

УДК 537.32

Анатычук Л.И.^{1,2}, Пасечникова Н.В.³, Задорожный О.С.³, Кобылянский Р.Р.^{1,2},
Гаврилюк Н.В.¹, Назаретян Р.Э.³, Мирненко В.В.³

¹Институт термоэлектричества НАН и МОН Украины, ул. Науки, 1, Черновцы, 58029, Украина;

²Черновицкий национальный университет им. Ю. Федьковича,
ул. Коцюбинского, 2, Черновцы, 58012, Украина;

³ГУ «Институт глазных болезней и тканевой терапии им. В.П. Филатова НАМН Украины»,
Французский бульвар, 49/51, г. Одесса, 65061, Украина.

ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ВНУТРИГЛАЗНОЙ ТЕМПЕРАТУРЫ

В работе приведены результаты разработки и экспериментальных исследований многоканального термоэлектрического устройства, предназначенного для измерения внутриглазной температуры. Приведены его принцип работы, устройство и технические характеристики, а также преимущества перед известными мировыми аналогами. В эксперименте in vivo разработана методика внутриглазного введения термоэлектрических измерительных зондов и методика измерения внутриглазной температуры. С помощью разработанного устройства в эксперименте in vivo определены закономерности распределения температуры в различных отделах глаза кролика.

Ключевые слова: термоэлектрическое устройство, измерительный зонд, внутриглазная температура, глаз 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 the experiment in vivo. With the aid of the elaborated device the regularities of temperature distribution in different parts of rabbit's eye have been determined in the experiment in vivo.

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

Введение

Известно, что физико-химические процессы в здоровом глазу, а также гемо- и гидродинамические показатели глаза находятся в прямой зависимости от температуры внутриглазных сред [1-3]. Однако, на сегодняшний день остаётся неизученным вопрос распределения температуры в различных отделах глаза человека и животных.

Существуют контактные и бесконтактные методы измерения его температуры. Бесконтактные методы измерения (например, инфракрасная термография) позволяют зарегистрировать лишь температуру наружной поверхности глаза, при этом температура внутриглазных сред остается неизвестной [4]. В мире разработан ряд устройств и измерительных зондов для регистрации температуры биологических тканей и жидкостей.

Некоторые из них применялись для контактного измерения внутриглазной температуры [5-7]. Однако существующие устройства и методики измерений имеют значительные недостатки. Во-первых, использование измерительных зондов из материалов с высокой теплопроводностью приводит к выраженным ошибкам измерений температуры. Во-вторых, предложенные способы хирургического доступа оказывают существенное влияние на регистрируемую внутриглазную температуру [8].

Поэтому цель работы – разработать термоэлектрическое устройство для контактного измерения внутриглазной температуры и определить в эксперименте закономерности распределения температуры в различных отделах глаза кролика.

Термоэлектрическое устройство для измерения температуры

Термоэлектрическое устройство для измерения внутриглазной температуры было разработано в Институте термоэлектричества НАН и МОН Украины в рамках договора о сотрудничестве с ГУ «Институт глазных болезней и тканевой терапии им. В.П. Филатова НАМН Украины» [9]. Устройство предназначено для измерения температуры тканей биологических объектов и исследования динамических тепловых процессов, происходящих в органах биологических объектов.

Устройство состоит из микропроцессорного модуля регистрации температуры, термопарных измерительных микрозондов, стыковочного устройства, а также компьютера с программным обеспечением для визуализации и регистрации температурных показателей в режиме реального времени. С помощью USB-кабеля результаты измерений температуры могут быть переданы на персональный компьютер. Внешний вид и технические характеристики термоэлектрического устройства приведены на рис. 1 и таблице 1 соответственно.



Рис. 1. Внешний вид термоэлектрического устройства для измерения внутриглазной температуры.

Микрозондовые датчики температуры изготовлены на основе термопар *L*-типа (хромель-копель) [10, 11]. Зонд датчика размещен в корпусе стандартной канюли из политетрафторэтилена. Спай термопары приварен к теплоконцентратору из медицинской нержавеющей стали и закреплен на конце иглы канюли. Подводящие провода термопары переходят из канюли в кабель длиной 1.5 м и заканчиваются вилкой. Стык кабеля и канюли герметизирован медицинским силиконовым герметиком, который является химически нейтральным и допускает термическую или химическую стерилизацию изделия (как обычного медицинского инструмента).

Таблица 1

Технические характеристики термоэлектрического устройства
для измерения внутриглазной температуры

№	Технические характеристики	Значение
1.	Диапазон измерения температуры	(-10° ÷ +120) °С
2.	Точность измерения температуры	± 0.05 °С
3.	Количество каналов измерения температуры	4
4.	Период регистрации температуры	от 4 с до 2 час.
5.	Размеры микрозондов для измерения температуры	22 G (0.7 мм) и 24 G (0.55 мм)
6.	Измерение температуры в режиме реального времени	+
7.	Время непрерывной работы устройства от полностью заряженных аккумуляторов	100 час.
8.	Питание устройства: Li-Ion аккумулятор 950 мА/час сетевой адаптер AC220V/DC12V,1A	+ +
9.	Зарядка аккумуляторов от интерфейса USB	+
10.	Тип интерфейса обмена данными с ПК	USB
11.	Геометрические размеры микропроцессорного модуля регистрации температуры	(125×90×60) мм
12.	Геометрические размеры стыковочного устройства	(70×55×25) мм
13.	Вес устройства	0.5 кг

С помощью вилки через стыковочное устройство микрозонд подключается к микропроцессорному модулю регистрации температуры. Стыковочный модуль имеет 4 розетки, к которым может быть одновременно подключено до 4 микрозондов. Подключается стыковочное устройство модуля регистрации температур с помощью разъема DB-37f. Розетки в стыковочном устройстве смонтированы на медном теплоконцентрате, в котором также размещен прецизионный датчик температуры (платиновый термометр сопротивления). С его помощью измеряется температура «холодных» концов термпар – опорная температура. Схема подключения микрозондов к микропроцессорному измерителю температур изображена на рис. 2.

Вилки микрозондов и розетки стыковочного устройства имеют обозначения полярности. Для уменьшения уровня наводок неиспользованные входы измерителя закорочены заглушками – отдельные вилки с закороченными штырьками.

Микропроцессорный модуль регистрации температур выполнен на основе прибора Triton-9004T, который имеет 8-канальный 24-разрядный аналогово-цифровой преобразователь

(АЦП). В таком измерителе температуры используются первых 4 канала, а остальные закорочены. При необходимости их можно «разкоротить» и использовать для дополнительного измерения еще по 4 каналам. Максимальное входное напряжение измерительного канала ± 1.17 В. Модуль регистрации температуры питается от аккумуляторной батареи, а также может работать от сетевого адаптера или получать питание через USB-кабель при совместной работе с компьютером. С помощью такого адаптера выполняется зарядка аккумуляторной батареи. Подзарядка аккумулятора устройства также происходит от персонального компьютера.

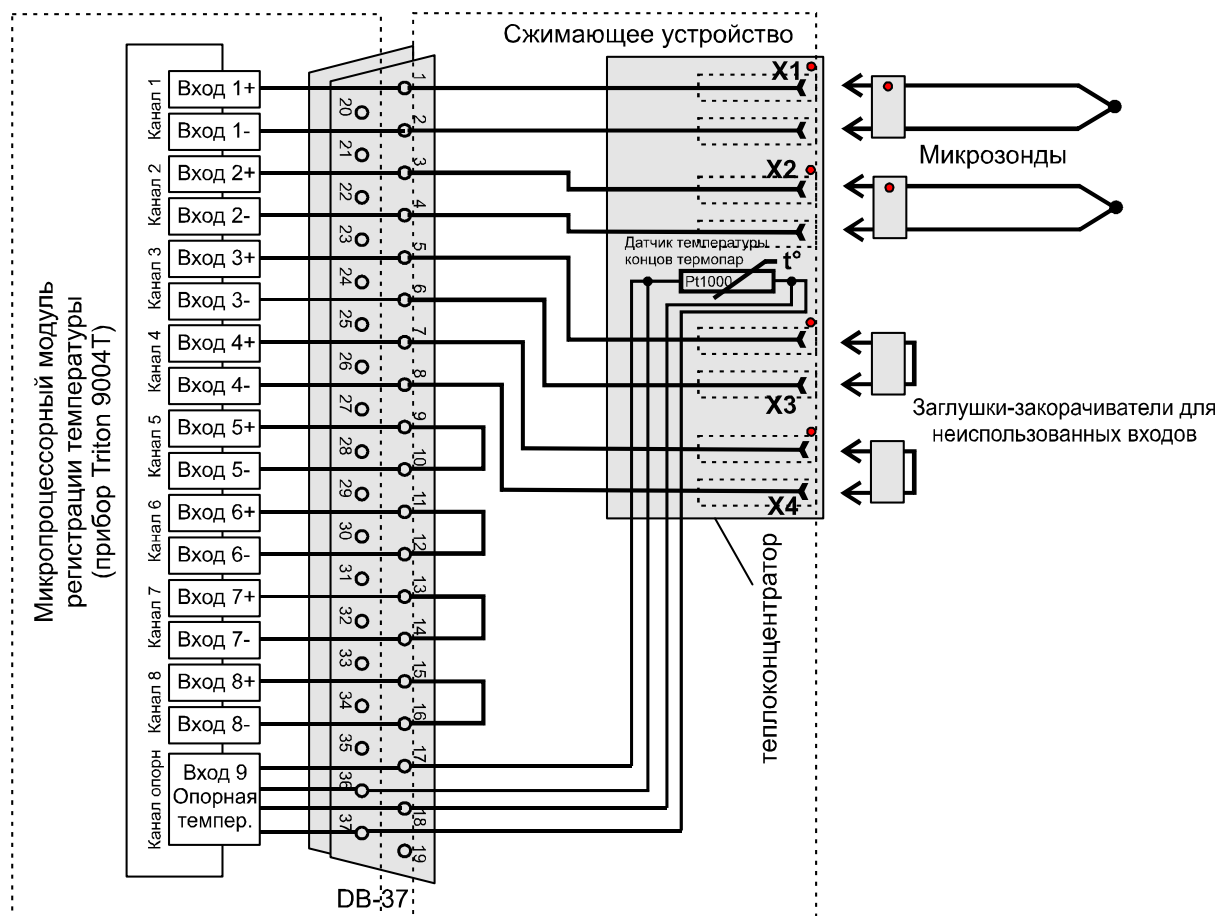


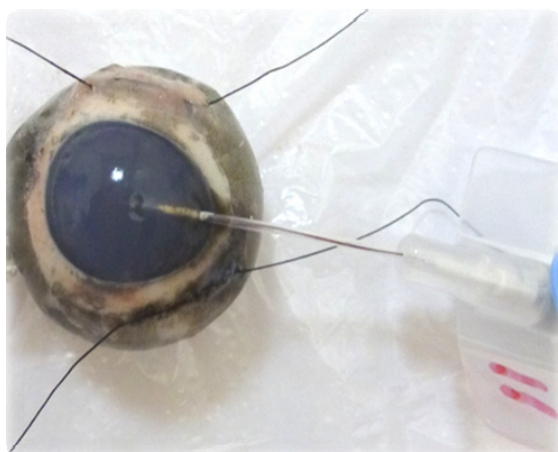
Рис. 2. Схема подключения микросондов к термоэлектрическому устройству для измерения температуры.

Особенностью микропроцессорного модуля регистрации температуры является возможность отдельно устанавливать чувствительность для каждого из каналов в зависимости от типа термодар. Устройство может измерять температуру с заданным временным интервалом в диапазоне от 4 с до 2 часов. Данные о результатах измерений записываются в энергонезависимую память. Емкость памяти устройства – 50 тысяч ячеек. Программирование каналов микропроцессорного модуля регистрации и считывание информации выполняется с помощью персонального компьютера через USB-кабель.

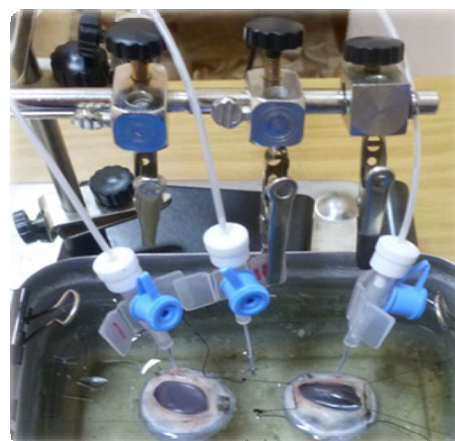
Описание эксперимента

Апробация термоэлектрического устройства для измерения внутриглазной температуры проводилась в ГУ «Институт глазных болезней и тканевой терапии им. В.П.Филатова НАМН

Украины». В эксперименте *ex vivo* на 10 изолированных глазах свиньи (рис. 3), изучались его рабочие характеристики (скорость регистрации температуры, диапазон измеряемой температуры, погрешность измерений). Отрабатывались оптимальные свойства термоэлектрических измерительных зондов (рис. 4): материал изготовления, диаметр, длина, способ введения, фиксации и регистрации температуры. Для моделирования естественного теплового эффекта сосудистой оболочки глаза эксперимент проводился в условиях водяной бани с температурой воды 39 °С.



а)



б)

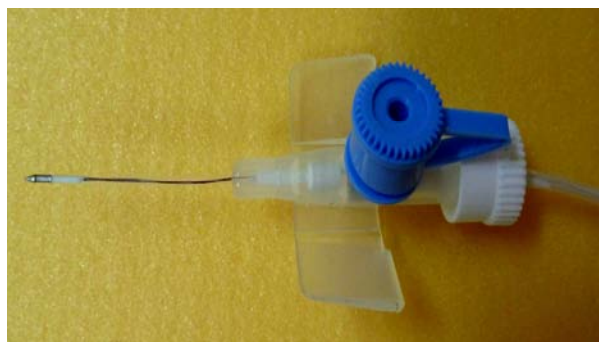
Рис. 3. Эксперимент *ex vivo* на изолированных глазах свиньи:

а) изолированный глаз свиньи;

б) установка для экспоненциальных исследований *ex vivo*.



а)



б)

Рис. 4. Термоэлектрические измерительные зонды для контактного измерения температуры глаза:

а) калибр 24G (наружный диаметр иглы измерительного зонда 0.7 мм, длина 19 мм);

б) калибр 22G (наружный диаметр иглы измерительного зонда 0.8 мм, длина 25 мм).

В эксперименте *in vivo* на 11 кроликах (22 глаза) породы Шиншилла (возраст 1 год, вес 3.5 - 4 кг) до введения кролика в наркоз проводилось измерение температуры наружной поверхности роговицы и конъюнктивы (рис. 5). Измерение температуры роговицы проводилось путем прямого контакта наконечника зонда с центральной частью наружной поверхности роговицы до регистрации постоянных температурных данных. Затем температура регистрировалась при помещении измерительного зонда в нижний свод конъюнктивы, а затем в ее верхний свод. После введения кролика в наркоз температура измерялась повторно на

наружной поверхности роговицы и в сводах конъюнктивы, а далее после формирования хирургического доступа температура измерялась в передней камере глаза, в переднем, среднем и заднем отделах стекловидного тела, в сетчатке/сосудистой оболочке, в субтеноновом пространстве. В переднюю камеру измерительный зонд вводился через туннельный парацентез размером 0.7 мм. В стекловидное тело термозонд вводился через склеротомию диаметром 0.6 мм в проекции плоской части цилиарного тела в 2–3 мм от лимба. В субтеноновое пространство зонд вводился через конъюнктивальный разрез в верхне-внутреннем квадранте. Также проводилась регистрация ректальной температуры кролика, температуры и относительной влажности воздуха в помещении.



Рис. 5. Эксперимент *in vivo* на кроликах породы Шиншилла.

Работа с экспериментальными животными проводилась согласно Европейской конвенции о защите позвоночных животных, используемых для исследовательских и других научных целей (Страсбург, 1986), и закону Украины «О защите животных от жестокого обращения» (2006).

Результаты экспериментальных исследований

В ходе экспериментальной работы *ex vivo* было установлено, что разработанное устройство позволяет проводить измерение температуры в режиме реального времени (с выводом данных на экран в виде графического изображения) в диапазоне от -10°C до $+120^{\circ}\text{C}$ одновременно 4 термозондами с погрешностью измерения до $\pm 0.05^{\circ}\text{C}$. При этом разница в показаниях 4 термозондов составила не более 0.04°C .

На первом этапе в эксперименте *ex vivo* на изолированном глазу свиньи была адаптирована для применения *in vivo* методика измерения температуры в передней камере глаза, в переднем, среднем и заднем отделах стекловидного тела, сетчатки/сосудистой оболочки, а также наружной поверхности роговицы предложенным устройством. Разработана методика внутриглазного введения термозондов (в переднюю камеру, в стекловидное тело) на изолированном глазу. Затем, используя разработанное устройство, при постоянной температуре воды в водяной бане в среднем на уровне $39 \pm 0.5^{\circ}\text{C}$ и температуре окружающей среды $23.5 \pm 0.6^{\circ}\text{C}$ выполнялось измерение температуры в отделах глаза. Максимальная внутриглазная температура была зарегистрирована в заднем отделе стекловидного тела при контакте с сетчаткой и составила $38.5 \pm 0.8^{\circ}\text{C}$. Было отмечено снижение температуры при смещении зонда из заднего отдела стекловидного тела в средний до $38 \pm 0.6^{\circ}\text{C}$, а при смещении зонда в передний отдел стекловидного тела до $37 \pm 0.7^{\circ}\text{C}$. Температура в передней камере оказалась ниже температуры стекловидного тела и составила $35 \pm 0.8^{\circ}\text{C}$, что обусловлено контактом роговицы с внешней средой, в то время как водяная баня

имитирует роль сосудистой оболочки, формирующей и поддерживающей постоянство внутриглазной температуры. Таким образом, в эксперименте *ex vivo* было продемонстрировано предположительное распределение температуры в разных отделах глаза.

На следующем этапе в эксперименте *in vivo* отработана методика применения разработанного устройства для измерения температуры наружной поверхности роговицы и конъюнктивы, в передней камере глаза, в переднем, среднем и заднем отделах стекловидного тела, сетчатки/сосудистой оболочки, а также в субтеноновом пространстве глаза кролика. Исследование проводилось при температуре окружающей среды в среднем 23.8 ± 0.6 °С, относительной влажности воздуха в среднем 80.7 ± 1.6 %, при средней ректальной температуре кролика 38.73 ± 0.94 °С. Температура различных отделов глаза, зарегистрированная в эксперименте, представлена в таблице 2.

Таблица 2

Распределение температуры в различных отделах глаза кролика

Отдел глазного яблока и придаточного аппарата	Среднее значение $t \pm \Delta t$ *, °С
нижний конъюнктивальный свод	37.65 ± 0.70
верхний конъюнктивальный свод	36.82 ± 0.66
наружная поверхность роговицы	34.41 ± 0.80
передняя камера глаза	35.97 ± 0.73
передняя часть стекловидного тела	36.96 ± 0.77
средняя часть стекловидного тела	37.40 ± 0.87
задняя часть стекловидного тела	37.50 ± 0.88
сетчатка/сосудистая оболочка	37.64 ± 0.87
субтеноновое пространство	37.78 ± 0.77

* – температурные данные, полученные после введения кролика в наркоз.

Таким образом, в эксперименте *in vivo* было подтверждено существование градиента температур между разными отделами глаза. Так, температурный градиент между наружной поверхностью роговицы и передней камерой глаза составил 1.56 °С, между наружной поверхностью роговицы и сетчаткой – 3.23 °С, между наружной поверхностью роговицы и субтеноновым пространством – 3.37 °С (рис. б).

При анализе полученных результатов отмечено, что значимых различий в температурных показателях правого и левого глаза экспериментальных животных выявлено не было. Эти наблюдения относятся как к наружным отделам глаза, в которых проводились измерения (нижний конъюнктивальный свод, верхний конъюнктивальный свод, наружная поверхность роговицы), так и внутренним отделам глаза кролика (передняя камера, различные отделы стекловидного тела, сетчатка/сосудистая оболочка, субтеноновое пространство). Следовательно, можно утверждать, что температура во всех отделах правого и левого глаза у одного экспериментального животного существенно не отличается. Кроме того, эти результаты подтверждают воспроизводимость температурных измерений, проведенных разработанным термоэлектрическим устройством.

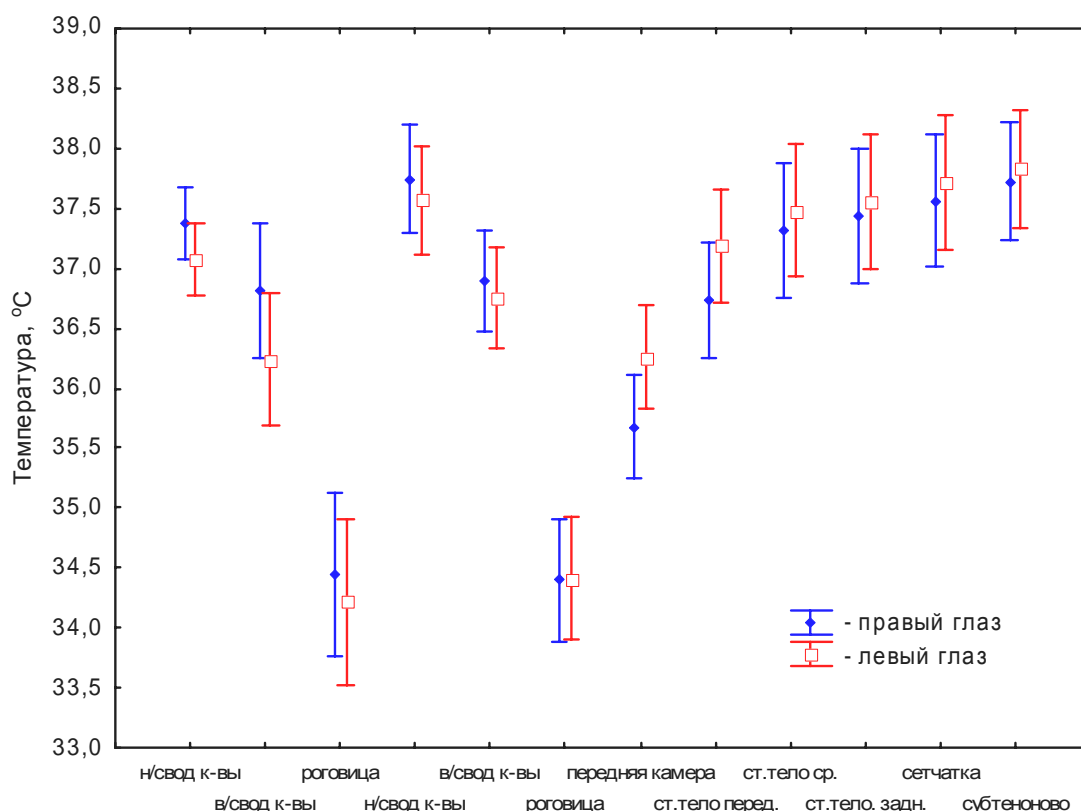


Рис. 6. Показатели температуры в различных отделах глаза кролика.

При дальнейшем анализе полученных результатов была выявлена высокая корреляционная связь между температурой конъюнктивальных сводов и внутриглазной температурой в стекловидном теле, сетчатке и субтеноновом пространстве. Так, отмечена высокая корреляция между температурой конъюнктивы нижнего свода и температурой сетчатки ($r = 0.857$, $p = 0.000$), а также температурой в субтеноновом пространстве ($r = 0.86$, $p = 0.000$). Предположительно это наблюдение можно объяснить хорошо выраженной васкуляризацией конъюнктивы и поверхностным расположением в ней сосудов. Также отмечена высокая корреляционная связь между температурой в переднем отделе стекловидного тела и температурой сетчатки ($r = 0.92$, $p = 0.000$), а также между температурой в переднем отделе стекловидного тела и в субтеноновом пространстве ($r = 0.88$, $p = 0.000$).

Для оценки корреляции между двумя переменными рассчитывали параметрический коэффициент корреляции Пирсона (r). Во всех процедурах статистического анализа критический уровень значимости (p) принимался равным 0.05. Статистический анализ проводился с использованием статистического пакета Statistica 10.0.

В тоже время отмечено, что температура наружной поверхности роговицы в меньшей степени коррелирует с внутриглазными температурными показателями, зарегистрированными в передней камере, стекловидном теле, сетчатке и субтеноновом пространстве. Так, между температурой роговицы и температурой сетчатки отмечена низкая корреляционная связь ($r = -0.13$, $p = 0.57$). Полученные результаты, очевидно, можно объяснить аваскулярной структурой роговицы глаза и непосредственным контактом наружной поверхности роговицы с окружающей внешней средой. Известно, что температура наружной поверхности роговицы очень вариабельна и сильно зависит от температуры окружающей среды, скорости движения и влажности воздуха.

На основе полученных экспериментальных результатов удалось построить схематическое распределение температуры в глазу кролика (рис. 7 – 8).

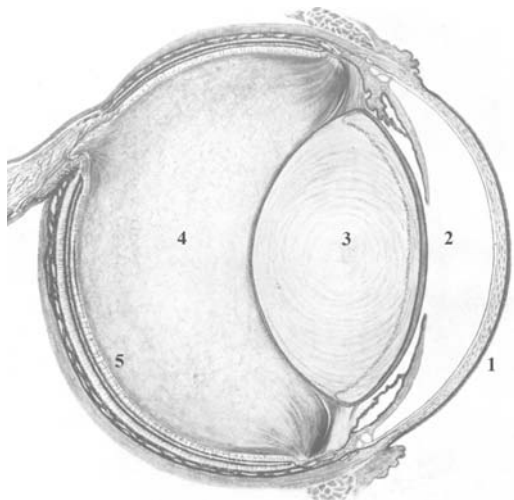


Рис. 7. Схематическое изображение глаза кролика:
1 – роговица, 2 – передняя камера, 3 – хрусталик,
4 – стекловидное тело, 5 – сетчатка.

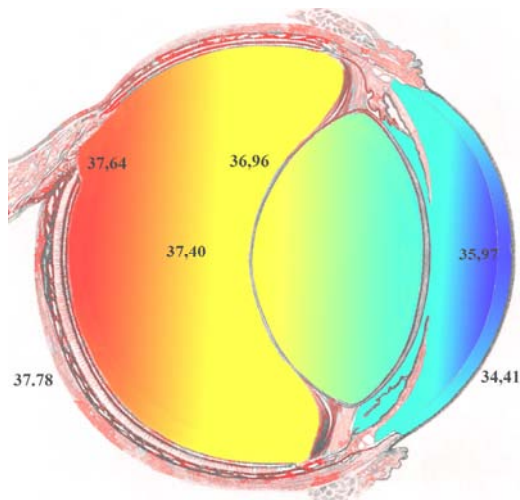


Рис. 8. Схематическое распределение температуры в глазу кролика.

Обсуждение

В 1962 г. В. Schwartz и M.R. Feller опубликовали работу, посвященную измерению температуры в различных отделах глаза белых новозеландских кроликов. Для измерения внутриглазных температур авторы применили устройство на основе термистора и несколько модификаций измерительных зондов. В качестве зонда для регистрации внутриглазных температур использовалась металлическая игла длиной 7.62 см и диаметром 0.7 мм. Измерение в различных отделах глаза осуществлялось путем постепенного введения зонда по оси глаза через роговицу, хрусталик, стекловидное тело и сетчатку в орбиту. Температура окружающей среды колебалась от 22 до 24 °С, относительная влажность воздуха составила 33 – 53%. Ректальная температура после введения в наркоз семи экспериментальных животных в среднем составила 39.13 °С. В результате работы были получены следующие средние показатели: температура наружной поверхности роговицы – 32.30 ± 0.49 °С, нижний конъюнктивальный мешок – 38.74 ± 0.54 °С, передняя камера – 32.98 ± 0.74 °С, хрусталик – 35.42 ± 1.0 °С, средний отдел стекловидного тела – 36.56 ± 0.9 °С, сетчатка/хориоидея – 37.03 ± 0.86 °С, орбита – 37.68 ± 0.71 °С [7].

В 1983 г. D.R. May с соавторами определяли влияние перфузии передней камеры ирригационными растворами различной температуры на изменения температуры в отделах глаза у голландских кроликов. В работе был использован термометр, изготовленный на основе термопары, представляющий собой металлический зонд с тупым наконечником диаметром 0.64 мм и длиной 2.5 см. Погрешность измерения термометра составляла ± 1 °С. Температура воздуха равнялась 25 °С. Ректальная температура после введения в наркоз экспериментальных животных в среднем составила 39.4 °С. Авторы представили следующие средние исходные температуры в отделах глаза: передняя камера – 32.5 °С, передний отдел стекловидного тела – 35.0 °С, средний отдел стекловидного тела – 35.5 °С, задний отдел стекловидного тела – 36.6 °С, сетчатка – 36.8 °С [5].

Следует отметить, что в данных работах использовались металлические зонды,

обладающие высокой теплопроводностью. Кроме того, в работе D.R. May с соавторами, перед измерением температуры для осуществления процессов ирригации/аспирации передней камеры выполнялось два прокола роговицы металлическими иглами диаметром 0.7 и 0.8 мм, а затем один из проколов расширялся металлическими ножницами до 3 мм. По данным экспериментальных (in vitro) и теоретических исследований, проведенных I. Fatt и J.F. Forester в 1972 г., известно, что показатели температуры тканей глаза, зарегистрированные металлическими зондами, по сравнению со значениями температуры, зафиксированными зондами с низкой теплопроводностью, могут оказаться ниже на несколько градусов [8].

В нашей работе температура, зарегистрированная в передней камере глаза, составила 35.97 °С и оказалась выше по сравнению с опубликованными ранее данными (32.5 °С в работе D.R. May и 33 °С в работе B. Schwartz) приблизительно на 3 – 3.5 °С. Существенные различия в температурных показателях, зарегистрированных в передней камере глаза, по всей видимости, связаны с небольшим объемом влаги передней камеры кролика, который составляет лишь 0.25 - 0.3 мл, а также с непосредственным контактом роговицы с окружающей средой. Поэтому введение в переднюю камеру металлического инструмента при формировании хирургического доступа и металлического измерительного зонда приводит к ощутимой потере тепла и регистрации более низких температур. В нашей работе измерительный зонд был изготовлен из политетрафторэтилена с низким показателем теплопроводности, а также формировался минимальный хирургический доступ, необходимый лишь для введения термозонда, что привело к снижению теплопотери в момент измерения температуры и регистрации более высоких показателей.

В меньшей степени теплопотери заметны при измерении температуры в стекловидном теле, поскольку его объем у кролика составляет 1 – 1.5 мл и отсутствует прямой контакт стекловидного тела с внешней средой. Температура в среднем отделе стекловидного тела в нашем исследовании составила 37.4 °С и в меньшей степени отличалась от данных вышеупомянутых авторов (35.5 и 36.56 °С).

Таким образом, на регистрируемые внутриглазные температурные показатели в значительной степени оказывает влияние объем хирургического вмешательства при формировании доступа к различным отделам глаза и применение хирургического инструментария изготовленного из материалов, обладающих высокой теплопроводностью. А также значительное влияние на регистрируемые данные оказывает материал, из которого изготовлен зонд для измерения внутриглазных температур.

Выводы

1. Впервые разработано многоканальное термоэлектрическое устройство с компьютерным программным обеспечением для регистрации и визуализации внутриглазной температуры, позволяющее проводить измерения в режиме реального времени с высокой точностью (в диапазоне температур -10 °С ÷ +120 °С с погрешностью измерения ± 0.05 °С).
2. Впервые разработан и изготовлен термоэлектрический измерительный зонд на основе термопар L-типа в корпусе стандартной канюли из материала политетрафторэтилена с низким показателем теплопроводности, что дало возможность повысить точность измерения внутриглазной температуры путем снижения теплопотерь через измерительный зонд.
3. Разработана методика измерения температуры наружной поверхности роговицы и конъюнктивы, в передней камере, в переднем, среднем и заднем отделах стекловидного тела, сетчатки/сосудистой оболочки, в субтеноновом пространстве глаза кролика в эксперименте in vivo.

4. Используя разработанное термоэлектрическое устройство, в эксперименте *in vivo* определены закономерности распределения температуры в различных отделах глаза кролика (нижний конъюнктивальный свод – 37.65 °С; верхний конъюнктивальный свод – 36.82 °С; поверхность роговицы – 34.41 °С; передняя камера глаза – 35.97 °С; передняя часть стекловидного тела – 36.96 °С; средняя часть стекловидного тела – 37.40 °С; задняя часть стекловидного тела – 37.50 °С; сетчатка/сосудистая оболочка – 37.64 °С; субтеноновое пространство – 37.78 °С при температуре окружающей среды 23.8 °С). В эксперименте *in vivo* выявлена высокая корреляционная связь между температурой конъюнктивы нижнего свода и температурой сетчатки, а также температурой в субтеноновом пространстве глаза кролика.

Литература

1. Becker B. Hypothermia and aqueous humor dynamics of the rabbit eye / B. 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.И., Пасечникова Н.В., Задорожный О.С., Кобылянский 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.

Поступила в редакцию 05.07.15.