

**Министерство науки и высшего образования Российской Федерации**

**ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
“Национальный исследовательский университет ИТМО”**

**ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА**

**РАСЧЁТ ТЕПЛОПРОВОДНОСТИ И ОСЛАБЛЕНИЯ ИМПУЛЬСНОГО  
ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В ТКАНЯХ ГЛАЗА**

Автор Зеленина Надежда Андреевна \_\_\_\_\_  
(Фамилия, Имя, Отчество) (Подпись)

Направление подготовки (специальность) 12.03.03 \_\_\_\_\_  
(код, наименование)  
Фотоника и Оптоинформатика

Квалификация бакалавр \_\_\_\_\_  
(бакалавр, магистр)

Руководитель ВКР Смолянская О. А. к.ф – м.н. \_\_\_\_\_  
(Фамилия, И., О., учебное звание, степень) (Подпись)

Санкт-Петербург, 2020 г.

Обучающийся \_\_\_\_\_ Зеленина Надежда Андреевна \_\_\_\_\_  
(ФИО полностью)

Группа V3400 \_\_\_\_\_ Факультет/институт/кластер \_\_\_\_\_ ФФиОИ \_\_\_\_\_

Направленность (профиль), специализация Оптические и квантовые технологии передачи, записи и обработки информации \_\_\_\_\_

Консультант (ы):

а) \_\_\_\_\_ (Фамилия, И., О., ученое звание, степень) \_\_\_\_\_ (Подпись)

б) \_\_\_\_\_ (Фамилия, И., О., ученое звание, степень) \_\_\_\_\_ (Подпись)

ВКР принята “ \_\_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 20 \_\_\_\_ г.

Оригинальность ВКР \_\_\_\_\_ %

ВКР выполнена с оценкой \_\_\_\_\_

Дата защиты “ \_\_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 20 \_\_\_\_ г.

Секретарь ГЭК \_\_\_\_\_ (ФИО) \_\_\_\_\_ (подпись)

Листов хранения \_\_\_\_\_

Демонстрационных материалов/Чертежей хранения \_\_\_\_\_

**Министерство науки и высшего образования Российской Федерации**  
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО  
ОБРАЗОВАНИЯ  
**"НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИТМО"**

**УТВЕРЖДАЮ**  
Руководитель ОП

\_\_\_\_\_ (Фамилия, И.О.) \_\_\_\_\_ (подпись)

« \_\_\_\_ » « \_\_\_\_\_ » 20 \_\_\_\_ г.

**ЗАДАНИЕ**  
**НА ВЫПУСКНУЮ КВАЛИФИКАЦИОННУЮ РАБОТУ**

Обучающийся Зеленина Надежда Андреевна  
(ФИО полностью)

Группа V3400 Факультет/институт/кластер Фотоники и Оптоинформатики

Квалификация бакалавр  
(магистр, инженер, бакалавр)\*\*

Направление подготовки 12.03.03 Фотоника и Оптоинформатика  
(код, название направления подготовки)

Направленность (профиль) образовательной программы Оптические и квантовые технологии передачи, записи и обработки информации

Специализация \_\_\_\_\_

Тема ВКР Расчёт теплопроводности и ослабления импульсного лазерного излучения в тканях глаза

Руководитель Смолянская Ольга Алексеевна, Университет ИТМО, сотрудник подразделения Лаборатории фемтосекундной оптики и фемтотехнологий, сотрудник подразделения Международный институт «Фотоника и оптоинформатика», к.ф.-м.н., доцент факультета фотоники и оптоинформатики  
(ФИО полностью, место работы, должность, ученая степень, ученое звание)

2 Срок сдачи студентом законченной работы до « 5 » « июня » 2020 г.

**3 Техническое задание и исходные данные к работе**

1. Изучение литературы

2. Создание оптической модели:

2.1. Моделирование ослабления лазерного излучения в роговице

2.2. Моделирование ослабления лазерного излучения в радужке

2.3. Моделирование ослабления лазерного излучения в хрусталике

2.4. Моделирование ослабления лазерного излучения в стекловидном теле

2.5. Моделирование ослабления лазерного излучения в сетчатке

2.6. Моделирование ослабления лазерного излучения в склере

### 3. Моделирование распределения температуры в сетчатке глаза

Исходные данные к работе:

1. Параметры лазерного излучения:  $\lambda = 532$  нм,  $P = 150-400$  мВт,  $d_{\text{обл}} = 100-250$  мкм,  $f = 3-4$ ,  $t_{\text{имп}} = 0,05-0,2$  с,  $t_{\text{облуч}} = 0,1$  с

2. Оптические коэффициенты (для шести тканей глаза): коэффициент поглощения, транспортный коэффициент рассеяния, коэффициент анизотропии, показатель преломления

3. Теплофизические коэффициенты (для шести тканей глаза): теплопроводность, удельная теплоёмкость, плотность

4. Используемые уравнения:  $I(z) = (1 - R)I_0 \exp^{-(\mu_a + \mu_s)z}$ ,

$$\rho \cdot c \frac{dT(\vec{r}, t)}{dt} = \kappa \cdot \frac{d^2 T(\vec{r}, t)}{dr^2} + Q(\vec{r})$$

5. Начальные и граничные условия:  $T_{\text{тела}} = 37^\circ\text{C}$ ,  $T_{\text{воздуха}} = 20^\circ\text{C}$

6. Программирование производится в программном пакете MATLAB R2016b

### 4 Содержание выпускной квалификационной работы (перечень подлежащих разработке вопросов)

1. Обзор литературы

2. Описание оптической модели

3. Анализ данных, полученных в результате моделирования ослабления лазерного излучения в тканях глаза

4. Описание модели распределение температуры в сетчатке глаза

5. Анализ данных, полученных в результате моделирования распределения температуры

6. Выводы

### 5 Перечень графического материала (с указанием обязательного материала)

1. Упрощенное представление глаза человека

2. Полученные зависимости

### 6 Исходные материалы и пособия

1. Simon Regal, Denise O'Connor, Pauline Brige, Roger Delattre, Thierry Djenizian, Marc Ramuz «Determination of optical parameters of the porcine eye and development of a simulated model» J. Biophotonics. 2019

2. Sahar Rahbar, Mehrdad Shokooh-Saremi « Mathematical modeling of laser linear thermal effects on the anterior layer of the human eye» Optics & Laser Technology Volume 99, 1 February 2018, Pages 72-80

3. А. С. Измайлов, Л. И. Балашевич Панретинальная лазеркоагуляция при диабетической ретинопатии, Офтальмологические ведомости, Том II №4, 2009, с. 44-51

---

---

**7 Дата выдачи задания « 30 » « сентября » 2019 г.**

Руководитель ВКР \_\_\_\_\_  
(подпись)

Задание принял к исполнению \_\_\_\_\_ « \_\_\_\_\_ » « \_\_\_\_\_ » 20 \_\_\_\_ г.

**Министерство науки и высшего образования Российской Федерации**  
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО  
ОБРАЗОВАНИЯ  
**"НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИТМО"**

## АННОТАЦИЯ

### ВЫПУСКНОЙ КВАЛИФИКАЦИОННОЙ РАБОТЫ

Обучающийся Зеленина Надежда Андреевна  
(ФИО)

Наименование темы ВКР: Расчёт теплопроводности и ослабления импульсного лазерного излучения в тканях глаза

Наименование организации, где выполнена ВКР Университет ИТМО

### ХАРАКТЕРИСТИКА ВЫПУСКНОЙ КВАЛИФИКАЦИОННОЙ РАБОТЫ

1 Цель исследования Расчёт теплопроводности и ослабления импульсного лазерного излучения в тканях глаза

2 Задачи, решаемые в ВКР Создание оптической и тепловой моделей распространения лазерного излучения в тканях глаза

3 Число источников, использованных при составлении обзора 28

4 Полное число источников, использованных в работе 28

5 В том числе источников по годам

Отечественных			Иностраных		
Последние 5 лет	От 5 до 10 лет	Более 10 лет	Последние 5 лет	От 5 до 10 лет	Более 10 лет
5	4	13	3		3

6 Использование информационных ресурсов Internet да, 2  
(Да, нет, число ссылок в списке литературы)

7 Использование современных пакетов компьютерных программ и технологий (Указать, какие именно, и в каком разделе работы)

Пакеты компьютерных программ и технологий	Раздел работы
MATLAB	4
Microsoft Word	1-3

8 Краткая характеристика полученных результатов Создана модель ослабления лазерного излучения в тканях глаза, а также получено распределение температуры в сетчатке глаза при проведении панретинальной лазерной коагуляции

---

---

---

---

9 Полученные гранты, при выполнении работы нет  
(Название гранта)

10 Наличие публикаций и выступлений на конференциях по теме выпускной работы нет  
(Да, нет)

а) 1

\_\_\_\_\_

(Библиографическое описание публикаций)

2 \_\_\_\_\_

3 \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

б)

1 \_\_\_\_\_

(Библиографическое описание выступлений на конференциях)

2 \_\_\_\_\_

3 \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Обучающийся Зеленина Н.А. \_\_\_\_\_  
(ФИО) (подпись)

Руководитель ВКР Смолянская О.А. \_\_\_\_\_  
(ФИО) (подпись)

“ \_\_\_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 20 \_\_\_\_ г.

СОДЕРЖАНИЕ	
ВВЕДЕНИЕ .....	9
ГЛАВА 1 СТРОЕНИЕ ГЛАЗА .....	11
1.1 Модель глаза человека .....	11
1.2 Оптические параметры тканей глаза .....	15
1.3 Тепловые характеристики тканей глаза.....	17
ГЛАВА 2 ПАНРЕТИНАЛЬНАЯ ЛАЗЕРКОАГУЛЯЦИЯ СЕТЧАТКИ ГЛАЗА .....	18
2.1 Проллиферативная диабетическая ретинопатия.....	18
2.2 Панретиальная лазерная коагуляция сетчатки глаза; параметры лазерного излучения .....	20
ГЛАВА 3 ТЕОРИЯ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В БИОТКАНЯХ .....	23
3.1 Ослабление лазерного излучения при прохождении через биоткань.....	23
3.2 Распространение тепла при воздействии лазерного излучения на биоткань .....	25
3.3 Метод конечных разностей.....	26
ГЛАВА 4 РЕЗУЛЬТАТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ ТЕПЛОПРОВОДНОСТИ И ОСЛАБЛЕНИЯ ИМПУЛЬСНОГО ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В ТКАНЯХ ГЛАЗА .....	29
4.1 Моделирование распространения лазерного излучения при прохождении через ткани глаза.....	29
4.2 Моделирование распространения тепла в ткани глаза при воздействии лазерного излучения.....	34
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	37
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	38
ПРИЛОЖЕНИЕ А.....	41
Листинг программы «Ослабление лазерного излучения в ткани» .....	41
ПРИЛОЖЕНИЕ Б .....	42
Листинг программы «Моделирование теплопроводности в сетчатке глаза».....	42



## ВВЕДЕНИЕ

Широкое применение лазеров в медицине (лазерная хирургия и деструкция биотканей, лазерная терапия, лазерная диагностика [1]) обусловлено тем, что они могут воздействовать не только на различные части тела, но и на отдельные их составляющие, поскольку есть возможность изменять параметры и характеристики лазерного излучения (длину волны, длительность воздействия, мощность, частоту следования импульсов и т.п) [2]. Как правило, в медицинских целях применяются газовые, твердотельные и полупроводниковые лазеры.

Одной из первых отраслей медицины, где был применен лазер, является офтальмология. Офтальмология - область медицины, изучающая физиологические особенности анатомии глаза, его заболевания, а также способы их лечения. Поскольку глаз имеет сложное строение, лазерное излучение является незаменимым в лечении различных частей глаза, так как они имеют разные оптические и теплофизические свойства. Знание этих параметров позволяет производить более эффективное лечение, а также повысить уровень безопасности при лазерном вмешательстве. На сегодняшний день успешно применяются лазеры для блокирования отслоек и разрывов сетчатки, коагулирования внутриглазных патологических очагов, лечения травм и язв роговицы [3]. Лазерная терапия и микрохирургия в офтальмологии применяется при таких болезнях, как катаракта, глаукома, диабетическая ретинопатия и многих других [2].

В данной работе проведено исследование оптических и тепловых параметров тканей глаза с целью построения модели, иллюстрирующей ослабление излучения при прохождении через слои глаза, а также температурной модели отдельных тканей глаза. Были созданы две одномерные модели; модель ослабления интенсивности лазерного излучения состоит из шести тканей глаза (роговица, радужка, хрусталик,

стекловидное тело, сетчатка, склера), температурная модель реализуется для сетчатки глаза. Моделирование производится в программном пакете MATLAB. Особенность созданных моделей заключается в использованных параметрах лазерного излучения: выбраны параметры, используемые для панретинальной лазерной коагуляции сетчатки глаза.

Ослабление является важным параметром с точки зрения эффективности проведения офтальмологических операций, а также подбора лазера с наиболее подходящими техническими характеристиками. Данная модель позволяет вычислить интенсивность лазерного излучения на любой глубине глаза. Создание тепловой модели биоткани является важной задачей для обеспечения безопасности проведения лазерного оперативного вмешательства, поскольку излучение может быть опасно для тканей, окружающих целевой объект [4]. Температурная модель позволяет вычислить температуру сетчатки глаза на любой глубине в любой момент времени облучения.

# ГЛАВА 1 СТРОЕНИЕ ГЛАЗА

## 1.1 Модель глаза человека

Глазное яблоко человека (Рисунок 1) состоит из трёх оболочек: наружной, сосудистой и сетчатки, а также из внутреннего содержимого.

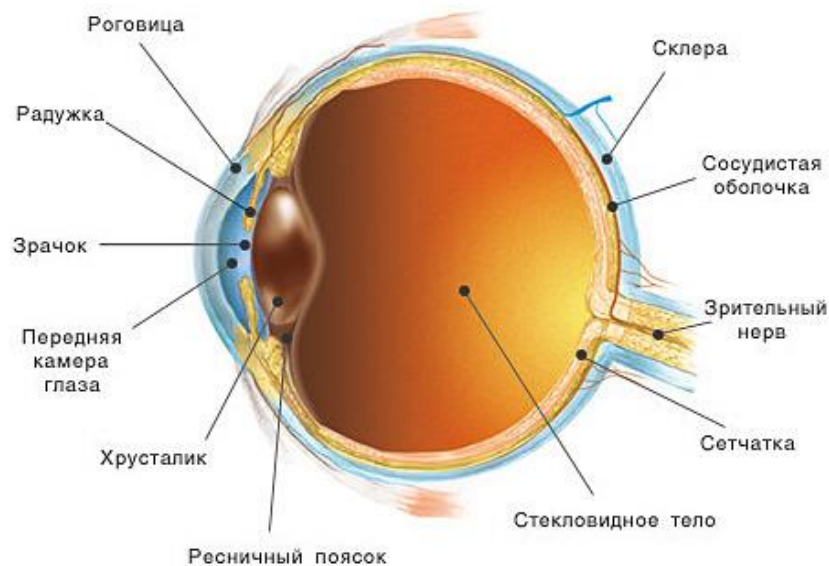


Рисунок 1 - Схема строения глаза человека [5].

Передняя часть наружной оболочки – роговица. Через нее лучи света попадают внутрь глаза. Имея выпуклую форму, она не только пропускает, но и преломляет эти лучи. Остальная часть наружной оболочки – склера – непрозрачна и внешне похожа на вареный яичный белок.

Вторая оболочка - сосудистая - состоит из сосудов, по которым кровь снабжает глаз кислородом и питательными веществами. Состоит из нескольких частей: передняя - радужка, средняя - цилиарное тело и задняя - хориоидея. Цвет глаз определяется содержанием пигмента в радужке, которая видна через роговицу. В центре радужки находится круглое отверстие - зрачок. Его размеры меняются в зависимости от освещенности: в темноте он увеличивается, на ярком свете - уменьшается.

Пространство между роговицей и радужкой называют передней камерой. Цилиарное тело вырабатывает внутриглазную жидкость, которая циркулирует внутри глаза, омывая и питая роговицу, хрусталик, стекловидное тело. Эта жидкость оттекает через специальную дренажную систему в углу передней камеры. В толще цилиарного тела находится и аккомодационная мышца, которая с помощью связок регулирует форму хрусталика.

Хориоидея – задняя часть сосудистой оболочки – непосредственно контактирует с сетчаткой, обеспечивая ей необходимое питание.

Третья оболочка глаза - сетчатая (или сетчатка) - состоит из нескольких слоев нервных клеток и выстилает его изнутри. Именно она обеспечивает человеку зрение. На сетчатке строятся изображения предметов, которые наблюдает человек. Информация о них затем передается по зрительному нерву в головной мозг. Однако не вся сетчатка регистрирует сигналы одинаково хорошо: наибольшей зрительной способностью обладает макула - центральная часть сетчатки, где расположено основное количество зрительных клеток (колбочек).

Внутри оболочек заключены передняя и задняя (между радужкой и хрусталиком) камеры, заполненные внутриглазной жидкостью, а главное - хрусталик и стекловидное тело. Хрусталик имеет форму двояковыпуклой линзы. Как и роговица, он пропускает и преломляет лучи света, фокусируя изображение на сетчатке. Стекловидное тело имеет консистенцию желе и отделяет хрусталик от глазного дна [5].

В настоящей работе исследуются ткани глаза человека. В случае отсутствия информации об оптических коэффициентах той или иной ткани, берутся данные по тканям глаза свиньи, поскольку анатомия и оптические характеристики глаза свиньи схожи с человеческими [6].

В данной работе используется упрощенное схематичное представление глаза (Рисунок 2).

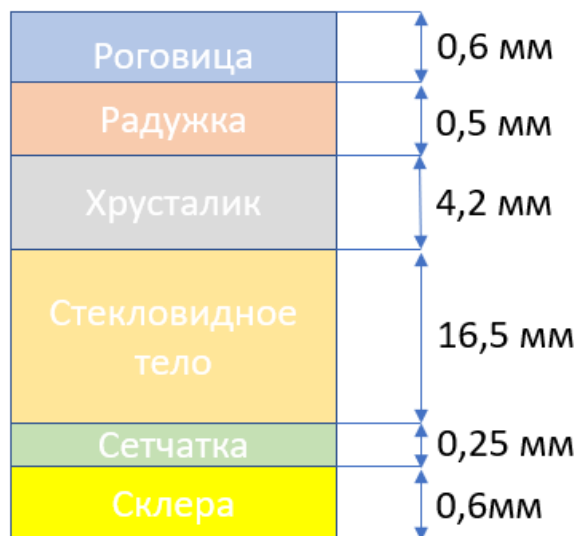


Рисунок 2 – Упрощенное представление глаза человека.

Представленная на Рисунке 2 модель состоит из шести тканей глаза: роговицы (толщина – 0,6 мм [7]), радужки (толщина – 0,5 мм [8]), хрусталика (толщина – 4,2 мм [9]), стекловидного тела (толщина – 16,5 мм [10]), сетчатки (толщина – 0,3 мм [11]), склеры (толщина – 0,6 мм [12]). Безусловно, толщины различных тканей глаза человека у разных людей могут варьироваться в некоторых диапазонах (Таблица 1). При создании модели выбирались средние значения толщин.

Таблица 1 – Толщины различных тканей глаза человека.

Название ткани	Диапазоны толщин, мм	Выбранная толщина, мм
Роговица	0,5 - 0,6 - центр  1 - 1,2 - края	0,6
Радужка	0,2 - 0,5	0,5
Хрусталик	3,6 - 5,0	4,2
Стекловидное тело	16,5	16,5
Сетчатка	0,3	0,3
Склера	0,3 - 1	0,6

## 1.2 Оптические параметры тканей глаза

Знание оптических параметров тканей глаза является крайне важным аспектом в офтальмологии. Поскольку на данном этапе развития медицины лазерная микрохирургия глаза применяется широко, необходимо иметь представление о взаимодействии тканей, через которые проходит излучение, непосредственно с этим излучением. Так, например, известно, что излучение, проходя через какую-либо среду, может ослабляться вследствие таких процессов, как поглощение и рассеяние излучения средой. Для решения задач офтальмологии вопрос ослабления излучения является важным, поскольку большинство этих задач рассчитано на адресное воздействие лазерным излучением на определенную ткань глаза (не всегда на поверхностную). А глаз, в свою очередь, является гетерогенной средой, то есть каждая ткань глаза будет обладать своими оптическими параметрами. Таким образом, чтобы до какого-либо внутреннего слоя глаза дошло излучение определенной интенсивности, необходимо рассчитать начальную интенсивность с учетом ослабления излучения при прохождении через все предыдущие ткани глаза.

Кроме того, даже если предполагается воздействие лазерным излучением на роговицу глаза (то есть первую ткань, на которую излучение попадет), то является необходимым учесть отражение излучения на границе воздух-роговица. Внутри глаза также необходимо учитывать отражение на границе между двух слоев, поскольку оно тоже будет влиять на ослабление излучения. Для учёта отражения на границе необходимо знание показателей преломления сред, между которыми пролегает эта граница.

Таким образом, видно, что для учёта ослабления излучения необходимо знание таких параметров среды, как: показатель преломления, коэффициент поглощения, коэффициент рассеяния. В Таблице 2 приведены значения этих параметров для рассматриваемых в работе тканей глаза. Стоит оговорить, что

в таблице приведен транспортный коэффициент рассеяния и коэффициент анизотропии, из которых коэффициент рассеяния рассчитывается как:

$$\mu_s = \frac{\mu'_s}{1-g},$$

где  $\mu_s$  – коэффициент рассеяния,  $\mu'_s$  – транспортный коэффициент рассеяния,  $g$  – коэффициент анизотропии.

В таблице 2 приведены оптические параметры тканей глаза свиньи, поскольку они по оптическим характеристикам сходны с тканями глаза человека [13]

Таблица 2 – Оптические параметры тканей глаза.

Название ткани	Показатель преломления, n	Коэффициент поглощения, $\mu_a$ , мм <sup>-1</sup>	Коэффициент рассеяния, $\mu'_s$ , мм <sup>-1</sup>	Коэффициент анизотропии, g
Роговица	1.376	0,04	0,15	0,9
Радужка	1.387	2,95	3,00	
Хрусталик	1.458	0,03	0,02	
Стекловидное тело	1.341	0,10	0,12	
Сетчатка	1.341	35,7	1,20	
Склера	1.364	0,50	5,50	



### 1.3 Тепловые характеристики тканей глаза

Помимо задачи ослабления излучения также важен такой вид взаимодействия излучения с тканью, как нагревание. Распределение температуры в тканях глаза при их взаимодействии с лазерным излучением является одним из основных аспектов в вопросах безопасности проведения лазерных хирургических операций. Ткани глаза чувствительны к нагреванию и могут быть легко повреждены при внешнем воздействии. Соответственно, вновь встаёт вопрос о корректном задании начальных параметров лазерного излучения с целью достаточного воздействия на выбранную ткань, но также минимизации пагубного воздействия на соседние ткани глаза.

Для создания тепловой модели глаза необходимо знание таких параметров, как: теплопроводность, удельная теплоемкость, плотность и толщина ткани. Именно эти параметры составляют уравнение теплопроводности, которое позволяет реализовать модель температурного распределения в тканях глаза при воздействии лазерного излучения.

Таблица 3 – Тепловые характеристики тканей глаза человека [14].

Название ткани	Теплопроводность, $\kappa$ , (Дж/м*с*К)	Удельная теплоемкость, $c$ , (Дж/кг*К)	Плотность, $\rho$ , (кг/м <sup>3</sup> )	Толщина, мм
Роговица	0,58	4178	1076	0,6
Радужка	0,49	3349	1040	0,5
Хрусталик	0,40	3000	1100	4,2
Стекловидное тело	0,59	3997	1009	16,5
Сетчатка	0,57	3680	1039	0,3
Склера	0,58	4178	1170	0,6

# ГЛАВА 2 ПАНРЕТИНАЛЬНАЯ ЛАЗЕРКОАГУЛЯЦИЯ СЕТЧАТКИ ГЛАЗА

## 2.1 Проллиферативная диабетическая ретинопатия

В офтальмологии одно из важнейших направлений развития – профилактика слепоты, вызванной осложнениями от каких-либо заболеваний, в частности от сахарного диабета. Известно, что среди заболеваний эндокринной системы, диабет встречается чаще всего. Самой распространённой причиной слепоты среди взрослого населения, в свою очередь, является диабетическая ретинопатия [15]. Фактором, провоцирующим возникновение заболевания, является истончение стенок сосудов сетчатки глаза вследствие длительного сохранения повышенного уровня глюкозы в крови [16].

Выделяют три стадии развития заболевания: непролиферативная ретинопатия (Рисунок 3), препролиферативная ретинопатия (Рисунок 4), пролиферативная ретинопатия (Рисунок 5).



Рисунок 3 – Непролиферативная ретинопатия:

1 – кровоизлияния, 2 – «твёрдые» экссудаты



Рисунок 4 – Препролиферативная ретинопатия: 1 – интратретиальные микрососудистые аномалии

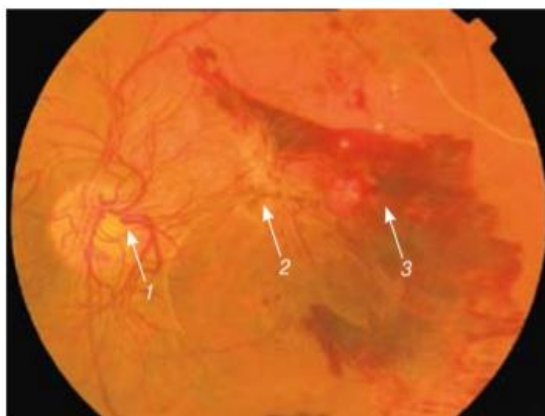


Рисунок 5 – Проллиферативная ретинопатия: 1 – неоваскуляризация диска зрительного нерва; 2 – фиброзные тяжки; 3 – преретинальное кровоизлияние

По рисункам 3 – 5 можно увидеть, что различием между стадиями является степень поражения ткани сетчатки глаза.

Проллиферативная диабетическая ретинопатия – терминальная стадия заболевания. На данной стадии происходит образование новых кровеносных сосудов, стенки которых проницаемые и тонкие. Вследствие этого происходят кровоизлияния как на сетчатке, так и в стекловидное тело. На этой стадии, так же, как и на двух других, может развиваться диабетическая макулопатия, которая является основной причиной потери зрения при диабетической ретинопатии.

В наши дни существует наиболее эффективный метод лечения диабетической ретинопатии – лазерная коагуляция сетчатки глаза [17]. Процедура заключается в выжигании поражённых зон лазерным излучением с последующим рубцеванием. В случае панретинальной коагуляции выжигается значительная площадь сетчатки с целью удаления дефектных участков. Таким образом, останавливается процесс роста новых сосудов, то есть можно заключить, что данная процедура не возвращает зрение, однако способна предупредить его полную или частичную потерю.

## 2.2 Панретинальная лазерная коагуляция сетчатки глаза; параметры лазерного излучения

Существуют три метода лазерной коагуляции сетчатки [17]:

1. Фокальная лазерная коагуляция;
2. Барьерная лазерная коагуляция;
3. Панретинальная лазерная коагуляция.

В данной работе будет рассмотрен метод панретинальной лазерной коагуляции. Создание этой методики принадлежит американским учёным-офтальмологам [18]. Панретинальная коагуляция направлена на снижение образования новых сосудов на сетчатке глаза. Изначально процедура проводилась в щадящем режиме, то есть применялись малые объёмы мелких коагулятов. Позднее был проведен ряд исследований [19-21], доказавших, что щадящий режим процедуры не имеет никакого результата, была предложена следующая схема проведения панретинальной лазерной коагуляции: лазерные коагуляты диаметром 250-500 мкм наносятся на ткань в количестве 1400-1600 штук. Выполнение данной процедуры по указанной схеме единоразово увеличивает риски появлений осложнений после операции, поэтому на сегодняшний день процедура, как правило, проводится за 3-4 сеанса. Однако в случае стремительно прогрессирующей формы заболевания допускается

проведение лазерной коагуляции за два сеанса. После процедуры пролиферативный процесс остается стабильным на протяжении многих лет.

Эффективность лазерной коагуляции при лечении диабетической ретинопатии доказана [22], однако параметры лазерного излучения всё ещё могут являться предметом споров [23]. Например, используются такие лазерные установки, как: «Alcon», использующая диодный лазер (532 нм) и на сегодняшний день являющаяся стандартной установкой, и «Quantel Medical», где используется длина волны 577 нм. Отличие приведенных установок заключается не только лишь в разных длинах волн, но и в различных режимах работы. В данной работе будет рассматриваться стандартная методика панретинальной лазерной коагуляции, поскольку сегодня на практике применяется именно стандартная схема. Она имеет следующие особенности: коагуляты наносят по всей площади сетчатки, кроме макулярной области, общее число коагулятов – 2000-3000.

Параметры лазерного излучения для проведения стандартной процедуры панретинальной лазерной коагуляции сетчатки глаза были получены от заведующего отделением лазерной хирургии офтальмологической клиники МНТК «Микрохирургия глаза» имени Святослава Федорова в Санкт-Петербурге, профессора кафедры офтальмологии Измайлова Александра Сергеевича (см. Таблицу 4) [5].

Таблица 4 – Параметры лазерного излучения для проведения панретинальной лазерной коагуляции.

Длина волны, нм	Мощность излучения, мВт	Диаметр лазерного луча, мкм	Частота импульса, Гц	Длительность импульса, сек	Время облучения, сек
532	150-400	100-250	3-4	0,1	0,1

В графе «Мощность излучения» Таблицы 4 можно увидеть диапазон мощности. Для последующего моделирования потребуется знание интенсивности излучения, попадающего на роговицу глаза (то есть на первый слой глаза), которое будет рассчитываться исходя из знания диаметра лазерного луча и мощности излучения по формуле:

$$I = \frac{P}{S}, \quad (1)$$

где  $I$  – интенсивность излучения,  $P$  – мощность излучения,  $S$  – площадь пучка лазерного излучения.

Поэтому необходимо выбрать значение мощности фиксированным. Для создания оптической модели я выбрала максимальное значение мощности диапазона – 400 мВт, и диаметр пучка – 100 мкм, а для тепловой модели минимальную мощность – 150 мВт и диаметр пучка – 250 мкм. В зависимости от нужд офтальмологии, можно выбрать любое другое значение интенсивности лазерного излучения.

# ГЛАВА 3 ТЕОРИЯ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В БИОТКАНЯХ

## 3.1 Ослабление лазерного излучения при прохождении через биоткань

Как было сказано ранее, ослабление играет одну из ключевых ролей в моделировании взаимодействия лазерного излучения с биотканью. Известно, что большинство биотканей оптически неоднородны, имеют показатель преломления больший, чем у воздуха, а также являются поглощающими средами [25]. Вследствие различий показателей преломления воздуха и биоткани, на границе раздела этих двух сред будет наблюдаться явление френелевского отражения.

Далее, прошедшее в ткань излучение претерпевает многократное рассеяние и поглощение в ткани, за счёт чего происходит затухание пучка. Явление обратного рассеяния (Рисунок 6) обусловлено тем, что излучение в биоткани претерпевает объемное рассеяние. Различные органеллы, мембрана клетки и ядро – основные элементы, провоцирующие рассеяние. Соответственно, можно заключить, что вследствие изменения свойств этих элементов, может варьироваться значение коэффициента рассеяния.



Рисунок 6 – Виды взаимодействия лазерного излучения с биотканью [24]

В зависимости от типа излучения (Рисунок 7) поглощение света тканью приводит к различным последствиям. Как правило, следствием поглощения является нагревание ткани, однако излучение видимого и ультрафиолетового диапазонов способны провоцировать фотобиохимические процессы. На величину коэффициента поглощения влияние оказывает содержание воды в ткани, а также тип центров поглощения.

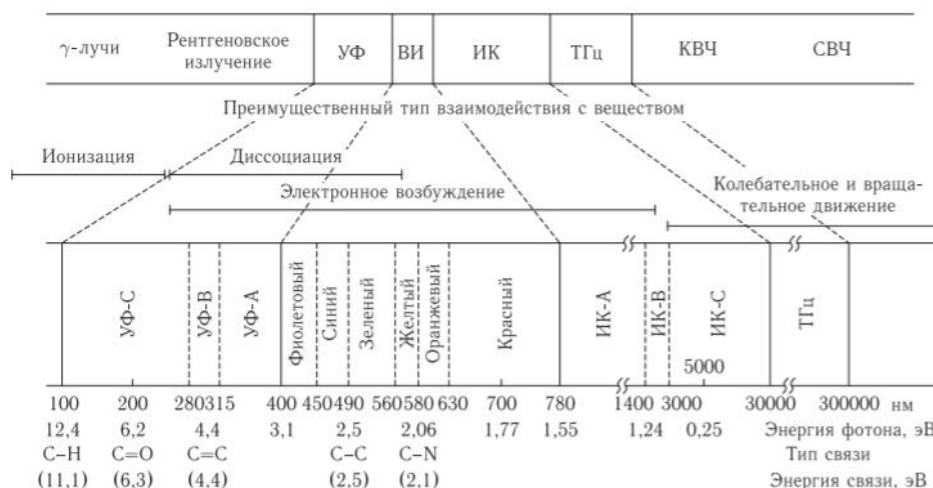


Рисунок 7 – Типы взаимодействия излучения с биотканями [24].

Выше были рассмотрены такие понятия, как рассеяние и поглощение излучения биотканью, а также отражение света на границе двух сред. Эти понятия являются основополагающими для расчёта ослабления излучения, который производится согласно закону Бугера-Бера:

$$I(z) = (1 - R)I_0 \exp^{-(\mu_a + \mu_s)z} \quad (2)$$

где  $R$  – коэффициент френелевского отражения при нормальном падении пучка на биоткань,  $R = [(n_2 - n_1)/(n_2 + n_1)]^2$ ,  $n_1$  – относительный показатель преломления первой среды  $n_2$  – относительный показатель преломления следующей среды;  $I_0$  – интенсивность падающего света;  $\mu_a$  – коэффициент поглощения,  $\mu_s$  – коэффициент отражения,  $z$  – толщина биоткани.



Из формулы (2) видно, что ослабление излучения зависит от коэффициента экстинкции (суммы коэффициентов рассеяния и поглощения ткани), а также от отражения на границе двух сред. То есть, в случае моделирования ослабления излучения в сложном биологическом объекте, состоящим из нескольких, различных по свойствам тканей, можно использовать закон Бугера-Бера с учётом рассеяния и поглощения каждой ткани, а также с учетом отражения на границе не только лишь воздух-биоткань, но и биоткань-следующая на пути излучения биоткань.

### 3.2 Распространение тепла при воздействии лазерного излучения на биоткань

Лазерное излучение нагревает ткани, через которые оно проходит. Нагревание в этом случае обусловлено поглощением света биотканью. Существуют несколько типов воздействия излучения на биоткани: невозмущающие процессы, неспецифическое тепловое воздействие, деструкция биоткани. Тип процесса зависит от интенсивности лазерного излучения. Излучение низкой интенсивности создает невозмущающие процессы, умеренная интенсивность используется для неспецифического теплового воздействия, а высокоинтенсивное излучение – для деструкции, то есть выжигания биоткани [25]. В медицинских целях используются все типы воздействия в зависимости от поставленных задач, а следовательно, и различные лазеры (Рисунок 7).

Поскольку в данной работе речь идёт о высокоинтенсивном излучении, воздействующим на живую ткань, следует учитывать степень воздействия излучения на функционирование организма. Функционирование организма определяется степенью гомеостаза. Таким образом, воздействие интенсивного лазерного излучения запускает процессы адаптации ткани, то есть её заживление. При достаточно высокой интенсивности, деструкция ткани становится необратимой, однако после определенного порога интенсивности

изменения становятся настолько пагубными, что жизнедеятельность прекращается. Существуют несколько типов теплового воздействия на ткань: денатурация, коагуляция, испарение, карбонизация. Различия между этими типами заключаются в степени поражения ткани (от самых незначительных до критических для жизнедеятельности). Соответственно, каждый тип воздействия происходит при определенной температуре. Поэтому задача моделирования распространения температуры в биологическом объекте является важной для представления о том, какое воздействие получает не только та ткань, которая является адресной для излучения, но и те ткани, через которые оно проходит в процессе распространения.

Моделирование температурного распространения производится согласно уравнению теплопроводности:

$$\rho \cdot c \frac{dT(\vec{r},t)}{dt} = \kappa \cdot \frac{d^2T(\vec{r},t)}{d\vec{r}^2} + Q(\vec{r}) \quad (3)$$

где  $\rho$  - плотность,  $c$  – удельная теплоемкость среды,  $t$  – время,  $\kappa$  - теплопроводность,  $Q$  - объемная плотность источников тепла в среде.

### 3.3 Метод конечных разностей

Распространение тепла в биологическом объекте математически описывается посредством решения уравнения теплопроводности (3), которое является дифференциальным уравнением в частных производных. Дифференциальное уравнение в частных производных отличается от обыкновенного дифференциального уравнения тем, что искомая функция зависит от нескольких переменных [26]. Уравнение теплопроводности – это нестационарное уравнение параболического типа. Для решения уравнения необходимо предварительное задание начального и граничных условий. Задание начального условия обязательно для работы с нестационарным уравнением, а граничные условия используются при описании процессов,

протекающих в некоторой ограниченной области. Для моделирования были заданы следующие параметры:

Начальное условие:  $u_{\text{нач}} = 37^\circ \text{C}$ ;

Граничные условия:  $u_a = 20^\circ \text{C}$ ;  $u_b = 37^\circ \text{C}$ ,

где  $u_a$  – температура на верхней границе роговицы глаза, равная температуре окружающего воздуха,  $u_b$  – температура на нижней границе роговицы, равная температуре тела.

Таким образом, поскольку задано начальное условие и граничные условия первого рода, задачу можно определить как первую начально-краевую задачу для уравнения теплопроводности. Для решения этой задачи был использован метод конечных разностей.

Использование метода конечных разностей заключается в делении области непрерывного изменения аргумента конечным множеством точек, то есть создается сетка. Рассматриваются функции, определенные в узлах сетки, а производные, входящие в дифференциальное уравнение и граничные условия заменяются конечными разностями. Таким образом, задача сводится к разностной схеме – система конечного числа уравнений. Этот метод позволяет получить приближённое решение задачи [27]. В данном случае, производится дискретизация области прямоугольника  $t(x)$ , где  $t$  – время облучения образца,  $x$  – пространственная координата (Рисунок 8). Необходимо вычислить значения функции решения в узлах данной сетки.

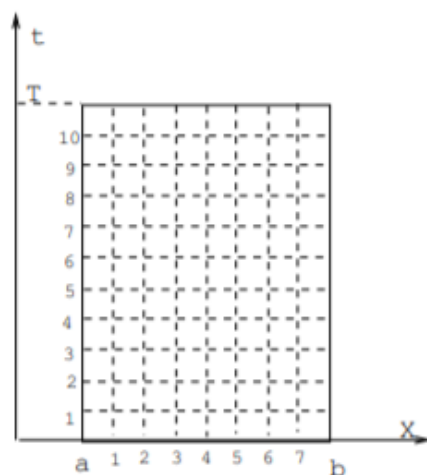


Рисунок 8 – Начально-краевая задача для уравнения теплопроводности. [28]

Для решения этого уравнения используется явная разностная схема, то есть схема, в которой уравнение содержит одно неизвестное значение функции на следующем временном слое, которое может быть явно выражено через известные значения на текущем слое.

## ГЛАВА 4 РЕЗУЛЬТАТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ ТЕПЛОПРОВОДНОСТИ И ОСЛАБЛЕНИЯ ИМПУЛЬСНОГО ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В ТКАНЯХ ГЛАЗА

### 4.1 Моделирование распространения лазерного излучения при прохождении через ткани глаза

Моделирование распространения лазерного излучения в тканях глаза осуществлялось в программном пакете MATLAB R2017b. Из исходных параметров лазерного излучения мной была рассчитана входная интенсивность по формуле (1), при мощности излучения  $P = 400$  мВт и диаметре луча  $d = 100$  мкм.

Значение входной интенсивности  $I_{вх} = 5096 \text{ Вт/см}^2$ . Далее мной была написана программа (Приложение А), позволяющая построить график зависимости ослабления интенсивности излучения согласно закону Бугера-Бера от толщины ткани. Была получена эта зависимость для роговицы глаза (Рисунок 9). Из графика видно, что значение интенсивности на верхней границе образца (при  $z = 0$ ) отличается от значения входной интенсивности. Это обусловлено френелевским отражением (показатель преломления воздуха был принят за единицу). Поэтому на верхней границе интенсивность излучения  $I_{нач} = 4963 \text{ Вт/см}^2$ . Кроме того, на графике не виден чёткий экспоненциальный характер зависимости, а ослабление излучения происходит лишь на 13%. Это связано с тем, что значения коэффициентов рассеяния и поглощения для роговицы весьма малы.

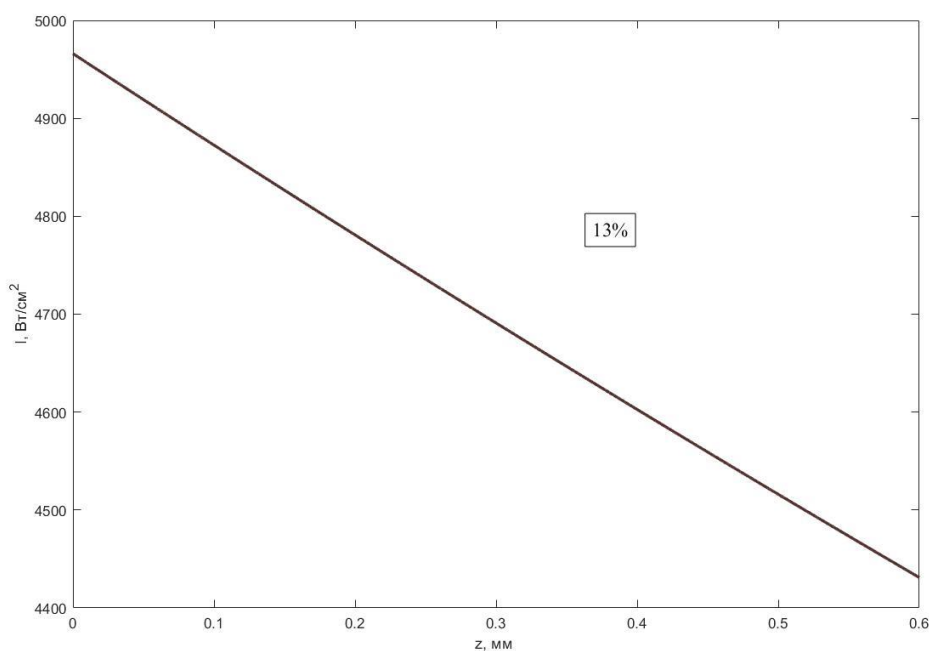


Рисунок 9 – График зависимости ослабления интенсивности излучения от толщины роговицы.

Таким образом, на радужку приходит интенсивность, на 13% меньше начальной (Рисунок 10). На графике, который демонстрирует ослабление интенсивности в радужке глаза, видно, что зависимость принимает экспоненциальный характер, а интенсивность уменьшается на 95% от начального значения, то есть от значения интенсивности, пришедшего на радужку. Зависимость ослабления от координаты на хрусталике (Рисунок 11) сходна с зависимостью для роговицы: характер зависимости близок к линейному, интенсивность ослабляется сравнительно мало. Стекловидное тело (Рисунок 12) обладает наибольшей толщиной среди тканей глаза, поэтому, при достаточно малых значениях коэффициентов рассеяния и поглощения, все же прослеживается экспоненциальная зависимость, значение интенсивности существенно снижается. Кроме того, исходя из графиков (Рисунок 10-14), сравнивая значение начальной интенсивности (интенсивности на верхней границе слоя) со значением на нижней границе предыдущего слоя, видно, что значения примерно равны, то есть френелевское

отражение мало или отсутствует. Это связано с тем, что разница показателей преломления у исследуемых тканей глаза крайне мала.

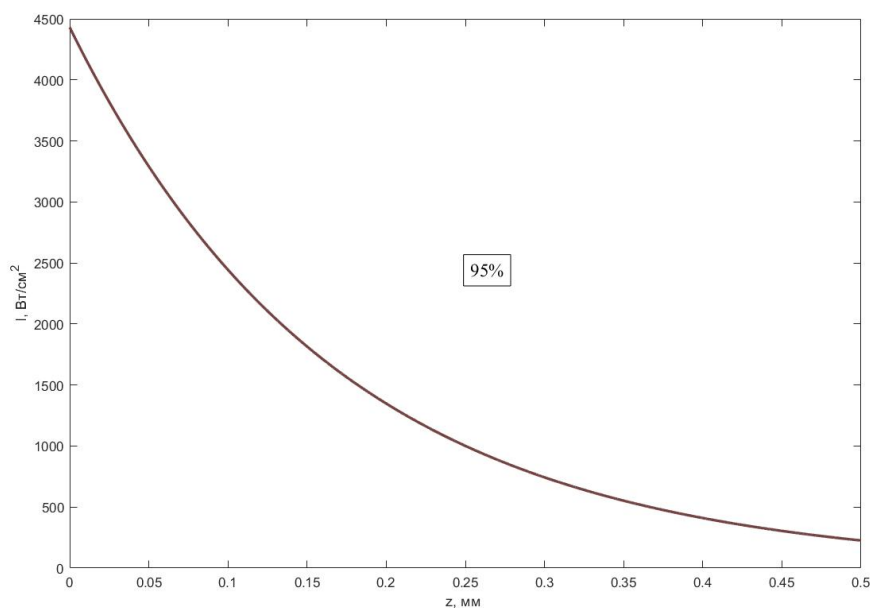


Рисунок 10 – График зависимости ослабления интенсивности излучения от толщины радужки глаза.

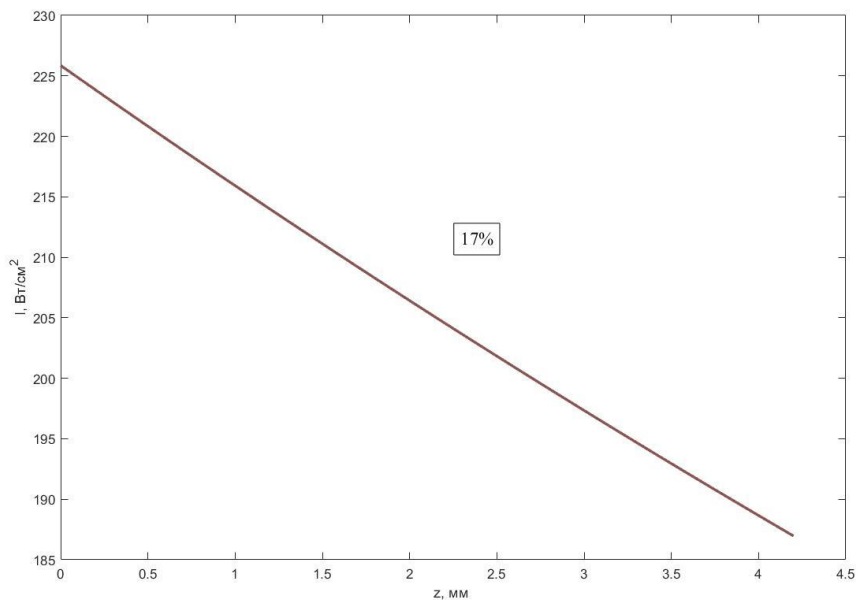


Рисунок 11 – График зависимости ослабления интенсивности излучения от толщины хрусталика.

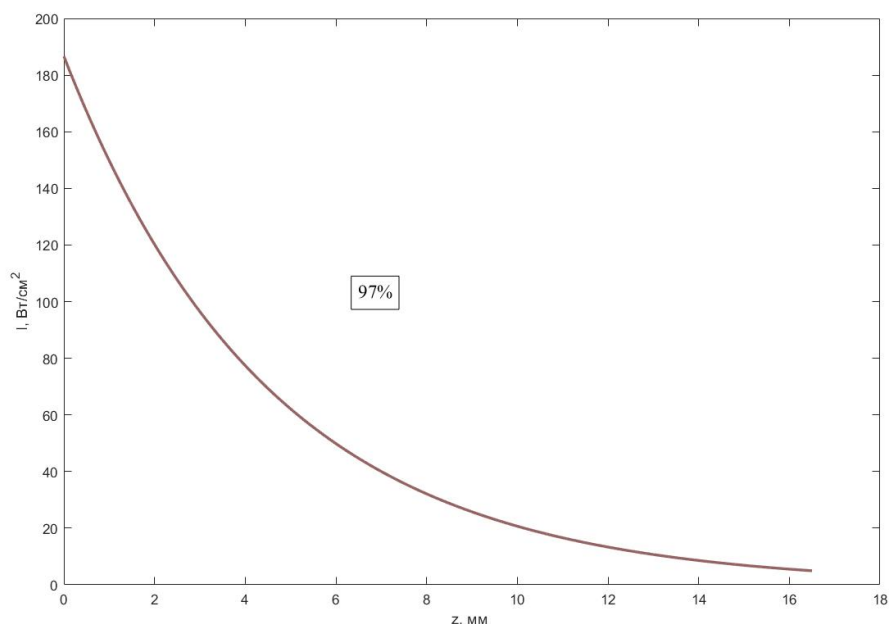


Рисунок 12 – График зависимости ослабления интенсивности излучения от толщины стекловидного тела.

Далее излучение попадает на адресную ткань – сетчатку глаза (Рисунок 13). На сетчатку приходит излучение  $I_{\text{нач}} = 4.95 \text{ Вт/см}^2$  в квадрате. Излучения такой интенсивности достаточно для образования коагулятов, то есть для проведения панретинальной лазерной коагуляции. В сетчатке интенсивность падает практически до нуля, однако на склере все же попадает излучение (Рисунок 14), интенсивность которого  $I_{\text{нач}} = 0.12 \text{ Вт/см}^2$ . Из графика видно, что ослабление сохраняет экспоненциальную зависимость, интенсивность значительно снижается.



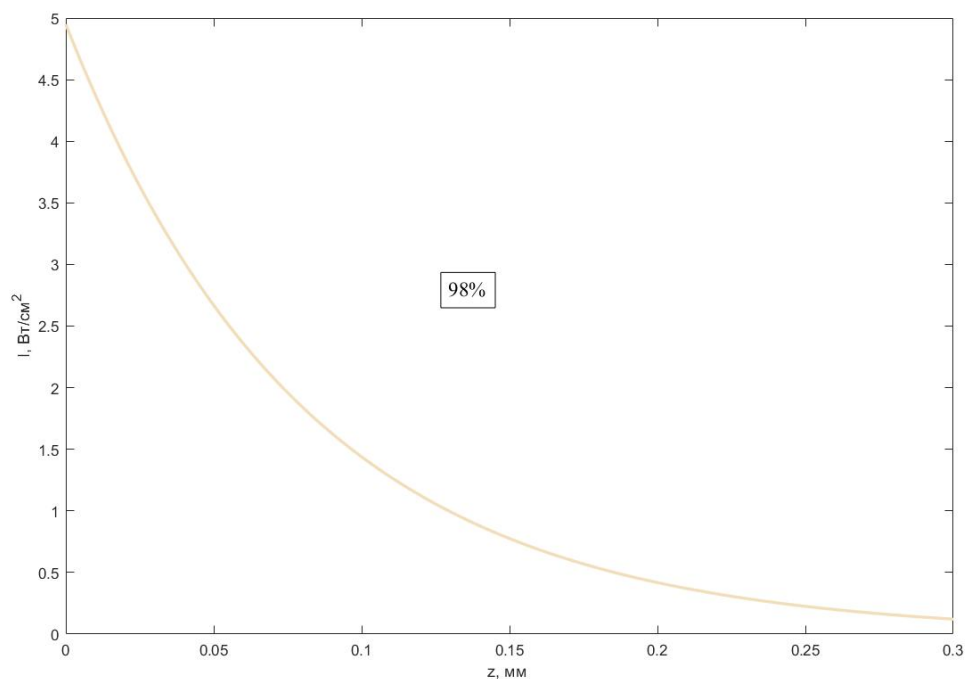


Рисунок 13 – График зависимости ослабления интенсивности излучения от толщины сетчатки глаза.

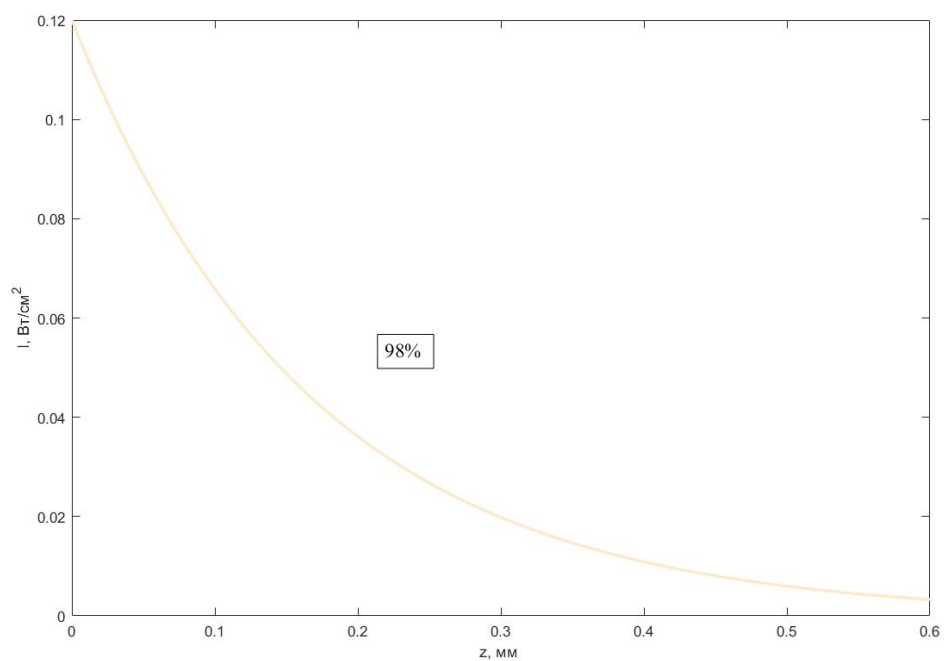


Рисунок 14 – График зависимости ослабления интенсивности излучения от толщины склеры.

Таким образом, благодаря данной модели можно вычислить интенсивность излучения на любой толщине глаза, а следовательно, и оценить степень воздействия как на адресную ткань, так и на другие ткани, взаимодействующие с лазерным излучением.

#### 4.2 Моделирование распространения тепла в ткани глаза при воздействии лазерного излучения

Моделирование распространения тепла в ткани глаза осуществлялось в программном пакете MATLAB R2017b. В качестве исследуемой ткани я выбрала сетчатку глаза, поскольку именно эта ткань является адресной для процедуры панретинальной лазерной коагуляции. В программу (Приложение Б) были введены такие параметры сетчатки, как: теплопроводность, удельная теплоёмкость, плотность, толщина и коэффициент поглощения. В качестве входной интенсивности я использовала значение, рассчитанное по формуле (1) (при мощности  $P = 150$  мВт и диаметре луча  $d = 250$  мкм), и равное  $I_{вх} = 306$  Вт/см<sup>2</sup>. Оптическая модель позволяет узнать, излучение какой интенсивности придёт на сетчатку, если известна входная интенсивность  $I_{вх}$ . По результатам моделирования, начальная интенсивность излучения  $I_{нач}$  (интенсивность на верхней границе сетчатки) составила  $I_{нач} = 0.3$  Вт/см<sup>2</sup>. Излучения данной интенсивности  $I_{нач}$  достаточно для образования коагулятов на поверхности сетчатки. Это значение вводится в программу для моделирования теплопроводности в ткани.

Программа позволяет получить графики зависимости температуры образца от времени облучения (Рисунок 15), температуры образца от его толщины (Рисунок 16), а также распределение температуры в образце (Рисунок 17). Из первого графика (Рисунок 15) видно, что максимальная температура нагревания сетчатки составила 274° С. На втором графике (Рисунок 16) видно, что до глубины примерно 0.06 мм сохраняется

максимальная температура, после чего видно плавное падение до 37 °С. Третий график (Рисунок 17) позволяет определить температуру на любой толщине роговицы в любой момент времени облучения.

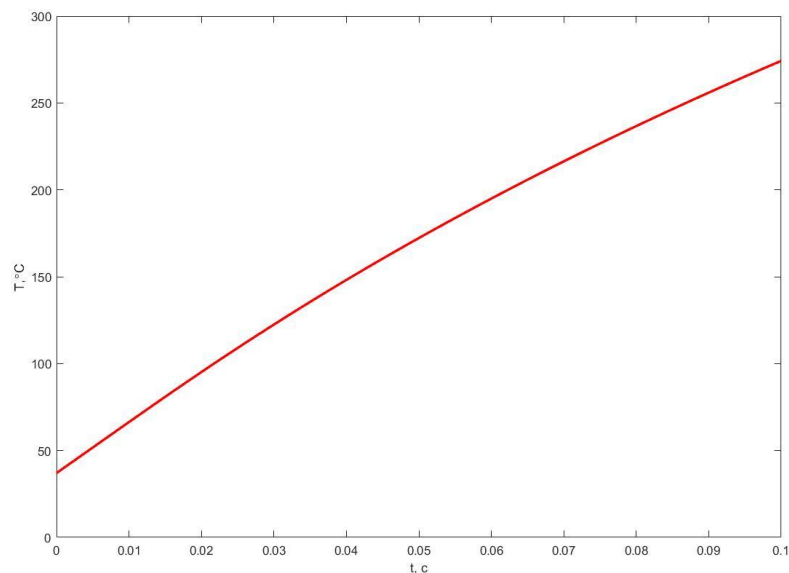


Рисунок 15 – График зависимости температуры сетчатки от времени облучения.

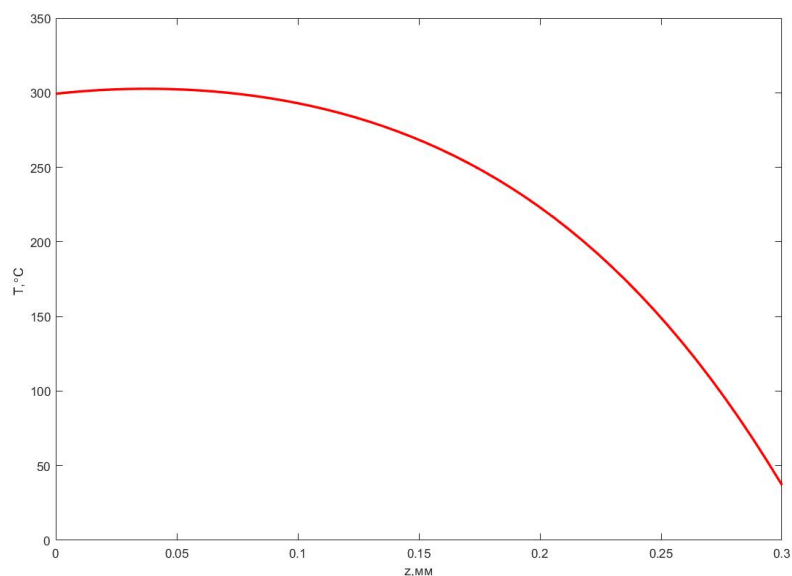


Рисунок 16 – График зависимости температуры сетчатки от толщины сетчатки.

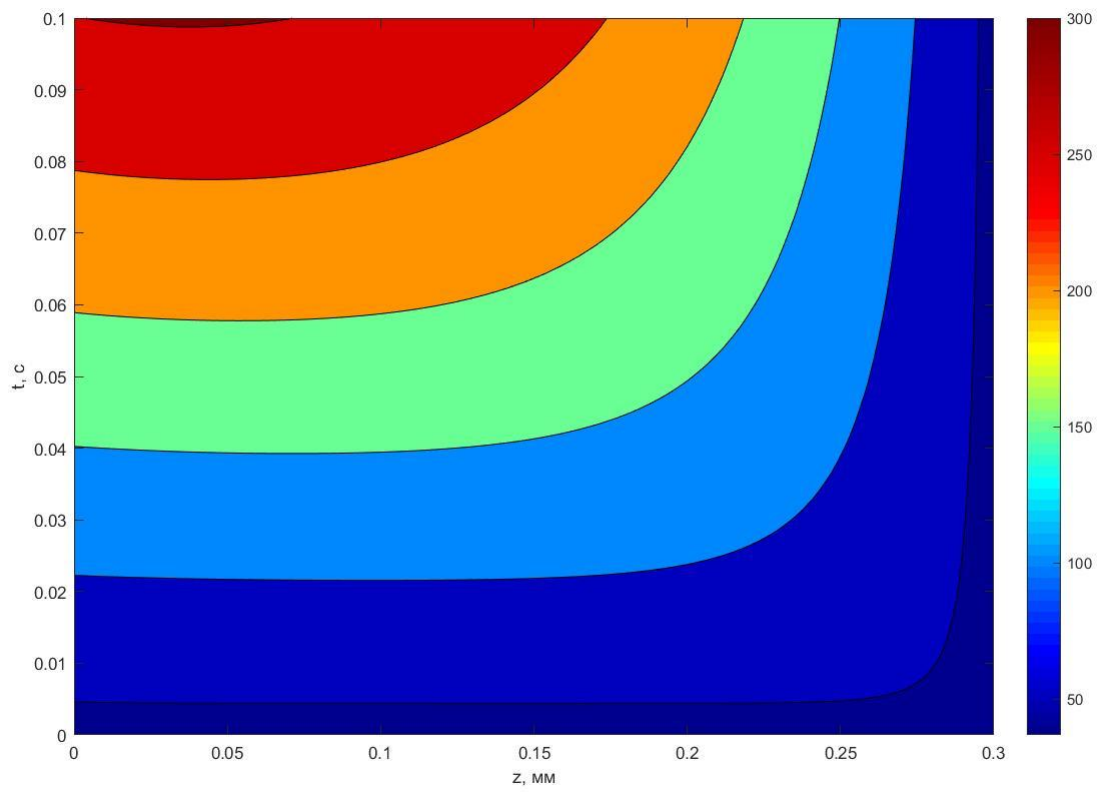


Рисунок 17 – Распределение температуры в сетчатке глаза.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе работы мной были собраны необходимые для моделирования параметры для шести тканей глаза (Таблица 1-3). В случае отсутствия значений некоторых параметров для тканей глаза человека, использовались параметры тканей глаза свиньи, так как они сходны с параметрами человека.

В программном пакете MATLAB разработана оптическая модель ослабления лазерного излучения из шести тканей глаза. В качестве параметров лазерного излучения мной были выбраны параметры, которые применяются в МНТК «Микрохирургии глаза» в Санкт-Петербурге для проведения панретинальной лазерной коагуляции при лечении пролиферативной диабетической ретинопатии. Модель позволяет узнать значение интенсивности лазерного излучения на любой глубине глаза.

Также было получено распределение температуры в сетчатке глаза. Суть панретинальной лазерной коагуляции заключается в выжигании пораженных участков сетчатки, а данная модель позволяет узнать значение температуры в любой момент времени в процессе облучения на любой глубине сетчатки. Таким образом, варьируя такие параметры лазерного излучения, как интенсивность или время облучения, существует возможность подобрать такие значения, при котором нагревание сетчатки будет достаточным для образования коагулятов, но при этом будет минимизировано пагубное воздействие на ткани глаза.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Беликов А.В., Скрипник А.В. Лазерные биомедицинские технологии (часть 1): учебное пособие. СПб: СПбГУ ИТМО 2008, 116.
2. Шахно Е.А. Физические основы применения лазеров в медицине. Учебное пособие. СПб.; 2012.
3. Приезжев А. В., Тучин В. В., Шубочкин Л. П. Лазерная диагностика в биологии и медицине, 1989.
4. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. Саратов: Изд-во СГУ, 1998. 384 с.
5. Федеральное государственное автономное учреждение национальный медицинский исследовательский центр межотраслевой научно-технический комплекс «Микрохирургия глаза» [Электронный ресурс]: Электрон. текстовые дан. – Санкт-Петербург – Режим доступа: <http://www.mntk.spb.ru/> свободный.
6. А. Н. Башкатов, Э. А. Генина, В. И. Кочубей, В. В. Тучин, Оптические свойства склеры глаза человека в спектральном диапазоне 370–2500 нм, Оптика и спектроскопия, 2010, том 109, № 2, с. 226–234.
7. Dohlman, Claes H.; Smolin, Gilbert; Azar, Dimitri T. Smolin and Thoft's The cornea: scientific foundations and clinical practice (англ.). — Hagerstwon, MD: Lippincott Williams & Wilkins (англ.)русск., 2005. — ISBN 0-7817-4206-4.
8. Страхов В. В. и др. Межокулярная асимметрия толщины радужки и склеры по данным ультразвуковой биомикроскопии в норме и при первичной открытоугольной глаукоме //РМЖ. Клиническая офтальмология. – 2012. – Т. 13. – №. 4.
9. Курушина С. Е., Ратис Ю. Л. Математическая модель хрусталика, адекватно воспроизводящая его анатомическую структуру и оптические свойства системы глаза //Компьютерная оптика. – 2001. – №. 21.

10. Jongebloed W. L., Worst J. F. G. The cisternal anatomy of the vitreous body // Documenta ophthalmologica. – 1987. – Т. 67. – №. 1-2. – С. 183-196.
11. Мухаммадеев Руслан Алекович Толщина сетчатки в макулярной области в норме в молодом возрасте // Вестник ОГУ. 2015. №12 (187).
12. Труфанова Л. П., Балалин С. В. Влияние различных факторов на напряжение склеры при аметропии // Современные технологии в офтальмологии. – 2016. – №. 5. – С. 198-200.
13. Simon Regal, Denise O'Connor, Pauline Brige, Roger Delattre, Thierry Djenizian, Marc Ramuz «Determination of optical parameters of the porcine eye and development of a simulated model» J. Biophotonics. 2019;12:e201800398.
14. Sahar Rahbar, Mehrdad Shokooh-Saremi « Mathematical modeling of laser linear thermal effects on the anterior layer of the human eye» Optics & Laser Technology Volume 99, 1 February 2018, Pages 72-80.
15. Шадричев Ф. Е. Диабетическая ретинопатия (взгляд офтальмолога) // Сахарный диабет. – 2008. – №. 3.
16. ICR, Diabetic retinopathy [Электронный ресурс]: Электрон. текстовые дан. – Barcelona: 2019. – Режим доступа: <https://icrcat.com/en/eye-conditions/retinopatia-diabetica/> свободный.
17. Липатов Д. В., Смирнова Н. Б., Александрова В. К. Современный алгоритм лазерной коагуляции сетчатки при диабетической ретинопатии // Сахарный диабет. – 2007. – №. 3
18. David Callanan, Dean Elliott, Michael Ip. at all Diabetic Macular Edema: Update and Treatment Options – Medscape Diabetes – 2007 – N6 – PP.1243–1246.
19. Акопян В.С. Классификация возрастной макулярной дегенерации – Макула-2004 – С.90-93.

20. Иванишко Ю.А., Лотошников М.А., Зарезина Е.А. Поиск оптимальных параметров лазерного воздействия при лечении «мягких» макулярных друз – Макула-2006 – С.322-324.
21. Измайлов А.С., Балашевич Л.И. Классификация и лазерное лечение диабетической макулопатии – Макула-2004 – С.39-45.
22. Измайлов А. С., Балашевич Л. И. Панретиальная лазеркоагуляция при диабетической ретинопатии: показания к дополнительному лечению //Офтальмологические ведомости. – 2009. – Т. 2. – №. 4.
23. Канюкова Ю. В. Первые результаты применения паттерной лазерной коагуляции сетчатки в лечении пролиферативной диабетической ретинопатии //Вестник Оренбургского государственного университета. – 2012. – №. 12 (148).
24. Тучин В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. – Litres, 2018.
25. Чигаева В. В., Саломатова И. П. Прохождения лазерного излучения через живые биоткани человека //Известия Алтайского государственного университета. – 2006. – №.1.
26. Шполянский Ю.А. Численные методы моделирования оптических материалов и процессов. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. – 147 с.
27. Амосов А.А., Дубинский Ю.А., Копченова Н.В. Вычислительные методы для инженеров: Учеб. пособие. — М.: Высш. шк., 1994. — 544 с.
28. Залипаев В. В., Гулевич Д. Р. ЧИСЛЕННЫЕ МЕТОДЫ В ФИЗИКЕ И ТЕХНИКЕ. – СПб: 2020.



## ПРИЛОЖЕНИЕ А

### Листинг программы «Ослабление лазерного излучения в ткани»

```
clear
m=1; cm=(10^-2)*m; mm=(10^-3)*m; Wt=1;
I0=5096*(Wt/cm^2);
mua=0.4*cm^-1;
mus=1.5*cm^-1;
n1=1.38;
z=0*mm:0.0001*mm:0.6*mm; %толщина ;
R=(n1-1)^2/(n1+1)^2; %frenel
Iz=I0*exp(-(mua+mus)*z); %ф-ла Бугера
Ir=Iz*(1-R); %result
disp(Ir);
plot(z/mm,Ir/(Wt/cm^2))
xlabel('z, мм ');
ylabel('I, Вт/{см}^2');
```

## ПРИЛОЖЕНИЕ Б

### Листинг программы «Моделирование теплопроводности в сетчатке глаза»

```
clear
L=0.3; %толщина сетчатки
tp=0.1; % длительность импульса
T=0.1;%время облучения
I0=3000;% Вт/м2
kt=0.57;%теплопроводность Вт/мК
c=3680;%удельная теплоемкость Дж/кгК
ro=1039;%плотность кг/м3
mu=3570; %м-1 (2 см-1)
muL=0.3e-3*mu; % безразмерная
u1=20; % ГУ наружная граница
u2=37; % ГУ внутренняя граница
D=kt/ro/c/L/L*1e6; % нормирую x 5 мм
gam=u1/kt*0.003;% в градусах

N = 50; % число шагов по x
l = 1000; % число шагов по времени
XS = 1/(N+1); % шаг по координате
TS = T/l; % шаг по времени
s = TS/XS/XS*D; % отношение шагов, метод конечных разностей

A=zeros(N,N);
temp=zeros(N+2,l+1); % температура (координата, время)
Buger=zeros(N,1); % ослабление излучения
Hi=zeros(l+1,1); % функция хи
for i = 1:(N+2) % массив по x
    x(i) = XS*(i-1);
end
for j = 1:(l+1) % массив по времени)
    tj = TS*(j-1);
    t(j) = TS*(j-1);
    if (0 < tj) && (tj < tp)
        Hi(j)=1;
    end
end
temp(1,1)= 37;%температура тела
for i = 1:N
    temp(i+1,1) = u2; % НУ
    V0(i)=u2;
    Buger(i)=I0*TS*exp(-muL*XS*i); % ослабление излучения
end
```

```

V0 = V0';
Buger = Buger';
for j = 1:(l+1)
    t(j) = TS*(j-1); % ГУ
    temp(N+2,j) = u2;
end
%явная схема
for i = 1:N
    A(i,i)=1-2*s;
end
for i = 1:N-1
    A(i,i+1)=s;
end
for i = 1:N-1
    A(i+1,i)=s;
end
% Uj+1=A*Uj
V=V0;
for j = 2:(l+1)
    V = A*V+Buger*Hi(j); % Hi*Buger=Q
    V(1)=V(1)+s*temp(1,j-1); % ГУ
    V(N)=V(N)+s*temp(N+2,j-1);
    for i = 1:N
        temp(i+1,j) = V(i);
    end
    temp(1,j)=(temp(2,j)+XS*gam*u1)/(1+XS*gam); %
теплообмен
end

contourf(x*0.3,t,temp')
xlabel('z, мм');
ylabel('t, c')
figure
plot(x*0.3,temp(:,l+1))
xlabel('z, мм');
ylabel('T, \circC ');
figure
plot(t,temp(N/2,:))
xlabel('t, c');
ylabel('T, \circC');

```