



Оптимизация лазерной технологии удаления пленок вторичной катаракты

Баум О.И.¹ • Романов О.Г.² • Гамидов А.А.³ • Федоров А.А.³ • Романов Г.С.⁴ • Желтов Г.И.⁵ • Соболев Э.Н.¹

Актуальность. Работа посвящена теоретическому и экспериментальному исследованию термомеханического воздействия лазерного излучения с длиной волны 1,06 мкм на ткани глаза при лазерной операции по удалению вторичной катаракты (зрачковой мембраны). Актуальность обусловлена частотой осложнений после проведения лазерных глазных вмешательств, связанных с выбором энергетических и временных параметров лазерного облучения. Именно с ними сопряжено возникновение таких трудно учитываемых факторов, как нестационарные поля термонапряжений и давления, опосредованно вызывающие нежелательные осложнения при удалении пленок вторичной катаракты. **Цель** – минимизировать

побочные действия и оптимизировать существующую технологию лазерного удаления пленок вторичной катаракты. **Материал и методы.** Воздействие осуществляли с помощью лазера инфракрасного диапазона (Nd:YAG-лазер, 1064 нм). Воздействовали на образцы капсулы нормального хрусталика, а также образцы с различными формами помутнений после хирургии катаракты с различными оптическими характеристиками и толщиной. Проводили морфометрическое исследование. Построена теоретическая модель процессов, протекающих в сплошной среде при действии на нее импульсного лазерного излучения. **Результаты** численного моделирования на основе впервые представленной теоретической

модели находятся в удовлетворительном согласии с экспериментальными данными по развитию деформаций, полученными на аутопсийном материале – задней капсуле человека с различными оптическими характеристиками и толщиной (от тонких прозрачных пленок до более толстых непрозрачных образцов). **Заключение.** Проведенное исследование позволяет оптимизировать технологию лазерного лечения вторичных катаракт, меняя параметры облучения в процессе воздействия.

Ключевые слова: лазер, вторичная катаракта, теоретическая модель, термонапряжения

doi: 10.18786/2072-0505-2016-44-2-130-139

К числу наиболее распространенных осложнений катарактальной хирургии относятся так называемые пленчатые помутнения в области зрачка, чаще всего подразумевающие наличие послеоперационного снижения прозрачности капсулы хрусталика, иначе – вторичной катаракты. Развитие данных помутнений связано с сохраняющейся способностью к пролиферации остаточных клеток эпителия хрусталика. При этом формирующиеся на внутренней поверхности капсулы помутнения могут иметь мягкую либо плотную структуру, что имеет значение при дальнейшем выборе параметров лазерного воздействия.

Метод лазерной фотодеструкции тканей, вошедший в широкую клиническую практику

и сегодня ставший основой для современной лазерной реконструктивной хирургии [1, 2], представляет собой достойную альтернативу традиционным хирургическим вмешательствам при лечении пациентов с пленчатыми помутнениями в области зрачка. Это связано с меньшей инвазивностью лазерной хирургии и возможностью неоднократного ее проведения в амбулаторных условиях. Тем не менее лазерный метод не лишен недостатков, что сопряжено с высоким риском развития целого ряда осложнений. К ним можно отнести глазную гипертензию, кровотечение из сосудов глаза, повреждение роговицы и сетчатки, грыжу стекловидного тела, дислокацию и повреждение искусственного хрусталика [3, 4, 5].



Проблеме фотодеструктивного действия лазеров на анатомические структуры глаза и искусственные внутриглазные элементы посвящены многочисленные работы отечественных и зарубежных авторов [6–13]. Одним из наиболее часто встречающихся осложнений при использовании лазерного излучения является повреждение оптической части интраокулярной линзы [8, 10, 11], чаще именуемое дистантным повреждением интраокулярной линзы. Безопасные для глаза уровни облучения, определяемые нормативными документами, как отмечают авторы, имеют вероятностный характер, что не означает невозможности развития повреждений [8]. Совершенствование офтальмологической лазерной техники, к сожалению, также не исключает возможности развития осложнений, связанных с лазерным воздействием. В связи с этим проведение дальнейших исследований, направленных на обеспечение максимально щадящего характера лазерной деструкции пленчатых помутнений в области зрачка, сохраняет свою актуальность.

Различного рода осложнения после проведения лазерных глазных вмешательств часто связаны с выбором энергетических и временных параметров лазерного облучения, которые обуславливают возникновение таких трудно учитываемых факторов, как нестационарные поля термонапряжений и давления. Опосредованно они могут вызывать нежелательные осложнения при удалении пленок вторичной катаракты. Таким образом, цель данного исследования – минимизация побочных действий и оптимизация существующей технологии лазерного удаления пленок вторичной катаракты, а также изучение физических процессов, происходящих под воздействием регулярных последовательностей лазерных импульсов, и их возможное влияние на гетерогенные структуры глаза при проведении лазерной дисцизии капсулы хрусталика в численном эксперименте.

В предыдущей работе коллектива авторов [14] было проведено исследование процессов нагрева и разрушения двух типов часто встречающихся в хирургической практике пленок катаракты (твердой и мягкой форм) под воздействием последовательностей лазерных импульсов с целью изучения их возможного влияния на гетерогенные

Баум Ольга Игоревна – канд. физ.-мат. наук, ст. науч. сотр., отделение перспективных лазерных технологий¹

✉ 142092, г. Москва, Троицк, ул. Пионерская, 2, Российская Федерация.
Тел.: +7 (916) 542 92 02.
E-mail: baumolga@gmail.com

Романов Олег Геннадьевич – канд. физ.-мат. наук, доцент, заведующий кафедрой компьютерного моделирования²

Гамидов Алибек Абдулмуталимович – канд. мед. наук, ст. науч. сотр., лаборатория новых лазерных технологий³

Федоров Анатолий Александрович – канд. мед. наук, заведующий лабораторией фундаментальных исследований в офтальмологии³

Романов Геннадий Степанович – канд. физ.-мат. наук, ст. науч. сотр.⁴

Желтов Георгий Иванович – д-р физ.-мат. наук, гл. науч. сотр.⁵

Соболь Эмиль Наумович – д-р физ.-мат. наук, заведующий лабораторией биофотоники¹

структуры глаза при лазерной абляции зрачковых мембран. Было показано, что эффективный коэффициент поглощения излучения зрачковыми мембранами определяется в основном процессами рассеяния света. Найден основной механизм абляции пленок – разрушение под действием давления выделяющихся газов, происходящее после окончания лазерных импульсов.

Данная работа является продолжением начатых исследований. На основе оптических свойств, порогов и удельной энергии лазерного разрушения пленок вторичных катаракт, исследованных ранее [14], мы предприняли попытку описать кинетику воздействия импульсно-периодического лазерного излучения, порождающего волны термонапряжений и давления, приводящие к возникновению деформаций и флуктуации плотности биологического материала твердой и мягкой форм пленок катаракты.

Материал и методы

В исследовании были использованы образцы аутопсийного материала – образцы капсулы нормального хрусталика, а также образцы с различными формами помутнений после хирургии катаракты с различными оптическими характеристиками и толщиной (от тонких прозрачных пленок до более толстых непрозрачных образцов), полученные из глазного банка ФГБНУ «Научно-исследовательский институт глазных болезней» (Москва). Морфометрическая структура использованных образцов представлена в разделе «Гистологическое исследование образцов», макрофотографии – в разделе «Лазерное воздействие на пленки задней капсулы хрусталика».

Подход к решению поставленных задач, основанный на комбинации известных экспериментальных оптических методов, в частности, лазерного воздействия с различными параметрами (длиной волны излучения, длительностью и частотой следования импульсов, количества серий облучения и количества импульсов в каждой серии), осуществляли с помощью инфракрасного диапазона (Nd:YAG-лазер, 1064 нм). Лазерное воздействие осуществляли сериями из 1–50 импульсов длительностью 8 нс каждый, с энергией импульса 1–20 мДж при диаметре лазерного пятна от 20 мкм до 1 мм.

¹ ФГБНУ «Институт проблем лазерных и информационных технологий» РАН; 142092, г. Москва, Троицк, ул. Пионерская, 2, Российская Федерация

² Белорусский государственный университет; 220030, г. Минск, пр. Независимости, 4, Республика Беларусь

³ ФГБНУ «Научно-исследовательский институт глазных болезней»; 119021, г. Москва, ул. Россолимо, 11, Российская Федерация

⁴ ГНУ «Институт тепло- и массообмена имени А.В. Лыкова Национальной академии наук Беларуси»; 220072, г. Минск, ул. П. Бровки, 15, Республика Беларусь

⁵ Институт физики им. Б.И. Степанова НАН Беларуси; 220072, г. Минск, пр. Независимости, 68, Республика Беларусь



Рис. 1. Морфологическая картина неизменной задней капсулы хрусталика с результатами морфометрических измерений ее толщины. Полутоновый срез. Окраска метиленовым синим и основным фуксином



Рис. 2. Морфологическая картина капсулы хрусталика при псевдорегенераторной форме вторичной катаракты. Стрелками указаны гипертрофированные мигрирующие клетки экваториальной зоны. Полутоновый срез. Окраска метиленовым синим и основным фуксином



Рис. 3. Морфологическая картина капсулы хрусталика при гиалоподобной форме вторичной катаракты. Разволокнения капсулы отмечены черными стрелками, между ними находятся микрополости в ткани капсулы с более бледной окраской. Полутоновый срез. Окраска метиленовым синим и основным фуксином

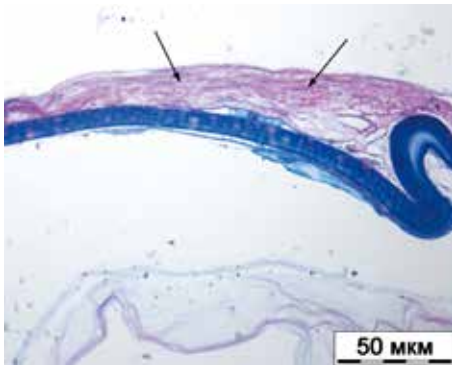


Рис. 4. Морфологическая картина капсулы хрусталика при «твердой» (фиброзной) форме вторичной катаракты. В верхней половине рисунка видны напластования фиброзной ткани на внутренней поверхности задней капсулы (черные стрелки). С наружной поверхности (нижняя половина рисунка) находятся фрагменты стекловидного тела. Полутоновый срез. Окраска метиленовым синим и основным фуксином

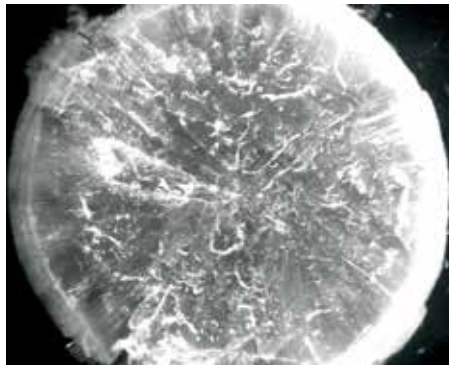


Рис. 5. Макропрепарат изолированного образца капсулы хрусталика с помутнениями («твердая» форма), случай А

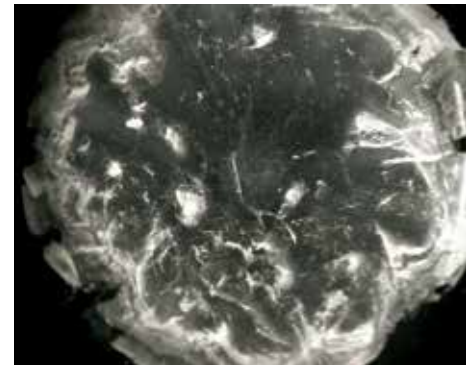


Рис. 6. Макропрепарат изолированного образца капсулы хрусталика с помутнениями («мягкая» форма), случай Б

Морфометрическое исследование опытных образцов капсулы хрусталика и их фоторегистрацию проводили на Фотомикроскопе III («Ортон», Германия) с помощью программно-аппаратного комплекса МЕКОС-ФДММ («МЕКОС», Москва, Россия).

Гистологическое исследование образцов. Проведено сравнительное морфологическое и морфометрическое исследование методом полутоновых срезов образцов капсулы нормального хрусталика, а также образцов с различными формами помутнений после экстракции катаракты.

Для сравнения приведен рисунок (рис. 1) с интактным образцом неизменной здоровой задней капсулы хрусталика человека.

На рис. 2 и 3 даны морфологические варианты «мягких» (рыхлых) пленок вторичных катаракт. Псевдорегенераторная, или пролиферативная, форма представлена многослойным напластованием гипертрофированных клеточных компонентов на поверхности капсулы хрусталика (см. рис. 2). Изменения капсулы хрусталика при гиалоподобной форме имеют вид отечной рыхлой бесструктурной ткани без четких границ с наличием в ней микрощелевидных пространств и разволокнений, что придает им внешнее сходство со стекловидным телом (см. рис. 3). Для «твердых», так называемых фиброзных пленок вторичных катаракт характерны процессы фиброплазии с образованием неравномерной по толщине бесклеточной соединительной ткани

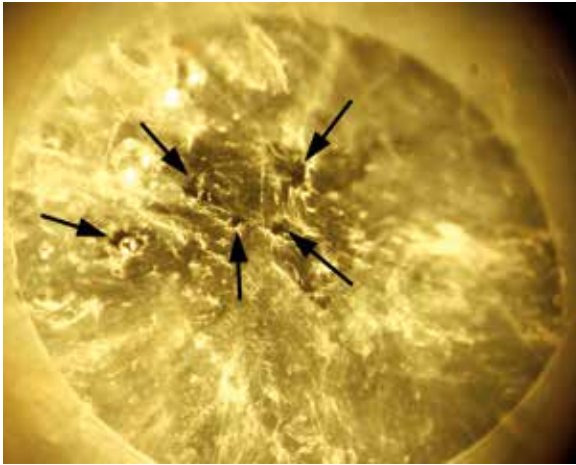


Рис. 7. Макропрепарат изолированного образца капсулы хрусталика с помутнениями («твердая» форма) после лазерного воздействия. Стрелками указаны участки сквозных микроперфораций. Потемнения вокруг этих участков соответствуют зонам несквозного разрежения ткани капсулы

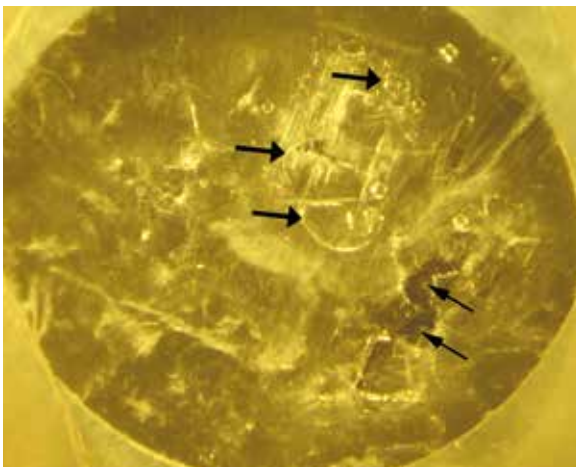


Рис. 8. Макропрепарат изолированного образца капсулы хрусталика с помутнениями («мягкая» форма) после лазерного воздействия. Крупные, неправильной формы дефекты отмечены заостренными стрелками (они находятся в правой нижней четверти препарата). Разноразмерные пузырьки воздуха отмечены тупыми стрелками (они находятся в верхней половине препарата)

на внутренней поверхности капсулы хрусталика (рис. 4).

Морфометрия показала, что характерный размер заметных неоднородностей структуры пленок вторичных катаракт – порядка микрона.

Лазерное воздействие на пленки задней капсулы хрусталика

Внешний вид изолированных образцов «мягкой» и «твердой» пленок вторичных катаракт изображен на рис. 5 и 6.

Результаты лазерного воздействия на препараты «твердой» и «мягкой» форм катаракты представлены на рис. 7 и 8. При лазерной деструкции твердых образцов капсулы наблюдаются точечные сквозные микроперфорации с радиальными лучами по краю дефектов на фоне темной зоны несквозного разрежения задней капсулы. Вокруг зоны абляции имеется кольцеобразная зона модифицированной ткани (потемневшие участки) – это участки несквозного разрежения ткани капсулы, достигающие 100–200 микрон от края

микроперфорации (см. рис. 7). Для картины лазерных разрушений в мягких образцах капсулы характерно наличие крупных дефектов неправильной формы и присутствие пузырьков воздуха в зоне воздействия (см. рис. 8).

Теоретическая модель

Процессы, протекающие в сплошной среде при действии на нее импульсного лазерного излучения, могут быть описаны уравнениями движения среды в форме Эйлера или Лагранжа [15]. Форма Лагранжа более предпочтительна, так как позволяет описывать движение многослойных сред, свойства которых меняются при переходе через поверхности раздела. Именно таким представлением мы будем руководствоваться ниже.

Запишем уравнения Лагранжа для трехмерного движения сплошной среды [16]. Уравнение непрерывности в переменных Лагранжа имеет вид:

$$V = V_0 \Delta, \quad (1)$$

где $\Delta = \frac{\partial(x_e, y_e, z_e)}{\partial(x_1, y_1, z_1)}$ – якобиан перехода от эйлеровых

координат (x_e, y_e, z_e) к лагранжевым координатам (x_1, y_1, z_1) ; $V_0 = 1/\rho_0$, $V = 1/\rho$ – начальный и текущий удельные объемы. В явном виде уравнение непрерывности записывается следующим образом:

$$V = V_0 \left[\frac{\partial x_e}{\partial x_1} \left(\frac{\partial y_e}{\partial y_1} \frac{\partial z_e}{\partial z_1} - \frac{\partial y_e}{\partial z_1} \frac{\partial z_e}{\partial y_1} \right) - \frac{\partial y_e}{\partial x_1} \left(\frac{\partial x_e}{\partial y_1} \frac{\partial z_e}{\partial z_1} - \frac{\partial x_e}{\partial z_1} \frac{\partial z_e}{\partial y_1} \right) + \frac{\partial z_e}{\partial x_1} \left(\frac{\partial x_e}{\partial y_1} \frac{\partial y_e}{\partial z_1} - \frac{\partial x_e}{\partial z_1} \frac{\partial y_e}{\partial y_1} \right) \right]. \quad (2)$$

Уравнения движения в форме Лагранжа имеют вид:

$$\left(X - \frac{\partial^2 x_e}{\partial t^2} \right) \frac{\partial x_e}{\partial x_1} + \left(Y - \frac{\partial^2 y_e}{\partial t^2} \right) \frac{\partial y_e}{\partial x_1} + \left(Z - \frac{\partial^2 z_e}{\partial t^2} \right) \frac{\partial z_e}{\partial x_1} = \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x_1}; \quad (3)$$

$$\left(X - \frac{\partial^2 x_e}{\partial t^2} \right) \frac{\partial x_e}{\partial y_1} + \left(Y - \frac{\partial^2 y_e}{\partial t^2} \right) \frac{\partial y_e}{\partial y_1} + \left(Z - \frac{\partial^2 z_e}{\partial t^2} \right) \frac{\partial z_e}{\partial y_1} = \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial y_1}; \quad (4)$$

$$\left(X - \frac{\partial^2 x_e}{\partial t^2} \right) \frac{\partial x_e}{\partial z_1} + \left(Y - \frac{\partial^2 y_e}{\partial t^2} \right) \frac{\partial y_e}{\partial z_1} + \left(Z - \frac{\partial^2 z_e}{\partial t^2} \right) \frac{\partial z_e}{\partial z_1} = \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial z_1}, \quad (5)$$

$\vec{F} = \vec{X}i + \vec{Y}j + \vec{Z}k$ – вектор силы, отнесенный к единице массы (в дальнейшем полагается равной нулю, то есть $X = Y = Z = 0$).

С учетом явного вида уравнений изменения эйлеровых координат:

$$u_{x_e} = \frac{\partial x_e}{\partial t}, \quad u_{y_e} = \frac{\partial y_e}{\partial t}, \quad u_{z_e} = \frac{\partial z_e}{\partial t} \quad (6)$$



система (3) – (5) запишется в виде:

$$\frac{\partial u_{x_e}}{\partial t} \frac{\partial x_e}{\partial x_1} + \frac{\partial u_{y_e}}{\partial t} \frac{\partial y_e}{\partial x_1} + \frac{\partial u_{z_e}}{\partial t} \frac{\partial z_e}{\partial x_1} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x_1}, \quad (7)$$

$$\frac{\partial u_{x_e}}{\partial t} \frac{\partial x_e}{\partial y_1} + \frac{\partial u_{y_e}}{\partial t} \frac{\partial y_e}{\partial y_1} + \frac{\partial u_{z_e}}{\partial t} \frac{\partial z_e}{\partial y_1} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial y_1}, \quad (8)$$

$$\frac{\partial u_{x_e}}{\partial t} \frac{\partial x_e}{\partial z_1} + \frac{\partial u_{y_e}}{\partial t} \frac{\partial y_e}{\partial z_1} + \frac{\partial u_{z_e}}{\partial t} \frac{\partial z_e}{\partial z_1} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial z_1}. \quad (9)$$

Разрешая данную систему уравнений относительно $\frac{\partial u_i}{\partial t}$ с учетом явного вида уравнения непрерывности (2), получаем следующую систему уравнений движения:

$$\begin{aligned} \frac{\partial u_{x_e}}{\partial t} = -V_0 \left[\frac{\partial P}{\partial x_1} \left(\frac{\partial y_e}{\partial y_1} \frac{\partial z_e}{\partial z_1} - \frac{\partial y_e}{\partial z_1} \frac{\partial z_e}{\partial y_1} \right) - \frac{\partial y_e}{\partial x_1} \left(\frac{\partial P}{\partial y_1} \frac{\partial z_e}{\partial z_1} - \frac{\partial P}{\partial z_1} \frac{\partial z_e}{\partial y_1} \right) + \right. \\ \left. + \frac{\partial z_e}{\partial x_1} \left(\frac{\partial P}{\partial y_1} \frac{\partial y_e}{\partial z_1} - \frac{\partial P}{\partial z_1} \frac{\partial y_e}{\partial y_1} \right) \right], \quad (10) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial u_{y_e}}{\partial t} = -V_0 \left[\frac{\partial x_e}{\partial x_1} \left(\frac{\partial P}{\partial y_1} \frac{\partial z_e}{\partial z_1} - \frac{\partial P}{\partial z_1} \frac{\partial z_e}{\partial y_1} \right) - \frac{\partial P}{\partial x_1} \left(\frac{\partial x_e}{\partial y_1} \frac{\partial z_e}{\partial z_1} - \frac{\partial x_e}{\partial z_1} \frac{\partial z_e}{\partial y_1} \right) + \right. \\ \left. + \frac{\partial z_e}{\partial x_1} \left(\frac{\partial x_e}{\partial y_1} \frac{\partial P}{\partial z_1} - \frac{\partial x_e}{\partial z_1} \frac{\partial P}{\partial y_1} \right) \right], \quad (11) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial u_{z_e}}{\partial t} = -V_0 \left[\frac{\partial x_e}{\partial x_1} \left(\frac{\partial y_e}{\partial y_1} \frac{\partial P}{\partial z_1} - \frac{\partial y_e}{\partial z_1} \frac{\partial P}{\partial y_1} \right) - \frac{\partial y_e}{\partial x_1} \left(\frac{\partial x_e}{\partial y_1} \frac{\partial P}{\partial z_1} - \frac{\partial x_e}{\partial z_1} \frac{\partial P}{\partial y_1} \right) + \right. \\ \left. + \frac{\partial P}{\partial x_1} \left(\frac{\partial x_e}{\partial y_1} \frac{\partial y_e}{\partial z_1} - \frac{\partial x_e}{\partial z_1} \frac{\partial y_e}{\partial y_1} \right) \right]. \quad (12) \end{aligned}$$

Имея в виду, что динамические нагрузки в задачах рассмотренного вида не превышают десятков и сотен бар, мы будем пользоваться для аппроксимации уравнения состояния уравнением Ми – Грюнайзена [17] в его двучленном виде:

$$P = P_X + P_T = \rho_0 u_0^2 \left(1 - \frac{V}{V_0} \right) + \Gamma \frac{C_V (T - T_0)}{V}, \quad (13)$$

где P_T – тепловая и P_X – холодная компоненты давления P , $\Gamma = \frac{u_0^2 \beta}{C_V}$ – коэффициент Грюнайзена,

β – коэффициент объемного расширения, C_V – теплоемкость, u_0 – скорость звука в среде.

Изменение температуры среды находится из решения уравнения теплопроводности:

$$\rho C_V \frac{\partial T}{\partial t} = k_T \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x_e^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y_e^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z_e^2} \right) + Q_S. \quad (14)$$

Величина Q_S в уравнении (14) определяется источником энерговыделения: $Q_S = I(x_e, y_e, z_e, t) \kappa$, где $I(t, x_e, y_e, z_e) = I_0 f_t(t) f_{xyz}(x_e, y_e, z_e)$ – интенсивность светового пучка в момент t в точке пространства с координатой (x_e, y_e, z_e) , κ – коэффициент поглощения среды; степенно-экспоненциальная функция $f_t(t) = (t/\tau_p) \exp[-t/\tau_p]$, где τ_p – длительность лазерного импульса.

Совместное решение системы уравнений (1) – (14) позволяет рассчитать пространственно-временные зависимости давления, температуры, плотности и скорости движения, оценить вклад теплового и акустического механизмов в изменение физических параметров сплошной среды. Численное моделирование системы (1) – (13) проводилось с использованием адаптированной на многомерный вариант методики конечно-разностной аппроксимации уравнений движения и уравнения состояния, изложенной R.D. Richtmyer и K.W. Morton [18] для одномерной задачи, уравнение теплопроводности (14) решалось по трехслойной явной схеме [19].

Для определения функции распределения интенсивности гауссова светового пучка в одно- временно поглощающей и рассеивающей среде (в пленке вторичной катаракты) использовался следующий закон ослабления светового пучка, учитывающий изменение его амплитуды и пространственной формы [20]:

$$I(x_e, y_e, z_e) = I_0 \exp \left[-\frac{y_e^2 + z_e^2}{r_0^2(x)} \right] \exp [-(k_{abs} + k_{scat})x], \quad (15)$$

где k_{abs} и k_{scat} – коэффициенты поглощения и рассеяния соответственно; радиус светового пучка изменяется по мере проникновения в среду по закону: $r_0^2(x) = r_0^2(x=0) \exp[k_{scat}x]$, экспоненциально расширяясь вследствие рассеяния и сохраняя гауссову форму в поперечном сечении. С использованием выражения (15) функция энерговыделения Q_S в уравнении (14) имеет вид:

$$\begin{aligned} Q_S(t, x_e, y_e, z_e) = \\ = I_0 (t/\tau_p) \exp[-t/\tau_p] \exp \left[-\frac{y_e^2 + z_e^2}{r_0^2(x)} \right] \exp [-(k_{abs} + k_{scat})x]. \quad (16) \end{aligned}$$

Численный эксперимент

Для определения допустимых режимов лазерного воздействия и возможной минимизации побочных эффектов рассматривались возникающие температурные поля и давления, а также



флуктуации плотности, приводящие к разрушению биологических пленок при лазерном воздействии короткими импульсами.

Предположения для численного эксперимента: полагаем, что катаракта в исходном состоянии характеризуется достаточно крупномасштабными неоднородностями, позволяющими предположить, что лазерный пучок почти не искажается и остается направленным (тогда как для предельно малых включений, к примеру, при вторичной катаракте, стремится к сферической форме, по Релею). Данное предположение было подтверждено гистологическими исследованиями, проведенными в данной работе (см. пункт «Гистологическое исследование»). Энергия лазерного импульса равна 2 мДж, длительность одиночного лазерного импульса – 8 нс, коэффициент поглощения – 1 см^{-1} . Расчетная область включает в себя две стеклянные поверхности, расположенные перпендикулярно оси x , и зажатую между ними пленку вторичной катаракты. Лазерное облучение производится слева направо вдоль оси x . Сечения трехмерной области, вдоль которых рисуются зависимости, представлены на рис. 9. Для теоретического моделирования оптические характеристики рассматриваемых тканей были определены в наших ранних исследованиях [14] методом Монте-Карло на основе измерений трех оптических сигналов с помощью интегрирующей сферы, спектроскопии комбинационного рассеяния, измерения интенсивности рассеяния (вперед и назад) лазерного излучения различных длин волн при использовании оптоволоконной системы с теоретическими методами решения нелинейных задач теории теплопроводности, термоупругости и акустики.

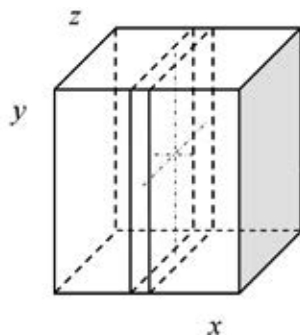
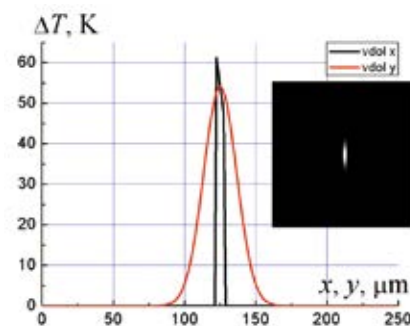
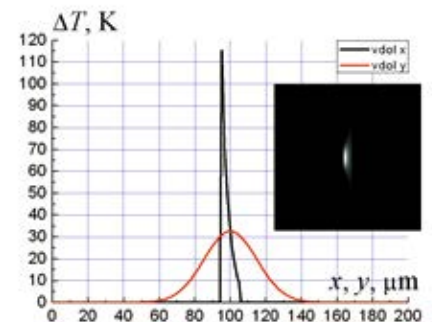


Рис. 9. Геометрия расчетной области. Штрих-пунктиром, проходящим через центр рассматриваемой области, намечены сечения, вдоль которых рисуются зависимости



А



Б

Рис. 10. Геометрия области нагрева (в момент времени $t = 60 \text{ с}$) для случаев тонкой плотной пленки (**А**) и толстой пористой пленки (**Б**)

Рассматриваются два случая:

(А) «Твердая» форма – случай тонкой плотной пленки: толщина пленки (помутневшей задней капсулы хрусталика) составляет 5 мкм для плотной пленки. Расчетная область $250 \times 250 \times 250 \text{ мкм}$, толщина пленки 5 мкм, коэффициент рассеяния 500 см^{-1} , радиус лазерного пучка 15 мкм.

(Б) «Мягкая» форма – случай более толстой пористой пленки: толщина пленки 10 мкм для рыхлой (пористой) пленки с большим коэффициентом рассеяния. При многоимпульсном облучении плотной пленки она становится рыхлой и менее прозрачной из-за увеличения коэффициента рассеяния [14]. Расчетная область $200 \times 200 \times 200 \text{ мкм}$, толщина пленки 10 мкм, коэффициент рассеяния 2500 см^{-1} , радиус лазерного пучка 10 мкм.

На рис. 10 изображена геометрия области нагрева для двух рассматриваемых пленок. Из-за различных коэффициентов рассеяния тонкой плотной пленки и более толстой пористой пленки и из-за различных их толщин нагрев происходит по-разному, при этом присутствует существенная неоднородность нагрева для случая толстой пористой пленки вдоль и поперек оси нагрева (совпадающей с осью лазерного излучения). Это приводит к неоднородности возникающего поля давлений.

Пространственные зависимости давления, плотности и проекций скоростей в направлениях x и y в различные моменты времени для двух рассматриваемых случаев представлены на рис. 11 (случай А) и рис. 12 (случай Б). Пространственные зависимости давления, плотности и проекций скоростей в плоскости (x, y) в различные моменты времени для двух рассматриваемых случаев даны на рис. 13 (случай А) и рис. 14 (случай Б).

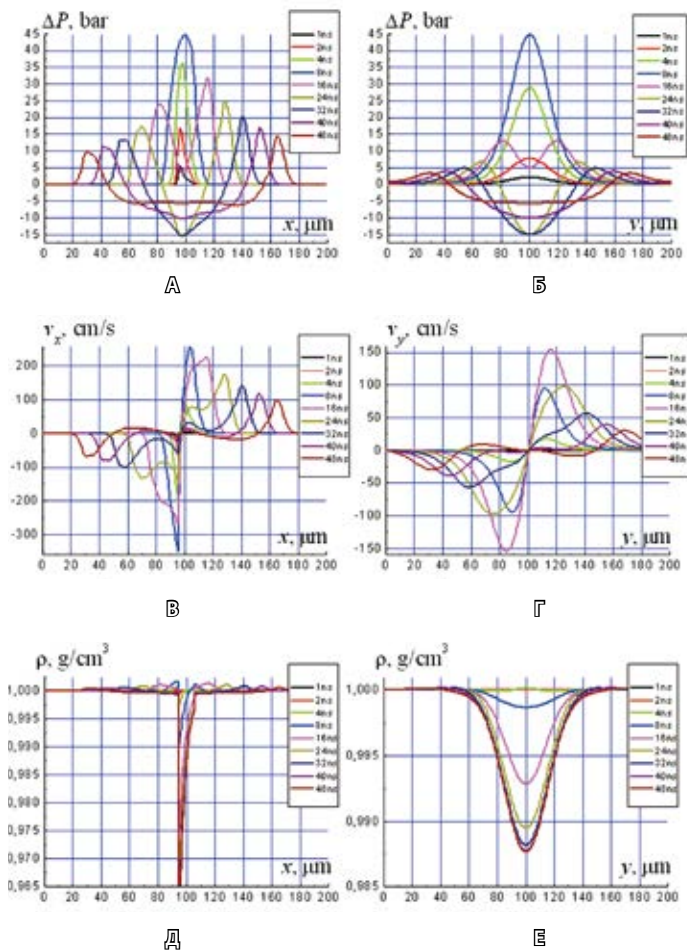
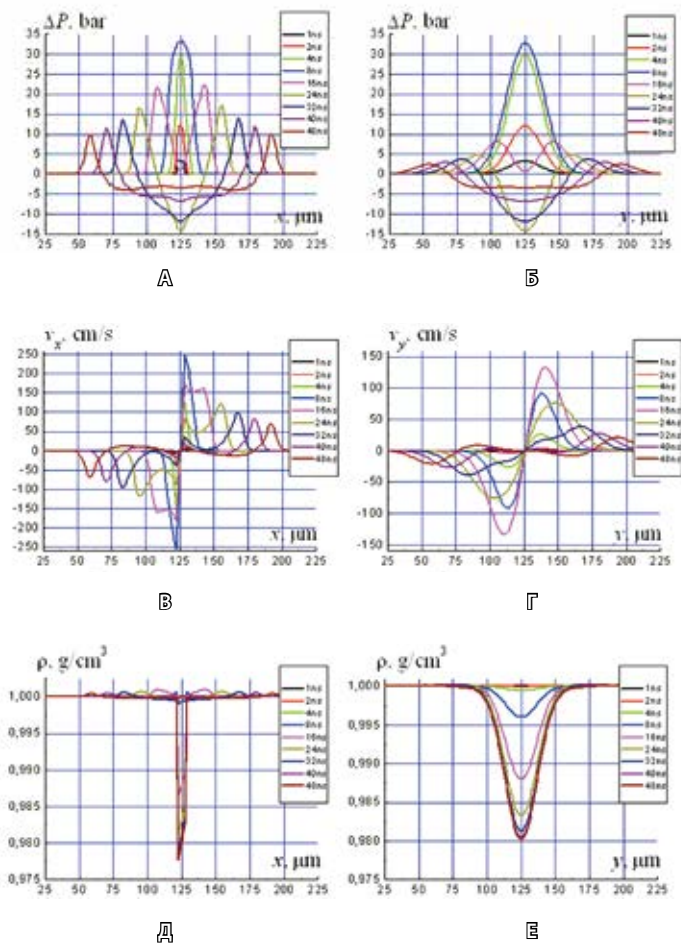


Рис. 11. Зависимости давления (А, Б), плотности (В, Г) и проекций скоростей (Д, Е) в направлениях x (А, В, Д) и y (Б, Г, Е) в различные моменты времени для случая тонкой плотной пленки

Рис. 12. Зависимости давления (А, Б), плотности (В, Г) и проекций скоростей (Д, Е) в направлениях x (А, В, Д) и y (Б, Г, Е) в различные моменты времени для случая толстой пористой пленки

Результаты и обсуждение

Морфометрия пленок вторичных катаракт не выявила заметных неоднородностей структуры, характерный размер заметных неоднородностей структуры пленок вторичных катаракт – порядка микрона (см. рис. 1–4). Это позволило применить рассматриваемую теоретическую модель и рассматривать модельную среду как однородную.

Макропрепараты изолированных образцов капсулы хрусталика с помутнениями («твердая» форма) после лазерного воздействия (см. рис. 7) показывают наличие точечных сквозных микроперфораций, соответствующих сильному возрастанию давления и уменьшению плотности образца вдоль оси воздействия, что приводит к разрыву и подтверждается численными расчетами (см. рис. 11). Вокруг зоны абляции

видна кольцеобразная зона модифицированной ткани – участки несквозного разрезания ткани капсулы, достигающие 100–200 микронов от края микроперфорации, что также подтверждается численным моделированием. Диаметр таких микроперфораций составляет 50 ± 20 микронов.

Макропрепарат изолированного образца капсулы хрусталика с помутнениями («мягкая» форма) после лазерного воздействия (см. рис. 8) дает сквозные микроперфорации неправильной формы в несколько раз больше размера, характерного для тонкой плотной пленки, за счет своего пористого строения и более сильного уменьшения плотности при большем давлении; их протяженность составляет 160 ± 40 микронов. Неправильная форма дефектов говорит о неравномерном распределении термомеханических свойств из-за пористой структуры.

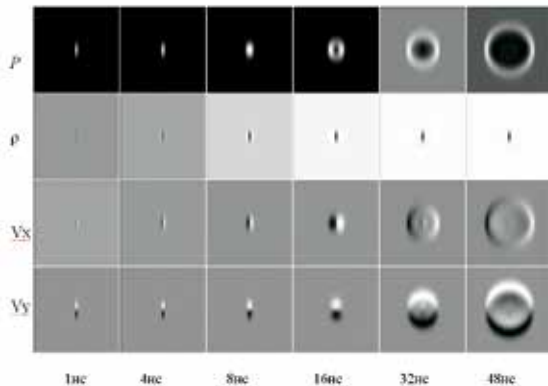


Рис. 13. Зависимости давления, плотности и проекций скоростей в плоскости (x, y) в различные моменты времени для случая тонкой плотной пленки

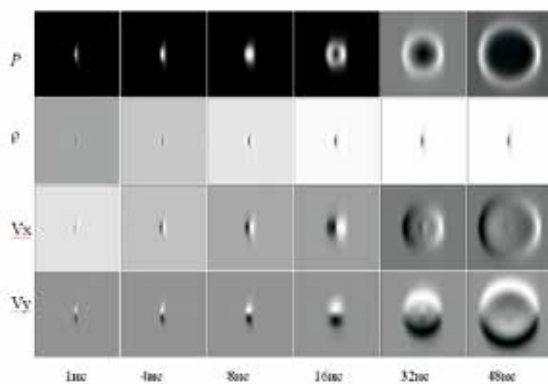


Рис. 14. Зависимости давления, плотности и проекций скоростей в плоскости (x, y) в различные моменты времени для случая толстой пористой пленки

По приведенным на рис. 11 и 12 данным можно проследить, что давление на оси пучка достигает 35 бар для случая тонкой плотной пленки (случай А) и 45 бар для случая толстой пористой пленки (случай Б). Волна распространяется быстрее для случая Б, но при этом быстрее уменьшается ее интенсивность: так, волна давления с амплитудой 10 бар уходит в сторону на 60 мкм для случая А, тогда как для случая Б волна с амплитудой 5 бар уходит на 75 мкм. Это подтверждают графики скорости в направлениях x и y в различные моменты для двух рассматриваемых случаев. Изменения плотности при этом сильнее для случая А по сравнению со случаем Б.

Такое поведение подтверждается экспериментальными данными, которые показывают, что вокруг сквозного отверстия в пленке на расстоянии 50–100 мкм от его края имеются несквозные («рваные») повреждения.

С ростом рассеяния давление уменьшается, но качественно картина не меняется. Для случая А давление падает до 10 бар за время 48 нс, и расстояние, на которое распространяется волна давления за это время, составляет 60 мкм. Для

случая Б давление падает до 10 бар за время 16 нс, и расстояние, на которое распространяется волна давления за это время, составляет всего 20 мкм.

Из проведенных исследований (см. рис. 11 и 12) видно, что уровни значений давления в отрицательной фазе распространяются на большие расстояния с достаточно слабым затуханием. При этом «отрицательное давление» может приводить к существенным повреждениям на расстоянии в несколько миллиметров от края лазерного пятна. Особенно это выражено для тонкой плотной пленки. Этим же выводам соответствует и экспериментальное исследование результатов лазерной деструкции твердых образцов капсулы аутопсийных глаз человека (случай А), указывающих на наличие точечных сквозных микроперфораций с радиальными лучами по краю дефектов на фоне темной зоны несквозного разрезания задней капсулы (см. рис. 7), в то время как для картины лазерных разрушений в мягких образцах капсулы (случай Б) характерно наличие крупных дефектов неправильной формы и присутствие пузырьков воздуха в зоне воздействия (см. рис. 8).

Исследование толстой пористой пленки (случай Б – «мягкой формы» катарактальной пленки) [14] показало наличие большого числа исходных дефектов структуры, так что значение эффективного коэффициента рассеяния для численного моделирования было положено в 5 раз больше, чем для тонкой плотной пленки (случай А – «твердой формы» вторичной катаракты).

Для «твердой» пленки эффективный коэффициент рассеяния изначально меньше, но с ростом числа импульсов он линейно увеличивается и достигает уровня, характерного для мягких пленок из-за возникновения дополнительных рассеивающих центров. Это подтверждается и тем, что общая пороговая энергия разрушения (энергия импульса, умноженная на число импульсов) для «твердой» пленки в несколько раз больше, чем для «мягкой» пленки.

Заключение

Уровни значений давления в отрицательной фазе распространяются на достаточно большие расстояния с достаточно слабым затуханием. При этом существующее «отрицательное давление» может приводить к существенным повреждениям на расстоянии в несколько миллиметров от края лазерного пятна.

Вокруг сквозного отверстия в тонкой плотной пленке вторичной катаракты, так называемой твердой формы, на расстоянии 50–100 мкм от края лазерных микроперфораций имеются несквозные



(«рваные») повреждения, и с ростом рассеяния (переход к случаю более толстой пористой пленки вторичной катаракты, так называемой мягкой форме) давление уменьшается, но качественно картина не меняется. Для «твердой» пленки вторичной катаракты эффективный коэффициент рассеяния изначально меньше, но с ростом числа импульсов он линейно увеличивается и достигает уровня, характерного для «мягких» пленок вторичной катаракты из-за возникновения дополнительных рассеивающих центров.

Финансирование

Ряд этапов данной работы выполнен при поддержке грантов РФФИ № 14-02-90005 Бел_а, РФФИ № 15-29-04810 офи_м, РФФИ № 15-29-03811 офи_м, БРФФИ Ф14Р-016.

Проведенное исследование позволяет оптимизировать технологию лазерного лечения вторичных катаракт, меняя параметры облучения (плотность мощности) в процессе воздействия. Показано, что с целью увеличения безопасности лазерной процедуры целесообразно при воздействии на «мягкую» пленку вторичной катаракты уменьшать энергию лазерных импульсов и их количество по сравнению с режимом, применяемым для воздействия на «твердую» пленку вторичной катаракты. ©

Литература

1. Краснов ММ. Лазерная микрохирургия глаза. Вестник офтальмологии. 1973;(1): 3–11.
2. Aron-Rosa D, Aron JJ, Griesemann M, Thyzel R. Use of the neodymium-YAG laser to open the posterior capsule after lens implant surgery: a preliminary report. J Am Intraocul Implant Soc. 1980;6(4):352–4.
3. Гамидов АА, Большунов АВ. Современные технологии лазерной хирургии зрочковых мембран при артрафакии. Вестник офтальмологии. 2007;(6):46–51.
4. Khanzada MA, Jatoi SM, Narsani AK, Dabir SA, Gul S. Is the Nd:YAG laser a safe procedure for posterior capsulotomy? Pak J Ophthalmol. 2008;24(2):73–8.
5. Steinert RF, Puliafito CA, Kumar SR, Dudak SD, Patel S. Cystoid macular edema, retinal detachment, and glaucoma after Nd:YAG laser posterior capsulotomy. Am J Ophthalmol. 1991;112(4):373–80.
6. Гамидов АА, Сосновский ВВ, Боев ВИ, Бузыкканова МА. Изучение факторов риска повреждения ИОЛ лазерным излучением. Вестник офтальмологии. 2006;(5):28–31.
7. Иванов АН. Результаты неодимового ИАГ-лазерного воздействия при выраженной экссудативной реакции после имплантации интраокулярной линзы. Вестник офтальмологии. 2002;(3):13–5.
8. Желтов ГИ. Проблемы безопасности при работе с лазерами. В: Большунов АВ, ред. Вопросы лазерной офтальмологии. М.: Апрель; 2013. с. 15–31.
9. Гамидов АА, Большунов АВ. Лазерная микрохирургия пленчатых мембран в области иридо-хрусталиковой диафрагмы. В: Большунов АВ, ред. Вопросы лазерной офтальмологии. М.: Апрель; 2013. с. 106–30.
10. Birngruber R, Hillenkamp F, Gabel VP. Theoretical investigations of laser thermal retinal injury. Health Phys. 1985;48(6):781–96.
11. Chofflet J, Amar JP, Deidier D. Retrospective study of complications of 329 YAG laser capsulotomies. Fortschr Ophthalmol. 1991;88(6):806–8.
12. Fankhauser F, Kwasniewska S. Laser in ophthalmology. Basic, diagnostic and surgical aspects. Hague: Kugler Publications; 2003. 450 p.
13. Katzen LE, Fleischman JA, Trokel SL. The YAG laser: an American experience. J Am Intraocul Implant Soc. 1983;9(2):151–6.
14. Gamidov AA, Bolshunov AV, Yuzhakov AV, Shcherbakov EM, Baum OI, Sobol EN. Optical transmission and laser ablation of pathologically changed eye lens capsule. Quantum Electronics. 2015;45(2):180–4. doi: http://dx.doi.org/10.1070/QE2015v045n02ABEH015641.
15. Зельдович ЯБ, Райзер ЮП. Физика ударных волн и высокотемпературных гидродинамических явлений. М.: Наука; 1966. 688 с.
16. Кочин НЕ, Кибель ИА, Розе НВ. Теоретическая гидромеханика. Ч. I. М.: Физматгиз; 1963. 584 с.
17. Канель ГИ, Разоренов СВ, Уткин АВ, Фортвов ВЕ. Ударно-волновые явления в конденсированных средах. М.: Янус-К; 1996. 408 с.
18. Richtmayer RD, Morton KW. Difference methods for initial-value problems. New York: Interscience Publishers / John Wiley and Sons; 1967. 405 p.
19. Саульев ВК. Интегрирование уравнений параболического типа методом сеток. М.: Физматлит; 1960. 324 с.
20. Welch AJ. The thermal response of laser irradiated tissue. IEEE Journal of Quantum Electronics. 1984;QE-20(12):1471–81.
4. Khanzada MA, Jatoi SM, Narsani AK, Dabir SA, Gul S. Is the Nd:YAG laser a safe procedure for posterior capsulotomy? Pak J Ophthalmol. 2008;24(2):73–8.
5. Steinert RF, Puliafito CA, Kumar SR, Dudak SD, Patel S. Cystoid macular edema, retinal detachment, and glaucoma after Nd:YAG laser posterior capsulotomy. Am J Ophthalmol. 1991;112(4):373–80.
6. Гамидов АА, Сосновский ВВ, Боев ВИ, Бузыкканова МА. Изучение факторов риска повреждения ИОЛ лазерным излучением [Study of risk factors of laser irradiation-induced intraocular lens damage]. Vestnik oftal'mologii. 2006;(5):28–31 (in Russian).
7. Ivanov AN. Rezul'taty neodimievogo IAG-lazernogo vozdeystviya pri vyrazhennoy ekssudativnoy reaktsii posle implantatsii intraokulyarnoy linzy [The results of neodim/YAG-laser treatment in advanced exudative reaction after intraocular lens implantation]. Vestnik oftal'mologii. 2002;(3):13–5 (in Russian).
8. Zheltov GI. Problemy bezopasnosti pri rabote s lazerami [Safety issues while working with lasers]. In: Bol'shunov AV, editor. Voprosy lazernoy oftal'mologii [Issues of laser ophthalmology]. Moscow: Aprel'; 2013. p. 15–31 (in Russian).

References



9. Gamidov AA, Bol'shunov AV. Lazernaya mikrokhirurgiya plenchatykh membran v oblasti irido-khristalikovoy diafragmy [Laser microsurgery of fibrous membranes in the iris-lens diaphragm area]. In: Bol'shunov AV, editor. Voprosy lazernoy oftal'mologii [Issues of laser ophthalmology]. Moscow: Aprel'; 2013. p. 106–30 (in Russian).
10. Birngruber R, Hillenkamp F, Gabel VP. Theoretical investigations of laser thermal retinal injury. *Health Phys.* 1985;48(6):781–96.
11. Chofflet J, Amar JP, Deidier D. Retrospective study of complications of 329 YAG laser capsulotomies. *Fortschr Ophthalmol.* 1991;88(6):806–8.
12. Fankhauser F, Kwasniewska S. Laser in ophthalmology. Basic, diagnostic and surgical aspects. Hague: Kugler Publications; 2003. 450 p.
13. Katzen LE, Fleischman JA, Trokel SL. The YAG laser: an American experience. *J Am Intraocul Implant Soc.* 1983;9(2):151–6.
14. Gamidov AA, Bolshunov AV, Yuzhakov AV, Shcherbakov EM, Baum OI, Sobol EN. Optical transmission and laser ablation of pathologically changed eye lens capsule. *Quantum Electronics.* 2015;45(2):180–4. doi: <http://dx.doi.org/10.1070/QE2015v045n02ABEH015641>.
15. Zel'dovich YaB, Rayzer YuP. Fizika udarnykh voln i vysokotemperaturnykh gidrodinamicheskikh yavleniy [The physics of the shock waves and high temperature hydrodynamic phenomena]. Moscow: Nauka; 1966. 688 p. (in Russian).
16. Kochin NE, Kibel' IA, Roze NV. Teoreticheskaya gidromekhanika [Theoretical hydromechanics]. Pt. I. Moscow: Fizmatgiz; 1963. 584 p. (in Russian).
17. Kanel' GI, Razorenov SV, Utkin AV, Fortov VE. Udarno-volnovye yavleniya v kondensirovannykh sredakh [Shock-wave phenomena in condensed media]. Moscow: Yanus-K; 1996. 408 p. (in Russian).
18. Richtmyer RD, Morton KW. Difference methods for initial-value problems. New York: Interscience Publishers / John Wiley and Sons; 1967. 405 p.
19. Saul'ev VK. Integrirovaniye uravneniy parabolicheskogo tipa metodom setok [Integrating of parabolic type equations by a grid method]. Moscow: Fizmatlit; 1960. 324 p. (in Russian).
20. Welch AJ. The thermal response of laser irradiated tissue. *IEEE Journal of Quantum Electronics.* 1984;QE-20(12):1471–81.

Optimization of laser surgery of the secondary cataract

Baum O.I.¹ • Romanov O.G.² • Gamidov A.A.³ • Fedorov A.A.³ • Romanov G.S.⁴ • Zheltov G.I.⁵ • Sobol E.N.¹

Background: This is a theoretical and experimental study of the thermomechanical effects of laser radiation with a wavelength of 1.06 microns on the eye tissues during a laser surgery on the secondary cataract (pupillary membrane). Its relevance is related to the rates of complications after laser surgery of the eye associated with the choice of energy and time parameters of the laser irradiation. These parameters are related to the occurrence of such factors as unstable fields of thermal stress and pressure that are difficult to take into account and indirectly lead to adverse events when removing the secondary cataract. **Aim:** To minimize side effects and to optimize the existing technology of laser removal of the secondary cataract. **Materials and methods:** Samples of a normal lens capsule and of lens capsules with various types of opacities taken during a cataract surgery, with various optic characteristics and thickness, were treated with an infrared laser (Nd:YAG laser, 1064 nm). We

performed morphometric measurements and built up a theoretical model of the processes in a continuous medium under the effects of impulse laser irradiation. **Results:** The results of numerical modelling with this newly developed theoretical model are in satisfactory agreement with the experimental data on development of deformities obtained with the autopsy materials (posterior capsule of the human lens with various optical characteristics and thickness, from thin transparent membranes to more thick opaque samples). **Conclusion:** This study would allow for optimization of the technology of laser treatment for secondary cataracts by changing the irradiation parameters during the procedure.

Key words: laser, secondary cataract, theoretical model, thermal stress

doi: 10.18786/2072-0505-2016-44-2-130-139

Baum Ol'ga I. – PhD (in Physics and Mathematics), Senior Research Fellow, Advanced Laser Technologies Department¹

✉ 2 Pionerskaya ul., Troitsk, Moscow, 142190, Russian Federation. Tel.: +7 (916) 542 92 02. E-mail: baumolga@gmail.com

Romanov Oleg G. – PhD (in Physics and Mathematics), Associate Professor, Head of Chair of Computer Modelling²

Gamidov Alibek A. – MD, PhD, Senior Research Fellow, Laboratory of New Laser Technologies³

Fedorov Anatoliy A. – MD, PhD, Leading Research Fellow³

Romanov Gennadiy S. – PhD (in Physics and Mathematics), Senior Research Fellow⁴

Zheltov Georgiy I. – PhD (in Physics and Mathematics), Professor, Principal Research Fellow⁵

Sobol Emil N. – PhD (in Physics and Mathematics), Head of Laboratory of Biophotonics¹

¹Institute of Laser and Information Technologies of the Russian Academy of Sciences; 2 Pionerskaya ul., Troitsk, Moscow, 142092, Russian Federation

²Belarusian State University; 4 Nezavisimosti pr., Minsk, 220030, Republic of Belarus

³State Research Institute of Eye Diseases of Russian Academy of Sciences; 11 Rossolimo ul., Moscow, 119021, Russian Federation

⁴A.V. Luikov Heat and Mass Transfer Institute of the National Academy of Sciences of Belarus; 15 P. Brovka ul., Minsk, 220072, Republic of Belarus

⁵B.I. Stepanov Institute of Physics of the National Academy of Sciences of Belarus; 68 Nezavisimosti pr., Minsk, 220072, Republic of Belarus