

Корисна модель належить до медичної техніки, що використовує термоелектричні ефекти, та може бути застосована в різних галузях медицини, зокрема в офтальмології для інтраопераційного керування температурою іригаційної рідини, яка надходить внутрішньоочно під час операції.

На сьогоднішній день в офтальмології широко використовуються хірургічні втручання на внутрішніх структурах ока, в процесі яких внутрішньоочно вводяться хірургічні інструменти (хірургія катаракти, вітреоретинальна хірургія) та інтраопераційно використовуються іригаційні розчини. Так, вітреоретинальна хірургія є "золотим" стандартом лікування пацієнтів з важкою офтальмологічною патологією, в тому числі з проліферативною діабетичною ретинопатією, проникаючими пораненнями ока, відшаруванням сітківки. Незважаючи на постійне вдосконалення хірургічних технологій, зберігається цілий ряд невирішених проблем, що знижують результативність оперативного лікування. Наприклад, відомо фототоксичне і термічне пошкодження сітківки в процесі вітреоретинальної хірургії [1]; механічні пошкодження внутрішніх шарів сітківки в ході вітректомії потоком інфузованого повітря [2]. У процесі вітреоретинальної хірургії підвищення внутрішньоочного тиску і зниження системного тиску може привести до додаткового інтраопераційного ішемічного пошкодження сітківки та зорового нерва [3]. Серйозною проблемою також є розвиток гемофтальму, запалення, набряку макули, катаракти і вторинної неоваскулярної глаукоми у деяких хворих після проведення вітреоретинальних хірургічних маніпуляцій [4-6].

Раніше було встановлено, що стандартна вітреоретинальна хірургія супроводжується штучною неконтрольованою глибокою гіпотермією внутрішньоочних структур з наступним їх швидким неконтрольованим зігріванням після етапу охолодження. Це пов'язано з використанням для вітреоретинальної хірургії іригаційної рідини кімнатної температури, тобто значно нижчої за температуру внутрішньоочних середовищ [7]. Швидкі неконтрольовані зміни внутрішньоочних температур створюють небезпеку пошкодження нервових клітин сітківки внаслідок охолодження, а також виникнення в процесі операції небажаних судинних реакцій [8]. Слід зазначити, що нерідко вітреоретинальні хірургічні втручання бувають тривалими (120 хвилин і більше) [9].

Сучасна хірургія катаракти передбачає для фрагментації кришталика використання техніки факоемульсифікації. При цьому енергія ультразвуку генерує надлишкове тепло, що може призводити до термічного ушкодження внутрішньоочних структур [10]. Так, підвищена температура може призвести до пошкодження ендотеліальних клітин і сприяти розвитку набряку рогівки після операції [11]. У процесі хірургії катаракти також використовуються іригаційні розчини, температура яких дорівнює температурі повітря 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 [12]. Відсутня і можливість у хірурга інтраопераційно керувати температурою іригаційної рідини, що надходить внутрішньоочно та впливати на температуру внутрішньоочних середовищ.

Таким чином, для підвищення ефективності та безпеки інтраокулярної хірургії доцільним є створення умов для інтраопераційного температурного керування, яке передбачає: 1) інтраопераційне керування температурою іригаційної рідини та інтраокулярною температурою для запобігання переохолодженню або перегріванню внутрішньоочних структур; 2) керування швидкістю відновлення температури в середині ока для уникнення небезпечних судинних реакцій в процесі хірургії [13]. Для вирішення зазначених проблем в офтальмології актуальною є розробка та впровадження для офтальмологічних потреб медичного обладнання як для вимірювання температури, так і для керування температурою іригаційної рідини в процесі хірургії.

З відомих аналогів найбільш близьким є прилад для вітректомії, що призначений для нагрівання або охолодження іригаційної рідини під час операції [14]. Такий прилад складається з електронного блока керування, блока живлення, термоелектричного блока охолодження і нагріву іригаційної рідини та шлангів з іригаційною канюлею.

Хірургічна система для вітректомії під час операції вводить іригаційну рідину інтраокулярно з контрольованою швидкістю. Іригаційна рідина та повітря прямують від хірургічної системи до іригаційної канюлі, яку хірург вводить в середину ока під час хірургії, через ПВХ-трубки, які мають довжину близько 1,8 м із зовнішнім та внутрішнім діаметрами близько 5 мм та 3,5 мм відповідно.

Прилад розташовується в робочому стані під час операції між хірургічною системою та оком пацієнта. Прилад заснований на нагрівачі (охолоджувачі), задуманому як коробка з двома каналами всередині для розміщення ПВХ-трубок для повітря та іригаційної рідини, і двома датчиками температури, розміщеними на ПВХ-трубках. Нагрівач (охолоджувач) може охоплювати від 250 до 300 мм ПВХ-трубок на відстані 750 мм від хірургічної системи. Нагрівач (охолоджувач) має блок керування температурою під час процедури вітректомії.

Таким чином, використання даного приладу під час операції вітректомії дозволяє отримати підвищення температури іригаційної рідини (до $+32^{\circ}\text{C}$ до $+34^{\circ}\text{C}$), що зменшує небезпеку надлишкового охолодження внутрішньоочних структур, а також дозволяє отримати підвищення температури повітря, що інфузується в середину ока в процесі хірургії. При необхідності прилад має можливість понижувати

температуру іригаційної рідини для забезпечення корисних ефектів гіпотермії, наприклад, для інтраопераційної зупинки внутрішньоочних крововиливів або для компенсації надлишкового тепловиділення при факоемульсифікації катаракти.

Основним недоліком найближчого аналога є відсутність можливості швидкого пониження температури іригаційної рідини при хірургічних операціях в офтальмології.

В основу корисної моделі поставлено задачу покращення конструкції приладу для підвищення ефективності його роботи, зокрема можливості швидкого пониження температури іригаційної рідини при хірургічних операціях в офтальмології.

Поставлена задача вирішується тим, що термоелектричний прилад для керування температурою іригаційної рідини в офтальмології, який складається з електронного блока керування, блока живлення, термоелектричного блока охолодження і нагріву іригаційної рідини та шлангів з іригаційною канюлею, згідно з корисною моделлю, термоелектричний блок охолодження і нагріву містить рідинний теплообмінник та шланги для циркуляції теплоносія.

Перевагами запропонованої корисної моделі є те, що термоелектричний блок охолодження і нагріву містить рідинний теплообмінник та шланги для циркуляції теплоносія.

Промислове використання запропонованого термоелектричного приладу для керування температурою іригаційної рідини в офтальмології не вимагає застосування спеціальних технологій та матеріалів, його реалізація можлива на існуючих підприємствах приладобудівного напрямку.

Суть корисної моделі пояснюється графічним зображенням, де наведено блок-схему термоелектричного приладу для керування температурою іригаційної рідини в офтальмології, яка складається з: 1 - електронний блок керування, 2 - блок живлення, 3 - термоелектричний блок охолодження і нагріву іригаційної рідини, 4 - шланги (ПВХ-трубки), 5 - іригаційна канюля, 6 - зовнішній термпарний вимірювальний датчик для моніторингу температури іригаційної рідини перед її потраплянням в око, 7 - термпарний вимірювальний мікрозонд виготовлений із матеріалу політетрафторетилену з низькою теплопровідністю для вимірювання внутрішньоочної температури. Шланги 4 з'єднані із трубою 8, яка виготовлена із харчової нержавійки та нагрівається або охолоджується термоелектричними модулями Пельтьє. Електронний блок керування 1, блок живлення 2 та термоелектричний блок охолодження і нагріву 3 розміщені у спільному корпусі 9. Термоелектричний блок охолодження і нагріву 3 містить рідинний теплообмінник 11 та шланги 12 для циркуляції теплоносія.

Запропонований термоелектричний прилад для керування температурою іригаційної рідини в офтальмології працює наступним чином.

Прилад під час операції розташовується між хірургічною системою та оком пацієнта 10. Іригаційна рідина кімнатної температури від хірургічної системи по ПВХ-трубкам спрямовується до трубки 8, виготовленої із харчової нержавійки, термоелектричного блока охолодження і нагріву 3. У термоелектричному блоці охолодження і нагріву 3 іригаційна рідина нагрівається або охолоджується термоелектричними модулями Пельтьє до цільових показників, встановлених за допомогою електронного блока керування 1. Далі іригаційна рідина цільової температури рухається по шлангам (ПВХ-трубкам) 4 до іригаційної канюлі 5, яка безпосередньо спрямовує рідину в середину ока 10. Контроль температури іригаційної рідини перед її потраплянням в середину ока 10 на виході з іригаційної канюлі 5 здійснюється зовнішнім термпарним вимірювальним датчиком температури 6. Контроль внутрішньоочної температури здійснюється термпарним вимірювальним мікрозондом 7, виготовленим із матеріалу політетрафторетилену з низькою теплопровідністю, який може бути введеним внутрішньоочно через наявний хірургічний доступ. Охолодження гарячих сторін термоелектричних модулів Пельтьє здійснюється рідинним теплообмінником 11, через який циркулює теплоносій за допомогою шлангів 12. Шланги 12 підключені до централізованої системи водопостачання. Результати вимірювань зовнішнього термпарного вимірювального датчика 6 та термпарного вимірювального мікрозонда 7 зберігаються на microSD карту пам'яті електронного блока керування 1 та через USB-інтерфейс можуть бути передані на комп'ютер та візуалізовані за допомогою комп'ютерної програми для відображення результатів вимірювань температури.

Вказаний прилад є простим, компактим та надійним в експлуатації, що дає можливість лікарю або медичному працівнику користуватися ним без спеціальної підготовки, попередньо ознайомившись з інструкцією. Таким чином, до технічних переваг такого приладу слід віднести: наявність у термоелектричному блоці охолодження і нагріву рідинного теплообмінника та шлангів для циркуляції теплоносія.

Таким чином, запропонований термоелектричний прилад для керування температурою іригаційної рідини в офтальмології дає можливість при необхідності швидко понижувати температуру іригаційної рідини при хірургічних операціях в офтальмології. Це, у свою чергу, покращує ефективність хірургічного лікування хворих як з патологією переднього відрізка ока (катаракта), так і важкою вітреоретинальною патологією, в тому числі внаслідок бойової травми ока, шляхом використання корисних ефектів гіпотермії та зниження ризиків, виникаючих у процесі офтальмологічної хірургії з неконтрольованими температурними параметрами.

Запропонована корисна модель може мати широке практичне застосування у хірургічному лікуванні хворих з важкою офтальмологічною патологією, в тому числі внаслідок бойової травми ока, при якій доцільне впровадження і використання технології керованої штучної інтраопераційної гіпотермії для зменшення ризиків інтра- та післяопераційних ускладнень.

ДЖЕРЕЛА ІНФОРМАЦІЇ

1. Postel EA, Pulido JS, Byrnes GA, et al. Long-term follow-up of iatrogenic phototoxicity. *Arch Ophthalmol*. 1998;116(6):753-757. doi:10.1001/archophth.116.6.753.
2. Hasumura T, Yonemura N, Hirata A, Murata Y, Negi A. Retinal damage by air infusion during vitrectomy in rabbit eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2000;41(13):4300-4304.
3. Rossi T, Querzoli G, Angelini G, et al. Ocular perfusion pressure during pars plana vitrectomy: a pilot study. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2014;55(12):8497-8505. Published 2014 Dec 2. doi:10.1167/iovs.14-14493.
4. Goto A, Inatani M, Inoue T, et al. Frequency and risk factors for neovascular glaucoma after vitrectomy in eyes with proliferative diabetic retinopathy. *J Glaucoma*. 2013;22(7):572-576. doi:10.1097/IJG.0b013e31824d514a.
5. Hsuan JD, Brown NA, Bron AJ, Patel CK, Rosen PH. Posterior subcapsular and nuclear cataract after vitrectomy. *J Cataract Refract Surg*. 2001;27(3):437-444. doi:10.1016/s0886-3350(00)00585-x.
6. Romano V, Angi M, Scotti F, et al. Inflammation and macular oedema after pars plana vitrectomy. *Mediators Inflamm*. 2013; 2013:971758. doi:10.1155/2013/971758.
7. Anatychuk L, Pasychnikova N, Naumenko V, Kobylanskyi R, Nazaretyan R, Zadorozhnyy O. Prospects of Temperature Management in Vitreoretinal Surgery. *Ther Hypothermia Temp Manag*. 2021;11(2):117-121. doi:10.1089/ther.2020.0019.
8. Anatychuk L, Zadorozhnyy O, Naumenko V, et al. Vitreoretinal Surgery with Temperature Management: A Preliminary Study in Rabbits. *Ther Hypothermia Temp Manag*. 2023;13(3):126-133. doi:10.1089/ther.2022.0044.
9. Cheng L, Azen SP, El-Bradey MH, et al. Duration of vitrectomy and postoperative cataract in the vitrectomy for macular hole study. *Am J Ophthalmol*. 2001;132(6):881-887. doi:10.1016/s0002-9394(01)01263-6.
10. Ramprasad A., Qureshi F., White W. The Risk of Thermal Dermal Damage in Cataract Phacoemulsification. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci*. 2022;63(7):1704-F0022.
11. Upasani D, Daigavane S. 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*. 2024; 16(8): e66587. doi:10.7759/cureus.66587.
12. Iguchi Y., Asami T., Ueno S. et al. (2014) Changes in vitreous temperature during intravitreal surgery. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, vol. 55, pp. 2344-2349.
13. Anatychuk L, Zadorozhnyy O, Naumenko V, et al. Vitreoretinal Surgery with Temperature Management: A Preliminary Study in Rabbits. *Ther Hypothermia Temp Manag*. 2023;13(3):126-133. doi:10.1089/ther.2022.0044.
14. Patent US 2015/0126945 A1. Vitrectomy apparatus // Mauro Beccaro, Enrico Bettini, Paolo Signori, Mario Romano. - 2015.

