

Новые лазерные технологии в офтальмологии для нормализации внутриглазного давления и коррекции рефракции*

О.И.Баум, А.В.Южаков, А.В.Большунов, В.И.Сипливый, О.В.Хомчик, Г.И.Желтов, Э.Н.Соболь

Представлены результаты последних лет, которые развивают принципиально новые подходы к решению проблемы ухудшения зрения и являются основой новых лазерных технологий в офтальмологии для лечения глаукомы, миопии, гиперметропии. Рассмотренные теоретические модели и оптические методы регистрации структурных изменений в тканях глаза при лазерном воздействии создают предпосылки для создания контрольных систем с обратной связью, обеспечивающих эффективность и безопасность лазерного воздействия.

Ключевые слова: лазер, глаукома, рефракция, термонапряжения, оптические методы, структурные изменения.

1. Введение

Представленные в настоящей работе результаты продолжают и развивают новые эффективные подходы к решению проблемы ухудшения зрения с использованием методов лазерной модификации тканей глаза. Положительный эффект лазерного воздействия достигается, как правило, в узком диапазоне параметров лазерного излучения, что обуславливает трудности выбора энергетических и временных параметров лазерного облучения, связанные с возникновением таких факторов, как нестационарные поля температур, термонапряжений и давления, которые могут вызывать нежелательные эффекты и осложнения.

Аномалии рефракции и глаукома – наиболее часто встречающиеся заболевания глаз, для лечения которых лазеры применяются более 40 лет [1]. Самыми распространенными методами лечения являются кераторефракционные операции, такие как фоторефрактивная кератэктомия (ФРК), при которой производится локальное поверхностное разрушение роговицы [2], и LASIK (laser in situ keratomileusis) [3]. Для лечения дальнозоркости применяется также лазерная термическая кератопластика (ЛТК), в которой изменение рефракции достигается путем коагуляции и сморщивания роговицы на ее периферии под действием лазерного излучения, в результате чего радиус кривизны роговицы меняется [4]. К сожалению, результаты таких операций слабо предсказуемы и недостаточно стабильны, поскольку со временем проис-

ходит существенный регресс позитивного эффекта вследствие регенерационных процессов в поврежденных тканях глаза. Растущие требования к послеоперационному результату определяют необходимость разработки новых лазерных технологий для офтальмологии [5, 6].

Ранее было показано, что лазерно-индуцированная релаксация напряжений в роговице глаза позволяет целенаправленно менять ее форму. Это является основой новой технологии коррекции миопии, гиперметропии и астигматизма глаза [7–10], а формирование пористой структуры в склере позволяет увеличить отток жидкости через склеру и нормализовать внутриглазное давление [11, 12].

Таким образом, цели настоящей работы – это представление результатов теоретического моделирования, позволяющих определять диапазоны оптимальных параметров при воздействии на склеру и роговицу, а также исследование структурных изменений лазерно-модифицированных образцов тканей глаза.

2. Нормализация внутриглазного давления посредством усиления фильтрации внутриглазной жидкости при воздействии на склеру в проекции плоской части цилиарного тела

Первичная открытоугольная глаукома (ПОУГ) является наиболее часто встречаемым видом глаукомы у взрослых (из всех больших глаукомой ПОУГ наблюдается у 70%). При ней повышение внутриглазного давления связано с ухудшением оттока жидкости по дренажной системе глаза из-за блокады шлеммова канала и дистрофических изменений в трабекуле и интрасклеральных каналах. ПОУГ имеют 1%–2% населения старше 45 лет и 3%–4% старше 60 лет, чем обусловлена актуальность разработки новых лазерных технологий.

Помимо медикаментозного лечения применяются также лазерные операции, самой распространенной из которых является селективная лазерная трабекулопластика (СЛТП), предложенная в 1995 г. M.Latina и заключающаяся в воздействии лазерного излучения на зону трабе-

* Доложена на международном симпозиуме «Фундаментальные основы лазерных микро- и нанотехнологий» (FLAMN-2016) (Пушкин, Ленинградская обл., 27 июня–1 июля 2016 г.).

О.И.Баум, А.В.Южаков, Э.Н.Соболь. Институт фотонных технологий ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, Россия, 119333 Москва, Ленинский просп., 59; e-mail: baumolga@gmail.com
А.В.Большунов, В.И.Сипливый, О.В.Хомчик. ФГБНУ «Научно-исследовательский институт глазных болезней», Россия, 119021 Москва, ул. Россолимо, 11А

Г.И.Желтов. Институт физики им. Б.И.Степанова НАНБ, Республика Беларусь, 220072 Минск, просп. Независимости, 68

Поступила в редакцию 24 марта 2017 г.

кулы в проекции шлеммова канала [13]. При проведении СЛТП не происходит коагулирующего эффекта на структурах. Импульсы направляются на зону трабекулы, но из-за большого размера лазерного пятна (400 мкм при селективной и 50 мкм при традиционной трабекулопластике) зоной взаимодействия лазерного излучения является вся область трабекулы, а не только проекция шлеммова канала, что приводит к отсутствию зон побледнения и «эффекта попкорна». Это обуславливает как щадящее действие этого метода, так и его недостаточную эффективность [14]. Менее распространенная операция лазерной диодной циклокоагуляции основана на локальной деструкции цилиарного тела, что при недостаточно точно подобранных параметрах лазерного облучения (зависящих зачастую от конкретного строения глазной системы пациента) может привести к локальному тромбообразованию в сосудах мелкого и среднего калибра и кровоизлияниям [15].

Таким образом, существующие на данный момент лазерные методы лечения глаукомы имеют ограничения и побочные эффекты, чем и обусловлен поиск новых технологий.

Известно, что наряду с массопереносом внутриглазной жидкости (ВГЖ) через шлеммов канал и сосудистую систему глаза существует другой естественный механизм – увеосклеральный [16], через который протекает до 50% внутриглазной жидкости у детей, но менее 3% у взрослых [17]. Наличие увеосклерального оттока ВГЖ у человека через передний отдел сосудистого тракта склеры впервые было описано в работе [18] в 1965 г. Позже было показано [19], что из перихориоидального пространства жидкость оттекает не только в сосудистое русло увеального тракта, но и диффундирует непосредственно через толщу склеры наружу. Управление процессом транссклеральной фильтрации жидкости является актуальной задачей.

Неоднородный лазерный нагрев влияет на пористую систему биологических тканей [12]. Образование новых пор в паралимбальной области глаза может ускорить протекание внутриглазной жидкости через склеру глаза и тем самым способствовать нормализации внутриглазного давления [20, 21].

Новый подход к нормализации внутриглазного давления, основанный на термомеханическом лазерном воздействии на пористую структуру склеры глаза в проекции плоской части цилиарного тела, приводит к формированию интрасклеральных микроканалов, что ведет к значительному увеличению оттока внутриглазной жидкости и нормализации внутриглазного давления [11].

В серии экспериментов *ex vivo* выделенные образцы исследовались на специальной установке по измерению гидропроницаемости, созданной А.И.Омельченко и описанной в работе [22]. Результаты измерения гидропроницаемости склеры при контактном воздействии на нее импульсно-периодическим излучением лазера с длиной волны 1.56 мкм показали, что максимальное увеличение гидропроницаемости склеры глаз экспериментальных животных по сравнению с интактной тканью было достигнуто при плотности лазерной мощности 1.8 Вт/см², длительности импульсов $\tau = 200$ мс, частоте следования импульсов 2.5 Гц и времени облучения 4 с [23].

На основе проведенного анализа с помощью дифференциальной сканирующей калориметрии (ДСК) в температурном интервале 25–100 °С было показано, что при

выбранном режиме лазерного воздействия изменения в облученной ткани связаны со структурными изменениями, а не с коагуляцией коллагена [7–11].

Эксперименты *in vivo* проводили на 8 правых глазах (левые глаза служили контролем) 8 кроликов породы шиншилла-серый весом 2–2.5 кг. Четырех животных выводили из эксперимента непосредственно после лазерного воздействия, остальных – через 45 суток. Изучение динамики гидропроницаемости образцов склеры *in vivo* при контактном воздействии на нее импульсно-периодическим излучением ($\lambda = 1.56$ мкм) в проекции плоской части цилиарного тела подтвердили значительное увеличение гидропроницаемости в выбранном оптимальном режиме и сохранение результата через 45 дней [24].

Для предварительного определения режимов, которые использовались для экспериментов *in vivo* решалось уравнение теплопроводности с объемным источником тепла $G(x, y, z, \tau)$, порождаемым лазерным излучением и затухающим с глубиной по закону Бугера–Ламберта–Бера с эффективным показателем поглощения k :

$$\frac{\partial T(x, y, z, \tau)}{\partial \tau} = a \Delta T(x, y, z, \tau) + G(x, y, z, \tau), \quad (1)$$

где a – коэффициент температуропроводности. Плотность потока энергии, падающего на поперечную поверхность хрящевой ткани, имеет пространственное распределение, которое соответствует распределению Гаусса с эффективным радиусом пучка $r_0(x)$, учитывающим расхождение пучка в поперечном направлении по мере прохождения через среды в направлении x :

$$G(x, y, z, \tau) = P(\tau) \exp\left[\frac{y^2 + z^2}{r_0^2(x)}\right] \frac{k \exp(-kx)}{c\rho}, \quad (2)$$

где $P(\tau)$ – зависящая от времени плотность мощности лазерного излучения; c – удельная теплоемкость; ρ – плотность.

Из-за сложной геометрии задачи уравнение теплопроводности (1) невозможно было решить аналитически, поэтому для решения использовался метод конечных разностей (метод сеток), основанный на замене производных их приближенными значениями, выраженными через разности значений функций в узлах сетки. Для численного моделирования в программе «Mathematica» использовалась трехслойная по времени схема Франкела–Дюфорта [25].

На рис.1 представлены изменения во времени максимальной температуры при лазерном воздействии с различной мощностью для временного режима 200 мс, 2.5 Гц, 4 с. Суммарное время нахождения образца при температуре выше 70 °С равно 0.5 с для мощности 0.7 Вт, 2 с для мощности 0.9 Вт и 2.8 с для мощности 1.1 Вт, однако удовлетворительная средняя температура, отвечающая нагреву около 70 °С, была получена при мощности облучения 0.9 Вт, тогда как при мощности менее 0.8 Вт был «недогрев», а при мощности выше 1 Вт был явный перегрев, приводящий к денатурации.

Для выбранной средней мощности 0.9 Вт было проведено моделирование режимов воздействия при длительностях лазерного импульса 100, 200 и 300 мс (рис.2). Суммарное время нахождения температуры выше 70 °С при длительности импульса 300 мс было равно 3.45 с, при 200 мс – 2 с, а при 100 мс температура находилась ниже 70 °С все время воздействия. Удовлетворительная средняя

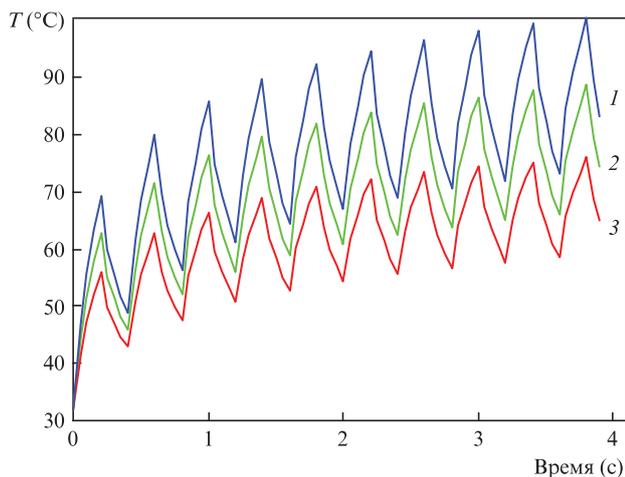


Рис.1. Динамика максимальной температуры при лазерном воздействии со средней мощностью 1.1 (1), 0.9 (2) и 0.7 Вт (3) (длительность импульсов 200 мс, частота следования импульсов 2.5 Гц, время облучения 4 с).

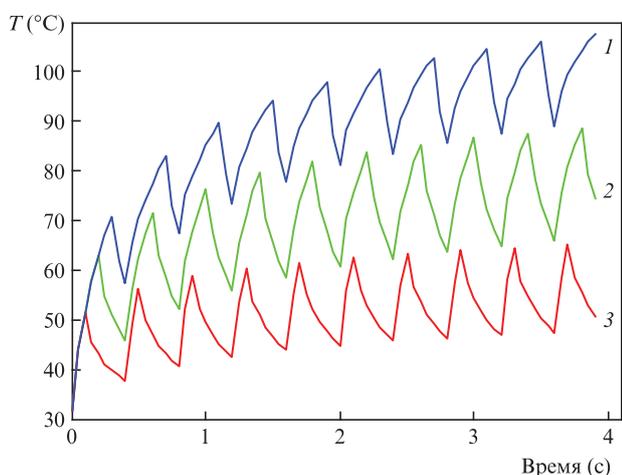


Рис.2. Динамика максимальной температуры при лазерном воздействии с мощностью 0.9 Вт и при длительностях импульсов 300 (1), 200 (2) и 100 мс (3), частота следования импульсов 2.5 Гц, время облучения 4 с.

температура, позволяющая поддерживать нагрев около 70°C , была получена только при длительности импульса 200 мс и частоте следования импульсов 2.5 Гц. Поведение полученных зависимостей максимальной температуры хорошо согласуется с экспериментальными данными лазерного нагрева для тканей глаза [26]. Таким образом, теоретическое моделирование позволяет предсказывать диапазон лазерных параметров, в котором можно ожидать существование желаемого результата лазерного воздействия.

Структурные изменения склеры под действием неразрушающего ИК лазерного облучения в режиме увеличения гидропроницаемости исследовались с помощью АСМ. Были выделены 3 зоны: интактная зона, «разряженная» зона вокруг лазерного пятна и зона непосредственно под лазерным пятном.

Математическая обработка АСМ-изображений показала, что для интактной ткани средний размер микропор составляет 14 ± 3 мкм, для ткани, находящейся непосредственно в месте лазерного облучения, размер микропор равен 25 ± 5 мкм, а на периферии лазерного облучения, где напряжения были максимальны, средний размер ми-

кропор составляет 35 ± 5 мкм. Таким образом, лазерное облучение ведет к образованию дополнительных пор и увеличению размера уже существующих пор на периферии зоны лазерного облучения.

АСМ-исследование поверхностного рельефа позволило изучить периодичность структуры поперек и вдоль коллагеновых волокон для случаев интактной ткани (рис.3) и ткани в области наибольших напряжений после лазерного воздействия (рис.4). Представленная периодичность структуры волокон хорошо согласуется с ранее полученными в работе [27] данными. Сравнение результатов, представленных на рис.3 и 4, показывает, что при лазерном воздействии межволоконные расстояния увеличиваются, а периодичность расположения волокон сохраняется.

Проведенные эксперименты показали, что неоднородный нагрев импульсно-периодическим лазерным излучением позволяет увеличить гидравлическую проницаемость тканей паралимбальной области склеры глаза в 10–20 раз. При этом эффект достигается только при относительно небольших мощностях излучения – при больших мощностях происходит уменьшение гидравлической проницаемости, что связано с денатурацией и уплотнением ткани [28]. Увеличение гидравлической проницаемости тканей глаза обусловлено образованием системы микропор под действием лазерного излучения.

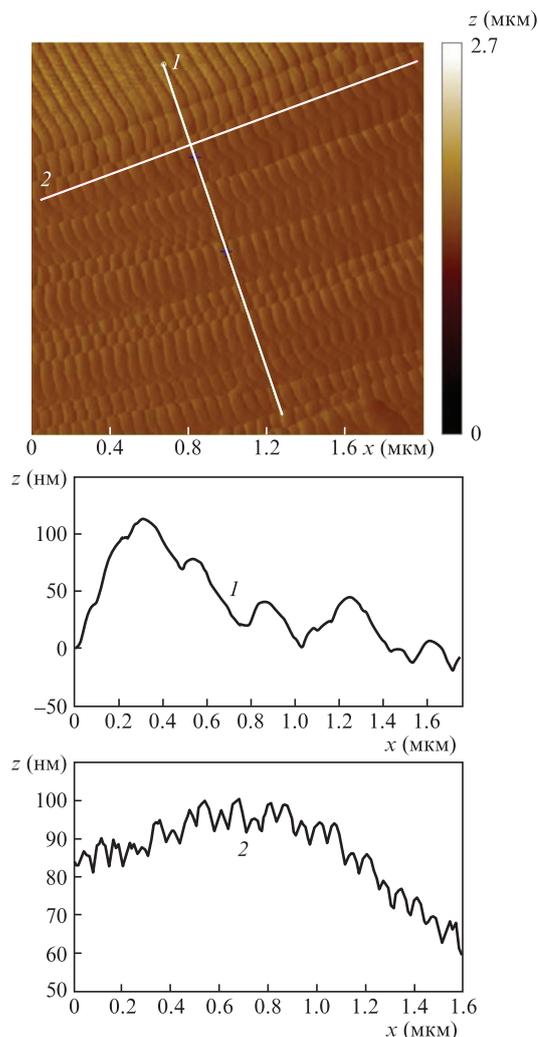


Рис.3. АСМ-профиль поверхностного рельефа интактной склеры: вдоль (1) и поперек (2) структуры по линиям, изображенным на рельефе.

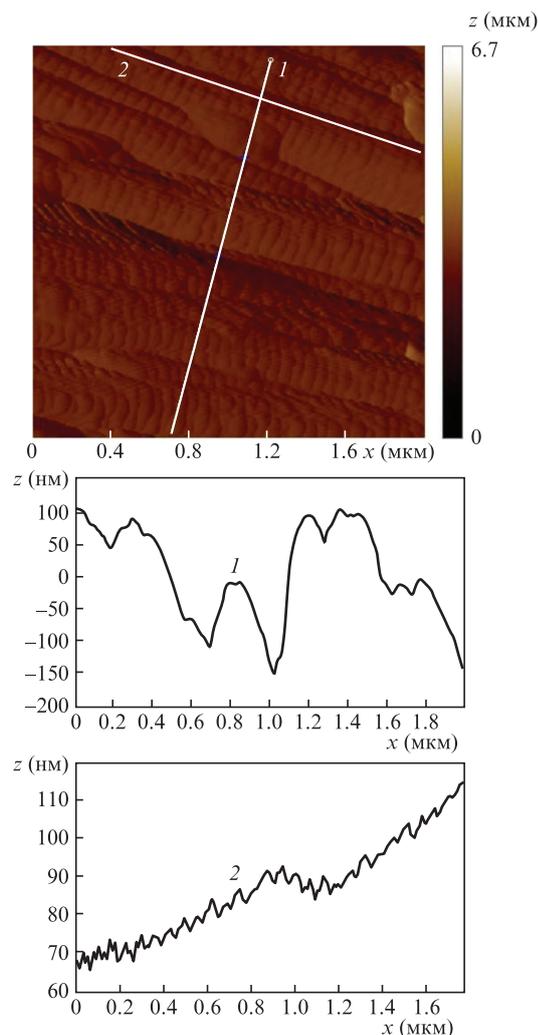


Рис.4. АСМ-профиль поверхностного рельефа образца склеры в зоне максимальных напряжений после лазерного облучения в «оптимальном» режиме: вдоль (1) и поперек (2) структуры по линиям, изображенным на рельефе.

С использованием данной методики были проведены клинические исследования на базе Научно-исследовательского института глазных болезней (ФГБУ «НИИ ГБ»), подтвердившие стабильность результата в течение 12 месяцев [24].

Таким образом, значительное увеличение гидропроницаемости склеры в паралимбальной области глаза доказано экспериментально, время действия данного эффекта является предметом дальнейших исследований.

3. Коррекция формы роговицы глаза под действием термомеханического воздействия лазерного излучения

Новый подход к коррекции рефракции, механизм которого основан на модификации структуры и поля механических напряжений роговицы глаза при неабляционном лазерном воздействии, был предложен в работах [5–10]. Термическая стабильность роговицы изучалась в [29–32]. Было показано, что кратковременный нагрев роговицы до температуры 50–60 °С может обеспечить изменение ее пластичности без повреждения коллагеновой структуры и изменения прозрачности. Эти результаты легли в основу новой неразрушающей методики лазерной коррекции

формы роговицы, которая в отличие от лазерной термопластики (приводящей к коагуляции и сморщиванию роговицы) не связана с денатурацией коллагена.

Ранее было установлено, что локальное воздействие на склеру непрерывным лазерным излучением ($\lambda = 1.56$ мкм) позволяет изменить рефракцию глаза примерно на 3 дптр [5, 6], тогда как последовательное лазерное облучение склеры и роговицы приводит к более существенному (до 7 дптр) изменению рефракции глаза [7].

В дальнейшем в экспериментах *in vivo* было показано [9], что среднее значение изменения рефракции ниже, чем в экспериментах *in vitro*, и на 10-е сутки после лазерного воздействия отдельно на склеру оно составляло 2.5 ± 0.5 дптр. Проведенное в работе [33] сравнение результатов экспериментов *in vivo* и *in vitro* показало существенное влияние внутриглазного давления на лазерно-индуцированное изменение формы роговицы глаза.

Результат лазерной коррекции формы роговицы зависит от геометрии воздействующего лазерного излучения. Несимметричное поточечное воздействие приводит к несимметричной форме роговицы, что может вызвать астигматизм, но также может быть использовано для лечения астигматизма [34].

С 2010 г. для данного метода коррекции рефракции мы стали использовать источник лазерного излучения ($\lambda = 1.56$ мкм) с кольцевым распределением интенсивности («кольцевой источник») [35]. Это обеспечивало осевую симметрию воздействия и исключало возникновение астигматизма. При кольцеобразном распределении интенсивности лазерного излучения с максимумом на периферии роговицы, температура поверхности роговицы распределена также кольцеобразно, что обуславливает возникновение в роговице осесимметричных напряжений, приводящих к осесимметричным деформациям.

Измерение температуры проводилось с помощью тепловизора Testo-875 через 4 с после начала лазерного облучения при длительности импульса 500 мс, частоте следования 1.2 Гц, мощности излучения 2.2 Вт и расстоянии от излучающей головки лазера до роговицы 8.4 мм. Максимальное изменение температуры на периферии роговицы составило 12 °С, а в центре – 9 °С, что подтверждалось расчетами. Таким образом, кольцеобразное распределение излучения приводит к более сильному нагреву роговицы на ее периферии, чем в центральной зоне. Теоретическое и экспериментальное исследование динамики перераспределения температурного поля за счет теплопроводности, приводящей к увеличению температуры центральной зоны уже после окончания облучения, показало, что достигаемая максимальная температура в центре не превышает температуру на периферии в момент окончания нагрева.

Пригодность новой методики изменения рефракции глаза может быть определена с помощью теоретических моделей, позволяющих предсказать последствия лазерного воздействия и выбрать необходимые параметры облучения.

4. Модель изменения рефракции глаза при неабляционном лазерном воздействии на склеру

Эта модель приближенно описывает растяжение роговицы вследствие изменения суммарного объема ткани

склеры при ее локальной коагуляции. В ее основе лежит предположение о сохранении внутреннего объема глаза, объема склеры и роговицы и о том, что денатурация коллагена в ткани склеры сопровождается усадкой в среднем на 50% [36].

Объем коагуляции склеры определяется как произведение количества облученных зон, площади каждой зоны облучения и глубины прогретого слоя склеры, зависящей от коэффициента температуропроводности и времени облучения. В то же время, этот же объем выражается через внутренний радиус склеры, ее толщину и радиусы основания шарового сегмента роговицы до и после облучения. Изменение рефракции глаза можно вычислить, приравняв оба выражения для объема коагуляции. Данная модель позволяет в первом приближении получить зависимость изменения рефракции глаза в диоптриях от параметров лазерного облучения.

5. Модель релаксации напряжения в роговице

Механизм релаксации напряжения в роговице основан на том, что в зоне лазерно-индуцированной денатурации склеры сохраняются локальные области интактных коллагеновых волокон, которые при стягивании облученной зоны сдвигаются к ее центру и вызывают натяжение роговицы, приводя к ее уплощению, и являются причиной изменения рефракции, что было показано ранее методами поляризационно-чувствительной оптической когерентной томографии [9]. Одновременное неинвазивное лазерное воздействие на саму роговицу приводит к пластической деформации и в результате к релаксации напряжений. В этом случае при остывании возникают остаточные напряжения и необратимая остаточная деформация, которая и является причиной изменения формы роговицы.

Поскольку воздействие производится лазерным пятном с гауссовым распределением интенсивности, температура нагрева роговицы будет спадать к краю пятна. Облучаемые области роговицы подвергаются различному воздействию в зависимости от удаления от центра пятна лазерного излучения, и при достижении температуры, при которой происходит релаксация напряжений, в области с максимальными напряжениями возникает область термопластичных напряжений.

Рассматривалась двумерная задача термоупругости для температурного поля, возникающего в хрящевой пластине в процессе лазерного нагрева, которая имеет следующее аналитическое решение для радиальной и угловой компонент термонапряжений соответственно:

$$\sigma_r = \alpha E \left[\frac{1}{b^2} \int_0^b T(r) r dr - \frac{1}{r^2} \int_0^r T(r) r dr \right],$$

$$\sigma_\theta = \alpha E \left[-T(r) + \frac{1}{b^2} \int_0^b T(r) r dr + \frac{1}{r^2} \int_0^r T(r) r dr \right],$$

где b – граница области интегрирования по радиусу r ; α – коэффициент теплового расширения; E – модуль упругости. Температурная функция $T(r)$ задавалась в виде двугорбой функции с максимумами на периферии роговицы и провалом в центре на 25% от максимума.

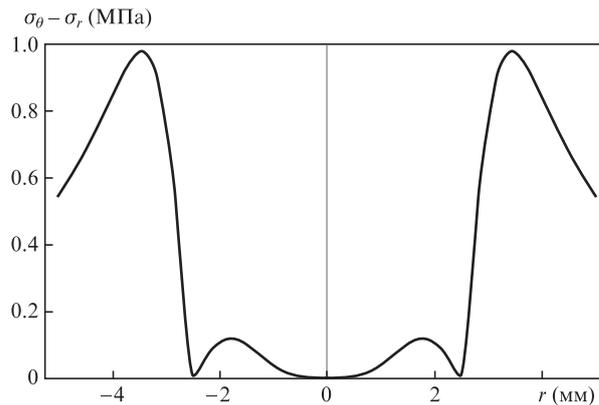


Рис.5. Разность угловой и радиальной компонент тензора термонапряжений в зависимости от расстояния от оси симметрии глаза, совпадающей с осью кольцеобразного источника излучения.

Решение дифференциальных уравнений равновесия в цилиндрической системе координат позволило записать аналитические выражения для радиальной и угловой компонент напряжения через коэффициент теплового расширения и модуль упругости. Область пластических деформаций в твердых телах определяется критерием Мизеса: $\sigma_\theta - \sigma_r = \sigma_s$, где σ_s является напряжением, соответствующим пределу текучести.

Расчеты температурного поля и соответствующих термических напряжений для роговицы глаза и использование критерия Мизеса для распределения интенсивности лазерного источника в виде кольца (при росте температуры на 12–15 °С на периферии роговицы) для предела текучести роговицы 1 МПа дают температуру релаксации напряжений 58 °С, удовлетворительно согласующуюся с измеренной экспериментально температурой роговицы 50 °С, при которой происходило лазерно-индуцированное изменение ее формы. При этом в силу кратковременности лазерного воздействия роговица сохраняла прозрачность, денатурации тканей переднего и заднего отделов глаза не происходило [9].

Для кольцеобразного источника абсолютная величина разности угловой и радиальной компонент тензора термонапряжений, соответствующего экспериментально измеренному профилю температуры в момент достижения ее временного максимума, представлена на рис.5.

Таким образом, показано, что поскольку нагрев роговицы происходит на периферии и не затрагивает центральную зону, разность угловой и радиальной составляющих термонапряжения внутри кольца оказывается на порядок меньше, чем снаружи, что обеспечивает безопасность лазерной процедуры, не затрагивающей центральную зону роговицы.

6. Оптические методы регистрации структурных изменений в тканях глаза

Эффективность и безопасность лазерного вмешательства в офтальмологии определяется выбором и применением оптимальных параметров лазерного излучения, однако и для выбранного режима поглощение может оказаться более сильным и происходить в более широком спектральном диапазоне вследствие многофотонного поглощения и появления новых уровней поглощения на неоднородностях структуры. Этим определяется необходи-

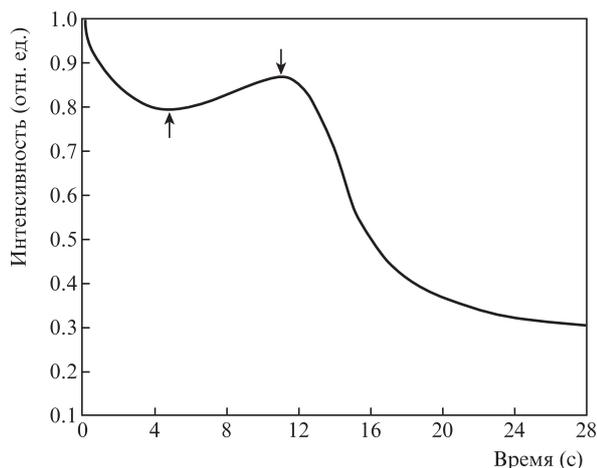


Рис.6. Характерный вид динамики прошедшего через образец сигнала с $\lambda = 1.56$ мкм для паралимбальной области энуклеированного глаза минисвины Светлогорской популяции (селекция Научного центра биомедицинских технологий РАМН). Стрелками обозначены экстремумы. Кривая соответствует облучению в непрерывном режиме с мощностью 0.4 Вт.

мость создания контрольных систем с обратной связью, позволяющих контролировать ситуацию в реальном времени. В работе [37] показана перспективность разработки интеллектуальных лазерных медицинских систем, в которых предусмотрено введение автоматической обратной связи в лазерное устройство, осуществляющее оптимальное управление излучением при взаимодействии с биообъектом. Основой таких контрольных систем могут быть оптические методы регистрации структурных изменений в тканях глаза при лазерном воздействии с помощью исследования динамики светорассеяния в роговице и склере глаза.

Для проведения экспериментов по динамике рассеяния и пропускания излучения была собрана специальная оптоволоконная система, позволяющая облучать образец одновременно двумя длинами волн: 1.56 и 0.53 мкм [38]. Были получены зависимости динамики прошедшего ИК сигнала от времени, которые имели экстремумы, характеризующие возможное наступление структурных изменений в тканях, и при изменении параметров лазерного излучения данные экстремумы сдвигались по времени (рис.6).

При увеличении лазерной мощности или длительности импульса облучения экстремумы сигнала сдвигаются вправо. Эксперименты по гидропроницаемости для выбранных режимов показали, что максимальная гидропроницаемость достигается на первом ниспадающем участке графика. Таким образом, измерение динамики интенсивности сигнала позволяет определять момент достижения желаемых структурных изменений, и этот принцип может быть положен в основу контрольных систем с обратной связью.

Итак, экспериментально доказаны возможности коррекции рефракции роговицы и увеличения гидропроницаемости склеры при неразрушающем термомеханическом воздействии лазерного излучения, при этом долговременность положительного эффекта – предмет дальнейших исследований. Полученные результаты являются надежной основой применения новых лазерных технологий в офтальмологии для лечения глаукомы, миопии, гипер-

метропии, а совокупность теоретических моделей и оптических методов регистрации структурных изменений в тканях глаза при лазерном воздействии дает возможность создавать контрольные системы с обратной связью, обеспечивающие эффективность и безопасность лазерного лечения.

Ряд этапов данной работы выполнен при поддержке РФФИ (гранты № 16-52-00156Бел_а, 15-02-06078_а, 15-29-03811_офи_м) и БРФФИ (грант № Ф16Р-060).

1. Trokel S.L., Srinivassan Braren B. *Am. J. Ophthalmol.*, **90**, 710 (1983).
2. Camellin M. *Viscochirurgia*, **3**, 39 (1998).
3. Pallikaris I., Papatzanaki M., Stathi E.Z., Frenschock O., Georgiadis A. *Laser Surg. Med.*, **10**, 463 (1990).
4. Thompson V.M., Seiler T. *Suppl. Refract. Surg.*, **9**, 134 (1992).
5. Bolshunov A.V., Fedorov A.A., Sobol E.N., et al. *Proc. X Intern. Laser Physics Workshop LPHYS'01* (М.: МАИК «Наука/Интерпериодика», 2001, с. 138).
6. Большунов А.В., Соболев Э.Н., Федоров А.А., Воробьева Н.Н., Гамидов А.А., Омельченко А.Н., Бузыкканова М.А., Гудичков В.Б. *Рефракционная хирургия и офтальмология*, **2** (1), 55 (2002).
7. Соболев Э.Н., Большунов А.В., Воробьева Н.Н., Омельченко А.И., Захаркина О.Л., Игнатьева Н.Ю., Гроховская Т.Е., Лунин В.В. *Квантовая электроника*, **32** (10), 909 (2002) [*Quantum Electron.*, **32** (10), 909 (2002)].
8. Большунов А.В., Соболев Э.Н., Федоров А.А. *Вестник РАМН*, №2, 28 (2003).
9. Sobol' E.N., Baum O.I., Bol'shunov A.V., Sipliviy V.I., Ignat'eva N.Y., Zakharkina O.L., Lunin V.V., Omelchenko A.I., Kamensky V.A., Mjakov A.V. *Laser Phys.*, **16** (5), 735 (2006).
10. Соболев Э.Н. Евразийский Патент № 011465 (2009).
11. Большунов А.В., Хомчик О.В., Соболев Э.Н., Баум О.И., Омельченко А.И. Патент РФ № 2463029 (2012).
12. Баграташвили В.Н., Соболев Э.Н., Шехтер А.Б. *Лазерная инженерия хрищей* (М.: ФИЗМАТЛИТ, 2006).
13. Latina M.A., Park C.H. *Exp. Eye Res.*, **60**, 359 (1995).
14. Магарамов Д.А., Качалина Г.Ф., Соколовская Т.В., Кассем И. *Офтальмохирургия*, **1**, 92 (2007).
15. Бакунина Н.А., Федоров А.А. *Сб. трудов научно-практической конференции «Лазеры в офтальмологии: вчера, сегодня, завтра»* (М., 2009, с. 60–62).
16. Киселева О.А., Робустова О.В., Бессмертный А.М., Захарова Е.К., Авдеев Р.В. *Офтальмология*, **10** (3), 5 (2013).
17. Киселева О.А., Робустова О.В., Бессмертный А.М., Захарова Е.К., Авдеев Р.В. *Офтальмология*, **10** (4), 11 (2013).
18. Онищенко А.Л., Колбаско А.В., Жилина Н.М., Захарова А.В., Власенко А.Е. *Офтальмология*, **11** (4), 59 (2014).
19. Петров С.Ю. *Офтальмология*, **11** (4), 4 (2014).
20. Баум О.И., Большунов А.В., Омельченко А.И. и др. *Альманах клинической медицины* (М., 2008, Том XVII, часть I, с.32–34).
21. Соболев Э.Н., Большунов А.В., Сипливый В.И. и др. *Сб. трудов научно-практической конференции «Лазеры в офтальмологии: вчера, сегодня, завтра»*, (М., 2009, с. 489–493).
22. Монахова М.В., Баум О.И., Обрезкова М.В., Омельченко А.И., Соболев Э.Н. *Сб. трудов XI межвузовской научной школы молодых специалистов «Концентрированные потоки энергии в космической технике, электронике, экологии и медицине»* (М., 2010, с. 96–98).
23. Baum O.I., Sobol E.N., Bolshunov A.V., Fedorov A.A., Khomchik O.V., Omelchenko A.I., Sherbakov E.M. *Laser Surg. Med.*, **46**, 46 (2014).
24. Аветисов С.Э., Большунов А.В., Хомчик О.В., Федоров А.А., Сипливый В.И., Баум О.И., Омельченко А.И., Шербаков Е.М., Панченко В.Я., Соболев Э.Н. *Глаукома*, **14** (2), 5 (2015).
25. Баум О.И. *Приборостроение*, **58** (10), 847 (2015).
26. Соболев Э.Н., Большунов А.В., Баум О.И., Захаркина О.Л., Омельченко А.И., Сипливый В.И., Федоров А.А. В кн. *Лазерные технологии в офтальмологии*. Под ред. С.Э.Аветисова (М.: Апрель, 2013, гл. 7).
27. Yamamoto S., Hashizume H., Hitomi J., Shigeno M., Sawaguchi S., Abe H., Ushiki T. *Arch. Histol. Cytol.*, **63** (2), 127 (2000).

28. Соболев Э.Н., Большунов А.В., Баум О.И., Захаркина О.Л., Омельченко А.И., Сипливый В.И., Федоров А.А. В кн. *Вопросы лазерной офтальмологии*. Под ред. А.В.Большунова (М.: ФГБУ «НИИГБ» РАМН, 2013, гл. 7).
29. Wells P.V., Thomsen S., Jones M.A., Baek S., Humphrey J.D. *Biotech. Model. Mechanobiol.*, **4**, 201 (2005).
30. Сапрыкин П.И. *Лазеры в офтальмологии* (М.: Медицина, 1982).
31. Brinkmann R., Koop N., Dröge G., Grotehusmann U., Huber A., Birngruber R. *Proc. SPIE*, **2079**, 120 (1994).
32. Rodgers J.K., Glen H.G., Salz J.J., Maguen E., Berry M.J. *Proc. SPIE*, **7885**, 78850N (2011).
33. Баум О.И., Соболев Э.Н., Омельченко А.И., Большунов А.В., Сипливый В.И. *Сб. трудов XII Международной научной конференции «Физико-химические процессы при селекции атомов и молекул в лазерных, плазменных и нанотехнологиях»* (Моск. обл., Ершово, 2008, с. 283).
34. Большунов А.В., Соболев Э.Н., Федоров А.А., Воробьева Н.Н., Гамидов А.А., Омельченко А.Н., Бузыкканова М.А., Гудичков В.Б. *Рефракционная хирургия и офтальмология*, **2** (1), 55 (2002).
35. Баум О.И., Соболев Э.Н., Омельченко А.И., Большунов А.В., Сипливый В.И. *Труды III Евразийского конгресса по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика-2010», IV Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине» (ТКМФ-4)* (М., 2010, т. 3, с. 57).
36. Chen S.S., Wright N.T., Humphrey J.D. *J. Biomech. Eng.*, **120**, 382 (1998).
37. Омельченко А.И., Свиридов А.П., Цыпина С.И. *Современные лазерноинформационные технологии*. Под ред. В.Я.Панченко, В.Ф.Лебедева (М.: Интерконтакт Наука, 2015, с. 786–804).
38. Yuzhakov A.V., Sviridov A.P., Baum O.I., Shcherbakov E.M., Sobol E.N. *J. Biomed. Opt.*, **18** (5), 58003 (2013).

ПОПРАВКА

Ю.А.Демченко, И.Ф.Биленко, М.Л.Городецкий. Оптимизация призмной связи с оптическими микрорезонаторами типа шепчущей галереи («Квантовая электроника», 2017, т. 47, № 8, с. 743–747).

В статье допущена опечатка в инициале автора. Вместо И.Ф.Биленко должно быть И.А.Биленко.