

УДК 617.7-578.087.86-537.32.001.57

Анатычук Л.И. *акад. НАН Украины*^{1,2},
Пасечникова Н.В. *доктор мед. наук, НАМН Украины*³,
Кобылянский Р.Р. *канд. физ.-мат. наук*^{1,2},
Прибыла А.В. *канд. физ.-мат. наук*^{1,2},
Науменко В.О.³, **Задорожный О.С.** *канд. мед. наук*³,
Назаретян Р.Э.³, **Мирненко В.В.**³

¹Институт термоэлектричества, ул. Науки, 1
Черновцы, 58029, Украина;
e-mail: anatyuch@gmail.com;

²Черновицкий национальный университет имени Юрия Федьковича,
ул. Коцюбинского, 2, Черновцы, 58012, Украина;
e-mail: anatyuch@gmail.com;

³ДУ «Институт глазных болезней и тканевой терапии
имени В.П. Филатова НАМН Украины», Французский бульвар, 49/51,
Одесса, 65061, Украина;
e-mail: zadoroleg2@gmail.com

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕПЛОВЫХ ПРОЦЕССОВ ГЛАЗА ЧЕЛОВЕКА

В работе приведены результаты компьютерного моделирования тепловых процессов глаза человека. Построены схематическая, математическая и компьютерная модели глаза человека с учетом его теплофизических особенностей, кровообращения, процессов метаболизма и теплообмена. Определены закономерности распределения температуры в разных отделах глаза человека при контролируемой локальной гипотермии поверхности роговицы. Установлено, что необходимое снижение температуры сетчатки глаза на 2 °С достигается путем охлаждения поверхности роговицы до температуры +18 °С. Библ. 39, Рис. 6, Табл. 2.

Ключевые слова: глаз человека, компьютерное моделирование, диагностика и лечение офтальмологических заболеваний.

Введение

Общая характеристика проблемы. В настоящее время терапевтическая гипотермия широко используется для защиты биологических тканей и органов от ишемии в разных сферах медицины, в частности в кардиохирургии, нейрохирургии и реаниматологии [1 - 3]. Терапевтическая гипотермия рассматривается как наиболее эффективный физический метод защиты нервных клеток (головного мозга, сетчатки глаза и т.п.), поскольку с позиций доказательной медицины не существует никакого эффективного метода фармакологической нейропротекции в нейрореанимационной практике. В офтальмологической практике также имеются данные о том, что локальная гипотермия приводит к снижению внутриглазного

давления, уменьшению болевого синдрома, уменьшению воспалительной реакции, содействует остановке кровотечений, в условиях острой ишемии уменьшает повреждение нервных клеток сетчатки, содействует уменьшению отека и травматизации роговой оболочки при химических ожогах глаз и имеет другие полезные свойства [4, 5].

В мировой литературе встречаются данные о динамике биохимических процессов, а также гемо- и гидродинамических показателей в глазу животных и человека при влиянии на глаз низких температур [6 - 10], а также о методах измерения внутриглазной температуры [11 - 19]. Однако к настоящему времени вопрос распределения внутриглазной температуры при влиянии разных физических факторов остается недостаточно изученным [20 - 24].

Понимание закономерностей распределения внутриглазной температуры, а также оценка взаимосвязи температурных показателей внешних и внутренних отделов глаза при разных условиях внешней среды, в норме и при патологии, при влиянии на глаз физических факторов, позволит разработать компьютерную модель распределения внутриглазной температуры. Таким образом, в биологических системах, которые не подвергаются прямому исследованию, таких как человеческий глаз, компьютерное моделирование может быть использовано как альтернативный метод оценки внутриглазной температуры, являющийся лучшим инструментом для прогнозирования внутриглазных тепловых процессов. При наличии такой компьютерной модели станет возможным более точно представить динамику тепловых процессов в глазу под влиянием различных внешних тепловых факторов (гипотермия и гипертермия), применяемых в клинической офтальмологии. Следовательно, появится дополнительная возможность повысить эффективность и безопасность некоторых методов лечения офтальмологических заболеваний.

Следует отметить, что изучение динамики интраокулярной температуры в условиях гипотермии позволит разработать технологию контролируемой гипотермии глаза, более эффективно использовать полезные эффекты низких температур для лечения глазных болезней и снизить риск развития ряда осложнений в процессе офтальмохирургии. Перспективы нейропротекции с использованием умеренной локальной гипотермии в офтальмохирургии также требуют создания компьютерной модели для оценки тепловых процессов в глазу при влиянии одного или нескольких внешних факторов [5, 25]. Для создания адекватной компьютерной модели тепловых процессов в глазу человека недостаточно температурных данных, зарегистрированных на внешней поверхности роговицы [26]. Необходимо понимание общих закономерностей распределения температуры в разных отделах глаза, а также взаимосвязи температурных показателей внешних и внутренних отделов глаза при разных условиях внешней среды и при влиянии на глаз физических факторов.

Перспективной представляется разработка термоэлектрических приборов для контролируемой локальной гипотермии глаз с целью использования таких приборов у больных с острой (травмы глаз) и хронической (заболевание на сахарный диабет) патологиями глаз. Также целесообразным является использование таких приборов для обследования и лечения больных с травматическими повреждениями глаз, отслоением сетчатки и другой острой патологией органа зрения на догоспитальном этапе (в том числе, в условиях боевых действий), что позволит уменьшить риск возникновения осложнений и сохранить жизнеспособность структур глаз к моменту доставки больного в специализированное медицинское учреждение для оказания высококвалифицированной помощи. Следовательно, разработка и внедрение в медицинскую практику такой

термоэлектрической аппаратуры является актуальным, поскольку предоставит медикам простой и эффективный метод диагностики и лечения различных офтальмологических заболеваний. Однако для разработки конструкции и выбора оптимальных динамических режимов работы термоэлектрических приборов для контролируемой локальной гипотермии глаз также необходимо разработать компьютерные методы моделирования тепловых процессов и определить закономерности распределений температуры и тепловых потоков в глазу человека.

Поэтому, целью данной работы является разработка компьютерной модели и компьютерных методов моделирования тепловых процессов в глазу человека для определения закономерностей распределений температуры в разных отделах глаза при контролируемой локальной гипотермии поверхности роговицы.

Схематическая модель глаза человека

Была разработана схематическая модель глаза человека с учетом его анатомического строения, теплофизических особенностей, кровообращения, процессов метаболизма и теплообмена (рис. 1а,б – 2а,б).

Глазное яблоко человека состоит из трех оболочек (внешняя оболочка (роговица и склера), средняя (сосудистая оболочка), внутренняя (сетчатая оболочка)) и внутреннего содержимого (стекловидное тело, хрусталик, водянистая влага передней и задней камер глаза) [27].

Внешняя (фиброзная) оболочка глаза представлена роговицей и склерой. Роговая оболочка – прозрачная бессосудистая часть внешней оболочки глаза. Роговица выполняет функцию проведения и преломления лучей света, а также защиты содержимого глазного яблока от неблагоприятных внешних влияний. Диаметр роговицы составляет в среднем 11.0 мм, толщина в центре около 0.5 мм, рефракционная способность – 43.0 дптр. В норме роговая оболочка – гладкая, прозрачная, блестящая, сферическая. Трофика роговой оболочки происходит за счет перикорнеальной сети сосудов, влаги передней камеры глаза и слезы. Прозрачность роговицы обеспечивается ее однородной структурой, отсутствием сосудов и строго определенным содержанием воды. Склера – непрозрачная часть внешней фиброзной оболочки глаза. Ее толщина достигает 1 мм. Функции склеры – защитная и формообразующая.

Средняя (сосудистая) оболочка глаза или увеальный тракт, состоит из трех частей: радужки, цилиарного тела и хориоидеи. Радужная оболочка является диафрагмой глаза. Толщина радужки составляет всего 0.4 – 0.6 мм. Радужка состоит из соединительнотканной стромы, сосудов, эпителия, который покрывает радужку спереди, и двух слоев пигментного эпителия сзади, обеспечивающих ее непрозрачность. Зрачок – круглое отверстие в центре радужки. Благодаря изменению своего диаметра, зрачок регулирует поток света, который падает на сетчатку. Цилиарное тело – часть сосудистой оболочки глаза, которая в виде кольца проходит между корнем радужной оболочки и хориоидеей. Граница между цилиарным телом и хориоидеей проходит по зубчатой линии. Цилиарное тело вырабатывает внутриглазную жидкость и принимает участие в акте аккомодации (обеспечивает четкое зрение на разных расстояниях, за счет изменения кривизны хрусталика). Хориоидея – часть увеального тракта, отделенная от цилиарного тела зубчатой линией. Хориоидея состоит из нескольких слоев сосудов. Слой широких хориокапилляров прилегает к сетчатке и отделен от нее тонкой мембраной Бруха. С внешней стороны расположен слой средних сосудов (преимущественно

артериол), за которым находится слой больших сосудов (венул). Между склерой и хориоидеей имеется супрахориоидальное пространство, в котором транзитом проходят сосуды и нервы. Хориоидея обеспечивает трофику внешних слоев сетчатки (фоторецепторных клеток).

Внутренняя оболочка глазного яблока (сетчатая оболочка) – высокодифференцированная нервная ткань, которая обеспечивает восприятие световых стимулов. На участке от диска зрительного нерва до зубчатой линии расположена оптически активная часть сетчатки. Спереди от зубчатой линии, расположенной в 6 – 7 мм от лимба, она редуцируется к эпителию, который покрывает внутренние отделы цилиарного тела и радужки. Эта часть сетчатки не принимает участия в акте зрения. Трофика сетчатки осуществляется за счет хориоидеи и сосудов системы центральной артерии сетчатки. Наиболее активная в зрительном отношении часть сетчатки – желтое пятно (макула). Наиболее светочувствительная часть желтого пятна – центральная ямка или фовеола. В сетчатке расположены нейроны зрительного анализатора: фоторецепторы (первый нейрон) – палочки и колбочки, биполярные клетки (второй нейрон) и ганглиозные клетки (третий нейрон). Палочки и колбочки являются рецепторной частью зрительного анализатора и находятся во внешних слоях сетчатки, непосредственно в ее пигментном эпителии. Палочки, расположенные на периферии, ответственны за периферическое зрение – поле зрения и световосприятие. Колбочки, основная масса которых сосредоточена в области желтого пятна, обеспечивают центральное зрение (остроту зрения) и цветовосприятие. Аксоны ганглиозных клеток сходятся, образуя зрительный нерв. Диск зрительного нерва соответствует месту выхода нервных волокон из глазного яблока и не содержит светочувствительных элементов.

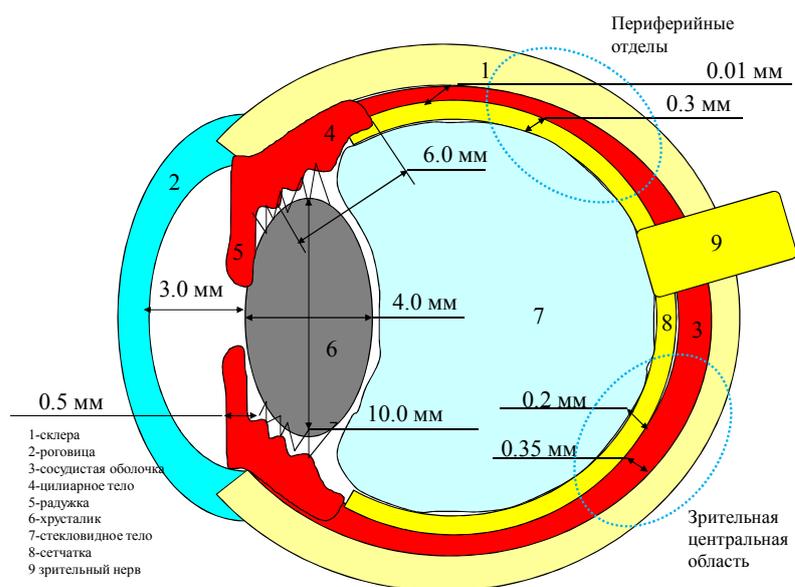
Внутреннее содержимое глазного яблока – стекловидное тело, хрусталик, водянистая влага передней и задней камер глаза.

Стекловидное тело по весу и объему составляет приблизительно 2/3 глазного яблока. Это прозрачная бессосудистая желеобразная структура, заполняющая пространство между сетчаткой, цилиарным телом, волокнами цинновой связки и хрусталиком. Стекловидное тело покрыто тонкой мембраной, внутри которой находится остов из тонких фибрилл и гелеобразное вещество. Стекловидное тело более чем на 99 % состоит из воды, в которой растворено небольшое количество белка, гиалуроновой кислоты и электролитов.

Хрусталик – прозрачное, бессосудистое, эластичное образование, имеющее форму двояковыпуклой линзы толщиной 3.5 – 4 мм и диаметром 9 – 10 мм. Вещество хрусталика, имеющее плотную консистенцию, заключено в тонкую капсулу. Функции хрусталика – проведение и преломление света, а также участие в аккомодации. Оптическая сила хрусталика составляет около 18 – 19 дптр. Хрусталик располагается непосредственно за радужкой и подвешен на волокнах цинновой связки, вплетающихся в капсулу хрусталика у его экватора. Экватор разделяет капсулу хрусталика на переднюю и заднюю. Под передней капсулой хрусталика располагается субкапсулярный эпителий, продуцирующий волокна на протяжении всей жизни. При этом хрусталик становится более плоским и плотным, теряя свою эластичность. Постепенно теряется способность к аккомодации, так как уплотненное вещество хрусталика не может изменять свою форму. Хрусталик почти на 65 % состоит из воды, а содержание белка достигает 35 % – больше, чем в любой другой ткани нашего организма.

Внутриглазная жидкость продуцируется в цилиарном теле, заполняет переднюю и заднюю камеры глаза. Передняя камера глаза – пространство между роговицей, радужкой и хрусталиком. Задняя камера глаза – узкая щель между радужкой и хрусталиком с цинновой связкой. Водянистая влага принимает участие в трофике бессосудистых сред глаза, а ее обмен в значительной степени определяет величину внутриглазного давления. Основной путь оттока внутриглазной жидкости – угол передней камеры глаза, образованный корнем радужки и роговой оболочкой. Через систему трабекул и слой клеток внутреннего эпителия жидкость поступает в шлеммов канал (венозный синус), откуда оттекает в вены склеры.

Вся артериальная кровь поступает в глазное яблоко по глазной артерии (a.Ophthalmica) – ветви внутренней сонной артерии. Глазная артерия разделена на следующие ветви, идущие к главному яблоку: центральную артерию сетчатки, которая обеспечивает кровоснабжение внутренних слоев сетчатки; задние короткие цилиарные артерии, дихотомически разветвляющиеся в хориоидеи и сопровождающие ее кровью; задние длинные цилиарные артерии, проходящие в супрахориоидальное пространство к цилиарному телу; передние цилиарные артерии, отходящие от мышечных ветвей глазной артерии. Задние длинные и передние цилиарные артерии, анастомозируя между собой, образуют большой артериальный круг радужной оболочки. От него в радиальном направлении отходят сосуды, которые формируют вокруг зрачка малый артериальный круг радужки. За счет задних длинных и передних цилиарных артерий кровью обеспечиваются радужка и цилиарное тело, образуется перикорнеальная сеть сосудов, которая принимает участие в трофике роговой оболочки. Отток крови из глазного яблока осуществляется по вортикозным венам, передним цилиарным венам и центральной вене сетчатки. Вортикозные вены собирают кровь от увеального тракта и покидают глазное яблоко, косо пронизывая склеру близ экватора глаза. Передние цилиарные вены и центральная вена сетчатки отводят кровь из бассейнов одноименных артерий [27].



a)

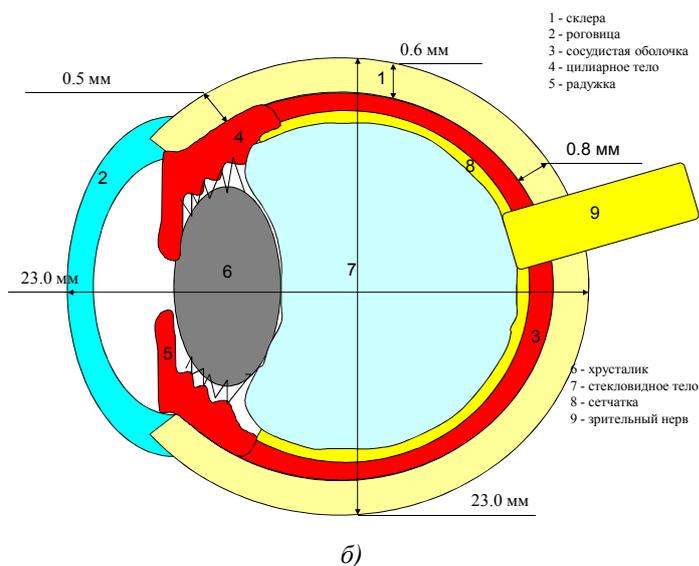


Рис. 1 а, б. Схематическая модель глаза (вид сбоку).

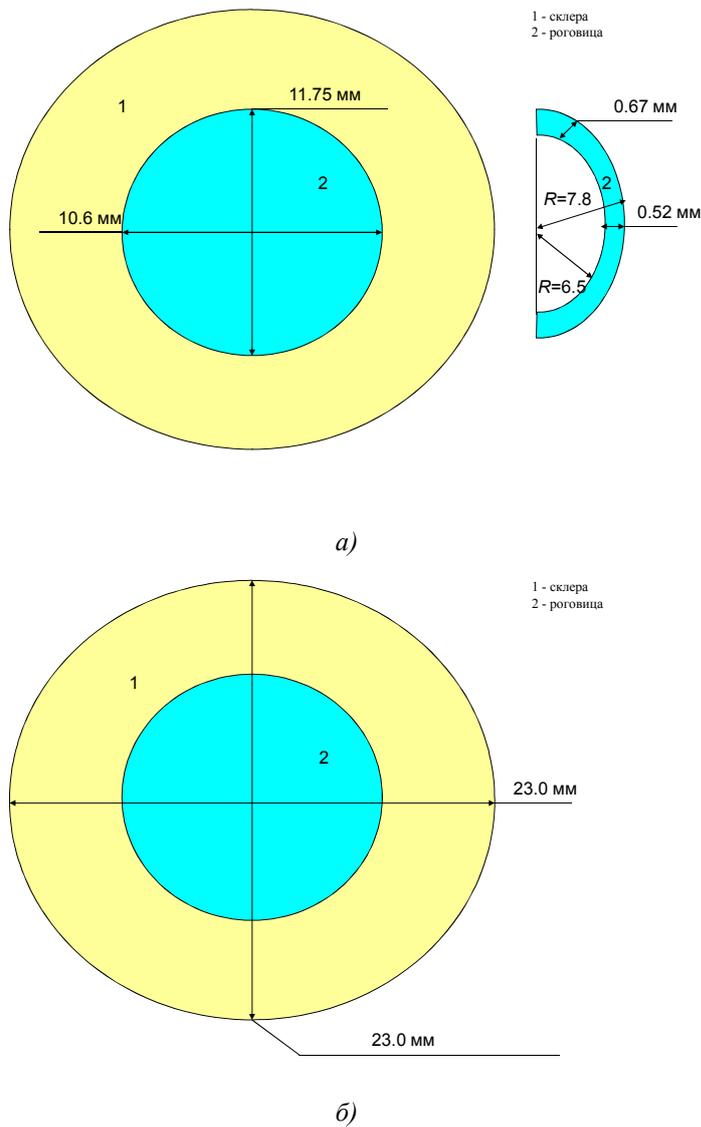


Рис. 2 а,б. Схематическая модель глаза (вид спереди).

Кровообращение в хориоидее является основным источником тепла в глазу животных и человека. Кровь поступает в глаз с температурой, которая практически равна температуре тела, формирует температурный градиент, индуцирующий переход тепла от крови к тканям глаза. Чем интенсивнее кровообращение, тем большее количество тепла передается тканям глаза. Кровообращение в радужной оболочке и цилиарном теле также является источником тепла. Однако в меньшей мере, поскольку кровообращение в радужной оболочке и цилиарном теле относительно мало в сравнении с кровотоком хориоидеи. Тепло, распределенное по тканям глаза, переходит в окружающую среду через поверхность роговицы путем конвекции и излучения [28].

На приведенных выше рис. 1а,б – 2а,б представлено схематическое размещение структур глаза человека и их размеры.

Теплофизические свойства структур глаза человека (роговицы, влаги передней камеры, хрусталика, стекловидного тела и сетчатки), а именно значения теплопроводности, плотности и удельной теплоемкости, взятые в качестве контрольных значений, приведены в табл. 1. Значение теплопроводности, плотности и удельной теплоемкости радужной оболочки и цилиарного тела считались равными показателям влаги передней камеры. Для роговицы и для стекловидного тела физические константы близки к физическим константам воды, но значения теплопроводности и удельной теплоемкости для хрусталика значительно ниже [29].

Таблица 1

Теплофизические свойства глаза человека [29].

| Структуры глаза | Теплопроводность Вт/(м·К) | Плотность кг/ м ³ | Удельная теплоемкость Дж/(кг·К) |
|---|------------------------------|---------------------------------|---------------------------------------|
| Роговица (температура внешней поверхности – 32.0-34.0 °С) | 0.580 | 1050 | 4178 |
| Влага передней камеры глаза (объем 0.25 – 0.3 мл) | 0.580 | 1000 | 3997 |
| Хрусталик | 0.400 | 1050 | 3000 |
| Стекловидное тело (объем 3.5 – 4мл, температура 34.0 – 36.0 °С) | 0.603 | 1000 | 4178 |
| Сетчатка | 0.628 | 1000 | 4190 |
| Кровь | 0.53-0.55 | 1050 | 4050 |
| Плазма (36.85 °С) | 0.599 | 1025 | 3820 |
| Вода (20 °С) | 0.6 | 993.4 | 4184 |
| Перфузия сетчатки кровью – 0.012 с ⁻¹ . | | | |

Математическое описание

Для описания процесса теплообмена в «живых» биологических тканях используют уравнение Пеннеса (1) [30]. Генерация метаболического тепла предполагается равномерно распределенной по всей биологической ткани, перфузия крови также предполагается однородной и изотропной. Согласно модели Пеннеса тепловое равновесие возникает непосредственно в капиллярном круге микроциркуляторного русла (кровь при температуре T_b

поступает в капилляры, где происходит теплообмен, и температура крови снижается до температуры биологической ткани T).

Пеннес смоделировал влияние крови как изотропного источника тепла, интенсивность которого пропорциональна скорости потока крови и разности между температурой тела и локальной температурой ткани, в виде следующего уравнения [31 – 35]:

$$k\nabla^2 T + \rho_b c_b \omega_b (T_b - T) + Q_m + Q_i = \rho c \frac{\partial T}{\partial t}, \quad (1)$$

где k – теплопроводность биологической ткани;

T – температура биологической ткани;

ρ_b – плотность крови;

c_b – удельная теплоемкость крови;

ω_b – перфузия крови;

T_b – температура артериальной крови ($T_b = 37$ °С);

Q_m – тепло, выделяющееся вследствие метаболизма;

Q_i – внутренний источник тепла;

ρ – плотность биологической ткани;

c – удельная теплоемкость биологической ткани;

t – время.

В уравнении (1) ∇^2 означает оператор Лапласа, имеющий для трехмерной модели следующий вид:

$$\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}. \quad (2)$$

Слагаемое в правой части уравнения (1) представляет собой скорость изменения тепловой энергии, которая содержится в единице объема биологической ткани. Три слагаемых в левой части этого уравнения представляют собой соответственно скорость изменения тепловой энергии за счет теплопроводности при градиенте температур, перфузии крови и тепла метаболизма.

Для стационарного случая $\partial T / \partial t = 0$, поэтому уравнение (1) упрощается к виду:

$$k\nabla^2 T + \rho_b c_b \omega_b (T_b - T) + Q_m + Q_i = 0. \quad (3)$$

Уравнение (3) необходимо решать со следующими предельными условиями:

1. Температура крови приблизительно равна температуре биологической ткани $T_b = T = 37$ °С.

2. Плотность теплового потока (конвекция) с поверхности биологической ткани q_0 определяется при помощи уравнения Ньютона-Рихмана (4):

$$q_0 = \alpha(T_{ext} - T), \quad (4)$$

где $\alpha = 12$ – коэффициент теплоотдачи, $T_{ext} = 20$ °С – температура окружающей среды.

3. Плотность теплового потока (излучение) с поверхности биологической ткани q определяется согласно уравнению Стефана-Больцмана (5):

$$q = \sigma \cdot S \cdot \varepsilon_{1,2} \cdot (T_{ext}^4 - T^4), \quad (5)$$

где σ – постоянная Стефана-Больцмана; S – площадь поверхности, с которой происходит излучение; $\varepsilon_{1,2}$ – коэффициент черноты.

4. Суммарный тепловой поток Q с поверхности биологической ткани определяется выражением:

$$Q = q_0 + q. \quad (6)$$

Аналитическое решение уравнения (3) с граничными условиями (4) – (6) достаточно сложно, поэтому был использован пакет прикладных программ COMSOL Multiphysics [36], дающий возможность проводить компьютерное моделирование теплофизических процессов в биологической ткани с учетом кровообращения и метаболизма.

Компьютерная модель глаза человека и результаты моделирования

С целью определения распределения температуры в глазу человека была создана трехмерная компьютерная модель глаза человека с учетом его теплофизических особенностей, кровообращения, процессов метаболизма и теплообмена. Для этого были использованы пакет прикладных программ Comsol Multiphysics [36], что дает возможность проводить моделирование теплофизических процессов в биологической ткани с учетом кровообращения и метаболизма.

Расчет распределений температур и плотности тепловых потоков в глазу человека осуществлялся методом конечных элементов, суть которого заключается в том, что исследуемый объект разбивается на большое количество конечных элементов и в каждом из них ищется значение функции, которое удовлетворяет заданным дифференциальным уравнениям второго порядка с соответствующими граничными условиями. Точность решения поставленной задачи зависит от уровня разбиения и обеспечивается использованием большого количества конечных элементов [36].

С помощью объектно-ориентированного компьютерного моделирования были получены распределения температуры и тепловых потоков в разных структурах глаза человека, которые приведены на рис.3 – 4а,б.

Известно, что основой нейропротекторного действия гипотермии является снижение индукции апоптоза нейронов с помощью уменьшения скорости метаболических процессов в них. Так, снижение температуры головного мозга на 1 °С обеспечивает уменьшение потребления нейронами кислорода и метаболизм глюкозы на 5 % [37]. Таким образом, согласно медицинским требованиям для разработки технологии контролируемой локальной гипотермии глаза, необходимо определить температуру поверхности роговицы, обеспечивающую понижение температуры сетчатки глаза на 2 – 5 °С.

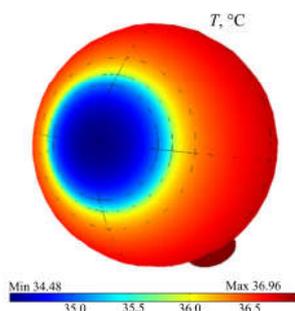
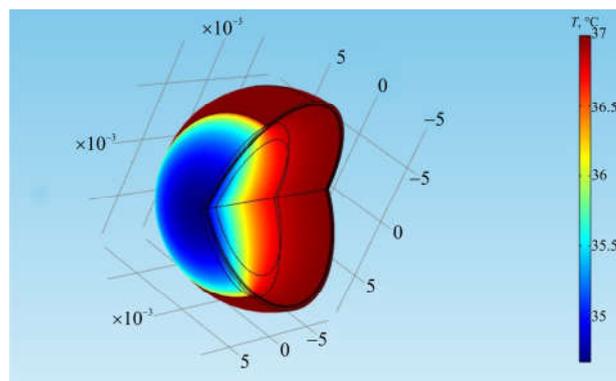
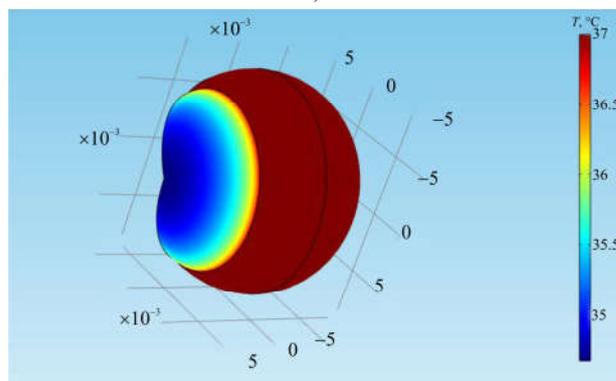


Рис. 3. Компьютерная модель глаза человека в программе Comsol Multiphysics.



а)



б)

Рис. 4 а, б. Распределение температуры в глазу человека при температуре окружающей среды $T = 22\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Также было выполнено компьютерное моделирование распределений температуры в различных структурах глаза человека при охлаждении роговицы до необходимых температур. В качестве примера, на рис. 5 - 6 приведены распределения температуры в глазу человека при температурах на поверхности роговицы $T = 18\text{ }^{\circ}\text{C}$ и $T = -5\text{ }^{\circ}\text{C}$.

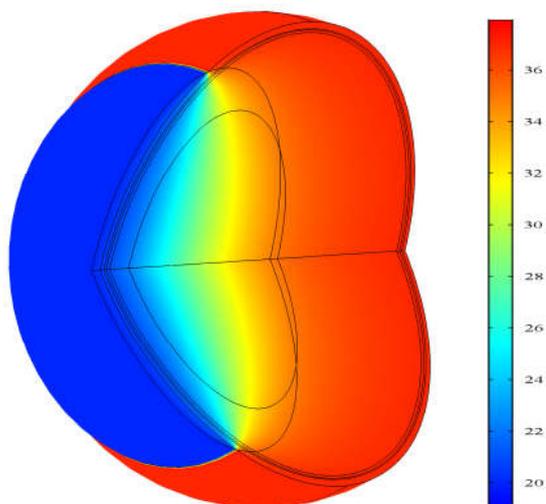


Рис. 5. Распределение температуры в глазу человека при температуре на поверхности роговицы $T = 18\text{ }^{\circ}\text{C}$.

С помощью компьютерного моделирования установлено, что необходимое снижение температуры стекловидного тела и, соответственно, сетчатки глаза на 2°C достигается путем охлаждения поверхности роговицы до температуры $+18^{\circ}\text{C}$, а для понижения температуры сетчатки на 5°C необходимо охладить поверхность роговицы до температуры -5°C . Полученные результаты дают возможность разработать технологию контролируемой локальной терапевтической гипотермии в офтальмологии.

Результаты компьютерного моделирования приведено в табл. 2.

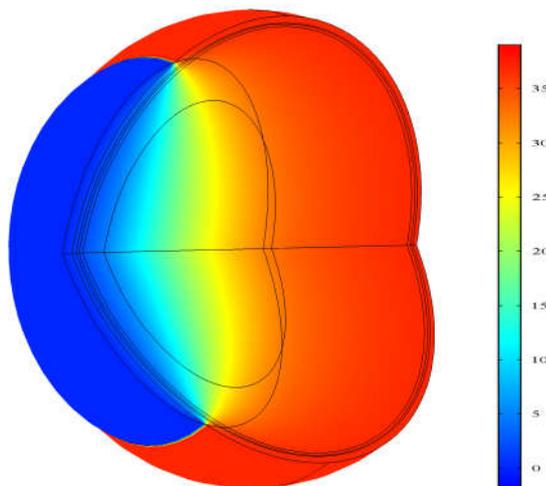


Рис. 6. Распределение температуры в глазу человека при температуре на поверхности роговицы $T = -5^{\circ}\text{C}$.

Таблица 2

Результаты компьютерного моделирования.

| Структуры глаза | Температура окружающей среды $T = +22^{\circ}\text{C}$, $^{\circ}\text{C}$ | Температура при охлаждении поверхности роговицы до $T = +18^{\circ}\text{C}$, $^{\circ}\text{C}$ | Температура при охлаждении поверхности роговицы до $T = -5^{\circ}\text{C}$, $^{\circ}\text{C}$ |
|---|--|---|--|
| Роговица | +34 | +18 | -5 |
| Стекловидное тело (и, соответственно, сетчатка глаза) | +37 | +35 | +32 |

Выводы

1. Построены схематическая, математическая и компьютерная модели глаза человека с учетом его теплофизических особенностей, кровообращения, процессов метаболизма и теплообмена.
2. Разработаны компьютерные методы моделирования тепловых процессов в глазу человека.

Определены распределения температуры и тепловых потоков в глазу человека. Установлено, что необходимое снижение температуры сетчатки глаза на 2 °С достигается путем охлаждения поверхности роговицы до температуры +18 °С.

3. Полученные результаты будут использованы для создания новейшей термоэлектрической медицинской аппаратуры для диагностики и лечения офтальмологических заболеваний. Эта аппаратура позволит повысить эффективность диагностики патологии органа зрения, даст возможность наблюдать в динамике за развитием патологического процесса в структурах глаза, повысит эффективность лечения острых и хронических заболеваний глаза, а также разработать и внедрить технологию контролируемой локальной терапевтической гипотермии в офтальмологии.

Литература

1. Усенко Л.В. Искусственная гипотермия в современной реаниматологии / Л.В. Усенко, А.В. Царев // *Общая реаниматология*. – 2009. – № 1. – С. 21-23.
2. Tiainen M. Arrhythmias and heart rate variability during and after therapeutic hypothermia for cardiac arrest / M. Tiainen, H. Parikka, M. Makijarvi, O. Takkunen, S. Sarna, R. Roine // *Critical Care Medicine*. – 2009. – V. 37(2). – P. 403-409.
3. Deakin C.D. European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010. Section 4. Adult advanced life support / C.D. Deakin, J.P. Nolan, J. Soar, K. Sunde, R.W. Koster, G.B. Smith, G.D. Perkins // *Resuscitation*. – 2010. – V. 81. – P. 1305-1352.
4. Абрамов В.Г. Артамонов В.П. Применение холода в офтальмологии. – Ярославль, 1973. – 140 с.
5. Tamai K. Local hypothermia protects the retina from ischaemic injury in vitrectomy / K. Tamai, E. Toumoto, A. Majima // *Brit. J. Ophthalmol.* – 1997. – Vol.81, (9) . – P. 789-794.
6. Alzaga A.G. Therapeutic hypothermia / A.G. Alzaga, M. Cerdan, J. Varon // *Resuscitation* – 2006. – Vol.70, (3). – P. 369-380.
7. Iguchi Y. Changes in vitreous temperature during intravitreal surgery / Y. Iguchi, T. Asami, S. Ueno, [et al.] // *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* – 2014. – Vol.55. – P.2344-2349.
8. Oosterhuis JA, Journee-de Korver HG, Kakebeeke-Kemme HM, Bleeker JC. Transpupillary thermotherapy in choroidal melanomas. *Arch Ophthalmol* 1995;113:315-321.
9. Rem AI, Oosterhuis JA, Journee-de Korver HG, de Wolff-Rouendaal D, Keunen JE. Transscleral thermotherapy: short- and long-term effects of transscleral conductive heating in rabbit eyes. *Arch Ophthalmol*. 2003;121:510-6.
10. Machemer R. Vitrectomy: a pars plana approach. Technical improvements and further results / R. Machemer, J.M. Parel, E.W. Norton // *Trans. Am. Acad. Ophthalmol. Otolaryngol.* – 1972. – Vol.76. – P.462-466.
11. Tan J.H. Infrared thermography on ocular surface temperature: A review / J.H. Tan, E.Y.K Ng, U. R. Acharya, C. Chee // *Infrared Physics & Technology*, 2009. – Vol. 52. – P. 97–108.
12. Schwartz B. Temperature gradients in the rabbit eye / B. Schwartz, M.R. Feller // *Investigative Ophthalmology*, 1962. – Vol. 1(4). – P. 513-521.
13. May D. R. Ocular hypothermia: anterior chamber perfusion / D. R. May, R. J. Freedland // *British Journal of Ophthalmology*, 1983. – Vol. 67. – P. 808-813.
14. 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.
15. Буйко А. С. Локальная СВЧ-гипертермия в комплексном лечении злокачественных

- опухолей век и орбиты / А. С. Буйко, В. А. Елагина, С.И. Мазохин, И. М. Логай, И. Я. Шитова // Мед. радиология, 1988. – № 8. – С. 7-11.
16. Purslow C. Ocular surface temperature: a review / C. Purslow, J. Wolffsohn // Eye and Contact Lens, 2005. – Vol. 31. – P. 117–123.
 17. Анатычук Л.И., Пасечникова Н.В., Задорожный О.С., Кобылянский Р.Р., Гаврилюк Н.В., Назаретян Р.Е., Мирненко В.В. Термоэлектрическое устройство для измерения внутриглазной температуры // Термоэлектричество. – № 3. – 2015. – С. 31-41.
 18. Анатычук Л.И., Пасечникова Н.В., Кобылянский Р.Р., Гаврилюк Н.В., Науменко В.А., Мирненко В.В., Назаретян Р.Е., Задорожный О.С. Термоэлектрические датчики для регистрации внутриглазной температуры // Сенсорна електроніка і мікросистемні технології (Sensor Electronics and Microsystem Technologies). – Т. 13. – № 3. – 2016. – С. 30-38.
 19. Пат. 117677 Украина, МПК H01L 35/00. Термоэлектрический прибор для измерения и регистрации внутриглазной температуры / Анатычук Л.И., Пасечникова Н.В., Кобылянский Р.Р., Науменко В.А., Задорожный О.С., Гаврилюк М.В., Назаретян Р.Э., Мирненко В.В.; Институт термоэлектричества. - № u201611627; заявл. 30.01.2017; опубл. 10.07.2017, Бюл. № 13.
 20. Анатычук Л.И., Пасечникова Н.В., Задорожный О.С., Назаретян Р.Э., Мирненко В.В., Кобылянский Р.Р., Гаврилюк Н.В. Распределение температуры в различных отделах глаза кролика в зависимости от температуры окружающей среды // Офтальмология. Восточная Европа – 2015. – № 4. – С. 60-68.
 21. Анатычук Л.И., Пасечникова Н.В., Задорожный О.С., Назаретян Р.Э., Мирненко В.В., Кобылянский Р.Р., Гаврилюк Н.В. Особенности распределения температуры в глазу кролика // OFTALMOLOGIYA: Elmi-Praktik Jurnal (г.Баку, Азербайджан). – № 19. – 2015. – с. 44-51.
 22. Анатычук Л.И., Пасечникова Н.В., Задорожный О.С., Назаретян Р.Э., Мирненко В.В., Кобылянский Р.Р., Гаврилюк Н.В. Оригинальное устройство и подходы к изучению распределения температуры в различных отделах глаза // Офтальмологический журнал – 2015. – № 6. – С. 50-53.
 23. Anatyshuk 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 Ophthalmologica (Abstracts from the 2016 European Association for Vision and Eye Research Conference). – Volume 94. – Issue Supplement S 256. – October 2016 (DOI: 10.1111/j.1755-3768.2016.0267).
 24. Анатычук Л.И., Пасечникова Н.В., Задорожный О.С., Кобылянский Р.Р., Назаретян Р.Э., Мирненко В.В., Гаврилюк Н.В. Устройство для интраокулярной термометрии и особенности распределения температуры в различных отделах глаза кролика // Журнал НАМН Украины. – 2016. – 2016. – Т. 22. – № 1. – С. 103-108.
 25. Peksayar G., Altan-Yaycioglu R., Onal S. Excision and cryosurgery in the treatment of conjunctival malignant epithelial tumours. Eye (Lond). 2003 Mar;17(2):228-32.
 26. Ooi E.H. and Ng E.Y.K. Ocular Temperature Distribution: A Mathematical Perspective Journal of Mechanics in Medicine and Biology Vol. 9, No. 2 (2009) 199–227.
 27. Вит В.В. Строение зрительной системы человека / В.В. Вит // Одесса «Астропринт». – 2003. – 655с.
 28. Mapstone R. Determinants of ocular temperature / R. Mapstone // British Journal of Ophthalmology, 1968. – Vol. 52. – P. 729-741.
 29. Scott J.A. A finite element model of heat transport in the human eye. / J.A. Scott // Phys

- Med Biol. – 1988. – Vol.33(2). – P.227-241
30. Pennes H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm J. Appl. Physiol. 1948. Vol. 1. no. 2. P. 93 – 122.
 31. Jiang S.C., Ma N., Li H.J., Zhang X.X. Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries // Burns. – 28. – 2002. – p. 713-717.
 32. Cetingul M.P., Herman C. Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique // IEEE. – 2008. – p. 1219-1222.
 33. Ciesielski M., Mochnacki B., Szopa R. Numerical modeling of biological tissue heating. Admissible thermal dose // Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science, 1(10) 2011, p. 11-20.
 34. Florin Filipoiu, Andrei Ioan Bogdan, Iulia Maria Carstea. Computer-aided analysis of the heat transfer in skin tissue // Proceedings of the 3rd WSEAS Int. Conference on Finite Differences - Finite Elements - Finite Volumes - Boundary Elements. – 2010. – p. 53-59.
 35. Daniela Carstea, Ion Carstea, Iulia Maria Carstea. Interdisciplinarity in computer-aided analysis of thermal therapies // WSEAS Transactions on Systems and Control. – V.6. – №4. – 2011. – p. 115-124.
 36. COMSOL Multiphysics User's Guide // COMSOLAB. – 2010. – 804 p.
 37. Yenari M.A. Neuroprotective mechanisms of hypothermia in brain ischaemia / M.A. Yenari, H.S. Han // Nat. Rev. Neurosci. – 2012. – Vol.13. – P. 267-278.

Поступила в редакцию 26.06.2017

L.I.Anatyчук *acad. National Academy of Sciences of Ukraine*^{1,2},
N.V.Pasechnikova *Doctor med. sciences, National Academy of medical sciences of Ukraine*³, **R.R. Kobylanskyi** *Candidate Phys.-math. sciences*^{1,2},
A.V. Prybyla *Candidate Phys.-math. Sciences*^{1,2},
V.O. Naumenko *Doctor med. sciences*³, **O.S. Zadorozhnyi** *Candidate med. sciences*³,
R.E. Nazaretian³, **V.V. Myrnenko**³

¹Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine,
1 Nauky str., Chernivtsi, 58029, Ukraine;
e-mail: anatykh@gmail.com;

²Yu. Fedkovych Chernivtsi National University,
2, Kotsyubinsky str., Chernivtsi, 58012, Ukraine;
e-mail: anatykh@gmail.com;

³State Institution “The Filatov Institute of Eye Diseases and Tissue Therapy
of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine”,
49/51, Frantsuskiy Boulevard, Odessa, 65061, Ukraine;
e-mail: zadoroleg2@gmail.com

COMPUTER SIMULATION OF THERMAL PROCESSES IN HUMAN EYE

The paper presents the results of computer simulation of thermal processes in human eye. The schematic, mathematical and computer models of human eye were built with regard to its thermophysical features, blood circulation, metabolic and heat exchange processes. The patterns of temperature distribution in different segments of human eye at controlled local hypothermia of corneal surface were determined. It was established that the required temperature decrease of eye retina by 2°C is achieved by cooling corneal surface to +20 °C. Bibl. 39, Fig. 6, Table. 2.

Key words: human eye, computer simulation, diagnosis and treatment of ophthalmologic diseases.

REFERENCES

1. Usenko L.V., Tsarev A.V. (2009). Iskusstvennaia hipotermia v sovremennoi reanimatologii [Artificial hypothermia in modern resuscitation]. *Obshchaia reanimatologiya – General Resuscitation*, 1, 21-23 [in Russian].
2. Tiainen, H. Parikka, M. Makijarvi, O. Takkunen, S. Sarna, R. Roine. (2009). Arrhythmias and heart rate variability during and after therapeutic hypothermia for cardiac arrest. *Critical Care Medicine*, 37(2), 403-409.
3. Deakin C.D., Nolan J.P., Soar J., Sunde K., Koster R.W., Smith G.B., Perkins G.D. (2010). European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010. Section 4. Adult advanced life support. *Resuscitation*, 81, 1305-1352.
4. Abramov V.G., Artamonov V.P. (1973). *Primeneniie kholoda v oftalmologii [Use of cold in ophthalmology]*. Yaroslavl [in Russian].
5. K. Tamai, E. Toumoto, A. Majima. (1997). Local hypothermia protects the retina from ischaemic injury in vitrectomy. *Brit. J. Ophthalmol*, 81(9), 789-794.
6. Alzaga A.G., Cerdan M., Varon J. (2006). Therapeutic hypothermia. *Resuscitation*, 70(3), 369-380.
7. Iguchi Y., Asami T., Ueno S., et al. (2014). Changes in vitreous temperature during intravitreal surgery. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 55, 2344-2349.
8. Oosterhuis J.A., Journee-de Korver H.G., Kakebeeke-Kemme H.M., Bleeker J.C. (1995). Transpupillary thermotherapy in choroidal melanomas. *Arch Ophthalmol*, 113, 15-321.
9. Rem A.I., Oosterhuis J.A., Journee-de Korver H.G., de Wolff-Rouendaal D., Keunen J.E. (2003). Transscleral thermotherapy: short- and long-term effects of transscleral conductive heating in rabbit eyes. *Arch Ophthalmol*. 121, 510-6.
10. Machemer R., Parel J.M., Norton E.W. (1972). Vitrectomy: a pars plana approach. Technical improvements and further results. *Trans. Am. Acad. Ophthalmol. Otolaryngol*, 76, 462-466.
11. Tan J.H., Ng E.Y.K., Acharya U.R., Chee C. (2009). Infrared thermography on ocular surface temperature: A review. *Infrared Physics & Technology*, 52, 97-108.
12. Schwartz B., Feller M.R. (1962). Temperature gradients in the rabbit eye. *Investigative Ophthalmology*, 1(4), 513-521.
13. May D.R., Freedland R.J. (1983). Ocular hypothermia: anterior chamber perfusion. *British Journal of Ophthalmology*, 67, 808-813.
14. Fatt I., Forester J.F. (1972). Errors in eye tissue temperature measurements when using a metallic probe. *Exp. Eye Res.*, 14, 270-276.
15. Buiko A.S., Yelagina V.A., Mazokhin S.I., Logai I.M., Shitova I.Ya. (1988). Lokalnaia SVCH-hypertermiia v kompleksnom lechenii zlokachestvennykh opukholei vek i orbity [Local UHF-hyperthermia in combined therapy of malignant tumors of eyelids and orbital cavity]. *Meditsinskaia radiologiya - Medical Radiology*, 8, 7-11.
16. Purslow C., Wolffsohn J. (2005). Ocular surface temperature: a review. *Eye and Contact Lens*, 31, 117-123.
17. Anatyчук L.I., Pasechnikova N.V., Zadorozhnyi O.S., Kobylanskiyi R.R., Havryliuk M.V., Nazaretian

- R.E., Myrnenko V.V. (2015). Thermoelectric device for measurement of intraocular temperature. *J. Thermoelectricity*, 3, 31-40.
18. Anatyhuk L.I., Pasechnikova N.V., Kobylianskyi R.R., Havryliuk M.V., Naumenko V.A., Myrnenko V.V., Nazaretian R.E., Zadorozhnyi O.S. (2016). Termoelektricheskie datchiki dlia registratsii vnutriglaznoi temperatury [Thermoelectric sensors of recording of intraocular temperature]. *Sensorna elektronika i mikrosystemni tekhnologii - Sensor Electronics and Microsystem Technologies*, 13(3), 30-38 [in Russian].
 19. *Patent of Ukraine № 117677*. (2017). Anatyhuk L.I., Pasechnikova N.V., Kobylianskyi R.R., Naumenko V.O., Zadorozhnyi O.S., Havryliuk M.V., Nazaretian R.E., Myrnenko V.V. Thermoelectric device for measurement and recording of intraocular temperature [in Ukrainian].
 20. Anatyhuk L.I., Pasechnikova N.V., Zadorozhnyi O.S., Nazaretian R.E., Myrnenko V.V., Kobylianskyi R.R., Havryliuk M.V. (2015). Raspredeleniie temperatury v razlichnykh otdelakh glaza krolika v zavisimosti ot temperatury okruzhaiushchei sredy [Temperature distribution in different segments of rabbit eye depending on ambient temperature]. *Oftalmologiya. Vostochnaia Yevropa – Ophthalmology. Eastern Europe*, 4, 60-68 [in Russian].
 21. Anatyhuk L.I., Pasechnikova N.V., Zadorozhnyi O.S., Nazaretian R.E., Myrnenko V.V., Kobylianskyi R.R., Havryliuk M.V. (2015). Osobennosti raspredeleniia temperatury v glazu krolika [Peculiarities of temperature distribution in rabbit eye]. *OFTALMOLOGIYA: Elmi-Praktik Jurnal*, 19, 44-51 [in Russian].
 22. Anatyhuk L.I., Pasechnikova N.V., Zadorozhnyi O.S., Nazaretian R.E., Myrnenko V.V., Kobylianskyi R.R., Havryliuk M.V. (2015). Originalnoie ustroistvo i podkhody k izucheniiu raspredeleniia temperatury v razlichnykh otdelakh glaza [Original device and approaches to the study of temperature distribution in different eye segments]. *Oftalmologicheskii Zhurnal - J. Ophthalmology*, 6, 50-53 [in Russian].
 23. Anatyhuk L., Pasechnikova N., Zadorozhnyi O., Kobylianskyi R., Nazaretian R., Myrnenko V. (2016). Experimental study of intraocular temperature distribution in the rabbit under various environmental conditions. *Acta Ophthalmologica (Abstracts from the 2016 European Association for Vision and Eye Research Conference)*, 94, S 256. – October 2016 (DOI: 10.1111/j.1755-3768.2016.0267).
 24. Anatyhuk L.I., Pasechnikova N.V., Zadorozhnyi O.S., Kobylyanskyi R.R., Nazaretian R.E., Myrnenko V.V., Havryliuk M.V. (2016). Ustroistvo dlia intraokuliarnoi termometrii i osobennosti raspredeleniia temperatury v razlichnykh otdelakh glaza krolika [Intraocular thermometry device and peculiarities of temperature distribution in different segments of rabbit eye]. *Zhurnal Natsionalnoi Akademii meditsinskikh nauk Ukrainy – J. of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine*, 22(1), 103-108 [in Russian].
 25. Peksayar G., Altan-Yaycioglu R., Onal S. (2003). Excision and cryosurgery in the treatment of conjunctival malignant epithelial tumours. *Eye (Lond)*. 2003 Mar;17(2):228-32.
 26. Ooi E.H. and Ng E.Y.K. (2009). Ocular temperature distribution: a mathematical perspective. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 9(2), 199–227.
 27. Vit V.V. (2003). *Stroieniie zritelnoi sistemy cheloveka [Structure of human visual system]*. Odessa: Astroprint [in Russian].
 28. Mapstone R. (1968). Determinants of ocular temperature. *British Journal of Ophthalmology*, 52, 729-741.
 29. Scott J.A. (1988). A finite element model of heat transport in the human eye. *Phys Med Biol.*, 33(2), 227-241.
 30. Pennes H.H. (1948). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm *J. Appl. Physiol.*, 1(2), 93 – 122.
 31. Jiang S.C., Ma N., Li H.J., Zhang X.X. (2002). Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. *Burns*, 28, 713-717.
 32. Cetingul M.P., Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219-1222.

33. Ciesielski M., Mochnacki B., Szopa R. (2011). Numerical modeling of biological tissue heating. Admissible thermal dose. *Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science*, 1(10), 11-20.
34. Florin Filipoiu, Andrei Ioan Bogdan, Iulia Maria Carstea. (2010). Computer-aided analysis of the heat transfer in skin tissue. *Proc. of the 3rd WSEAS Int. Conference on Finite Differences - Finite Elements - Finite Volumes - Boundary Elements*. (Bucharest, Romania, 2010) (pp. 53-59).
35. Daniela Carstea, Ion Carstea, Iulia Maria Carstea. (2011). Interdisciplinarity in computer-aided analysis of thermal therapies. *WSEAS Transactions on Systems and Control*, 6(4), 115-124.
36. *COMSOL Multiphysics User's Guide*. COMSOLAB, 2010.
37. Yenari M.A., Han H.S. (2012). Neuroprotective mechanisms of hypothermia in brain ischaemia. *Nat. Rev. Neurosci.*, 13, 267-278.

Submitted 26.06.2017