

УДК 617.7

Особливості теплообміну ока людини (огляд літератури)

О. С. Задорожний¹, д-р мед. наук; **А. Р. Король**¹, д-р мед. наук; **В. О. Науменко**¹, д-р мед. наук, професор; **Н. В. Пасєчнікова**¹, д-р мед. наук, професор, член-кор. НАМН України; **Л. Л. Бутенко**², д-р мед. наук

¹ ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. В. П. Філатова НАМН України»

² Одеський національний медичний університет
Одеса (Україна)

Ключові слова:

теплообмін ока, температура поверхні ока, тепловий потік, внутрішньочна температура, математичне моделювання

Тепловий гомеостаз потрібен для нормального функціонування організму людини у різних умовах навколишнього середовища. Різноманітні патологічні процеси, які впливають на метаболізм в тканинах та органах, в тому числі в оці людини, супроводжуються зміною відносної внутрішньої теплової рівноваги. Питання теплообміну ока ще залишаються недостатньо вивченими, незважаючи на значний накопичений досвід проведених раніше досліджень. Подальше вивчення особливостей теплообміну ока не лише розширить наші знання у галузі фізіології ока, але також дозволить використовувати отримані дані для створення сучасних методів діагностики та лікування офтальмологічних захворювань.

Організм людини, адаптуючись до зовнішніх умов, що безперервно змінюються, здатний забезпечити відносну сталість свого внутрішнього середовища (гомеостаз). При цьому фізіологічні параметри тканинного метаболізму ретельно регулюються та коливаються у дуже вузьких діапазонах. Одним із фундаментальних параметрів обміну речовин є температура. [1, 2]. Відносна сталість температури внутрішнього середовища організму необхідна для нормально-го перебігу обміну речовин і забезпечує нормальне функціонування всіх органів та систем. [1, 3, 4].

У людини для підтримки гомеостазу безупинно відбуваються процеси обміну енергією у вигляді теплоти. Процеси теплообміну забезпечують баланс між кількістю теплоти, що утворюється, і кількістю теплоти, що передається в навколишнє середовище. Утворення теплової енергії в організмі відбувається безперервно у процесі метаболічних екзотермічних реакцій. Рівень теплопродукції, своєю чергою, залежить від активності метаболізму. [5]. Віддача надлишкового тепла у навколишнє середовище відбувається шляхом випромінювання у вигляді електромагнітних хвиль інфрачервоного (ІЧ) діапазону спектра, а також шляхом теплопровідності, випаровування та конвекції. [6, 7].

Теплообмін біологічних об'єктів можна розглянути в рамках законів термодинаміки, що описують загальні закономірності перетворення енергії та її передачі. Біологічні об'єкти є відкритими термодинамічними системами, які перебувають у стані теплової рівноваги й у яких відбувається перенесення теплоти. [8-10]. Оцінка процесів теплообміну ґрунтується на вимірі двох фізичних величин: температури та теплового потоку (ТП). Температурою називають скалярну фізичну величину, що характеризує стан теплової рівноваги

термодинамічної системи. Необхідною умовою виникнення ТП та передачі теплоти є існування температурного градієнта. ТП на відміну від температури має певний напрям і завжди спрямований у бік зменшення температури. [8]. ТП характеризує потужність теплообміну, а саме потік енергії, що передається у процесі теплообміну через поверхню тіла за одиницю часу. [11].

Основним джерелом тепла в оці людини є кровообіг у хоріоїдеї. Кров надходить в око з температурою, що дорівнює внутрішньочерепній температурі, що забезпечує появу температурного градієнта. Наявність температурного градієнта індукує появу ТП, спрямованого у бік зменшення температури, а саме до рогівки, що контактує із зовнішнім середовищем. Перенесення тепла всередині ока відбувається в основному за рахунок теплопровідності, а також шляхом конвекції від водянистої вологи до навколишніх тканин як в передній, так і в задній камерах. [7]. Тепло, розподілене по внутрішньоочних тканинах, переходить у навколишнє середовище через рогівку та кон'юнктиву переважно шляхом випромінювання, конвекції та випаровування. Чим інтенсивніший кровообіг, тим більша кількість тепла передається тканинам ока. Кровообіг у райдужній оболонці та циліарному тілі також є джерелом тепла. Однак, меншою мірою, оскільки кровообіг у райдужній оболонці та циліарному тілі відносно малий порівняно з кровотоком хоріоїдеї. [12, 13, 14].

Вимірювання температури тіла – одна з традиційних практик в медицині. Ще у V столітті Гіппократ використовував різницю між гарячим та холодним для опису

певних хвороб. Кількісні вимірювання температури стали можливими з розробкою Галілеєм першого термометра. [3]. Найбільш ранні спроби вимірювання температури поверхні ока (ТПО) робилися ще у XIX столітті. У 1876 році Dohnberg H. застосував контактну термометрію ртутним градусником для визначення ТПО. [15]. Перші повідомлення про вимірювання теплового ІЧ випромінювання на поверхні рогівки належать Zeiss E. [16]. Пізніше Mapstone R. продовжив дослідження у цьому напрямі. [17].

ТПО можна оцінити за допомогою контактної термометрії, із застосуванням температурних датчиків (термістори, термопари), які потребують безпосереднього контакту з рогівкою або кон'юнктивою. До контактних методів оцінки ТПО можна віднести рідкокристалічну термографію. [18, 19]. Температурні датчики можуть бути компонентом «розумної» контактної лінзи. [20, 21]. ТПО можна виміряти безконтактно шляхом реєстрації теплового випромінювання ІЧ діапазону спектра. З цією метою застосовуються методи ІЧ термометрії або термографії. [22, 23]. Останнім часом досягнуто відчутного успіху у створенні засобів вимірювання ТП та його поверхневої густини, в тому числі для офтальмології. [24].

Температуру внутрішньоочних структур можна виміряти тільки інвазивним шляхом, наприклад, в експерименті, вводячи вимірювальний зонд у передню камеру або вітреальну порожнину ока досліджуваних експериментальних тварин. [25, 26]. У клінічних умовах вимірювання температури внутрішньоочних середовищ доцільно лише за умов проведення хірургічних втручань при наявності вже сформованого хірургічного доступу для інструментів, наприклад, че-

рез порт для вітректомії. [27, 28]. Є повідомлення про внутрішньоочну імплантацію температурних датчиків у процесі катарактальної хірургії для тривалого моніторингу теплових процесів в оці людини. [29].

Температура та тепловий потік зовнішньої поверхні ока

Температура поверхні рогівки в її центральній частині у здорових людей коливається в досить широкому діапазоні за даними різних авторів (від 32°C до 36°C) (табл. 1).

Поверхня рогівки в центрі трохи холодніша, ніж на периферії. [13, 38, 42-44]. Так, повідомляється, що ТПО в області лімбу вище за температуру, виміряну в центрі рогівки, на 0,45°C - 1,0°C. [45]. Це пов'язано з відсутністю васкуляризації рогівки та постійним випаром слізної плівки на її поверхні.

ТПО залежить від зовнішніх умов (швидкість руху повітря, температура навколишнього середовища). У тварин та людини було виявлено лінійну залежність температури поверхні рогівки від температури навколишнього середовища за відсутності руху повітря. [2, 12]. Підвищення кімнатної температури на 1°C призводить до підвищення температури рогівки на 0,15°C - 0,2°C. [46]. ТПО знижується при зниженні навколишньої температури та збільшенні швидкості руху повітря. [2, 47]. Зміна відносної вологості повітря має слабкий вплив на температуру зовнішньої поверхні рогівки. [48].

На ТПО також впливає стан слізної плівки. [39, 45, 46, 49-52]. Так, за даними ряду авторів температура поверхні рогівки осіб із синдромом сухого ока нижча, ніж у здорових людей. [39,49,52]. Швидкість охолодження поверхні ока вище в осіб із синдромом сухого

Таблиця 1. Результати вимірювань температури центральної області рогівки у здорових осіб за даними різних авторів

Автори	Рік	Вимірювальний пристрій	Температура повітря, °C±SD	Температура рогівки, °C±SD
Mapstone R. ¹²	1968	Болометр	24,0	35,1
Horven I. ³⁰	1975	Термістор	21,5-24,5	33,7
Alio J, Padron M. ³¹	1982	ІЧ термометр	21,0	32,9±0,6
Martin DK, Fatt I. ³²	1986	Термістор	19,8±2,0	34,5±1,0
Koçak I, Orgül S, et al. ³³	1999	ІЧ термометр	22,5±1,4	33,5±0,5
Morgan PB, Soh MP, et al. ³⁴	1999	ІЧ термограф	22,0	31,99
Craig JP, et al. ³⁵	2000	ІЧ термограф	23,1±2,3	33,82±0,36
Purslow C, Wolffsohn J. ¹³	2007	ІЧ термограф	21,0±0,6	36,14±1,11
Tan L, Cai ZQ, et al. ³⁶	2009	ІЧ термограф	25,1±0,3	34,7±0,5
Kamao T., et al. ³⁷	2011	ІЧ термограф	26,5±1,5	34,58±0,75
Sodi A, Matteoli S, et al. ³⁸	2014	ІЧ термограф	20,8±2,7	34,64±0,84
Abreau K., C. Callan, et al. ³⁹	2016	ІЧ термограф	24,0	35,11±0,64
Anatychuk, L., et al. ⁴⁰	2019	Термопара	21,3±0,8	34,6±0,7
Matteoli S, et al. ⁴¹	2020	ІЧ термограф	24,6±2,1	35,0±0,5 (ч) 34,9±0,5 (ж)
Chandrasekar B, et al. ⁴²	2021	ІЧ термограф	25,0	34,8±0,7

Примітка: ч – чоловіки, ж – жінки. При порівнянні температури поверхні ока чоловіків та жінок без урахування впливу віку на температуру відмінностей не виявлено ($p > 0,093$).⁴¹

ока, ніж у здорових людей [37, 39, 46]. Переважаючі чинники, що лежать в основі патогенезу синдрому сухого ока, можуть впливати на ТПО та її динаміку. [39, 49, 52].

Повіки, безумовно, впливають на ТПО. Встановлено, що моргання викликає динамічні зміни ТПО. [12, 13]. При морганні відновлюється слізна плівка, а поверхня ока контактує з добре васкуляризованою кон'юнктивою повік. Безпосередньо після моргання ТПО наближається до температури тіла. [13]. Коли око відкрите, відбувається зниження температури центральної частини рогівки. Середнє зниження становить $0,24^{\circ}\text{C}$ у здорових осіб протягом першої секунди після відкриття ока. Потім спостерігається повільніше зниження температури рогівки. [53].

Носіння контактних лінз поєднується з підвищенням температури поверхні рогівки під лінзою. [32, 45]. Найбільший вплив на рівень підвищення температури рогівки має матеріал, з якого виготовлена лінза.

Розширення зіниць призводить до підвищення ТПО. Так, у здорових осіб після розширення зіниць спостерігається підвищення температури рогівки в середньому на $0,82^{\circ}\text{C}$. [42]. При розширенні зіниць зростає також густина ТП на поверхні ока. [24]. Ймовірно, райдужна оболонка через слабкий кровоток і нижчу температуру водянистої вологи передньої камери, частково блокує відтік тепла від судинної оболонки із заднього відділу ока. [14].

Повідомляється про відсутність значних відмінностей у температурі поверхні правого та лівого ока як у тварин, так і у здорових осіб. [30, 33, 41, 42, 54, 55]. Було виявлено, що у 95% здорових людей різниця температур парних очей не перевищує $0,62^{\circ}\text{C}$. [34].

У тварин та людини існує кореляція між ТПО та температурою тіла. Повідомляється, що підвищення температури тіла на 1°C призводить до підвищення ТПО на $0,98^{\circ}\text{C}$. [49]. При цьому температура поверхні рогівки нижча за температуру тіла. [45, 54]. За даними Koçak I. зі співавторами, температура рогівки значно змінюється протягом дня. Так, показники температури рогівки в ранкові години нижчі, ніж у денні [33]. Відомо, що температура тіла людини також має циркадний ритм із коливаннями $0,8-1^{\circ}\text{C}$ між нічним мінімумом та денним максимумом. [56, 57].

ТПО у здорових людей знижується із віком. [31]. Температура поверхні рогівки знижується на $0,01^{\circ}\text{C}$ на рік протягом усього життя, хоча швидкість зміни збільшується у осіб старше середнього віку. [58]. Так, було відзначено середнє зниження температури приблизно на 1°C у центрі рогівки при порівнянні молодих здорових людей (21–30 років) та осіб старшого віку (51–60 років). [42]. У здорових осіб густина ТП на поверхні ока також зменшується з віком. [40]. Це, очевидно, пов'язано з віковими атрофічними змінами судинної оболонки і зниженням кровонаповнення судинного тракту ока. [59]. Було встановлено, що густина ТП ока змінюється залежно від кровонаповнення судинної оболонки та її товщини. [40, 60].

Повідомляється також про нижчі показники ТПО у пацієнтів з віковою дегенерацією макули, ніж у здорових осіб тієї ж вікової групи [38]. Очевидно, що ці спостереження можуть бути пов'язані зі зменшенням товщини судинної оболонки у цих хворих. [61].

У пацієнтів з діабетичною ретинопатією (ДР) Chandrasekar B. із співавторами зареєстрували нижчу ТПО порівняно зі здоровими особами. [42]. Нами раніше було зареєстровано меншу густину ТП очей із проліферативною стадією ДР порівняно з непроліферативною стадією [62], що може бути наслідком більш глибоких змін кровообігу в очах з проліферативною ДР. Отримані результати узгоджуються з даними літератури в тому, що товщина хоріоїдеї очей з проліферативною ДР менша проти непроліферативної стадії. [63]. В той же час ми не спостерігали, що ТПО значуще відрізняється залежно від стадії ДР [62], що свідчить про доцільність здійснювати вимірювання густини ТП разом з ТПО для вичерпної оцінки теплообміну ока.

Відомо про вплив ретробульбарної гемодинаміки на ТПО. [64, 65]. Morgan P. B. із співавторами у пацієнтів зі стенозом каротидних артерій визначили нижчу температуру поверхні рогівки на боці ушкодження. [66]. Sodi A.A. з колегами у хворих з ішемічною формою оклюзії центральної вени сітківки зареєстрували нижчу температуру поверхні рогівки, ніж у хворих з неішемічною формою. [67]. Таким чином, недостатнє кровопостачання ока може призводити до зниження температури його поверхні.

Запалення, як відомо, впливає на кровообіг та метаболізм та веде до порушення терморегуляції. [68]. Efron N. із співавторами показали прямий зв'язок між гіперемією кон'юнктиви та підвищенням її температури. [69]. Є ряд повідомлень про те, що запальні захворювання ока зазвичай характеризуються підвищенням температури його поверхні. [34, 70-72].

У пацієнтів з відкритокутовою глаукомою було виявлено нижчу температуру рогівки проти здорових людей. [65]. García-Porta N. зі співавторами також повідомляли про нижчу температуру рогівки та вищу швидкість її охолодження у пацієнтів з глаукомою, ніж у здорових людей. Автори припустили вплив на ТПО, не лише змін у кровопостачанні ока у пацієнтів із глаукомою, а й стану слізної плівки. [53]. З іншого боку, Leshno A. із співавторами показали, що ТПО з глаукомою при компенсованому внутрішньоочному тиску (ВОТ) вище порівняно зі здоровими очима. Автори припустили, що отримані результати зумовлені наявністю активного слабовираженого запалення в очах із глаукомою. [73].

У хворих на вторинну глаукому на фоні ДР та високого ВОТ були виявлені нижчі показники ТПО та густини ТП, порівняно з парними очима без глаукоми. Можна припустити, що обмеження гемодинаміки ока та гальмування метаболічних процесів через високий ВОТ є причиною зменшення показників теплообміну ока. При цьому, активне запалення, що було у всіх

випадках, не справляло вирішального впливу на тепловіддачу ока. [74, 75]. Після зниження ВОТ у цих хворих було виявлено збільшення тепловиділення на поверхні рогівки. [75]. Раніше в експерименті також було продемонстровано, що підвищення ВОТ може призводити до зниження перфузійного тиску та зниження ТПО. [76].

Застосування деяких очних крапель для зниження ВОТ у хворих глаукомою також може призводити до зниження ТПО. [77]. Це, очевидно, обумовлено впливом крапель на кровообіг у передньому відділі ока. Так, раніше повідомлялося, що використання судинозвужуючих та судинорозширюючих препаратів може впливати на ТПО за даними термографії. [78].

Відомо, що після офтальмохірургії нерідко спостерігається підвищення ТПО. Так, підвищення температури зовнішньої поверхні рогівки відзначалося після хірургії глаукоми [79], катаракти [80], після вітреоретинальної хірургії [81]. Це, ймовірно, обумовлено запальною реакцією у тканинах ока у післяопераційному періоді.

Моніторинг ТПО можна успішно застосувати у процесі кріохірургії епібульбарних пухлин. Так, є дані про використання ІЧ термографії в реальному часі для визначення індивідуальної експозиції кріовпливу, що не призводить до надмірного охолодження навколишніх структур, зокрема циліарного тіла та рогівки. [82]. Моніторинг температури поверхні рогівки може бути застосований для оцінки нагрівання рогівки під час рефракційної хірургії з використанням ексимерного лазера. [83-85]. ІЧ термографія може бути корисною для спостереження за пацієнтами, які перенесли трансплантацію рогівки, і раннього виявлення відторгнення трансплантату [86], а також для контролю функції фільтраційної подушки у пацієнтів з глаукомою після хірургії [23].

Внутрішньоочна температура

Спроби вивчити показники внутрішньоочної температури в експерименті здійснювалися досить давно. Schwartz B. та Feller M. виявили, що між зовнішньою поверхнею рогівки та сітківкою очей кроликів існує

різниця температур близько 5°C. Автори не зафіксували значних відмінностей у внутрішньоочних температурних показниках правого та лівого ока тварин. [26]. Мау D. із співавторами підтвердили існування внутрішньоочного температурного градієнта у кролика. [87]. Повідомлялося про вплив температури навколишнього середовища на показники внутрішньоочної температури у експериментальних тварин. [88, 89].

У літературі є відомості про показники внутрішньоочної температури, виміряні на початковому етапі офтальмологічних хірургічних втручань у людини. Дані різних авторів представлені у таблиці 2.

Ці роботи підтверджують наявність температурного градієнта в оці людини. Так, температура в передній камері ока істотно нижча за температуру у вітреальній порожнині, що може бути пов'язано: з віддачею частини тепла в навколишнє середовище; з частковим поглинанням райдужною оболонкою тепла, що генерується переважно в задньому відділі ока; з меншою теплопровідністю кришталика порівняно з оточуючими тканинами, що перешкоджає значному перетоку тепла із задніх відділів ока у передні. [14, 94].

Дослідження з використанням внутрішньоочних датчиків, імплантованих у процесі катарактальної хірургії, показало, що для внутрішньоочної температури людини характерні певні коливання. Існує певна закономірність коливань внутрішньоочної температури протягом тижня та чіткі сезонні її коливання. [29].

Значні коливання внутрішньоочної температури відбуваються у процесі вітреоретинальної хірургії. Для стандартної вітректомії використовують іригаційні розчини, температура яких значно нижча за температуру внутрішньоочних середовищ. Як правило, температура іригаційної рідини відповідає температурі повітря в операційній. Внаслідок цього під час вітректомії на етапі іригації відбувається неконтрольоване зниження температури внутрішньоочного вмісту та сітківки. [27]. Динаміка показників внутрішньоочної температури в процесі вітреоретинальної хірургії, за даними різних авторів, продемонстрована в таблиці 3.

Таблиця 2. Результати інтраопераційних вимірювань внутрішньоочної температури пацієнтів на початковому етапі вітреоретинальної хірургії

Автори	Рік	Температура в передній камері ока, °C±SD	Температура в середній частині скловидного тіла, °C±SD	Температура в задньому полюсі ока, °C±SD	Кімнатна температура, °C
Horiguchi M, Miyake Y. ⁹⁰	1991	-	34,0-35,0	-	25,0
Landers M.B., et al. ⁹¹	2012	-	33,9	34,8 - 35,2*	22,4
Romano M. R., et al. ⁹²	2013	23,6±1,8	33,6±1,4	-	20,0-22,0
Iguchi Y., et al. ²⁸	2014	-	33,0±1,3	-	26,4
Nazaretian RE., et al. ²⁷	2018	-	33,9±0,4	34,2±0,36**	24,5
Shinoda, K., et al. ⁹³	2022	30,1±1,7	33,8±0,95	34,7±0,95***	25,0

Примітка: * - Температура різних ділянок сітківки; ** - температура в задньому відділі скловидного тіла в ділянці фовеа; *** - температура у задньому відділі скловидного тіла безпосередньо в ділянці диску зорового нерва.

Таблиця 3. Динаміка внутрішньоочної температури у пацієнтів з вітреоретинальною патологією до та після вітректомії

Автори	Рік	Температура іригаційної рідини, °C±SD	Температура в середній частині скловидного тіла	
			до вітректомії, °C±SD	після вітректомії, °C±SD
Horiguchi M, Miyake Y. ⁹⁰	1991	25,0	34,0-35,0	27,0-28,0
Landers M.B., et al. ⁹¹	2012	22,4	33,9	24,9
Romano M. R., et al. ⁹²	2013	20,0-22,0	33,6	24,8
Iguchi Y., et al. ²⁸	2014	26,4±0,8	33,0±1,3	30,7±1,7
Nazaretian RE., et al. ²⁷	2018	24,5±0,5	33,9±0,4	30,3±0,4
Shinoda, K., et al. ⁹³	2022	25,0	33,8±0,95	29,6±2,0

Таким чином, вітреоретинальні операції проводяться в умовах штучної неконтрольованої локальної гіпотермії ока. При цьому рівень гіпотермії залежить від температури іригаційної рідини. Після припинення іригації відбувається швидке неконтрольоване підвищення температури вмісту вітреальної порожнини. [81, 95]. Вплив таких коливань температури та супутніх судинних реакцій у тканинах очного яблука повністю не вивчений та потребує подальшого дослідження.

Математичне моделювання внутрішньоочних теплових процесів

У біологічних системах, які не піддаються прямому дослідженню, таких як людське око, математичне моделювання може бути використане як альтернативний метод оцінки внутрішньоочної температури. Математичне моделювання є найкращим інструментом для прогнозування внутрішньоочних теплових процесів під впливом різних медичних технік, що застосовуються в клінічній офтальмології та змінюють теплову рівновагу.

Одні з перших теоретичних моделей перенесення тепла в очах тварин і людини були розроблені для вивчення теплової дії мікрохвильового випромінювання на структури ока. Ці дослідження були підкріплені експериментальними вимірами теплових внутрішньоочних процесів в умовах гіпертермії та визначенням теплових характеристик деяких внутрішньоочних структур. [14, 96, 97]. Legendijk J.J. було розроблено математичну модель ока з урахуванням внутрішньоочного кровотоку та визначено коефіцієнти теплопередачі для ока кролика. Експериментальним шляхом було визначено теплопровідність та питома теплоємність кришталика очей кролика. [98]. Отримані коефіцієнти теплопередачі було використано іншими авторами у своїх роботах. Scott J.A., використовуючи метод кінцевих елементів для моделювання перенесення тепла в оці людини, оцінила внутрішньоочний розподіл температур та вплив різних факторів на цей розподіл. Автором було проаналізовано вплив температури навколишнього середовища, температури тіла, кровообігу в хоріоїдеї, а також випаровування та конвекції на поверхні рогівки на внутрішньоочну температуру. Було встановлено вплив теплопровідності

кришталика на розподіл температур у передньому відділі ока. [94]. Моделювання впливу кровотоку на розподіл температури в оці та орбіті людини також представили інші автори. [99]. Ng E.Y.K. та Ooi E.H. розробили двовимірну та тривимірну теплові моделі людського ока на основі методу кінцевих елементів, для імітації внутрішньоочного температурного розподілу в стаціонарних умовах, та провели порівняльне дослідження двох наявних моделей. Автори порівнювали результати моделювання з експериментальними та розрахунковими даними, отриманими у попередніх дослідженнях. Результати аналізу показали, що домінуючими параметрами, які впливають на температуру поверхні ока, є температура крові, температура навколишнього середовища та швидкість випаровування. Також автори оцінили вплив гідродинаміки водянистої вологи на теплопередачу у людському оці. [100-102]. Rafiq A. та Khanday M.A. основними факторами, що впливають на розподіл температури в оці, вважають перфузію крові, температуру навколишнього середовища та випаровування сльози. [103]. Gokul K.C. із співавторами розробили кінцево-елементну модель ока людини та імітували розподіл внутрішньоочної температури при відкритті та закриванні повік. Було показано, що кровообіг у тканинах повік збільшує температуру зовнішньої поверхні ока, коли повіки закриті, а також допомагає підтримувати постійну температуру ока. [104].

В даний час математичне моделювання успішно застосовується для прогнозування теплових явищ у тканинах ока в процесі різних медичних процедур: лазерного впливу на тканини сітківки, рогівки, циліарного тіла [105-108], кріохірургії епібульбарних пухлин [82], імплантації внутрішньоочних електронних пристроїв [109, 110].

Заключення

Таким чином, питання розподілу температури та закономірності процесів теплообміну в оці людини все ще залишаються недостатньо вивченими, незважаючи на значну кількість проведених раніше досліджень. Для подальшого всебічного вивчення особливостей теплообміну ока недостатньо лише температурних вимірювань. Потрібно більш активно застосовувати сучасні методи реєстрації теплового потоку,

а також математичне моделювання теплових процесів. Спільне використання сучасних засобів вимірювання температури та густини теплового потоку дозволить отримати вагому інформацію про характер процесів тепловиділення з поверхні ока в залежності від стану його кровонаповнення, рівня внутрішньоочного тиску, стадії патологічного процесу, а також в динаміці лікування. Це, в свою чергу, розширить наші знання у галузі фізіології ока, а також дозволить використовувати отримані дані для створення нових ефективних методів діагностики та лікування офтальмологічних захворювань.

Література

1. Guyton AC, Hall JE. Textbook of Medical Physiology. 11th ed. Amsterdam: Elsevier Saunders; 2006. 890 p.
2. Freeman RD, Fatt I. Environmental influences on ocular temperature. *Invest Ophthalmol.* 1973;12(8):596-602.
3. Mayer SA, Sessler VA. Therapeutic Hypothermia. New York: Marcel Dekker; 2005. 402 p.
4. Kiyatkin EA. Brain temperature and its role in physiology and pathophysiology: Lessons from 20 years of thermorecording. *Temperature (Austin).* 2019;6(4):271-333.
5. Tsariov A. Target temperature management in clinical practice of intensive care for critical states. *Emergency Medicine.* 2014;7(62):186-191.
6. Avetisov SE, Novikov IA, Lutsevich EE, Reyn ES. Use of infrared thermography in ophthalmology. *Vestn Oftalmol.* 2017;133(6):99-105.
7. Martin DK, Fatt I. The presence of a contact lens induces a very small increase in the anterior corneal surface temperature. *Acta Ophthalmol (Copenh).* 1986;64(5):512-518.
8. Kudinov VA, Kartashov EM, Stefanyuk EV. Technical thermodynamics and heat transfer. Textbook for Academic Baccalaureate. Moscow: Yurait; 2019. 454 p.
9. Savvin VN, Korotkova OL, Shishkin GP. The use of thermodynamic approaches in assessing the state of a living system. *Vyatka Medical Bulletin.* 2017; 2:40-44.
10. Lucia U. Bioengineering thermodynamics of biological cells. *Theor Biol Med Model.* 2015;12:29.
11. Grischenko TG, Dekusha LV, Vorobiov LY. Heat flow measuring: theory, metrology, practice. Book 1. Methods and means of heat flow measuring. Kiev: Institute of Engineering Thermophysics of NASU; 2017. 438 p.
12. Mapstone R. Determinants of corneal temperature. *Br J Ophthalmol.* 1968;52(10):729-41.
13. Purslow C, Wolffsohn J. The relation between physical properties of the anterior eye and ocular surface temperature. *Optom Vis Sci.* 2007;84(3):197-201.
14. Emery AF, Kramar P, Guy AW, Lin, JC. Microwave induced temperature rises in rabbit eyes in cataract research. *J Heat Transfer.* 1975;97(1):123-128.
15. Holmberg A. The temperature of the eye during the application of hot packs, and after milk injections. *Acta Ophthalmol (Copenh).* 1952;30(4):348-364.
16. Zeiss E. Über Wärmestahlungsmessungen an der lebenden menschlichen Hornhaut. *Arch Augenheilkd.* 1930;102:523-550.
17. Mapstone R. Measurement of corneal temperature. *Exp Eye Res.* 1968;7(2):237-43.
18. Purslow C, Wolffsohn JS. Ocular surface temperature: a review. *Eye Contact Lens.* 2005;31(3):117-123.
19. Buiko AS, Tsykalo AL, Terenteva LS. Liquid crystal thermography in oncoophthalmology. *J Ophthalmol (Ukraine).* 1977;2:110-114.
20. Guo S, Wu K, Li C, Wang H, Sun Z, Xi D, Zhang S et al. Integrated contact lens sensor system based on multifunctional ultrathin MoS₂ transistors. *Matter.* 2021;4(3):969-985.
21. Moreddu R, Elsherif M, Butt H, Vigolo D, Yetisen AK. Contact lenses for continuous corneal temperature monitoring. *RSC Adv.* 2019;9(20):11433-11442.
22. Chang TC, Hsiao YL, Liao SL. Application of digital infrared thermal imaging in determining inflammatory state and follow-up effect of methylprednisolone pulse therapy in patients with Graves' ophthalmopathy. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2008;246(1):45-9.
23. Kawasaki S, Mizoue S, Yamaguchi M, Shiraishi A, Zheng X, Hayashi Y, et al. Evaluation of filtering bleb function by thermography. *Br J Ophthalmol.* 2009;93(10):1331-6.
24. Wang C, Jiao H, Anatychuk L, Pasyechnikova N, Naumenko V, Zadorozhnyy O, et al. Development of a Temperature and Heat Flux Measurement System Based on Microcontroller and its Application in Ophthalmology. *Measurement Science Review.* 2022;22(2):73-79.
25. Anatychuk L, Pasyechnikova N, Zadorozhnyy O, Nazaretian R, Myrnenko V, Kobylanskyi R et al. Original device and approaches to the study of temperature distribution in various eye segments (experimental study). *J Ophthalmol (Ukraine).* 2015;6:50-53.
26. Schwartz B, Feller MR. Temperature gradients in the rabbit eye. *Invest Ophthalmol.* 1962;1:513-21.
27. Nazaretian RE, Zadorozhnyy OS, Umanets NN, Naumenko VA, Pasyechnikova NV, Shafranskii VV. Intraocular temperature changes during vitrectomy procedure. *J Ophthalmol (Ukraine).* 2018;6:30-4.
28. Iguchi Y, Asami T, Ueno S, Ushida H, Maruko R, Oiwa K, Terasaki H. Changes in vitreous temperature during intravitreal surgery. *Invest Ophthalmol.* 2014;55(4):2344-9.
29. Mansouri K, Gillmann K, Rao HL, Szurman P, Weinreb RN; ARGOS-2 Study Group. Measurement of intraocular temperature in glaucoma: week-day and seasonal fluctuations. *Br J Ophthalmol.* 2022;bjophthalmol-2021-320495.
30. Horven I. Corneal temperature in normal subjects and arterial occlusive disease. *Acta Ophthalmol (Copenh).* 1975;53(6):863-874.
31. Alio J, Padron M. Influence of age on the temperature of the anterior segment of the eye: measurements by infrared thermometry. *Ophthalmic Res.* 1982;14:153-159.
32. Martin DK, Fatt I. The presence of a contact lens induces a very small increase in the anterior corneal surface temperature. *Acta Ophthalmol (Copenh).* 1986;64(5):512-518.
33. Koçak I, Orgül S, Flammer J. Variability in the measurement of corneal temperature using a noncontact infrared thermometer. *Ophthalmologica.* 1999;213(6):345-349.
34. Morgan PB, Soh MP, Efron N, Tullo AB. Potential Applications of Ocular Thermography. *Optom Vis Sci.* 1993;70(7):568-76.
35. Craig JP, Singh I, Tomlinson A, Morgan PB, Efron N. The role of tear physiology in ocular surface temperature. *Eye (Lond).* 2000;14(4):635-641.
36. Tan L, Cai ZQ, Lai NS. Accuracy and sensitivity of the dynamic ocular thermography and inter-subjects ocular

- surface temperature (OST) in Chinese young adults. *Cont Lens Anterior Eye*. 2009;32(2):78-83.
37. **Kamao T, Yamaguchi M, Kawasaki S, Mizoue S, Shiraishi A, Ohashi Y.** Screening for dry eye with newly developed ocular surface thermographer. *Am J Ophthalmol*. 2011;151(5):782-791.e1.
 38. **Sodi A, Matteoli S, Giacomelli G, Finocchio L, Corvi A, Menchini U.** Ocular surface temperature in age-related macular degeneration. *J Ophthalmol*. 2014;2014:281010.
 39. **Abreau K, Callan C, Kottaiyan R, Zhang A, Yoon G, Aquavella JV, Zavislan J, Hindman HB.** Temperatures of the ocular surface, lid, and periorbital regions of sjögren's, evaporative, and aqueous-deficient dry eyes relative to normals. *Ocul Surf*. 2016;14(1):64-73.
 40. **Anatychuk LI, Pasychnikova NV, Naumenko VA, Zadorozhnyy OS, Gavrilyuk MV, Kobylanskyi RR.** A thermoelectric device for ophthalmic heat flux density measurements: results of piloting in healthy individuals. *J Ophthalmol (Ukraine)*. 2019; 3:45-51.
 41. **Matteoli S, Vannetti F, Sodi A, Corvi A.** Infrared thermographic investigation on the ocular surface temperature of normal subjects. *Physiol Meas*. 2020;41(4):045003.
 42. **Chandrasekar B, Rao AP, Murugesan M, Subramanian S, Sharath D, Manoharan U, et al.** Ocular surface temperature measurement in diabetic retinopathy. *Exp Eye Res*. 2021; 211:108749.
 43. **Mapstone R.** Ocular thermography. *Br J Ophthalmol*. 1970;54(11):751-4.
 44. **Haber-Olguin A, Polania-Baron EJ, Trujillo-Trujillo F, Graue Hernandez EO.** Thermographic behaviour of the cornea during treatment with two excimer laser platforms. *Transl Vis Sci Technol*. 2021;10(9):27.
 45. **Purslow C, Wolffsohn JS, Santodomingo-Rubido J.** The effect of contact lens wear on dynamic ocular surface temperature. *Cont Lens Anterior Eye*. 2005;28(1):29-36.
 46. **Tan JH, Ng EYK, Acharya UR, Chee C.** Infrared thermography on ocular surface temperature: A review. *Infrared Phys Techn*. 2009;52:97-108.
 47. **Rysä P, Sarvaranta J.** Corneal temperature in man and rabbit. Observations made using an infra-red camera and a cold chamber. *Acta Ophthalmol (Copenh)*. 1974;52(6):810-6.
 48. **Petznick A, Tan JH, Boo SK, Lee SY, Acharya UR, Tong L.** Repeatability of a new method for measuring tear evaporation rates. *Optom Vis Sci*. 2013;90(4):366-371.
 49. **Shah AM, Galor A.** Impact of Ocular Surface Temperature on Tear Characteristics: Current Insights. *Clin Optom (Auckl)*. 2021;13:51-62.
 50. **Morgan PB, Tullo A, Efron N.** Infrared thermography of the tear film in dry eye. *Eye (Lond)*. 1995;9:615-618.
 51. **Tan LL, Sanjay S, Morgan PB.** Screening for dry eye disease using infrared ocular thermography. *Cont Lens Anterior Eye*. 2016;39(6):442-449.
 52. **Matteoli S, Favuzza E, Mazzantini L, Aragona P, Cappelli S, Corvi A, et al.** Ocular surface temperature in patients with evaporative and aqueous-deficient dry eyes: a thermographic approach. *Physiol Meas*. 2017;38(8):1503-1512.
 53. **García-Porta N, Gantes-Nuñez FJ, Tabernero J, Pardhan S.** Characterization of the ocular surface temperature dynamics in glaucoma subjects using long-wave infrared thermal imaging. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. 2019;36(6):1015-1021.
 54. **Giannetto C, Di Pietro S, Falcone A, Pennisi M, Giudice E, Piccione G, Acri G.** Thermographic ocular temperature correlated with rectal temperature in cats. *J Therm Biol*. 2021;102:103104.
 55. **Dorokhova O, Zborovska O, Meng G, Zadorozhnyy O.** Temperature of the ocular surface in the projection of the ciliary body in rabbits. *J Ophthalmol (Ukraine)*. 2020;2(493):65-69.
 56. **Refinetti R.** Circadian rhythmicity of body temperature and metabolism. *Temperature*. 2020;7(4):321-362.
 57. **Baker FC, Waner JI, Vieira EF, Taylor SR, Driver HS, Mitchell D.** Sleep and 24 hour body temperatures: a comparison in young men, naturally cycling women and women taking hormonal contraceptives. *J Physiol*. 2001;530(3):565-574.
 58. **Morgan PB, Soh MP, Efron N.** Corneal surface temperature decreases with age. *Cont Lens Anterior Eye*. 1999;22(1):11-13.
 59. **Spaide RF.** Age-related choroidal atrophy. *Am J Ophthalmol*. 2009;147(5):801-10.
 60. **Anatychuk L, Pasychnikova N, Naumenko V, Kobylanskyi R, Zadorozhnyy O.** Temperature and heat flux density of the eye surface in healthy individuals with different subfoveal thickness of the choroid. *Acta Ophthalmol*. 2022;100: S267.
 61. **Sigler EJ, Randolph JC.** Comparison of macular choroidal thickness among patients older than age 65 with early atrophic age-related macular degeneration and normals. *Invest Ophthalmol*. 2013;54(9):6307-13.
 62. **Anatychuk LI, Pasychnikova NV, Naumenko VA, Zadorozhnyy OS, Hramenko NI, Kobylanskyi RR.** Temperature of and heat flux density from the external ocular surface in diabetic retinopathy patients: a pilot study. *J Ophthalmol (Ukraine)*. 2019;6:3-6.
 63. **Sudhalkar A, Chhablani JK, Venkata A, Raman R, Rao PS, Jonnadula GB.** Choroidal thickness in diabetic patients of Indian ethnicity. *Indian J Ophthalmol*. 2015;63(12):912-6.
 64. **Gugleta K, Orgül S, Flammer J.** Is corneal temperature correlated with blood-flow velocity in the ophthalmic artery? *Curr Eye Res*. 1999;19(6):496-501.
 65. **Galassi F, Giambene B, Corvi A, Falaschi G.** Evaluation of ocular surface temperature and retrobulbar haemodynamics by infrared thermography and colour Doppler imaging in patients with glaucoma. *Br. J. Ophthalmol*. 2007;91:878-881.
 66. **Morgan PB, Smyth JV, Tullo AB, Efron N.** Ocular temperature in carotid artery stenosis. *Optom Vis Sci*. 1999; 76(12): 850-4.
 67. **Sodi A, Giambene B, Falaschi G, Caputo R, Innocenti B, Corvi A, Menchini U.** Ocular surface temperature in central retinal vein occlusion: preliminary data. *Eur J Ophthalmol*. 2007; 17(5): 755-9.
 68. **Blomqvist A, Engblom D.** Neural mechanisms of inflammation-induced fever. *Neuroscientist*. 2018;24(4):381-399.
 69. **Efron N, Brennan NA, Hore J, Rieper K.** Temperature of the hyperemic bulbar conjunctiva. *Curr Eye Res*. 1988; 7(6): 615-618.
 70. **Klamann MK, Maier AK, Gonnermann J, Klein JP, Bertelmann E, Pleyer U.** Ocular surface temperature gradient is increased in eyes with bacterial corneal ulcers. *Ophthalmic Res*. 2013; 49(1): 52-6.

71. **Mapstone R.** Corneal thermal patterns in anterior uveitis. *Br J Ophthalmol.* 1968;52(12):917-921.
72. **Kawali AA.** Thermography in ocular inflammation. *Indian J Radiol Imaging.* 2013;23(3):281-3.
73. **Leshno A, Stern O, Barkana Y, Kapelushnik N, Singer R, Prat DL, et al.** Ocular surface temperature differences in glaucoma. *Eur J Ophthalmol.* 2022;32(3):1518-1524.
74. **Zadorozhnyy OS, Guzun OV, Bratishko AIu, Kustrin TB, Nasinnik IO, Korol AR.** Infrared thermography of external ocular surface in patients with absolute glaucoma in transscleral cyclophotocoagulation: a pilot study. *J Ophthalmol (Ukraine).* 2018;2:23-28.
75. **Zadorozhnyy OS, Guzun OV, Kustrin TB, Korol AR, Naumenko VA, Pasychnikova NV.** Ocular heat exchange indices in terminal neovascular glaucoma patients with proliferative diabetic retinopathy. *J Ophthalmol (Ukraine).* 2020;1:10-13.
76. **Auker CR, Parver LM, Doyle T, Carpenter DO.** Choroidal blood flow. I. Ocular tissue temperature as a measure of flow. *Arch Ophthalmol.* 1982;100(8):1323-6.
77. **Konieczka K, Koch S, Hauenstein D, Chackathayil TN, Binggeli T, Schoetza A, Flammer J.** Effects of the Glaucoma Drugs Latanoprost and Brimonidine on Corneal Temperature. *Transl Vis Sci Technol.* 2019;8(3):47.
78. **Merté HJ, Schubert E.** Thermographische Untersuchungen. *Albrecht von Graefes Arch Klin Ophthalmol.* 1971;183:47-52.
79. **Galassi F, Giambene B, Corvi A, Falaschi G, Menchini U.** Retrobulbar hemodynamics and corneal surface temperature in glaucoma surgery. *Int Ophthalmol.* 2008;28(6):399-405.
80. **Fujishima H, Toda I, Yagi Y, Tsubota K.** Quantitative evaluation of postsurgical inflammation by infrared radiation thermometer and laser flare-cell meter. *J Cataract Refract Surg.* 1994;20(4):451-4.
81. **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..
82. **Zadorozhnyy OS, Savin NV, Buiko AS.** Improving the technique for controlled cryogenic destruction of conjunctival tumors located in the projection of the ciliary body onto the sclera: A preliminary report. *J Ophthalmol (Ukraine).* 2018; 5:60-65.
83. **Betney S, Morgan PB, Doyle SJ, Efron N.** Corneal temperature changes during photorefractive keratectomy. *Cornea.* 1997; 16(2):158-61.
84. **Maldonado-Codina C, Morgan PB, Efron N.** Thermal consequences of photorefractive keratectomy. *Cornea.* 2001; 20(5): 509-515.
85. **Haber-Olguin A, Polania-Baron EJ, Trujillo-Trujillo F, Graue Hernandez EO.** Thermographic Behavior of the Cornea During Treatment With Two Excimer Laser Platforms. *Transl Vis Sci Technol.* 2021;10(9):27.
86. **Sniegowski MC, Erlanger M, Olson J.** Thermal imaging of corneal transplant rejection. *Int Ophthalmol.* 2018;38(6):2335-2339.
87. **May DR, Freedland RJ, Charles S, Wang C, Bakos J.** Ocular hypothermia: anterior chamber perfusion. *Br J Ophthalmol.* 1983;67(12):808-13.
88. **Schwartz B.** Environmental temperature and the ocular temperature gradient. *Arch Ophthalmol.* 1965;74:237-43.
89. **Anatychuk L, Pasychnikova N, Zadorozhnyy O, Kobylanskyi R, Nazaretyan R, Myrnenko V.** Experimental study of intraocular temperature distribution in the rabbit under various environmental conditions. *Acta Ophthalmol.* 2016; 94: S256.
90. **Horiguchi M, Miyake Y.** Effect of temperature on electroretinograph readings during closed vitrectomy in humans. *Arch Ophthalmol.* 1991;109(8):1127-1129.
91. **Landers MB 3rd, Watson JS, Ulrich JN, Quiroz-Mercado H.** Determination of retinal and vitreous temperature in vitrectomy. *Retina.* 2012;32(1):172-6.
92. **Romano MR, Vallejo-Garcia JL, Romano V, Angi M, Vinciguerra P, Costagliola C.** Thermodynamics of vitreoretinal surgery. *Curr Eye Res.* 2013;38(3):371-4.
93. **Shinoda K, Matsumoto SC, Yagura K, Terauchi G, Shoji T, Yoshikawa Y, Igawa Y, Mizota A, Miyake Y.** Intraocular Temperature Distribution in Eyes Undergoing Different Types of Surgical Procedures during Vitreous Surgery. *J Clin Med.* 2022;11(7):2053.
94. **Scott JA.** A finite element model of heat transport in the human eye. *Phys Med Biol.* 1988;33(2):227-41.
95. **Buck B, Lopezcarasa G, Kon Jara VA, Mwanza J, Landers M.** Retinal and intravitreal temperature during vitreous surgery. *Invest Ophthalmol.* 2014;55(13):1932.
96. **Tafove A, Brodwin ME.** Computation of the electromagnetic fields and induced temperatures within a model of the microwave-irradiated human eye. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques.* 1975;23(11):888-896.
97. **Neelakantaswamy PS, Ramakrishnan KP.** Microwave-induced hazardous nonlinear thermoelastic vibrations of the ocular lens in the human eye. *Journal of Biomechanics.* 1979;12(3):205-210.
98. **Legendijk JJ.** A mathematical model to calculate temperature distributions in human and rabbit eyes during hyperthermic treatment. *Phys Med Biol.* 1982;27(11):1301-11.
99. **Flyckt VM, Raaymakers BW, Legendijk JJ.** Modelling the impact of blood flow on the temperature distribution in the human eye and the orbit: fixed heat transfer coefficients versus the Pennes bioheat model versus discrete blood vessels. *Phys Med Biol.* 2006;51(19):5007-5021.
100. **Ng EY, Ooi EH.** FEM simulation of the eye structure with bio-heat analysis. *Comput Methods Programs Biomed.* 2006;82(3):268-76.
101. **Ng EY, Ooi EH, Archarya UR.** A comparative study between the two-dimensional and three-dimensional human eye models. *Math. Comput Model.* 2008;48:712-720.
102. **Ooi EH, Ng EY.** Simulation of aqueous humor hydrodynamics in human eye heat transfer. *Comput Biol Med.* 2008;38(2):252-62.
103. **Rafiq A, Khanday MA.** Thermal behavior of human eye in relation with change in blood perfusion, porosity, evaporation and ambient temperature. *J Therm Biol.* 2016;62:138-142.
104. **Gokul KC, Gurung DB, Adhikary PR.** Thermal effects of eyelid in human eye temperature model. *Journal of Applied Mathematics & Informatics.* 2014;32(5-6):649-663.
105. **Narasimhan A, Jha KK.** Bio-heat transfer simulation of retinal laser irradiation. *Int J Numer Method Biomed Eng.* 2012;28(5):547-59.

106. **Truong LTD, Lesniewski PJ, Wedding AB.** Heat transfer simulation in laser irradiated retinal tissues. *Biomed Phys Eng Express*. 2021;8(1).
107. **Ooi EH, Ang WT, Ng EY.** A boundary element model of the human eye undergoing laser thermokeratoplasty. *Computers in Biology and Medicine*. 2008;38(6):727-737.
108. **Regal S, Troughton J, Delattre R, Djenizian T, Ramuz M.** Changes in temperature inside an optomechanical model of the human eye during emulated transscleral cyclophotocoagulation. *Biomed Opt Express*. 2020; 11(8): 4548-4559.
109. **Gongal D, Thakur S, Panse A, Pawar R, Yu CQ, Foster CD.** Thermal analysis of intraocular electronic display projector visual prosthesis. *Numeri Heat Transf A Appl*. 2020;78(12):706-716.
110. **Opie NL, Burkitt AN, Meffin H, Grayden DB.** Heating of the eye by a retinal prosthesis: modeling, cadaver and in vivo study. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2012;59(2):339-45.

Відомості про авторів та розкриття інформації

Внесок авторів. Концепція та дизайн дослідження: Пасечнікова Н.В.; збір літературних даних та аналіз: Задорожний О.С. Король А.Р., Науменко В.О., Бутенко Л.Л.; підготовка рукопису: Задорожний О.С. Усі автори вивчили та схвалили кінцеву версію рукопису.

Джерела підтримки. Дослідження виконано в рамках науково-дослідної роботи ДУ «Інститут очних хвороб та тканинної терапії ім. В.П. Філатова НАМН України» (№ держреєстрації 0117U004356).

Декларація про конфлікт інтересів. Автори засвідчують про відсутність конфліктів інтересів, які б могли вплинути на її думку стосовно предмету чи матеріалів, наданих в даному рукопису.

Абревіатури. ІЧ – інфрачервоний; ТП – тепловий потік; ТПО – температура поверхні ока; ДР – діабетична ретинопатія; ВОР – внутрішньоочний тиск.

Надійшла 23.10. 2022