (2011); <https://doi.org/10.1097/CCM.0b013e318206bab2>.
- [9] R. Gocoł, D. Hudziak, J. Bis, K. Mendrala, Ł. Morkisz, P. Podsiadło, S. Kosiński, J. Piątek, T. Darocha, *The role of deep hypothermia in cardiac surgery*. Int. J. Environ. Res. Public Health, 18(13), 7061 (2021); <https://doi.org/10.3390/ijerph18137061>.
- [10] V.M. Arseniev, V.M. Kozin *Kriohenna tekhnika: osnovy teorii i rozrakhunku tsykliv kriohennykh ustanovok*, [Cryogenic technology: basics of theory and calculation of cycles of cryogenic installations] Sumy State University, Sumy, 2021 [In Ukrainian].
- [11] O.S. Zadorozhnyy, N.V. Savin, A.S. Buiko, *Improving the technique for controlled cryogenic destruction of conjunctival tumors located in the projection of the ciliary body onto the sclera: A preliminary report*. Journal of Ophthalmology (Ukraine), 5, 60 (2018); <https://doi.org/10.31288/oftalmolzh201856065>.
- [12] L.I. Anatyshuk, A.V. Prybyla, *Comparative analysis of thermoelectric and compression heat pumps for individual air-conditioners*. J. Thermoelectricity, 2, 33 (2016).
- [13] L.I. Anatyshuk, Thermoelectricity. Vol.1. Physics of thermoelectricity (Institute of Thermoelectricity, Kyiv, Chernivtsi, 1998).
- [14] L.I. Anatyshuk, Thermoelectricity. Vol.2. Thermoelectric power converters. (Institute of Thermoelectricity, Kyiv, Chernivtsi, 2003.)
- [15] M.R. Romano, L. Barachetti, M. Ferrara, A. Mauro, L. Crepaldi, V. Bronzo, G. Franzo, G. Ravasio, C. Giudice. *Temperature control during pars plana vitrectomy*. Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol., (2024); <https://doi.org/10.1007/s00417-024-06631-6>.
- [16] R. Nazaretian, O. Zadorozhnyy, M. Umanets, V. Naumenko, N. Pasychnikova, *Effect of irrigation solution temperature on the duration of intraocular bleeding during vitrectomy (experimental study)*, Journal of Ophthalmology (Ukraine), 2, 60 (2020); <https://doi.org/10.31288/oftalmolzh202026064>.
- [17] COMSOL Multiphysics User's Guide. (COMSOL AB, Stockholm, 2010).
- [18] A. Mauro, N. Massarotti, M. Salahudeen, F. Cuomo, C. ostagliola, L. Ambrosone, M.R. Romano, *Design of a novel heating device for infusion fluids in vitrectomy*. Appl. Therm. Eng., 128, 625 (2018); <https://doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2017.08.027>.
- [19] J. Rinkoff, R. Machemer, T. Hida, D. Chandler, *Temperature-dependent light damage to the retina*. Am. J. Ophthalmol., 102(4), 452 (1986); [https://doi.org/10.1016/0002-9394\(86\)90073-5](https://doi.org/10.1016/0002-9394(86)90073-5).
- [20] K. Tamai, E. Toumoto, A. Majima, *Local hypothermia protects the retina from ischaemic injury in vitrectomy*, Br. J. Ophthalmol., 81(9), 789 (1997); <https://doi.org/10.1136/bjo.81.9.789>.
- [21] N.M. Jabbour, C.L. Schepens, S.M. Buzney, *Local ocular hypothermia in experimental intraocular surgery*. Ophthalmology, 95(12), 1687 (1998); [https://doi.org/10.1016/s0161-6420\(88\)32956-8](https://doi.org/10.1016/s0161-6420(88)32956-8).

R.R. Kobylanskyi<sup>1,2</sup>, V.V. Lysko<sup>1,2</sup>, N.V. Pasychnikova<sup>3</sup>, M.M. Umanets<sup>3</sup>,  
O.S. Zadorozhnyy<sup>1,3</sup>, Yu.Yu. Rozver<sup>1,2</sup>, A.O. Babich<sup>1,2</sup>

## Application of thermoelectric cooling and heating to control the temperature of irrigation fluid in ophthalmic surgery

<sup>1</sup>Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine, Chernivtsi, Ukraine; [zadoroleg2@gmail.com](mailto:zadoroleg2@gmail.com)

<sup>2</sup>Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, Chernivtsi, Ukraine;

<sup>3</sup>State Institution "The Filatov Institute of Eye Diseases and Tissue Therapy of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Odesa, Ukraine

The paper considers the possibilities of using thermoelectric cooling and heating irrigation fluid during ophthalmic surgery. A comparative analysis of the use of compression, cryogenic and thermoelectric devices in the required temperature range of irrigation solutions for surgery at an ambient temperature of about 20 °C is carried out. The advantages of using devices based on thermoelectric cooling (heating) in medical practice are shown. The results of the design and study of the parameters of a thermoelectric device to ensure the optimal temperature of the irrigation fluid during ophthalmic operations are presented.

**Keywords:** thermoelectric cooler, irrigation fluid, temperature conditions, ophthalmic surgery.