

УДК 537.32

Анатичук Л.І.^{1,2}, Пасечнікова Н.В.³, Задорожний О.С.³, Кобилянський Р.Р.^{1,2},
Гаврилюк М.В.¹, Назаретян Р.Е.³, Мирненко В.В.³

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

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

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

ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИЙ ПРИЛАД ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ВНУТРІШНЬООЧНОЇ ТЕМПЕРАТУРИ

У роботі наведено результати розробки й експериментальних досліджень багатоканального термоелектричного приладу, призначеного для вимірювання внутрішньоочної температури. Показано принцип роботи, будову й технічні характеристики такого приладу, а також його переваги перед відомими світовими аналогами. В експерименті in vivo розроблено методику внутрішньоочного введення термоелектричних вимірювальних зондів і методику вимірювання внутрішньоочної температури. За допомогою розробленого приладу в експерименті in vivo визначено закономірності розподілу температури в різних відділах ока кролика.

Ключові слова: термоелектричний прилад, вимірювальний зонд, внутрішньоочна температура, око кролика.

This paper presents the results of development and experimental research on a multi-channel thermoelectric device intended for measurement of intraocular temperature. The operating principle, design and technical characteristics of such device, as well as its advantages over known world analogs are given. The method for the intraocular introduction of thermoelectric measuring probes and the method for measurement of intraocular temperature have been developed in an in vivo experiment. With the aid of the elaborated device the regularities of temperature distribution in different sections of the rabbit eye have been determined in an in vivo experiment.

Key words: thermoelectric device, measuring probe, intraocular temperature, rabbit eye.

Вступ

Відомо, що фізико-хімічні процеси в здоровому оці, а також гемо- і гідродинамічні показники ока перебувають у прямій залежності від температури внутрішньоочних середовищ [1-3]. Однак на сьогодні залишається невивченим питання розподілу температури в різних відділах ока людини й тварини.

Є контактні й безконтактні методи вимірювання температури ока. Безконтактні методи вимірювання (наприклад, інфрачервона термографія) дають можливість реєструвати лише температуру зовнішньої поверхні ока, при цьому температура внутрішньоочних середовищ залишається невідомою [4]. У світі розроблено низку обладнань і вимірювальних зондів для

реєстрації температури біологічних тканин і рідин. Деякі з них застосовувалися для контактного вимірювання внутрішньоочної температури [5-7]. Однак існуючі прилади й методики вимірювання мають значні недоліки. По-перше, використання вимірювальних зондів з матеріалів з високою теплопровідністю призводить до виражених похибок вимірювання температури. По-друге, запропоновані способи хірургічного доступу впливають на внутрішньоочну температуру, що реєструється [8].

Тому *мета роботи* – розробити термоелектричний прилад для контактного вимірювання внутрішньоочної температури й визначити в експерименті закономірності розподілу температури в різних відділах ока кролика.

Термоелектричний прилад для вимірювання температури

Термоелектричний прилад для вимірювання внутрішньоочної температури було розроблено в Інституті термоелектрики НАН і МОН України в рамках договору про співробітництво з ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. В.П.Філатова НАМН України» [9]. Прилад призначений для вимірювання температури тканин біологічних об'єктів і дослідження динамічних теплових процесів, що відбуваються в органах біологічних об'єктів.

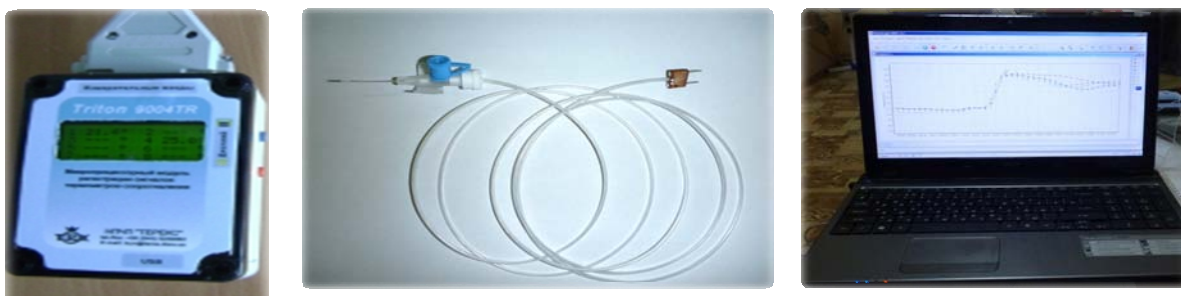


Рис. 1. Зовнішній вигляд термоелектричного приладу для вимірювання внутрішньоочної температури.

Таблиця 1

Технічні характеристики термоелектричного приладу для вимірювання внутрішньоочної температури

№	Технічні характеристики	Значення
1.	Діапазон вимірювання температури	(-10° ÷ +120) °C
2.	Точність вимірювання температури	± 0.05 °C
3.	Кількість каналів вимірювання температури	4
4.	Період реєстрації температури	від 4 с до 2 годин
5.	Розміри мікрозондів для вимірювання температури	22 G(0.7 мм) і 24 G(0.55мм)
6.	Вимірювання температури в режимі реального часу	+
7.	Час безперервної роботи прилад від повністю заряджених акумуляторів	100 годин
8.	Живлення приладу: Li-Ion акумулятор 950 мА/год мережевий адаптер AC220V/DC12V,1A	+ +
9.	Зарядка акумуляторів від інтерфейсу USB	+
10.	Тип інтерфейсу обміну даними із ПК	USB
11.	Геометричні розміри мікропроцесорного модуля реєстрації температури	(125×90×60) мм
12.	Геометричні розміри стикувального приладу	(70×55×25) мм
13.	Вага приладу	0.5 кг

Прилад складається з мікропроцесорного модуля реєстрації температури, термодатчиків, стикувального пристрою, а також комп'ютера із програмним забезпеченням для візуалізації й реєстрації температурних показників у режимі реального часу. За допомогою USB-кабелю результати вимірювання температури можуть бути передані на персональний комп'ютер. Зовнішній вигляд та технічні характеристики термоелектричного приладу наведено на рис. 1 та табл. 1 відповідно.

Мікродатчики температури виготовлені на основі термопар *L*-типу (хромель-копель) [10, 11]. Зонд датчика розміщений у корпусі стандартної канюлі з політетрафторетилену. Спай термопари приварено до теплоконцентратора з медичної нержавіючої сталі й закріплено на кінці голки канюлі. Підвідні провідники термопари переходять із канюлі в кабель довжиною 1.5 м і закінчуються вилкою. Стик кабелю й канюлі герметизований медичним силіконовим герметиком, який є хімічно нейтральним і допускає термічну або хімічну стерилізацію виробу (як звичайного медичного інструмента).

За допомогою вилки через стикувальний прилад мікродатчик підключається до мікропроцесорного модуля реєстрації температури. Стикувальний модуль має 4 розетки, до яких можуть бути одночасно підключені до 4 мікродатчиків. Підключається стикувальний прилад модуля реєстрації температур за допомогою роз'єму DB-37f. Розетки в стикувальному пристрої змонтовані на мідному теплоконцентраторі, у якому теж розміщено прецизійний датчик температури (платиновий термометр опору). З його допомогою вимірюється температура «холодних» кінців термопар – опорна температура. Схема підключення мікродатчиків до мікропроцесорного вимірювача температур зображена на рис. 2.

Вилки мікродатчиків і розетки стикувального пристрою мають позначення полярності. Для зменшення рівня наведень невикористані входи вимірювача закорочено заглушками – окремі вилки із закороченими штирями.

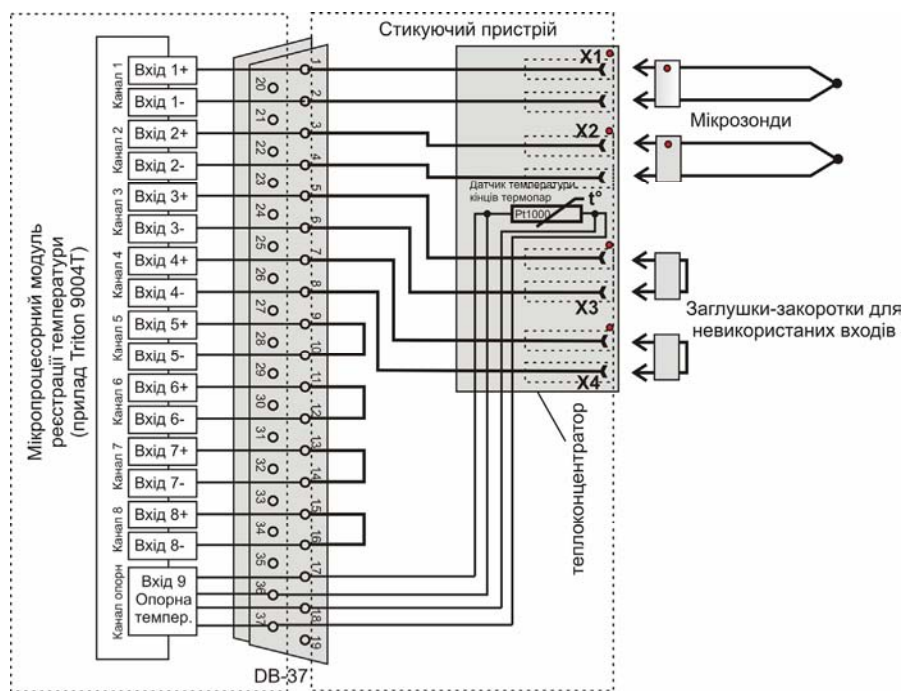


Рис.2. Схема підключення мікродатчиків до термоелектричного приладу для вимірювання температури.

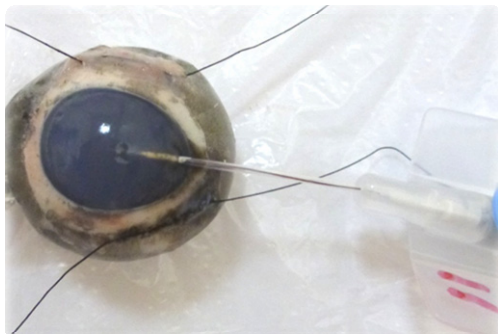
Мікропроцесорний модуль реєстрації температур виконано на основі приладу Triton-9004T, який має 8-канальний 24-розрядний аналогово-цифровий перетворювач (АЦП). У такому вимірювачі

температури використовуються перших 4 канали, а інші канали закорочено. За необхідності їх можна «розкоротити» і використовувати для додаткового вимірювання ще за 4 каналами. Максимальна вхідна напруга вимірювального каналу ± 1.17 В. Модуль реєстрації температури живиться від акумуляторної батареї, а також може працювати від мережевого адаптера або одержувати живлення через USB-кабель за спільної роботи з комп'ютером. За допомогою такого адаптера виконується зарядка акумуляторної батареї. Підзарядка акумулятора приладу також здійснюється від персонального комп'ютера.

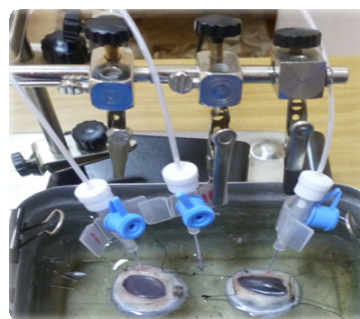
Особливістю мікропроцесорного модуля реєстрації температури є можливість окремо встановлювати чутливість для кожного з каналів залежно від типу термопар. Прилад може вимірювати температуру із заданим часовим інтервалом у діапазоні від 4 с до 2 годин. Дані про результати вимірювання записуються в енергонезалежну пам'ять. Ємність пам'яті приладу – 50 тисяч комірок. Програмування каналів мікропроцесорного модуля реєстрації й зчитування інформації виконується за допомогою персонального комп'ютера через USB-кабель.

Опис експерименту

Апробація термоелектричного приладу для вимірювання внутрішньоочної температури здійснювалася в ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. В.П. Філатова НАМН України». В експерименті *ex vivo* на 10 ізолюваних очах свиней (рис. 3) вивчалися його робочі характеристики (швидкість реєстрації температури, діапазон вимірювання температури, похибка вимірювання). Відпрацьовувалися оптимальні властивості термоелектричних вимірювальних зондів (рис.4): матеріал виготовлення, діаметр, довжина, спосіб введення, фіксації й реєстрації температури. Для моделювання природнього теплового ефекту судинної оболонки ока експеримент здійснювався в умовах водяної лазні з температурою води 39°C .



а)



б)

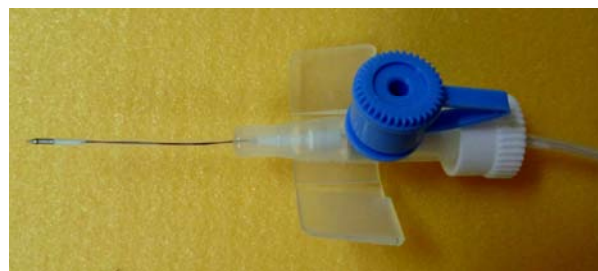
Рис. 3 Експеримент *ex vivo* на ізолюваних очах свині:

а) ізолюване око свині;

б) установка для експоненційних досліджень *ex vivo*



а)



б)

Рис.4. Термоелектричні вимірювальні зонди для контактного вимірювання температури ока:

а) калібр 24G (зовнішній діаметр голки вимірювального зонда 0.7 мм, довжина 19 мм);

б) калібр 22G (зовнішній діаметр голки вимірювального зонда 0.8 мм, довжина 25 мм).

В експерименті *in vivo* на 11 кроликах (22 ока) породи Шиншилла (вік 1 рік, вага 3.5- 4 кг) до введення кролика в наркоз проводилось вимірювання температури зовнішньої поверхні рогівки й кон'юнктиви (рис.5). Вимірювання температури рогівки здійснювалося шляхом прямого контакту наконечника зонда із центральною частиною зовнішньої поверхні рогівки до реєстрації постійних температурних даних. Потім температура реєструвалася з поміщенням вимірювального зонда в нижнє склепіння кон'юнктиви, а потім у верхнє склепіння кон'юнктиви. Після введення кролика в наркоз температура вимірювалася повторно на зовнішній поверхні рогівки й у склепіннях кон'юнктиви, а далі після формування хірургічного доступу температура вимірювалася в передній камері ока, у передньому, середньому й задньому відділах склоподібного тіла, у сітківці/судинній оболонці, в субтеноновому просторі. У передню камеру вимірювальний зонд вводився через тунельний парацентез розміром 0.7 мм. У склоподібне тіло термозонд вводився через склеротомію діаметром 0.6 мм у проекції плоскої частини циліарного тіла в 2 – 3 мм від лімба. У субтеноновий простір зонд вводився через кон'юнктивальний розріз у верхньо-внутрішньому квадранті. Також здійснювалася реєстрація ректальної температури кролика, температури й відносної вологості повітря в приміщенні.

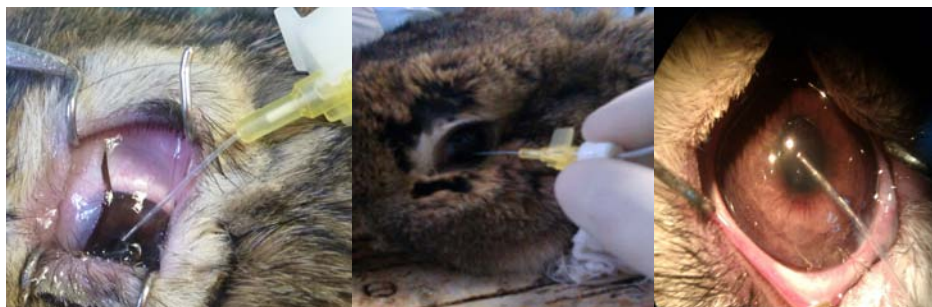


Рис. 5. Експеримент *in vivo* на кроликах породи Шиншилла.

Робота з експериментальними тваринами здійснювалася згідно з Європейською конвенцією про захист хребетних тварин, що використовуються для дослідницьких й інших наукових цілей (Страсбург, 1986) і закону України «Про захист тварин від жорстокого поводження» (2006).

Результати експериментальних досліджень

У ході експериментальної роботи *ex vivo* було встановлено, що розроблений прилад дає можливість здійснювати вимірювання температури в режимі реального часу (з виведенням даних на екран у вигляді графічного зображення) у діапазоні від -10°C до $+120^{\circ}\text{C}$ одночасно 4 термозондами з похибкою вимірювання до $\pm 0.05^{\circ}\text{C}$. При цьому різниця в показах 4 термозондів не більша 0.04°C .

На першому етапі в експерименті *ex vivo* на ізолюваному оці свині була адаптована для застосування *in vivo* методика вимірювання температури в передній камері ока, у передньому, середньому й задньому відділах склоподібного тіла, сітківки/судинної оболонки, а також зовнішньої поверхні рогівки запропонованим приладом. Розроблено методику внутрішньоочного введення термозондів (у передню камеру, у склоподібне тіло) на ізолюваному оці. Потім, використовуючи розроблений прилад, за постійної температури води у водяній бані в середньому на рівні $39 \pm 0.5^{\circ}\text{C}$ та температурі навколишнього середовища $23.5 \pm 0.6^{\circ}\text{C}$ вимірювалася температура у відділах ока. Максимальна внутрішньоочна температура була зареєстрована в задньому відділі склоподібного тіла при контакті із сітківкою й склала $38.5 \pm 0.8^{\circ}\text{C}$. Було відзначено зниження температури із зсувом зонда із заднього відділу склоподібного тіла в середній до $38 \pm 0.6^{\circ}\text{C}$, а із зсувом зонда в передній відділ склоподібного тіла до $37 \pm 0.7^{\circ}\text{C}$. Температура в передній камері виявилася нижчою від температури склоподібного тіла й становила $35 \pm 0.8^{\circ}\text{C}$, що обумовлене контактом рогівки із

зовнішнім середовищем, у той час як водяна баня імітує роль судинної оболонки, що формує й підтримує сталість внутрішньоочної температури. Таким чином, в експерименті *ex vivo* було продемонстровано можливий розподіл температури в різних відділах ока.

На наступному етапі в експерименті *in vivo* відпрацьовано методику застосування розробленого приладу для вимірювання температури зовнішньої поверхні рогівки й кон'юнктиви, у передній камері ока, у передньому, середньому й задньому відділах склоподібного тіла, сітківки/судинної оболонки, а також у субтеноновому просторі ока кролика. Дослідження здійснювалося за температури навколишнього середовища в середньому $23.8 \pm 0.6^\circ\text{C}$, відносній вологості повітря в середньому $80.7 \pm 1.6\%$, за середньої ректальної температури кролика $38.73 \pm 0.94^\circ\text{C}$. Температуру різних відділів ока, зареєстровану в експерименті, подано в табл. 2.

Таблиця 2

Розподіл температури в різних відділах ока кролика

Відділ очного яблука й додаткового апарата	Середнє значення $t \pm \Delta t^*$, $^\circ\text{C}$
нижнє кон'юнктивальне склепіння	37.65 ± 0.70
верхнє кон'юнктивальне склепіння	36.82 ± 0.66
зовнішня поверхня рогівки	34.41 ± 0.80
передня камера ока	35.97 ± 0.73
передня частина склоподібного тіла	36.96 ± 0.77
середня частина склоподібного тіла	37.40 ± 0.87
задня частина склоподібного тіла	37.50 ± 0.88
сітківка/судинна оболонка	37.64 ± 0.87
субтеноновий простір	37.78 ± 0.77

* – температурні дані, отримані після введення кролика в наркоз.

Таким чином, в експерименті *in vivo* було підтверджено наявності градієнта температур між різними відділами ока. Так, температурний градієнт між зовнішньою поверхнею рогівки й передньою камерою ока становить 1.56°C , між зовнішньою поверхнею рогівки й сітківкою – 3.23°C , між зовнішньою поверхнею рогівки й субтеноновим простором – 3.37°C (рис. 6).

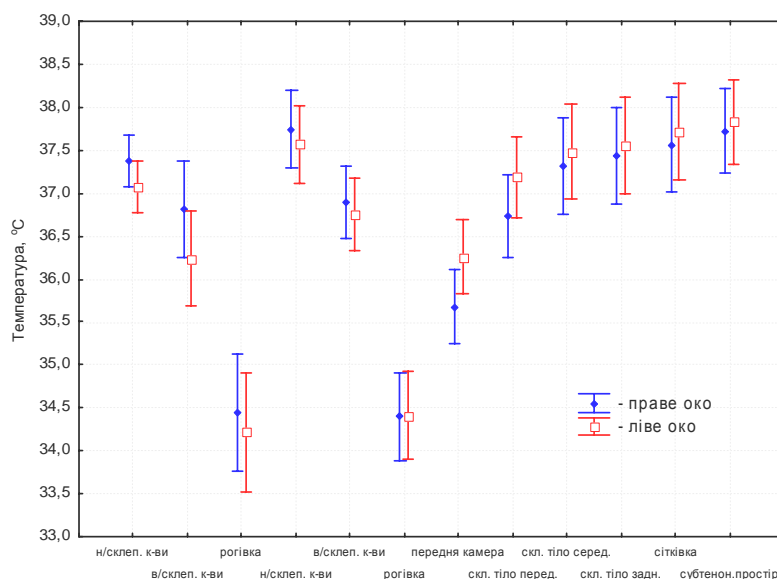


Рис.6. Показники температури в різних відділах ока кролика.

Під час аналізу отриманих результатів відзначено, що значних відмінностей у температурних показниках правого й лівого ока експериментованих тварин виявлено не було. Ці спостереження стосуються як зовнішніх відділів ока, у яких проводилися вимірювання (нижнє кон'юнктивальне склепіння, верхнє кон'юнктивальне склепіння, зовнішня поверхня рогівки), так і внутрішніх відділів ока кролика (передня камера, різні відділи склоподібного тіла, сітківка/судинна оболонка, субтенозовий простір). Отже, можна стверджувати, що температура у всіх відділах правого й лівого ока в одній експериментованій тварини суттєво не відрізняється. Крім того, ці результати підтверджують відтворюваність температурних вимірювань, здійснених розробленим термоелектричним приладом.

З подальшим аналізом отриманих результатів було виявлено високий кореляційний зв'язок між температурою кон'юнктивальних склепін' і внутрішньоочною температурою в склоподібній тілі, сітківці й субтенозовому просторі. Так, відзначено високу кореляцію між температурою нижнього склепіння кон'юнктиви й температурою сітківки ($r=0.857$, $p=0.000$), а також температурою в субтенозовому просторі ($r=0.86$, $p=0.000$). Імовірно, це спостереження можна пояснити добре вираженою васкуляризацією кон'юнктиви й поверхневим розташуванням у ній судин. Також відзначено високий кореляційний зв'язок між температурою в передньому відділі склоподібного тіла й температурою сітківки ($r=0.92$, $p=0.000$), а також між температурою в передньому відділі склоподібного тіла й у субтенозовому просторі ($r=0.88$, $p=0.000$).

Для оцінки кореляції між двома змінними розрахували параметричний коефіцієнт кореляції Пірсона (r). У всіх процедурах статистичного аналізу критичний рівень значимості (p) обирався рівним 0.05. Статистичний аналіз здійснювався з використанням статистичного пакета Statistica 10.0.

У той же час відзначено, що температура зовнішньої поверхні рогівки меншою мірою корелює із внутрішньоочними температурними показниками, зареєстрованими в передній камері, склоподібному тілі, сітківці й субтенозовому просторі. Так, між температурою рогівки й температурою сітківки відзначений низький кореляційний зв'язок ($r= -0.13$, $p=0.57$). Отримані результати, напевно, можна пояснити аваскулярною структурою рогівки ока й безпосереднім контактом зовнішньої поверхні рогівки з навколишнім зовнішнім середовищем. Відомо, що температура зовнішньої поверхні рогівки дуже варіабельна й сильно залежить від температури навколишнього середовища, швидкості руху й вологості повітря.

На основі отриманих експериментальних результатів вдалося побудувати схематичний розподіл температури в оці кролика (рис. 7-8).

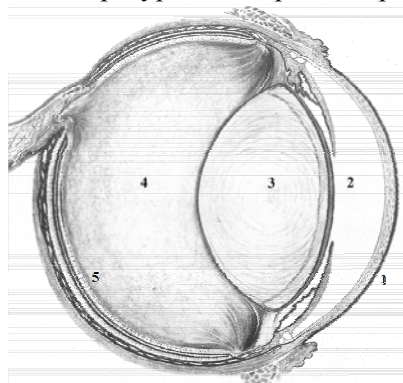


Рис.7. Схематичне зображення ока кролика:

- 1 – рогівка, 2 – передня камера,
- 3 – кришталік, 4 – склоподібне тіло,
- 5 – сітківка.

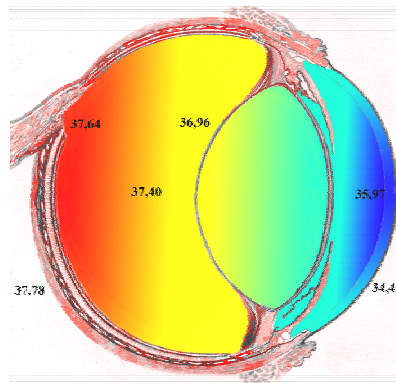


Рис.8. Схематичний розподіл температури в оці кролика.

Обговорення

1962 р. В. Schwartz і M.R. Feller опублікували роботу, присвячену вимірюванню температури в різних відділах ока білих новозеландських кроликів. Для вимірювання внутрішньоочних температур автори застосували прилад на основі термістора й кількох модифікацій вимірювальних зондів. Як зонд для реєстрації внутрішньоочних температур використовувалася металева голка довжиною 7.62 см і діаметром 0.7 мм. Вимірювання у різних відділах ока здійснювалося шляхом поступового введення зонда по осі ока через рогівку, кришталик, склоподібне тіло й сітківку в орбіту. Температура навколишнього середовища коливалася від 22 до 24°C, відносна вологість повітря становила 33-53%. Ректальна температура після введення в наркоз семи експериментованих тварин у середньому становила 39.13 °С. У результаті роботи були отримані такі середні показники: температура зовнішньої поверхні рогівки – $32.30 \pm 0.49^\circ\text{C}$, нижній кон'юнктивальний мішок – $38.74 \pm 0.54^\circ\text{C}$, передня камера – $32.98 \pm 0.74^\circ\text{C}$, кришталик – $35.42 \pm 1.0^\circ\text{C}$, середній відділ склоподібного тіла – $36.56 \pm 0.9^\circ\text{C}$, сітківка/хоріоїдея – $37.03 \pm 0.86^\circ\text{C}$, орбіта – $37.68 \pm 0.71^\circ\text{C}$ [7].

1983 р. D.R. May зі співавторами визначали вплив перфузії передньої камери іригаційними розчинами різної температури на зміну температури у відділах ока в голландських кроликів. У роботі був використаний термометр, виготовлений на основі термопари, що являє собою металевий зонд з тупим наконечником діаметром 0.64 мм і довжиною 2.5 см. Похибка вимірювання термометра становила $\pm 1^\circ\text{C}$. Температура повітря була рівною 25 °С. Ректальна температура після введення в наркоз експериментальних тварин у середньому становила 39.4°C. Автори надали такі середні вихідні температури у відділах ока: передня камера – 32.5°C, передній відділ склоподібного тіла – 35.0°C, середній відділ склоподібного тіла – 35.5°C, задній відділ склоподібного тіла – 36.6°C, сітківка – 36.8°C [5].

Слід зазначити, що в названих роботах використовувалися металеві зонди, які володіють високою теплопровідністю. Крім того, у роботі D.R. May зі співавторами, перед вимірюванням температури для здійснення процесів іригації/аспірації передньої камери виконувалося два проколи рогівки металевими голками діаметром 0.7 і 0.8 мм, а потім один із проколів розширювався металевими ножицями до 3 мм. За даними експериментальних (in vitro) і теоретичних досліджень, проведених I. Fatt і J.F. Forester в 1972 р., відомо, що показники температури тканин ока, зареєстровані металевими зондами, порівняно зі значеннями температури, зафіксованими зондами з низькою теплопровідністю, можуть виявитися нижчими на кілька градусів [8].

У нашій роботі температура, зареєстрована в передній камері ока, становила 35.97°C і виявилася вищою порівняно з опублікованими раніше даними (32.5°C у роботі D.R. May і 33°C у роботі В. Schwartz) приблизно на 3–3.5°C. Істотні відмінності в температурних показниках, зареєстрованих у передній камері ока, як видно, пов'язані з невеликим обсягом вологи передньої камери кролика, який становить лише 0.25 - 0.3 мл, а також з безпосереднім контактом рогівки з навколишнім середовищем. Тому введення в передню камеру металевого інструмента при формуванні хірургічного доступу й металевого вимірювального зонда призводить до відчутної втрати тепла й реєстрації більш низьких температур. У нашій роботі вимірювальний зонд був виготовлений з політетрафторетилену з низьким показником теплопровідності, а також формувався мінімальний хірургічний доступ, необхідний лише для введення термозонда, що призвело до зниження тепловтрати в момент вимірювання температури й реєстрації більш високих показників.

Меншою мірою тепловтрати помітні під час вимірювання температури в склоподібнім тілі, оскільки його об'єм у кролика становить 1–1.5 мл і відсутній прямий контакт склоподібного тіла із зовнішнім середовищем. Температура в середньому відділі склоподібного

тіла в нашому дослідженні становила 37.4°C і меншою мірою відрізнялася від даних вищезгаданих авторів (35.5 і 36.56°C).

Таким чином, на внутрішні температурні показники, що реєструються, значною мірою впливає об'єм хірургічного втручання під час формування доступу до різних відділів ока й застосування хірургічного інструментарію, виготовленого з матеріалів, що мають високу теплопровідність. А також значний вплив на дані, що реєструються, виявляє матеріал, з якого виготовлений зонд для вимірювання внутрішньоочних температур.

Висновки

1. Уперше розроблено багатоканальний термоелектричний прилад з комп'ютерним програмним забезпеченням для реєстрації й візуалізації внутрішньоочної температури, що дає можливість проводити вимірювання в режимі реального часу з високою точністю (у діапазоні температур -10°C ÷ +120°C з похибкою вимірювання $\pm 0.05^\circ\text{C}$).
2. Уперше розроблено і виготовлено термоелектричний вимірювальний зонд на основі термопар L-типу в корпусі стандартної канюлі з матеріалу політетрафторетилену з низьким показником теплопровідності, що дало змогу підвищити точність вимірювання внутрішньоочної температури шляхом зниження тепловтрат через вимірювальний зонд.
3. Розроблено методику вимірювання температури зовнішньої поверхні рогівки й кон'юнктиви у передній камері, у передньому, середньому й задньому відділах склоподібного тіла, сітківки/судинної оболонки, у субтеноновому просторі ока кролика в експерименті *in vivo*.
4. Використовуючи розроблений термоелектричний прилад, в експерименті *in vivo* визначено закономірності розподілу температури в різних відділах ока кролика (нижнє кон'юнктивальне склепіння – 37.65°C; верхнє кон'юнктивальне склепіння – 36.82°C; поверхня рогівки – 34.41°C; передня камера ока – 35.97°C; передня частина склоподібного тіла – 36.96°C; середня частина склоподібного тіла – 37.40°C; задня частина склоподібного тіла – 37.50°C; сітківка/судинна оболонка – 37.64°C; субтеноновий простір – 37.78°C за температури навколишнього середовища 23.8°C). В експерименті *in vivo* виявлено високий кореляційний зв'язок між температурою кон'юнктиви нижнього склепіння й температурою сітківки, а також температурою в субтеноновому просторі ока кролика.

Література

1. Becker V. Hypothermia and aqueous humor dynamics of the rabbit eye / V. Becker // *Trans. Am. Ophthalmol. Soc.*, 1960. – Vol. 58. – P. 337-363.
2. Лазаренко В.И. Влияние умеренной локальной гипотермии на гемо- и гидродинамические показатели здоровых глаз / В.И. Лазаренко, Г.Ф. Чанчиков, И.М. Корниловский, В.Г. Гайдабура // *Офтальмологический журнал.* – 1976. – № 6. – С. 419-422.
3. Лазаренко В.И. Влияние локальной гипотермии на обмен углеводов здорового глаза в эксперименте / В.И. Лазаренко, С.В. Петрова, И.М. Корниловский, В.Г. Гайдабура // *Офтальмологический журнал.* – 1977. – № 3. – С. 227-230.
4. Purslow C. Ocular surface temperature: a review / C. Purslow, J. Wolffsohn // *Eye and Contact Lens*, 2005. – Vol. 31. – P. 117-123.
5. May D. R. Ocular hypothermia: anterior chamber perfusion / D. R. May, R. J. Freedland // *British Journal of Ophthalmology*, 1983. – Vol. 67. – P. 808-813.
6. Katsimpris J.M. Effect of local hypothermia on the anterior chamber and vitreous cavity temperature: *in vivo* study in rabbits / J.M. Katsimpris, T. Xirou, K. Paraskevopoulos, I.K. Petropoulos, E. Feretis

- // *Klin. Monbl. Augenheilkd.*, 2003. – Vol. 220(3). – P. 148-151.
7. Schwartz B. Temperature gradients in the rabbit eye / B. Schwartz, M.R. Feller // *Investigative Ophthalmology*, 1962. – Vol. 1(4). – P. 513-521.
 8. Fatt I. Errors in eye tissue temperature measurements when using a metallic probe / I. Fatt, J.F. Forester // *Exp. Eye Res.*, 1972. – Vol. 14. – P. 270-276.
 9. Анатычук Л.І., Пасечнікова Н.В., Задорожний О.С., Кобылянський Р.Р., Гаврилюк Н.В., Назаретян Р.Э., Мирненко В.В. Применение термоэлектрического устройства для изучения распределения температуры в различных отделах глаза кролика // *Материалы научно-практической конференции с международным участием "Филатовские чтения 2015", посвященной 140-летию со дня рождения В.П. Филатова (21-22 мая 2015 г).* – Одесса, Украина. – 2015. – с. 188.
 10. Анатычук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: [справочник] / Л.И. Анатычук – К.: Наукова думка, 1979. – 768 с.
 11. Анатычук Л.И. Термоэлектричество. Термоэлектрические преобразователи энергии: [том II] / Л.И. Анатычук – Киев, Черновцы: Институт термоэлектричества, 2003. – 376 с.

Надійшла до редакції 05.07.2015