

УДК 617.76-006.03/.04-08:615.832.9(083.3):617.7-536.5

## Усовершенствование способа дозировки криодеструкции опухолей конъюнктивы в проекции цилиарного тела на основе данных математического моделирования внутриглазных теплофизических процессов (предварительные данные)

О. С. Задорожный<sup>1</sup>, канд. мед. наук; Н. В. Савин<sup>2</sup>, канд. техн. наук,  
А. С. Буйко<sup>1</sup>, д-р мед. наук, профессор

<sup>1</sup> ГУ «Институт глазных болезней и тканевой терапии им. В.П. Филатова НАМН Украины»;  
Одесса (Украина)

<sup>2</sup> КП «Городская клиническая больница №1»;  
Одесса (Украина)

E-mail: laserfilatova@gmail.com

**Актуальность.** При криодеструкции эпibuльбарной опухоли прямое измерение температуры ее и окружающих тканей в процессе лечения выполнить полноценно сложно и опасно. Известно, что инфракрасная термография (ИКТ) позволяет визуализировать и регистрировать динамику изменения температуры лишь на поверхности тканей. Для оценки распределения температур в подлежащих структурах, зная их теплофизические особенности, можно использовать метод математического моделирования.

**Цель.** Разработать математическую модель распределения температурных зон в оболочках глаза при криодеструкции опухолей конъюнктивы с локализацией в зоне цилиарного тела для определения режима их замораживания, обеспечивающего снижение риска осложнений с соблюдением принципов абластики.

**Материал и методы.** ИКТ процесса криодеструкции эпibuльбарных злокачественных и доброкачественных опухолей, расположенных в проекции цилиарного тела, проведена 25 больным (25 глаз). Математическая модель распределения температурных полей в оболочках глаза при криодеструкции эпibuльбарной опухоли с локализацией в зоне цилиарного тела была реализована при помощи программы Microsoft Quick BASIC 4.5.

**Результаты.** С помощью ИКТ при анализе распределения температурных полей обнаружено, что при криодеструкции эпibuльбарных опухолей рассматриваемой локализации в первую очередь отмечалось охлаждение склеры вокруг эпицентра воздействия, а затем (спустя 30 - 60 секунд, в зависимости от размеров опухоли и параметров криоустановки) - быстрое охлаждение роговицы. Математическая модель, разработанная с учетом различий в показателях теплопроводности и теплоемкости склеры, цилиарного тела и роговой оболочки, также подтверждает данное наблюдение.

**Выводы.** Разработаны способ ИКТ мониторинга тепловых полей при криодеструкции эпibuльбарных опухолей и математическая модель теплофизических процессов, которые позволят определять индивидуальный режим криовоздействия, не приводящий к избыточному охлаждению подлежащих структур (цилиарное тело, эндотелий роговицы). Для снижения степени риска осложнений при необходимости проведения повторного цикла криодеструкции опухоли ИКТ позволяет оценить полный отогрев тканей глазного яблока после охлаждения. Необходимы дальнейшие исследования, направленные на сопоставление величины экспозиции, заданной математической моделью, с данными долгосрочных клинических исходов.

### Ключевые слова:

эпibuльбарная опухоль,  
криодеструкция, инфракрасная  
термография, математическая модель

**Актуальность.** Криодеструкция является эффективным методом лечения опухолей конъюнктивы, после применения которого наблюдается низкая частота рецидивирования новообразований [12, 13, 20.]. Криодеструкция успешно применяется как самостоятельный метод лечения (рис. 1 - см. 3 стр. обложки), так и в комбинации с другими методами [4, 10, 16, 21].

В ряде случаев после криотерапии при локализации опухоли в пределах зоны цилиарного тела, лимба, периферии роговицы (рис. 2 - см. 3 стр. обложки)

могут наблюдаться осложнения (кератит, ирит, иридоциклит, увеит с последующей деформацией зрачка), обусловленные, в основном, величиной экспозиции криовоздействия.

Известно, что при криодеструкции опухоли любой локализации важно знать дозу (экспозицию) криовоздействия [11]. Она зависит от многих факторов, в основном от характера, размера и локализации опухоли.

При лечении опухолей кожи век доза криовоздействия определяется нами с помощью математической модели, построенной на данных прямого измерения температуры в процессе криодеструкции как в тканях опухоли, так и в прилежащих к ней здоровых тканях [2].

Однако при криодеструкции эпibuльбарной опухоли прямое измерение изменений температуры ее ткани и особенно окружающих тканей в процессе лечения выполнить полноценно практически сложно и опасно. Необходим неинвазивный способ, и он был найден относительно неожиданно при регистрации методом инфракрасной термографии (ИКТ) характера распределения температурных полей на поверхности склеры при криодеструкции эпibuльбарных опухолей, расположенных в проекции цилиарного тела. Этот метод в последние годы становится вновь актуальным в медицинской практике, в том числе и офтальмологии [14, 15, 23]. ИКТ позволяет визуализировать и регистрировать в процессе криодеструкции динамику изменения температуры лишь на поверхности тканей. Для оценки же распределения температур в подлежащих структурах (склера, цилиарное и стекловидное тело) мы сочли возможным использовать метод математического моделирования [9, 19]. Знание же температурных градиентов зон замораживания эпibuльбарной опухоли в проекции цилиарного тела позволит улучшить результаты лечения снижением частоты осложнений, соблюдая принципы абластики.

**Цель.** Разработать математическую модель распределения температурных зон в оболочках глаза при криодеструкции опухолей конъюнктивы с локализацией в зоне цилиарного тела для определения режима их замораживания, обеспечивающего снижение риска осложнений с соблюдением принципов абластики.

#### Материал и методы

С октября 2016 года 25 больным (25 глаз), которым в условиях стационара проводилась криодеструкция эпibuльбарных злокачественных и доброкачественных опухолей (меланома – 10, рак – 8, дисплазия – 2, папиллома – 3, гемангиоэндотелиома – 1 и гемангиоперицитомы – 1), расположенных в проекции цилиарного тела, выполнялась ИКТ зоны замораживания в режиме реального времени.

Криодеструкция осуществлялась устройством на основе баллонной дроссельной микрокриогенной системы, которая обеспечивает низкие температуры в пределах  $-120 \dots -90$  °С, в зависимости от величины давления газа в баллоне [3]. Методика проведения криодеструкции обеспечивала стабильность процесса замораживания, а его экспозиция зависела от объема ткани опухоли, ее локализации, размеров рабочего наконечника криоустройства и давления хладагента. В случаях меланомы конъюнктивы выполнялось два цикла замораживание - оттаивание.

Для визуализации распределения температурных полей в зоне криовоздействия использован адаптированный к смартфону компактный инфракрасный тер-

мограф FLIR ONE (FLIR® Systems) с инфракрасным сенсором, чувствительным в диапазоне длин волн 8-14 мкм [24]. Хотя температурные характеристики устройства (диапазон измеряемых температур от  $-20$ °С до  $+120$ °С) априори не позволяли оценить количественно распределение перепада температур в зоне замораживания, характер их распределения был выражен достаточно отчетливо.

Осуществлялся контроль тепловых параметров глаза (конъюнктивы склеры, роговицы) до и после операции. Визуализировались тепловые поля, регистрировалось время охлаждения и отогрева структур наружной поверхности глаза вокруг эпицентра охлаждения, включая роговую оболочку.

Исследование и лечение проводились в помещении со стабильными показателями окружающей среды. Контролировалась температура, влажность воздуха. Поддерживались условия с минимальной скоростью движения воздуха. Перед проведением ИКТ пациенты адаптировались к температуре помещения в течение 20 минут с закрытыми глазами.

Проведение исследования было одобрено биоэтическим комитетом ГУ «Институт глазных болезней и тканевой терапии им. В. П. Филатова НАМН Украины». Все исследуемые подписывали информированное согласие.

Математическая модель распределения температурных полей в оболочках глаза при криодеструкции эпibuльбарной опухоли с локализацией в зоне цилиарного тела была реализована с помощью программы Microsoft Quick BASIC 4.5.

#### Результаты клинического этапа

При анализе распределения температурных полей в ряде случаев было обнаружено неожиданное для нас изменение их конфигурации в зоне замораживания. Будучи изначально в виде правильных концентрических окружностей, распространяющихся от центра охлаждения, они со временем начинают деформироваться, вытягиваясь в сторону роговицы. При этом визуально явно заметных изменений конфигурации зоны замораживания не отмечалось.

Так, в первую очередь происходит равномерное охлаждение склеры вокруг эпицентра воздействия и лишь спустя некоторое время (от 30 до 60 секунд) начинает охлаждаться роговая оболочка. В процессе криогенного воздействия было отмечено снижение температуры роговицы в центральной ее части в среднем с  $(35,1 \pm 0,8)$  до  $(22,4 \pm 0,9)$ °С, а на участке роговицы, граничащей с опухолью, температура падала ниже  $10$ °С. У всех больных также была зарегистрирована индивидуальная динамика постепенного отогрева тканей в области воздействия. После остановки процесса криодеструкции и снятия векорасширителя температура наружной поверхности глаза достигала исходных показателей в среднем через 10 минут.

**Математическое описание.** Известно, что кровобращение в сосудистой оболочке является основным

источником тепла в глазу человека. Кровь поступает в глаз с температурой, которая практически равна температуре тела, формирует тепловой градиент, который индуцирует переход тепла от крови к тканям глаза [9, 18]. Обнаруженная в ходе криодеструкции деформация тепловых полей на поверхности склеры, скорее всего, наступает после криогенной блокировки кровообращения в цилиарном теле, и последующий отбор тепла становится активнее в структурах с минимальным кровотоком или его отсутствием (роговица). Таким образом, определяется задача – установить для каждого конкретного случая момент начала визуально не определяемой деформации зон замораживания.

Зная анатомическое строение, особенности кровообращения глаза человека и теплофизические свойства его структур (табл.1), температурные характеристики рабочего наконечника криодеструктора, размер опухоли, такую задачу можно решить с помощью математического моделирования теплофизического процесса, в частности, в случаях локализации опухоли в пределах цилиарного тела и прилежащей хориоидеи [5, 9, 18, 22].

Глазное яблоко человека геометрически очень близко к форме шара, с незначительными отклонениями, которыми при разработке математической модели можно пренебречь. Внутренняя структура глаза симметрична относительно оси, проходящей через центр роговицы, хрусталика, стекловидного тела [9]. Поэтому математическую модель температурных процессов таких геометрических структур удобнее всего рассматривать в сферополярных координатах.

Уравнение теплопроводности в сферополярных координатах имеет вид [6].

$$\frac{1}{r^2} \cdot \frac{\partial}{\partial r} (\lambda_r \cdot r^2 \cdot \frac{\partial T}{\partial r}) + \frac{\partial}{\partial l} (\lambda_\varphi \cdot \frac{\partial T}{\partial l}) = -q(r, \varphi) + \rho \cdot c \cdot \frac{\partial T}{\partial t} \quad (1)$$

Записать математические выражения для функции температуры  $T(r, \varphi, t)$  в виде аналитических формул возможно только в простейшем случае, когда эта функция зависит только от одной переменной – радиуса ( $r$ ). В этом случае задача становится центрально-симметричной [7].

Для решения уравнения (3) был использован численный метод конечных элементов [8]. При этом были выбраны четырехугольные криволинейные конечные элементы в полярных координатах, так как их структура упрощает алгоритмизацию формирования сетки и нумерацию узлов конечных элементов.

В плоскости четырехугольника, которую занимает каждый конечный элемент, функция температуры  $T(r, z, t)$  аппроксимируется криволинейной гиперболоидальной поверхностью в виде квадратичной функции. Квадратичная аппроксимация выполняется квадратичными парабололами на восьми узлах, расположенных в углах и на серединах сторон четырехугольника.

Таблица 1. Теплофизические характеристики структур глаза

Структуры глаза	Теплопроводность Вт / (м·К)	Плотность кг/м <sup>3</sup>	Относительная теплоемкость Дж/(кг·К)
Роговица	0,580	1050	4178
Влага передней камеры	0,580	1000	3997
Хрусталик	0,400	1050	3000
Стекловидное тело	0,603	1000	4178
Сетчатка	0,628	1000	4190
Кровь	0,53-0,55	1050	4050

Квадратичные функции по характеру распределения в пространстве очень близки к распределению функции температуры  $T(r, \varphi)$  в физических телах.

Для практической реализации аппроксимации используются так называемые координатные функции в относительных координатах  $(\zeta, \eta)$ , которые для квадрата в координатах  $(\zeta, \eta)$  имеют следующий вид [1]:

- для узлов, расположенных в угловых точках ( $i=1,3,5,7$ )

$$N_i(\xi, \eta) = 0.25 \cdot (1 + \xi_i \xi) \cdot (1 + \eta_i \eta) \cdot (\xi_i \xi + \eta_i \eta - 1);$$

- для узлов, расположенных в середине горизонтальных сторон ( $i=2,6$ )

$$N_i(\xi, \eta) = 0.5 \cdot (1 - \xi^2) \cdot (1 + \eta_i \eta);$$

- для узлов, расположенных в середине вертикальных сторон ( $i=4,8$ )

$$N_i(\xi, \eta) = 0.5 \cdot (1 - \eta^2) \cdot (1 + \xi_i \xi).$$

Координатные функции равны единице в собственных узлах и равны нулю во всех других узлах. Кроме этого, алгебраическая сумма координатных функций всех узлов конечного элемента равна единице:

$$\sum_{i=1}^8 N_i(\xi, \eta) = 1.$$

Координатные функции выполняют отображение квадрата в относительных координатах  $(\zeta, \eta)$  на криволинейный четырехугольник в абсолютных координатах  $(r, \varphi)$ . Преобразование выполняется формулами:

$$r = \sum_{i=1}^8 N_i(\xi, \eta) r_i; \quad \varphi = \sum_{i=1}^8 N_i(\xi, \eta) \varphi_i, \quad (2)$$

где:  $r_i, \varphi_i$  - координаты узлов конечных элементов в координатах  $(r, \varphi)$ .

С помощью координатных функций уравнение теплопроводности вида (1) относительно функции  $T(r, \varphi)$  преобразуется в систему линейных алгебраических уравнений относительно неизвестных значений этой функции в узлах аппроксимации:

$$[K+H] \cdot [T] = [F] + [C] \cdot \left[ \frac{dT}{dt} \right] + [H] \cdot [T_0]. \quad (3)$$

Компоненты матриц системы конечно-элементных уравнений (3) в сферополярных координатах вычисляются через координатные функции по формулам:

- для матрицы коэффициентов:

$$k_{ij} = \lambda_r \cdot \int_{\varphi} \int_r \frac{dN_i}{dr} \cdot \frac{dN_j}{dr} \cdot r^3 \cdot dr \cdot d\varphi + \lambda_\varphi \cdot \int_{\varphi} \int_r \frac{dN_i}{dz} \cdot \frac{dN_j}{dz} \cdot r^3 \cdot dr \cdot d\varphi;$$

- для матрицы свободных членов:

$$f_i = - \int_{\varphi} \int_r N_i \cdot q_i(r, \varphi) \cdot r^3 \cdot dr \cdot d\varphi;$$

- для матрицы теплоемкостей:

$$c_{ij} = \rho \cdot c \cdot \int_{\varphi} \int_r N_i \cdot N_j \cdot r^3 \cdot dr \cdot d\varphi.$$

Компоненты, учитывающие конвективное охлаждение с поверхности глазного яблока, интегрируются только по угловой координате с постоянным радиусом глазного яблока R. Поэтому

$$h_{ij} = R^3 \cdot \int_{\varphi} N_i \cdot N_j \cdot \alpha_r(\varphi) \cdot d\varphi.$$

Кроме этого, матричное уравнение (3) записано при условии, что роговица и открытая часть поверхности склеры контактируют с окружающим воздухом, а закрытую часть поверхности склеры окружают ткани орбиты, и температура этих сред различна. В данном уравнении – это матрица температур окружающей среды для соответствующих узлов конечных элементов на поверхности интегрирования.

Для решения нестационарных задач используется итерационная схема Кранка-Николсона [1] в матричной форме:

$$\left[ \frac{1}{2} \cdot [K+H] + \frac{1}{\Delta t} \cdot [C] \right] \cdot [T_{j+1}] = [F_j] - \left[ \frac{1}{2} \cdot [K+H] - \frac{1}{\Delta t} \cdot [C] \right] \cdot [T_j] + [H] \cdot [T_0]. \quad (4)$$

Предложенная математическая модель была реализована на компьютере в виде программы для расчетов тепловых режимов в глазу человека.

В качестве входных данных для выполнения расчетов задаются:

tn – исходная температура в различных отделах глаза,

t0 – температура окружающей среды,

dt – шаг интегрирования процесса криодеструкции (от 1 до 3 секунд),

ml – число шагов интегрирования,

Rg – средний радиус глазного яблока (в мм) по данным УЗИ,

dsc – средняя толщина склеры (в мм) по данным УЗИ,

dbl – средняя толщина сосудистой оболочки (в мм) по данным УЗИ,

dse – средняя толщина сетчатки (в мм) по данным УЗИ,

f1 – расстояние от центра роговицы до лимба (в мм),

f2 – расстояние от лимба до криозонда (в мм),

f3 – расстояние от криозонда до свода конъюнктивы (в мм).

Разбивка расчетной области на конечные элементы и заполнение сетки конечных элементов теплофизическими характеристиками, согласно таблице 1, выполняется автоматически. Это значительно упрощает работу с программой и делает ее доступной для врачей различных специальностей, однако позволяет решать задачи только по криодеструкции опухолей данной локализации и данным криоустройством.

В процессе расчетов на экран монитора компьютера выводятся изотермы по глубине в радиальном направлении под криозондом и на поверхности глаза. По завершении расчетов печатаются численные значения температуры в заданных расчетных точках.

Для иллюстрации работы программы на рисунке 4 (см. 3 стр. обложки) показаны графики распределения изотерм по глубине и на поверхности глаза при криодеструкции на 60-й секунде интенсивного замораживания. Изотермы построены с интервалом 8,8 градусов.

### Обсуждение

На сегодняшний день не существует четких индивидуальных критериев дозирования криогенного воздействия при лечении эпibuльбарных опухолей, что в ряде случаев приводит к осложнениям. Так, Peksayar G с соавторами в своих работах продемонстрировали наличие осложнений при глубоком замораживании опухолей, расположенных в области корнеосклерального лимба и цилиарного тела. Авторы наблюдали развитие секторальной атрофии радужной оболочки, гипотонию, ириты, рубцевание роговой оболочки и другие нежелательные явления [20, 21].

Предполагается, что механизм действия криодеструкции заключается в первую очередь в ее тепловом эффекте; затем происходит облитерация микроциркуляторного русла, что ведет к ишемическому инфаркту тканей. Таким образом происходит повреждение как поверхностно расположенных опухолей, так и глубоко инфильтрирующих опухолей [17].

На сегодняшний день степень криогенного воздействия на опухоль в процессе криодеструкции определяется хирургом визуально. Воздействие завершается при формировании вокруг наконечника криоинструмента зоны замораживания с образованием льда шириной 2 мм для конъюнктивы, 1 мм для эписклеральных тканей и корнеосклерального лимба, 0,5 мм для роговицы [21].

В нашей работе при помощи ИКТ было обнаружено, что при криодеструкции эпibuльбарных опухолей, расположенных в проекции цилиарного тела, в первую очередь происходит охлаждение склеры вокруг эпицентра воздействия, а затем (спустя 30 - 60 секунд)

начинает быстро охлаждаться роговая оболочка. Это явление может свидетельствовать о глубоком охлаждении цилиарного тела в области воздействия и, по всей видимости, нарушением кровотока в нем, который перестает играть роль теплоотвода, что согласуется с предположениями других авторов [17, 21].

Математическая модель, разработанная с учетом различий в показателях теплопроводности и теплоемкости склеры, цилиарного тела и роговой оболочки, также подтверждает данное наблюдение. Роговица, не имеющая собственного кровообращения, быстро теряет тепло при глубоком замораживании структур цилиарного тела. При этом ожидаемо температура роговой оболочки снижается неравномерно. Сначала охлаждается область роговицы, граничащая с эпицентром криогенного воздействия, а затем происходит снижение температуры центральных ее отделов.

В нашей работе также продемонстрирована возможность визуализации в режиме реального времени и прогнозирования индивидуальной динамики постепенного отогрева тканей в эпицентре криогенного воздействия и окружающих тканях. Регистрация динамики постепенного отогрева тканей в области воздействия может быть полезна при криодеструкции опухолей большого размера, когда необходимо проводить последовательно ряд циклов замораживания-оттаивания, при этом контролируя момент восстановления температуры глаза.

### Выводы

ИКТ с помощью компактного инфракрасного тепловизора FLIR ONE (FLIR® Systems) позволяет визуализировать распределение температурных полей зоны замораживания при криодеструкции эпibuльбарных опухолей в режиме реального времени. Для определения температурных характеристик этих полей была разработана математическая модель теплофизических процессов. Разработанная модель позволяет оценить распределение температурных градиентов как в поверхностных, так и в подлежащих тканях при криодеструкции опухолей разных размеров. Мы полагаем, что разработанная модель позволит определить индивидуальную экспозицию криовоздействия, не приводящую к избыточному охлаждению окружающих структур, в частности, цилиарного тела и роговицы, что снизит риск последующих осложнений.

ИКТ также позволяет оценить динамику отогрева тканей глазного яблока до исходного состояния при необходимости проведения повторного цикла криодеструкции опухоли.

Дальнейшие исследования, связанные с сопоставлением величины индивидуальной экспозиции, вычисленной математической моделью, с данными визуальной оценки зоны замораживания и результатами клинических исходов, определяют позиции, требующие коррекции разработанного способа дозированной криодеструкции эпibuльбарных опухолей.

### Литература

1. Алтоиз Б. А. Влияние тепловыделения в микропрослойке жидкости при измерении ее вязкости / Б. А. Алтоиз, Н. В. Савин, Е. А. Шатагина // Журнал технической физики, 2014. – том 84, вып. 5. – С. 21-27.
2. Буйко А. С. Эпителиальные опухоли век: криодеструкция или скальпель? / Буйко А. С., Карповский Е. Я., Сафроненкова И. А. и др. // Офтальмол. журн. – 1991. – № 6. – С. 338-344.
3. Буйко А. С. Возможности повышения эффективности криогенного лечения опухолей век с использованием устройства на основе регулируемой баллонной дроссельной микрокриогенной системы / Буйко А. С., Елагина В.А., Ланда Ю.И. // Офтальмол. журн. – 1987. – № 5. – С. 272-276.
4. Буйко О. С., Сафроненкова И.О., Елагина В.А. Кріо-і радіокріохірургічне лікування хворих злоякісними епітеліальними пухлинами шкіри повік / О.С. Буйко, І.О. Сафроненкова, В.А. Елагіна // Методичні рекомендації. Одеса: Астропринт, 2015. – 24 с.
5. Вит В. В. Строение зрительной системы человека / В.В. Вит // Одесса «Астропринт». – 2003. – 655с.
6. Карслоу Г. Теплопроводность твердых тел / Г. Карслоу, Д. Егер // М.: Высшая школа, 1964. – 227 с.
7. Савин С. Н. Моделирование процессов отверждения эпоксидных смол в сферических слоях / С. Н. Савин // Вісник ОНУ. Хімія., 2013 р., – Т. 18, №4 (48). – С. 38-45.
8. Сегерлинд Л. Применение метода конечных элементов / Л. Сегерлинд // М.: Мир, 1979. – 134 с.
9. Anatyshuk L. I. Computer simulation of thermal processes in human eye / L. I. Anatyshuk, N. V. Pasechnikova, R. R. Kobylanskyi, [et al.] // Journal of Thermoelectricity. – 2017. – №5. – С. 41-58.
10. Basti S. Ocular Surface Squamous Neoplasia / S. Basti, M. S. Macsai // Cornea 2003, – Vol.22. – P.687-704.
11. Buschmann W. Kryochirurgie von Tumoren in der Augenregion / W. Buschmann // Stuttgart: New York Thieme, 1999. – P.56-104.
12. Divine R. D. Nitrous oxide cryotherapy for intraepithelial epithelioma of the conjunctiva / R. D. Divine, R. L. Anderson // Arch. Ophthalmol. – 1983. – Vol.101. – №5. – P. 782-786.
13. Fraunfelder F. T. Management of intraepithelial conjunctival tumors and squamous cell carcinomas / F. T. Fraunfelder, D. Wingfield // Am. J. Ophthalmol. – 1983. – Vol. 95. – P. 359-363.
14. Kaczmarek M. Active dynamic thermography in cardiosurgery / M. Kaczmarek, A. Nowakowski, M. Suchowirski, [et al.] // Quant. Infr. Therm. J. – 2007. – Vol.4 (1). – P. 107-123.
15. Kawasaki S. Evaluation of filtering bleb function by thermography / S. Kawasaki, Mizoue S., Yamaguchi M, [et al.] // Br. J. Ophthalmol. – 2009. – Vol.93 (10). – P.1331-1336.
16. Kenawy N. Conjunctival melanoma and melanocytic intraepithelial neoplasia / N. Kenawy, S.L. Lake, S.E. Coupland, [et al.] // Eye – 2013. – Vol. 27. – P.142-152.
17. Lee G.A. Ocular surface squamous neoplasia / G.A. Lee, L.W. Hirst // Surv. Ophthalmol. – 1995. – Vol. 39. – P. 429-450.
18. Mapstone R. Determinants of corneal temperature / R. Mapstone // Brit. J. Ophthalmol. – 1968. – Vol. 52. – P. 729-741.
19. Ooi E.H. Ocular Temperature Distribution: A Mathematical Perspective / E.H. Ooi, E.Y.K. Ng // J. Mech. Med. Biol. – 2009. – Vol. 9(2). – P. 199-227.

20. Peksayar G. Long-term results of cryotherapy on malignant epithelial tumors of the conjunctiva / G. Peksayar, M.K. Soy-turk, M. Demiryont // Am. J. Ophthalmol. – 1989. – Vol.107. – P.337-340.
21. Peksayar G., Altan-Yaycioglu R., Onal S. Excision and cryosurgery in the treatment of conjunctival malignant epithelial tumours / G. Peksayar, Altan-Yaycioglu R., Onal S. // Eye – 2002. – Vol.17. – P.226–230.
22. 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
23. Tan J.H. Infrared thermography on ocular surface temperature: A review / J.H. Tan, E.Y.K Ng, U. R. Acharya, C. Chee // Infrared Phys. Techn., 2009. – Vol. 52. – P. 97–108.
24. Zadorozhnyy O.S. Infrared thermography of external ocular surface in patients with absolute glaucoma in transscleral cyclophotocoagulation: a pilot study / O. S. Zadorozhnyy, O. V. Guzun, A. Iu. Bratishko, [et al.] // J. ophthalmol. (Ukraine) – 2018. – Vol.2. – P. 23-28.

Поступила 16.08.2018

### Удосконалення способу дозування кріодеструкції пухлин кон'юнктиви в проекції циліарного тіла на основі даних математичного моделювання внутрішньоочних теплофізичних процесів (попередні дані)

Задорожний О. С., Савін М. В., Буйко О. С.

ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. В. П.Філатова НАМН України»; Одеса (Україна)

КП «Міська клінічна лікарня №1»; Одеса (Україна)

**Вступ.** При кріодеструкції епібульбарної пухлини пряме вимірювання температури її та навколишніх тканин у процесі лікування виконати повноцінно важко і небезпечно. Відомо, що інфрачервона термографія (ІЧТ) дозволяє здійснювати візуалізацію та реєстрацію динаміки зміни температури лише на поверхні тканин. Для оцінки розподілу температур в глибше розташованих структурах, враховуючи їх теплофізичні особливості, доцільно використовувати метод математичного моделювання.

**Мета.** Розробити математичну модель розподілу температурних зон в оболонках ока при кріодеструкції пухлин кон'юнктиви з локалізацією в зоні циліарного тіла для визначення режиму їх заморожування, що забезпечує зниження ризику ускладнень з дотриманням принципів абластики.

**Матеріал і методи.** ІЧТ процесу кріодеструкції епібульбарних злоякісних та доброякісних пухлин, розташованих в проекції циліарного тіла, проведено 25 хворим (25 очей). Математична модель розподілу температурних полів в оболонках ока при кріодеструкції епібульбарної пухлини з локалізацією в зоні циліарного тіла була реалізована за допомогою програми Microsoft Quick BASIC 4.5.

**Результати.** За допомогою ІЧТ при аналізі розподілу температурних полів виявлено, що при кріодеструкції епібульбарних пухлин розглянутої локалізації в першу чергу відзначалося охолодження склери навколо епіцентру впливу, а потім (через 30 - 60 секунд, залежно від розмірів пухлини та параметрів кріоприладу) - швидке охолодження рогівки. Математична модель, розроблена з урахуванням різниці в показниках теплопровідності та теплоємності склери, циліарного тіла та рогової оболонки, також підтверджує дане спостереження.

**Висновки.** Розроблено спосіб ІЧТ моніторингу теплових полів при кріодеструкції епібульбарних пухлин і математичну модель теплофізичних процесів, які дозволять визначати індивідуальний режим кріогенного впливу, що не приводить до надмірного охолодження глибше розташованих структур (циліарне тіло, ендотелій рогівки). Для зниження ступеня ризику ускладнень при необхідності проведення повторного циклу кріодеструкції пухлини ІЧТ дозволяє оцінити повний відігрів тканин очного яблука після охолодження. Необхідні подальші дослідження, спрямовані на співставлення величини експозиції, заданої математичною моделлю, з даними довгострокових клінічних результатів.

**Ключові слова:** епібульбарная пухлина, кріодеструкція, інфрачервона термографія, математична модель