

DOI: 10.63527/1607-8829-2025-3-101-116

Кобилянський Р.Р.^{1,2} (<https://orcid.org/0000-0002-4664-3162>),
Лисько В.В.^{1,2} (<https://orcid.org/0000-0001-7994-6795>),
Задорожний О.С.^{1,3} (<https://orcid.org/0000-0003-0125-2456>),
Пасєчнікова Н.В.³ (<https://orcid.org/0000-0001-5718-8700>)

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

²Чернівецький національний університет, ім. 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

Автор-кореспондент: Кобилянський Р.Р., e-mail: romakobylianskyi@ukr.net

Комплекс термоелектричного обладнання для діагностики та лікування офтальмологічних захворювань

У статті представлено перспективи використання нових зразків термоелектричного обладнання, розробленого для вирішення деяких актуальних завдань офтальмології, зокрема, обґрунтування та впровадження технології керованої локальної штучної гіпотермії ока в вітреоретинальну хірургію. Продемонстровано термоелектричні прилади для вимірювання внутрішньоочної температури, епібульбарної температури та теплового потоку на поверхні ока, які дозволяють здійснювати комплексний періопераційний моніторинг теплових процесів ока в ході вітреоретинальної хірургії. А також описано конструкцію нових термоелектричних приладів, які забезпечують активне охолодження/нагрівання іригаційної рідини або структур ока, та які створюють можливості для керування тепловими внутрішньоочними процесами як інтраопераційно, так і в перед- та післяопераційному періоді.

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

Вступ

Досягнення в термоелектричній науці завдяки успіхам у матеріалознавстві та проектуванні приладів відкривають нові перспективи практичного використання термоелектричного перетворення енергії. Дослідження нових матеріалів з вищими

Цитування: Кобилянський Р.Р., Лисько В.В., Задорожний О.С., Пасєчнікова Н.В. (2025). Комплекс термоелектричного обладнання для діагностики та лікування офтальмологічних захворювань. Термоелектрика, (3), 104–120. <https://doi.org/10.63527/1607-8829-2025-3-101-116>

термоелектричними характеристиками, постійне вдосконалення виробничих процесів для досягнення більшої ефективності термоелектричного перетворення розширюють потенційні області застосування термоелектричних приладів [1–3].

Останнім часом термоелектричні технології, які можуть безпосередньо перетворювати теплову енергію на електричну і навпаки за допомогою ефекту Зеебека та ефекту Пельтьє, привертають все більшу увагу в галузі біомедицини. [4, 5]. Так, термоелектричні датчики, які здатні перетворювати теплову енергію, що генерується в результаті біологічної активності, в електричні сигнали, можуть бути інтегровані в системи клінічної діагностики, полегшуючи моніторинг стану здоров'я [6]. Термоелектричні модулі, які забезпечують активне охолодження/нагрівання шляхом перенесення теплової енергії з використанням електрики, можна використовувати для локалізованого охолодження та нагрівання біологічних тканин, рідин, медичних пристроїв, в умовах точного контролю температури [7–9].

На сьогоднішній день у зв'язку з прогресивним розвитком новітніх технологій у різних галузях науки та техніки зростають тенденції впровадження інноваційних підходів у медичну сферу, зокрема офтальмологію [10]. В офтальмологічній науці існує потреба сучасних рішень як для розвитку нових можливостей ранньої та об'єктивної діагностики очних захворювань, так і для їхньої ефективної терапії та малоінвазивної хірургії.

Так, сьогодні «золотим» стандартом лікування пацієнтів з різноманітною офтальмологічною патологією (проліферативною діабетичною ретинопатією, проникаючими травмами ока, відшаруванням сітківки) є вітреоретинальна хірургія. Незважаючи на постійне вдосконалення хірургічних технологій, залишається низка невирішених проблем, що знижують ефективність хірургічного лікування [8]. Одна з важливих проблем вітреоретинальної хірургії полягає в тому, що в процесі хірургії в середину ока вводиться іригаційна рідина, як правило, кімнатної температури, тобто значно нижчої за температуру внутрішньоочних середовищ [11], а моніторинг внутрішньоочної температури та температури іригаційних розчинів не проводиться. 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, що виникають в процесі хірургії, створюють значні ризики пошкодження структур ока, а також виникнення в процесі операції небажаних судинних реакцій, що також може супроводжуватись ускладненнями [12]. При цьому у хірурга зазвичай відсутня можливість керувати температурою іригаційної рідини, що надходить в середину ока, та впливати на температуру внутрішньоочних середовищ.

Важливою проблемою вітреоретинальної хірургії також можна вважати ризики розвитку запальних ускладнень у післяопераційному періоді [13]. Наразі лише метод лазерної фотометрії дозволяє об'єктивно оцінити наявність та визначити ступінь внутрішньоочного запалення на ранньому субклінічному етапі [14]. Однак широке використання даної технології обмежене в зв'язку з потребою забезпечення відділень складним та дорогим обладнанням. Пошук інших доступних та надійних засобів

ранньої об'єктивної діагностики внутрішньоочного запалення залишається актуальним завданням офтальмології. Відомо, що запалення тканин ока, яке може бути небезпечним ускладненням хірургічного втручання та потребує невідкладних заходів, часто супроводжується гіпертермією ока [14]. На сьогоднішній день досягнуто значного прогресу у створенні термоелектричних засобів вимірювання теплового потоку (ТП), який є важливим показником інтенсивності теплообміну, і дозволяє покращити оцінку функціонального стану біологічних об'єктів [15–17]. Сучасні термоелектричні датчики ТП відрізняються компактністю, високою чутливістю, точністю і швидкістю [16]. Отже, реєстрація змін температури та ТП, зумовлених запаленням, виглядає перспективною і може бути використана для ранньої об'єктивної діагностики післяопераційного внутрішньоочного запалення. А для боротьби з внутрішньоочним запаленням деякі автори пропонують використовувати локальне охолодження ока [18].

Таким чином, періопераційний моніторинг теплообміну ока є важливою умовою підвищення безпеки тривалої вітреоретинальної хірургії. Для вирішення вищезазначених проблем у галузі вітреоретинальної хірургії та отримання всебічного розуміння теплових процесів, що відбуваються в тканинах ока під час операції та в післяопераційному періоді, актуальною є розробка та впровадження високоточної медичної апаратури для вимірювання температури та теплових потоків для офтальмологічних потреб. Важливим є також створення медичного обладнання, яке надасть нові можливості впливати на теплові процеси ока як під час проведення хірургії для створення оптимальних умов її проведення, так і в післяопераційному періоді для покращення результатів хірургічного втручання. Реалізація зазначених завдань забезпечить обґрунтування та впровадження технології керованої штучної локальної гіпотермії ока в практику офтальмології.

Метою представленої роботи є демонстрація можливостей використання термоелектричних технологій для вирішення деяких актуальних проблем офтальмології.

2. Термоелектричне обладнання для офтальмології

В Інституті термоелектрики НАН та МОН України у рамках угоди про співпрацю з ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. Філатова НАМН України» було розроблено наступне термоелектричне обладнання для використання в офтальмології: 1) термоелектричний прилад для вимірювання внутрішньоочної температури під час вітреоретинальної хірургії; 2) термоелектричний прилад для вимірювання температури та теплового потоку на поверхні ока; 3) термоелектричний прилад для керування температурою іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних операцій; 4) термоелектричний прилад для контактного охолодження ока, 5) термоелектричний прилад для безконтактного охолодження ока.

2.1. Термоелектричний прилад для вимірювання внутрішньоочної температури

Розроблений для вітреоретинальної хірургії термоелектричний прилад складається з мікропроцесорного модуля реєстрації температури, термопарних вимірювальних

мікрозондів, стикувального пристрою та комп'ютера з програмним забезпеченням для запису та візуалізації показників температури в режимі реального часу (Рисунок 1) [19].

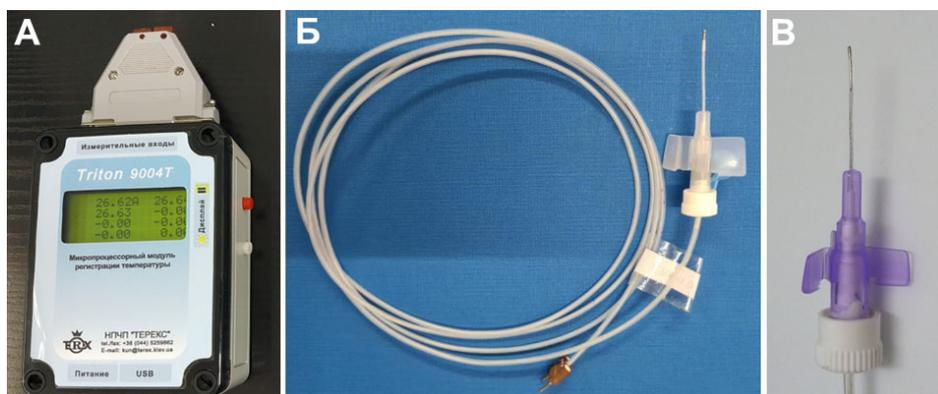


Рис. 1. Зовнішній вигляд термоелектричного приладу для вимірювання внутрішньоочної температури. А. Мікропроцесорний модуль реєстрації температури. Б. Гнучкий термопарний вимірювальний зонд. В. Вимірювальний зонд у стандартному корпусі з політетрафторетиленовою канюлі (зовнішній діаметр вимірювального зонда 0.6 мм, його довжина 19 мм)

Для зазначеного приладу датчики температури були виготовлені на основі термопар типу L (хромель-копель). Термопара розміщена всередині стандартної канюлі з політетрафторетилену (зовнішній діаметр вимірювального зонда 0.6 мм, довжина 19 мм). Діаметр робочої частини зонда дозволяє використовувати його інтраопераційно через стандартний хірургічний порт для вітректомії (Рисунок 2). Прилад може використовуватись для вимірювання температур в діапазоні від -10°C до $+120^{\circ}\text{C}$ з похибкою вимірювання $\pm 0.08^{\circ}\text{C}$.

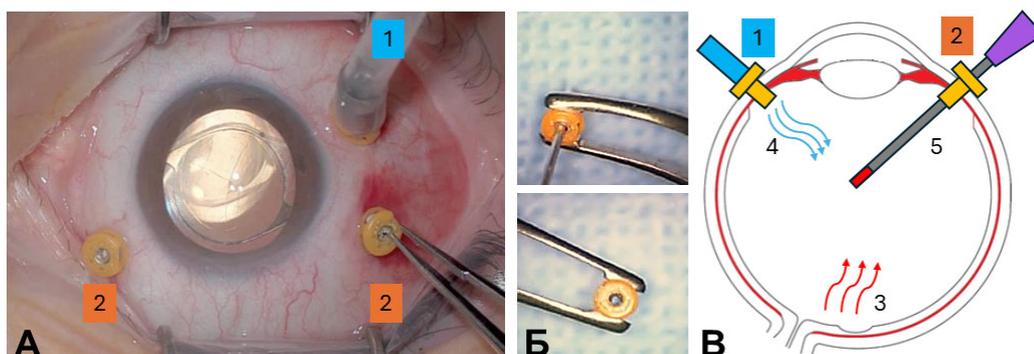


Рис. 2. Процедура інтраопераційного вимірювання внутрішньоочної температури. А. Операційне поле з встановленими хірургічними портами для введення інструментів в середину ока (2) та іригаційною канюлею (1). Б. Хірургічні порти. В. Схематичне зображення ока в процесі хірургії: тепловий потік, спрямований від судинної оболонки ока у напрямку переднього відділу ока (3); іригаційна рідина (4), що поступає внутрішньоочно через іригаційну канюлю (1); гнучкий термопарний вимірювальний зонд (5), введений в вітреальну порожнину через хірургічний порт (2)

Розроблений прилад є багатоканальним. Вимірювальні зонди підключаються до мікропроцесорного модуля реєстрації температури через стикувальний пристрій за

допомогою штекера. Стикувальний модуль має 4 роз'єми, до яких можна одночасно підключити до 4 мікрозондів. Модуль реєстрації температури підключається до стикувального пристрою за допомогою роз'єму DB-37f. Розетки в стикувальному пристрої встановлені на мідному концентраторі тепла, в якому також розміщений прецизійний датчик температури (платиновий термометр опору), який вимірює температуру «холодних» кінців термопар (опорну температуру).

Мікропроцесорний модуль для реєстрації температури базується на приладі Triton-9004T, який має 8-канальний 24-бітний аналого-цифровий перетворювач. Цей вимірювач температури використовує 4 канали, а інші 4 канали можна використовувати додатково. Максимальна вхідна напруга вимірювального каналу становить ± 1.17 В. Модуль реєстрації температури живиться від акумуляторної батареї або може отримувати живлення від мережевого адаптера. За допомогою такого адаптера акумуляторна батарея заряджається. Акумулятор також можна заряджати, а приладом можна керувати від комп'ютера через USB-кабель. Для роботи з багатоканальним модулем вимірювання температури використовувалася програма ThermoLogger версії 2.0 (TEREX, Україна). Вона дозволяє проводити вимірювання в режимі реального часу та зчитувати дані з блоку пам'яті. Результати вимірювань відображаються на екрані за допомогою графіка та таблиці, які можна зберігати, експортувати та друкувати.

Розроблений прилад забезпечує можливість встановлення чутливості окремо для кожного каналу мікропроцесорного модуля залежно від типу термопар. Термоелектричний прилад може вимірювати температуру протягом заданого інтервалу часу в діапазоні від 4 секунд до 2 годин. Дані про результати вимірювання записуються в енергонезалежну пам'ять. Ємність пам'яті приладу становить 50 тисяч комірок. Програмування каналів мікропроцесорного модуля виконується за допомогою комп'ютера.

2.2. Термоелектричний прилад для вимірювання температури та густини теплового потоку на поверхні ока

Розроблений прилад для визначення густини ТП ока складається з електронного блоку керування та термоелектричного датчика ТП. Зовнішній вигляд такого приладу показано на рисунку 3 [20].

Для представленого термоелектричного приладу було розроблено та виготовлено мініатюрний термоелектричний датчик ТП за спеціальною запатентованою технологією Інституту термоелектрики НАН та МОН України. Термоелектричний мікромодуль розмірами $2 \text{ мм} \times 2 \text{ мм} \times 0.5 \text{ мм}$ містить 100 кристалів n- та p-типу провідності розмірами $0.17 \text{ мм} \times 0.17 \text{ мм} \times 0.4 \text{ мм}$ з високоефективного термоелектричного матеріалу на основі Ві-Те. Термоелектричний мікромодуль розміщено між двома керамічними пластинами на основі Al_2O_3 діаметром 3 мм та товщиною 0.1 мм кожна, а бічна поверхня герметизована за допомогою спеціального герметика. Таким чином, діаметр та висота виготовленого датчика ТП становлять 3 мм та 0.7 мм відповідно.

Термоелектричний датчик закріплений на спеціально виготовленій контактній призмі, яка може бути встановлена у стандартне кріплення для контактних призм

апланаційного тонометра Гольдмана та зістикована з щільними лампами різних виробників. Контактна призма розроблена таким чином, що її можна знімати для дезінфекції після обстеження пацієнта. Контактна поверхня датчика виконана атравматичною (зі згладженими краями). Термоелектричний датчик ТП (діаметр 3 мм) розташований у центрі робочої поверхні контактної призми (діаметр 7 мм), а між ними конструктивно передбачена зона оптичного контролю, яка дозволяє точно встановити термоелектричний датчик на визначену ділянку очної поверхні.

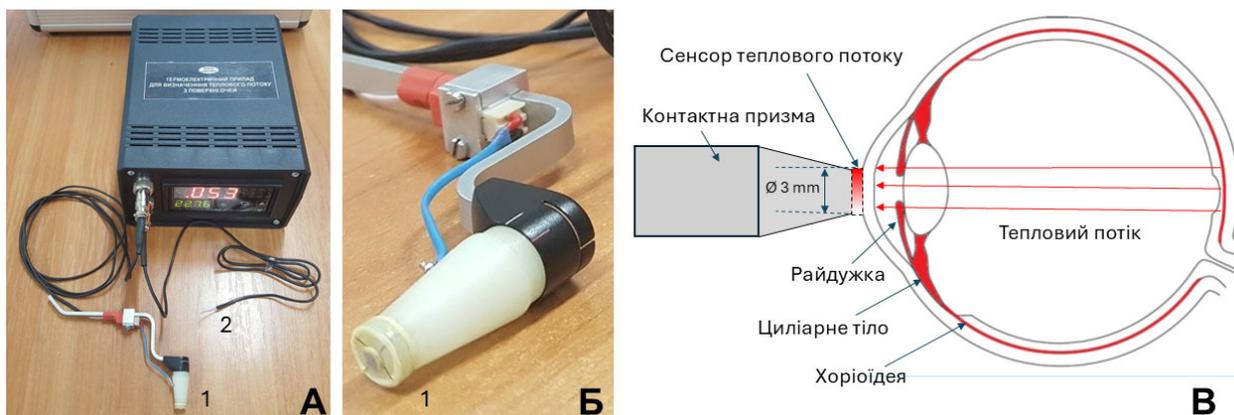


Рис. 3. Термоелектричний прилад для визначення температури та густини ТП ока. А. Електронний блок керування з датчиком ТП (1) та температури (2). Б. Термоелектричний датчик ТП (діаметром 3 мм), закріплений на контактній призмі. В. Схематичне зображення положення контактної призми з ТП-датчиком відносно ока пацієнта

Розроблений прилад є багатоканальним. В електронному блоці прилад має окремий канал вимірювання ТП, який призначений для точного вимірювання згенерованої термоелектричним датчиком ТП напруги. Було проведено калібрування термоелектричного датчика ТП та визначено коефіцієнт перетворення значення генерованої напруги термоелектричного датчика у фізичну величину в одиницях густини ТП ($\text{мВт}/\text{см}^2$). Роздільна здатність каналу вимірювання напруги становить $\pm 1 \text{ мкВ}$, що дозволяє проводити вимірювання з максимальною точністю. Діапазон вимірювання густини ТП складає від $0.01 \text{ мВт}/\text{см}^2$ до $50 \text{ мВт}/\text{см}^2$. Похибка вимірювання густини ТП відповідає $\pm 5 \%$. Прилад також має канал вимірювання температури, який призначений для високоточного вимірювання температури термоелектричним термопарним датчиком в діапазоні від 0°C до 50°C з чутливістю 0.01°C , а також канал вимірювання температури навколишнього середовища. Цифровий мікроконтролер призначений для керування каналами вимірювання, а також для нормалізації та перетворення генерованих сигналів у фізичні величини.

Термоелектричний прилад для визначення густини ТП з поверхні ока виконаний у вигляді автономного приладу з джерелом живлення від батареї, що дозволяє проводити високоточні вимірювання теплових потоків та температур біологічних об'єктів контактним методом. Завдяки гальванічній розв'язці від електромережі забезпечується безпечне та ефективне використання приладу в офтальмологічній практиці. Низька

напруга автономного джерела живлення (не більше 4.5 В) не становить загрози ураження електричним струмом будь-якого досліджуваного біологічного об'єкта.

2.3. Термоелектричний прилад для керування температурою іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних операцій

Термоелектричний прилад забезпечує як можливість термоелектричного нагрівання, так і охолодження іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних хірургічних втручань. Прилад для керування температурою іригаційної рідини містить два основні функціональні вузли – металевий блок охолодження/нагрівання та блок керування і живлення. Фізична модель блоку охолодження/нагрівання розробленого приладу наведена на рисунку 4 [21].

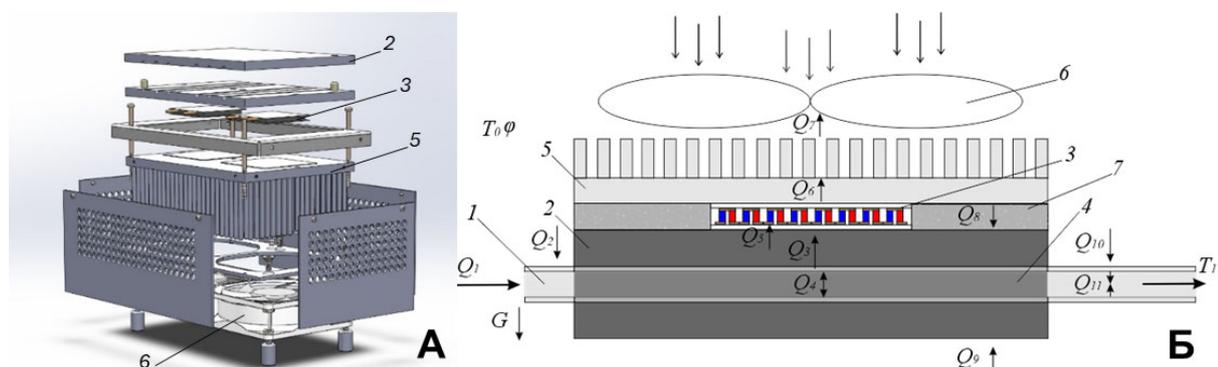


Рис. 4. А. Б. Фізична модель блоку охолодження/нагрівання термоелектричного приладу для керування температурою іригаційної рідини при проведенні офтальмологічних операцій: 1 – медична трубка; 2 – металевий блок охолодження/нагрівання; 3 – термоелектричний модуль; 4 – сталева трубка; 5 – радіатор; 6 – вентилятор; 7 – теплова ізоляція. Б. Теплові процеси при охолодженні іригаційної рідини. T_0, φ – температура та відносна вологість повітря; G – сила гравітації; Q_1 – тепловий потік, що надходить до охолоджувального блоку разом з рідиною; Q_2 – натікання тепла до входу охолоджувального блоку з оточуючого середовища; Q_3 – тепловий потік, що відводиться від сталевій трубці на пластини блоку охолодження; Q_4 – тепловий потік, що відводиться з 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

За допомогою програми Comsol Multiphysics (COMSOL, Inc., США) було побудовано комп'ютерну модель приладу для керування температурою іригаційної рідини. Комп'ютерна модель дозволила розрахувати розподіл температур в потоці іригаційної рідини в процесі її нагрівання та охолодження при різних швидкостях рідини, холодопродуктивності модуля тощо. Було розраховано типовий розподіл температури вздовж потоку рідини, враховуючи, що витрата рідини під час операції варіює від 0 до 20 см³/хв, а довжина медичної трубки від блоку охолодження/нагрівання до ока не

перевищує 50 см. Сама іригаційна рідина являє собою збалансований соляний розчин BSS (Alcon Laboratories, Inc., USA) з майже ідентичними реологічними параметрами до дистильованої води.

Результати моделювання показали, що для забезпечення необхідних режимів охолодження рідини (температура близько 15°C при температурі оточуючого середовища 25°C) цілком достатньо одного термоелектричного модуля типу «Алтек-22». Для наведеного випадку було використано наступні вхідні параметри: температура повітря та температура вхідної іригаційної рідини – 25°C , вологість повітря – 40%, витрата рідини – 4 мл/хв, холодопродуктивність термоелектричного модуля – 8.2 Вт. На рисунку 5 наведено результати комп'ютерного моделювання, зокрема розподіл температури в блоці охолодження/нагрівання та медичній трубці.

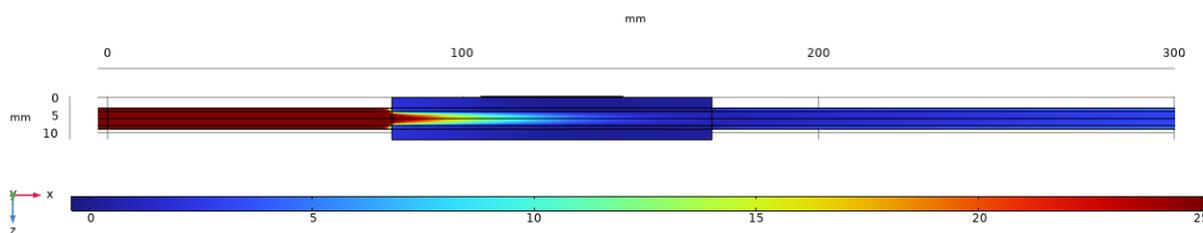


Рис. 5. Розподіл температури вздовж потоку іригаційної рідини, отриманий шляхом комп'ютерного моделювання за допомогою програми Comsol Multiphysics

Розробка термоелектричного пристрою для керування температурою іригаційної рідини передбачає можливість інтраопераційного регулювання її температури шляхом як нагрівання, так і охолодження, що забезпечує досягнення необхідної глибини гіпотермії внутрішньоочних структур при проведенні офтальмологічних операцій. Теоретично й експериментально підтверджено можливість виконання медичних і технічних вимог по досягненню необхідної температури іригаційної рідини за допомогою термоелектричного обладнання.

2.4. Термоелектричний прилад для контактного охолодження ока

Розроблений прилад (рисунок 6) складається з двох основних функціональних компонентів: 1) охолоджувального рідинного теплообмінника, виготовленого з високотеплопровідного матеріалу (міді); 2) термоелектричного електронного блоку охолодження, керування та живлення на базі мікропроцесорного регулятора температури PE-202 («Термоприлад», Україна). Термоелектричний блок охолодження містить термоелектричний модуль Пельтьє, рідинні теплообмінники та циркуляційний насос [22].

Термоелектричний модуль Пельтьє призначений для охолодження або нагрівання рідини, що циркулює в зовнішньому контурі. Гаряча сторона цього термоелектричного модуля охолоджується внутрішнім рідинним контуром, підключеним до мережі водопостачання. Циркуляційний насос забезпечує циркуляцію рідкого охолоджувача в зовнішньому контурі. Блок живлення призначений для енергозабезпечення термоелектричного модуля від електричної мережі. Термостат PE-202 вимірює температуру з внутрішніх та зовнішніх терморезистивних датчиків та генерує сигнали

керування для контуру керування. У свою чергу, контур керування контролює термоелектричний модуль за заданою програмою з метою підтримки робочих температур, встановлених оператором.



Рис. 6. Зовнішній вигляд пристрою для контактної охолодження ока.

А. Термоелектричний електронний блок охолодження, керування та живлення.

Б. Теплообмінник охолоджувальної рідини

Прилад має наступні технічні характеристики: точність підтримання температури $\pm 0.2^{\circ}\text{C}$; дискретність вимірюваної і заданої температури $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$; похибка вимірювання температури, не більше $\pm 0.2^{\circ}\text{C}$; теплове навантаження в зовнішньому контурі, не більше 20 Вт; загальна споживана потужність, не більше 120 Вт.

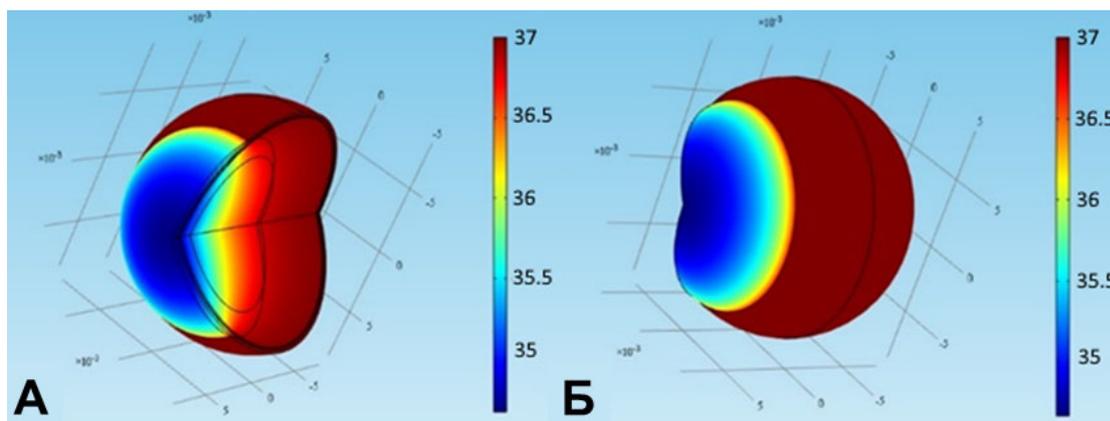


Рис. 7. Розподіл внутрішньоочної (А) та поверхневої (Б) температури ока за температури навколишнього середовища 22°C

Було розроблено математичну модель біотеплопередачі ока в умовах локальної гіпотермії з урахуванням його анатомічної будови, теплофізичних особливостей, кровообігу та метаболічних процесів. Для розробки математичної моделі біотеплопередачі було використано програмний пакет COMSOL Multiphysics® (COMSOL, Inc., США). Було визначено динаміку внутрішньоочних температур в умовах локального штучного тепловідведення та цільову температуру поверхні ока для досягнення потенційного терапевтичного рівня гіпотермії за допомогою розробленого термоелектричного пристрою. Розрахунок розподілів температури та густини ТП в оці було проведено методом скінченних елементів. За допомогою об'єктно-орієнтованого комп'ютерного моделювання було отримано розподіли температури та ТП в різних структурах ока (рисунок 7).

Використання комп'ютерного моделювання дозволило встановити, що необхідне зниження температури склоподібного тіла та, відповідно, сітківки на 1–2°C досягається шляхом охолодження поверхні рогівки до температури 20°C. Моделювання біотеплопередачі ока в умовах його охолодження різними способами продемонструвало, що охолодження ока безпосередньо через рогівку може знизити температуру сітківки до терапевтичного рівня.

2.5. Термоелектричний прилад для безконтактного охолодження ока

Розроблений прилад складається з двох основних функціональних блоків: охолоджувального пристрою на основі термоелектричних модулів охолодження та електронного блоку керування та живлення (рисунок 8) [23].

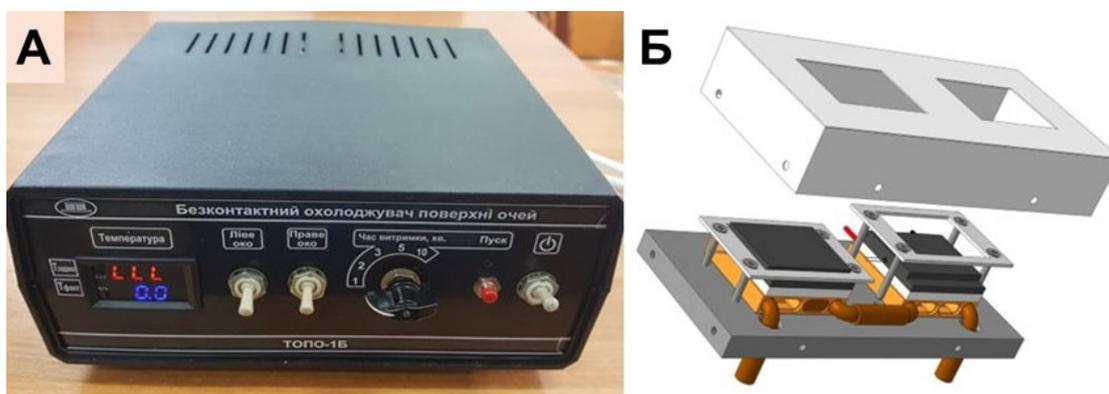


Рис. 8. Зовнішній вигляд розробленого термоелектричного медичного приладу для безконтактного охолодження очей. А. Електронний блок керування та живлення. Б. Охолоджувальний пристрій з термоелектричними модулями охолодження

Охолоджувальний пристрій базується на термоелектричних модулях Пельтьє та призначений для охолодження двох металевих поверхонь, розташованих у безпосередній близькості до поверхні ока. Завдяки обміну променистою енергією між цими поверхнями, поверхня ока охолоджується. Ступінь охолодження поверхні ока залежить як від температури металевих поверхонь теплообміну, так і від тривалості процедури. Гарячі сторони термоелектричних модулів охолоджуються зовнішнім рідинним контуром, підключеним до мережі водопостачання. Рідинні теплообмінники (виготовлені з високотеплопровідного матеріалу - міді) з фітингами для підключення до мережі водопостачання розміщені на задній панелі охолоджувального пристрою. Витрата води в контурі охолодження гарячих сторін термоелектричних модулів незначна, 2–3 л/хв достатньо при температурі води до 20°C.

Електронний блок приладу забезпечує живлення та керування термоелектричними модулями для підтримки заданих оператором значень температури, генерує необхідні часові інтервали для температурного впливу, вибирає температурний вплив на очі пацієнта (праве око, ліве око, обидва ока), а також захищає пацієнта від пошкодження мережевою напругою в надзвичайній ситуації. У разі надзвичайної ситуації, якщо на металевих частинах пристрою з'явиться мережева напруга, спрацює пристрій захисного відключення, і живлення в основному пристрої буде повністю відключено.

Прилад має наступні технічні характеристики: похибка стабілізації температур, не більше 1°C; похибка вимірювання температур, не більше 1°C; охолодження гарячої сторони термоелектричних модулів рідинне, від водопровідної мережі; напруга живлення (мережа змінного струму 50 Гц) 220 ± 10 В; електрична потужність приладу, не більше 150 Вт. Температура поверхні ока під час охолодження контролюється безконтактним термометром або термографом.

3. Перспективи використання термоелектрики в офтальмології

Представлені зразки термоелектричного обладнання створюють нові можливості для вирішення деяких актуальних завдань клінічної та експериментальної офтальмології, зокрема, обґрунтування та впровадження технології керованої локальної штучної гіпотермії ока в вітреоретинальну хірургію. Для цього були розроблені прилади для вимірювання внутрішньоочної температури, епібульбарної температури та ТП на поверхні ока, які дозволяють здійснювати комплексний періопераційний моніторинг теплових процесів ока в процесі вітреоретинальної хірургії. А нові термоелектричні прилади, які забезпечують активне охолодження/нагрівання іригаційної рідини або структур ока, є інструментом для керування тепловими процесами як інтраопераційно, так і в післяопераційному періоді.

У попередніх дослідженнях було продемонстровано безпеку та надійність розроблених вимірювальних приладів та розширено наше розуміння теплових процесів, що відбуваються в оці на всіх етапах офтальмологічних внутрішньоочних операцій [24]. Було підтверджено, що стандартна вітреоретинальна хірургія з іригаційною рідиною кімнатної температури виконується в умовах неконтрольованої гіпотермії ока з подальшим швидким неконтрольованим нагріванням вітреальної порожнини після етапу охолодження [8, 11].

Відомо, що у деяких пацієнтів після операцій з видалення катаракти, глаукоми та вітреоретинальних операцій спостерігається порушення гемато-офтальмічного бар'єру внаслідок субклінічного запалення, що може бути підтверджено оптичними методами, наприклад лазерною фотометрією [25–27]. Нами було виявлено у післяопераційному періоді зростання інтенсивності теплопередачі оперованого ока, пов'язане з післяопераційним запаленням. Було підтверджено, що збільшення густини ТП на поверхні ока, зафіксовані в післяопераційному періоді, можуть бути наслідком післяопераційного запалення, супутнього посилення кровообігу в судинній оболонці ока та зростання інтенсивності тепловіддачі [8, 14, 28]. Було отримано попередні дані про те, що термоелектричні датчики, що вимірюють густину ТП на поверхні ока після вітреоретинальної хірургії, дозволяють швидко та безпечно виявляти внутрішньоочне запалення навіть на субклінічному рівні та проводити його кількісну оцінку [24].

Наразі наше розуміння терморегуляції в умовах контрольованого охолодження всього тіла або окремих органів та терапевтичних ефектів гіпотермії залишається обмеженим [29, 30]. Штучне зниження температури тіла шляхом примусового відведення тепла від його поверхні (загальна гіпотермія) або внутрішніх органів

(локальна гіпотермія) успішно використовується в різних галузях медицини (кардіохірургія, інтенсивна терапія) для підвищення захисту від ушкоджуючої дії ішемії/реперфузії, зменшення об'єму пошкодження тканин та зниження смертності пацієнтів [31, 32]. Локальна гіпотермія (холодова кардіоплегія) успішно застосовується, наприклад, в кардіохірургії для захисту серця від ішемічного пошкодження, забезпечуючи нерухоме та безкровне хірургічне поле, що дозволяє проводити ефективну постішемічну міокардіальну реанімацію [33]. Отже, локальна гіпотермія ока може бути корисною для зменшення негативного впливу ішемії та запалення при різних офтальмологічних патологіях, запобігаючи ускладненням як під час внутрішньоочної хірургії, так і в післяопераційному періоді.

Існує декілька способів локального охолодження ока. Гіпотермія внутрішньоочних структур може бути забезпечена шляхом зміни температури іригаційної рідини під час вітреоретинальної хірургії [8]. Доцільність проведення офтальмологічних хірургічних втручань в умовах гіпотермії підтверджується різними авторами, але на сьогодні відсутня єдина думка щодо оптимальної температури іригаційної рідини та рівня внутрішньоочної гіпотермії в процесі хірургії. Так, 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 [34]. Інші автори віддають перевагу проведенню хірургії в умовах глибокої гіпотермії, наводячи підтвердження отриманих корисних ефектів [35–38]. 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 перед потраплянням її в середину ока до температури вищої за температуру оточуючого середовища [12]. Слід зауважити, що можливість керування температурою іригаційних розчинів дозволить використовувати корисні ефекти і глибокої гіпотермії під час проведення окремих видів операцій. Для розв'язання цієї задачі потрібно вирішити питання ефективного інтраопераційного охолодження рідини. Використання термоелектричних приладів в режимі як нагрівання, так і охолодження іригаційної рідини в процесі хірургії виглядає найбільш перспективно. Розробка термоелектричного приладу для керування температурою іригаційної рідини забезпечує можливість хірурга впливати на теплові процеси ока під час хірургічного втручання [39].

Зниження температури зовнішніх та внутрішніх структур ока також можна досягти шляхом прямого контактного охолодження безпосередньо очної поверхні або через закриті повіки, що може бути корисним для боротьби, наприклад, з післяопераційним запаленням [18]. Для тепловідведення можна використовувати міхур з льодом або гелеві акумулятори холоду, прикладаючи їх до повік, або шляхом зрошення зовнішньої поверхні ока охолодженими розчинами. Але такий шлях є недостатньо надійним та контрольованим. Прогрес біомедичної інженерії та нові можливості термоелектричної науки створюють перспективу розробки спеціальних термоелектричних приладів для

керованого та зручного локального охолодження ока. Це дозволить більш ефективно використовувати корисний вплив гіпотермії структур ока для вирішення офтальмологічних завдань. Також відомо, що теплопередача від поверхневих тканин людського тіла, включаючи тканини ока, до навколишнього середовища здійснюється переважно (близько 60%) за допомогою інфрачервоного випромінювання [40]. Отже, вищезазначені особливості теплообміну людського тіла створюють певні можливості для відведення тепла від поверхневих структур ока безконтактним способом, що потребує додаткового вивчення в експерименті та за допомогою математичного моделювання.

Слід зазначити, що перспектива використання термоелектричного обладнання для реалізації технології керованої локальної штучної гіпотермії ока в вітреоретинальній хірургії не обмежуються лише інтраопераційним та післяопераційним періодами. В якості перспективного напрямку також можна розглядати можливість впровадження в вітреоретинальну хірургію корисних ефектів холодого прекодиціонування. Так, використання локальної гіпотермії ока перед проведенням хірургії, може сприяти індукуванню нейропротекторних механізмів і створювати додаткові умови для захисту клітин сітківки від інтраопераційного ішемічного і фототоксичного пошкодження [41].

4. Висновки

1. Розроблено термоелектричні прилади для вимірювання внутрішньоочної температури, епібульбарної температури та густини теплового потоку на поверхні ока, які дозволяють здійснювати комплексний періопераційний моніторинг теплових процесів ока в процесі вітреоретинальної хірургії.
2. Створено нові термоелектричні прилади для активного охолодження/нагрівання іригаційної рідини або структур ока, та які є інструментом для керування тепловими процесами ока як під час проведення вітреоретинальної хірургії, так і в післяопераційному періоді.
3. Нові зразки термоелектричного обладнання для офтальмології забезпечують реалізацію технології керованої локальної штучної гіпотермії ока в вітреоретинальній хірургії.

Інформація про авторів

Кобилянський Р.Р. – Кандидат фізико-математичних наук, завідувач кафедри термоелектрики та медичної фізики.

Лисько В.В. – Кандидат фізико-математичних наук, виконувач обов'язків директора Інституту термоелектрики.

Задорожний О.С. – Доктор медичних наук, старший науковий співробітник відділу вивчення біологічної дії та застосування лазерів в офтальмології, ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. В.П. Філатова НАМН України».

Пасечнікова Н.В. – Доктор медичних наук, професор, член-кореспондент НАМН України, керівник ДУ «Інститут очних хвороб та тканинної терапії ім. В.П.Філатова НАМН України».

Література

1. Urban J.J., Menon A.K., Tian Z., Jain A., Hippalgaonkar K. (2019) New horizons in thermoelectric materials: Correlated electrons, organic transport, machine learning, and more. *J. Appl. Phys.*, 125 (18), 180902. <https://doi.org/10.1063/1.5092525>.
2. Yang T., Yang Y., Wang X., Zhang G., Cheng Z. (2023) Topological thermoelectrics: New opportunities and challenges. *Materials Today Chemistry*, 30, 101488. <https://doi.org/10.1016/j.mtchem.2023.101488>.
3. Baskaran P., Rajasekar M. (2024). Recent trends and future perspectives of thermoelectric materials and their applications. *RSC advances*, 14(30), 21706–21744. <https://doi.org/10.1039/d4ra03625e>.
4. Jia S., Ma H., Gao S., Yang L., Sun Q. (2024) Thermoelectric Materials and Devices for Advanced Biomedical Applications. *Small*, 20(51), e2405019. doi: 10.1002/smll.202405019.
5. Hu B., Shi X.L., Zou J., Chen Z.G. (2022) Thermoelectrics for medical applications: progress, challenges, and perspectives. *Chem. Eng. J.*, 437, 135268. <https://doi.org/10.1016/j.cej.2022.135268>.
6. Anatyshuk L.I., Ivaschuk O.I., Kobylianskyi R.R., Postevka I.D., Bodiaka V.Yu., Gushul I.Ya. (2016) Thermoelectric device for temperature and heat flux density measurement "ALTEC-10008. *J. Thermoelectricity*, 1, 76–84.
7. Kobylianskyi R., Vikhor L., Fedoriv R., Izvak Y. (2024) Design of a multi-stage thermoelectric cooler for a human heart ablation device. *J. Thermoelectricity*, (4), 5–13. <https://doi.org/10.63527/1607-8829-2024-4-5-13>.
8. Anatyshuk 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), 117-121. doi:10.1089/ther.2020.0019.
9. Anatyshuk L.I., Prybyla A.V. (2020) Thermoelectric Coolers for X-ray Detectors. *Nauka innov.*, 16(4), 47-52. <https://doi.org/10.15407/scin16.04.047>.
10. Ariza-Gracia M.A., Sanjairaj V., Büchler P. (2025) Editorial: Seeing is believing: cutting-edge technologies transforming ophthalmology. *Frontiers in medicine*, 12, 1569161. <https://doi.org/10.3389/fmed.2025.1569161>.
11. 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, 2344-9. <https://doi.org/10.1167/iovs.13-13065>.
12. Anatyshuk L., Zadorozhnyy O., Naumenko V., Maltsev E., Kobylianskyi R., Nazaretyan R., Umanets M., Kustryn T., Nasinnyk I., Korol A., Pasychnikova N. (2023) Vitreoretinal Surgery with Temperature Management: A Preliminary Study in Rabbits, *Ther. Hypothermia Temp. Manag.*, 13(3), 126–133. <http://doi.org/10.1089/ther.2022.0044>.
13. Romano V., Angi M., Scotti F., del Grosso R., Romano D., Semeraro F., Vinciguerra P., Costagliola C., Romano M.R. (2013) Inflammation and macular oedema after pars plana vitrectomy. *Mediat. Inflamm.*, 2013, 971758.

14. Fujishima H., Tod I., Yag Y., Tsubota K. (1994) Quantitative evaluation of postsurgical inflammation by infrared radiation thermometer and laser flare-cell meter. *J. Cataract. Refract. Surg.*, 20, 451–454.
15. Anatyshuk L., Kobylanskyi R., Zadorozhnyy O., Kustryn T., Nasinnyk I., Korol A., Pasychnikova N. (2024) Ocular surface heat flux density as a biomarker related to diabetic retinopathy (pilot study). *Adv. Ophthalmol. Pract. Res.*, 4, 107–111.
16. Wang C., Jiao H., Anatyshuk L., Pasychnikova N., Naumenko V., Zadorozhnyy O., Vikhor L., Kobylanskyi R., Fedoriv R., Kochan O. (2022) Development of a Temperature and Heat Flux Measurement System Based on Microcontroller and its Application in Ophthalmology. *Meas. Sci. Rev.*, 22, 73–79.
17. Anatyshuk L., Kochan O., Pasychnikova N., Naumenko V., Zadorozhnyy O., Vikhor L., Havryliuk M., Kobylanskyi R., Levkiv M. (2021) Thermoelectric medical device for measuring heat flux from ocular surface. In Proceedings of the 2021 13th International Conference on Measurement, Bratislava, Slovakia, 19–21 May 2021; IEEE: New York, NY, USA, 2021; pp. 178–181.
18. Katsimpris J.M., Xirou T., Paraskevopoulos K., Petropoulos I.K., Feretis E. (2003) Effect of local hypothermia on the anterior chamber and vitreous cavity temperature: in vivo study in rabbits. *Klin Monbl Augenheilkd.*, 220(3), 148–51. doi: 10.1055/s-2003-38175.
19. Anatyshuk L., Pasychnikova N., Zadorozhnyy O., Nazaretian R., Myrnenko V., Kobylanskyi R., Gavrilyuk N. (2015) Original device and approaches to the study of temperature distribution in various eye segments (experimental study). *J. Ophthalmol. (Ukraine)*, 6, 50–53. <https://doi.org/10.31288/oftalmolzh201565053>.
20. Anatyshuk L.I., Pasychnikova N.V., Naumenko V.A., Zadorozhnyy O.S., Gavrilyuk M.V., Kobylanskyi R.R. (2019) A thermoelectric device for ophthalmic heat flux density measurements: results of piloting in healthy individuals. *J. Ophthalmol. (Ukraine)*, 3, 45–51. <http://doi.org/10.31288/oftalmolzh201934551>.
21. Kobylanskyi R., Lysko V., Pasychnikova N., Umanets M., Zadorozhnyy O., Rozver Y., Babich A. (2025). Application of thermoelectric cooling and heating to control the temperature of irrigation fluid in ophthalmic surgery. *Phys. Chem. Sol. State*, 26(1), 151–157. <https://doi.org/10.15330/pcss.26.1.151-157>.
22. Anatyshuk L., Pasychnikova N., Naumenko V., Zadorozhnyy O., Danyliuk S., Havryliuk M., Tiumentsev V., Kobylanskyi R. (2020) Thermoelectric device for contact cooling of the human eye. *Phys. Chem. Sol. State*, 21(1), 140–5. <https://doi.org/10.15330/pcss.21.1.140-145>.
23. Anatyshuk L., Pasychnikova N., Naumenko V., Zadorozhnyy O., Nazaretian R., Havryliuk M., Tiumentsev V., Kobylanskyi R. (2020) Thermoelectric device for non-contact cooling of the human eyes. *J. Thermoelectricity*, 4, 76–88. Available from: <http://jte.ite.cv.ua/index.php/jt/article/view/49>.
24. Kobylanskyi R., Przystupa K., Lysko V., Majewski J., Vikhor L., Boichuk V., Zadorozhnyy O., Kochan O., Umanets M., Pasychnikova N. (2025) Thermoelectric Measuring Equipment for Perioperative Monitoring of Temperature and Heat Flux Density

- of the Human Eye in Vitreoretinal Surgery. *Sensors*, 25(4), 999. <https://doi.org/10.3390/s25040999>.
25. De Maria M., Coassin M., Mastrofilippo V., Cimino L., Iannetta, D., Fontana L. (2020) Persistence of inflammation after uncomplicated cataract surgery: A 6-month laser flare photometry analysis. *Adv. Ther.*, 37, 3223–3233.
 26. Tanito M., Manabe K., Mochiji M., Takai Y., Matsuoka Y. (2019) Comparison of anterior chamber flare among different glaucoma surgeries. *Clin. Ophthalmol.*, 13, 1609–1612.
 27. Tetsumoto A., Imai H., Otsuka K., Matsumiya W., Miki A., Nakamura M. (2019) Clinical factors contributing to postoperative aqueous flare intensity after 27-gauge pars plana vitrectomy for the primary rhegmatogenous retinal detachment. *Jpn. J. Ophthalmol.*, 63, 317–321.
 28. Galassi F., Giambene B., Corvi A., Falaschi G., Menchini U. (2008) Retrobulbar hemodynamics and corneal surface temperature in glaucoma surgery. *Int. Ophthalmol.*, 28, 399–405.
 29. Refinetti R. (2020) Circadian rhythmicity of body temperature and metabolism. *Temperature*, 7(4), 321–62. <https://doi.org/10.1080/23328940.2020.1743605>.
 30. Jackson T.C., Kochanek P.M. (2019) A new vision for therapeutic hypothermia in the era of targeted temperature management: a speculative synthesis. *Ther Hypothermia Temp Manag.*, 9(1), 13–47. doi: 10.1089/ther.2019.0001.
 31. Sun Y.J., Zhang Z.Y., Fan B., Li G.Y. (2019) Neuroprotection by Therapeutic Hypothermia. *Front Neurosci.*, 13, 586. doi:10.3389/fnins.2019.00586.
 32. Saad H., Aladawy M. (2013) Temperature management in cardiac surgery. *Glob. Cardiol. Sci. Pract.*, 1, 44–62. <https://doi.org/10.5339/gcsp.2013.7>.
 33. Drescher C., Diestel A., Wollersheim S., Berger F., Schmitt K.R. (2011) How does hypothermia protect cardiomyocytes during cardioplegic ischemia? *Eur J Cardiothorac Surg.*, 40(2), 352–359. doi:10.1016/j.ejcts.2010.12.006.
 34. 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, 625–636. <https://doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2017.08.027>.
 35. 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. Ophthalmol. (Ukraine)*, 2, 60–64. <https://doi.org/10.31288/oftalmolzh202026064>.
 36. Rinkoff J., Machermer R., Hida T., Chandler D. (1986) Temperature-dependent light damage to the retina. *Am. J. Ophthalmol.*, 102(4), 452–62. [https://doi.org/10.1016/0002-9394\(86\)90073-5](https://doi.org/10.1016/0002-9394(86)90073-5).
 37. Tamai K., Toumoto E., Majima A. (1997) Local hypothermia protects the retina from ischaemic injury in vitrectomy. *Br. J. Ophthalmol.*, 81(9), 789–94; <https://doi.org/10.1136/bjo.81.9.789>.

38. Jabbour N.M., Schepens C.L., Buzney S.M. (1988) Local ocular hypothermia in experimental intraocular surgery. *Ophthalmology*, 95(12), 1687–90. [https://doi.org/10.1016/s0161-6420\(88\)32956-8](https://doi.org/10.1016/s0161-6420(88)32956-8).
39. Kobylanskyi R., Zadorozhnyy O., Umanets M., Pasyechnikova N., Rozver Y., Babich A. (2024). Computer simulation of a thermoelectric device for controlling the temperature of irrigation fluid during ophthalmological operations. *J. Thermoelectricity*, (1-2), 61–71. <https://doi.org/10.63527/1607-8829-2024-1-2-61-71>.
40. Sullivan G., Spencer M. (2022) Heat and temperature. *BJA Educ.*, 22(9), 350–356. doi:10.1016/j.bjae.2022.06.002.
41. Zadorozhnyy O., Korol A., Pasyechnikova N. (2023) Preconditioning-induced retinal protection appears promising: a review. *J. Ophthalmol. (Ukraine)*, (3), 61–70. <https://doi.org/10.31288/oftalmolzh202336170>.

Submitted: 15.08.2025

R.R. Kobylanskyi^{1,2} (<https://orcid.org/0000-0002-4664-3162>),

V.V. Lysko^{1,2} (<https://orcid.org/0000-0001-7994-6795>),

O.S. Zadorozhnyy^{1,3} (<https://orcid.org/0000-0003-0125-2456>),

N.V. Pasechnikova³ (<https://orcid.org/0000-0001-5718-8700>)

¹Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine,
1 Nauky str., Chernivtsi, 58029, Ukraine;

²Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University,
2 Kotsiubynskyi str., Chernivtsi, 58012, Ukraine;

³V.P. Filatov Institute of Eye Diseases and Tissue Therapy of the NAMS of Ukraine,
49/51 Frantsuzkyi Boulevard, Odesa, 65061, Ukraine

Complex of Thermoelectric Equipment for Diagnostics and Treatment of Ophthalmological Diseases

The article presents the prospects for the use of new models of thermoelectric equipment developed to solve some urgent problems of ophthalmology, in particular the justification and implementation of the technology of controlled local artificial hypothermia of the eye in vitreoretinal surgery. Thermoelectric devices for measuring intraocular temperature, epibulbar temperature, and heat flux on the surface of the eye were demonstrated, which allow for comprehensive perioperative monitoring of thermal processes in the eye during vitreoretinal surgery. The design of new thermoelectric devices is also described, which provide active cooling/heating of irrigation fluid or eye structures, and which create opportunities for controlling thermal intraocular processes both intraoperatively and in the pre- and postoperative periods.

Keywords: thermoelectric cooling, irrigation fluid, surgery, ophthalmology.

Надійшла до редакції 15.08.2025