

На правах рукописи

Сакович Сергей Иванович

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ НИЗКОИНТЕНСИВНОГО ЛАЗЕРНО-
ГО ИЗЛУЧЕНИЯ С ПЛОТНОУПАКОВАННЫМИ ДИСПЕРСНЫМИ СРЕДАМИ НА ПРИ-
МЕРЕ ВЕНОЗНОЙ КРОВИ ЧЕЛОВЕКА

Специальность 01.04.01 – Приборы и методы экспериментальной физики

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Барнаул - 2007

Работа выполнена в Алтайском государственном университете

Научный руководитель: доктор физико–математических наук, профессор,
заслуженный работник высшей школы РФ
Букатый Владимир Иванович

Научный консультант: доктор медицинских наук, профессор
Устинов Геннадий Георгиевич

Официальные оппоненты: доктор технических наук, доцент
Белов Виктор Матвеевич

доктор технических наук, доцент
Федянин Виктор Яковлевич

Ведущая организация: Федеральный научно-производственный центр «Алтай»

Защита состоится 28 мая 2007 года в _____ на заседании диссертационного совета Д 212.004.06 Алтайского государственного технического университета им. И.И. Ползунова по адресу: 656038, Алтайский край, г. Барнаул, пр. Ленина, 46.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Алтайского государственного технического университета им. И.И. Ползунова.

Автореферат разослан «_____» апреля 2007 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета Д 212.004.06

С.П. Пронин

Общая характеристика работы

Актуальность темы

Лазеры как источники света все шире применяются в научных исследованиях, технологических процессах, при передаче и обработке информации. Все более быстрым темпом возрастает степень применения лазерных источников в нетрадиционных областях, среди которых видное место занимают биология и медицина.

Широкий диапазон применения лазеров обусловлен уникальными свойствами, которыми обладает лазерное излучение. Данные свойства существенно отличают лазеры от обычных источников света. Это высокая степень монохроматичности, направленность излучения, когерентность, поляризация, возможность получения световых потоков высокой интенсивности.

Одним из наиболее перспективных направлений медицины является лазерная биомедицина, включающая лазерную хирургию, терапию и лазерную диагностику. Однако, несмотря на очень широкое распространение в практической медицине методов лазерной терапии, вопрос об их механизмах не имеет ясного ответа.

Данная проблема интересует широкий круг специалистов. В связи с этим представляет интерес обсудить данные, основанные как на общих представлениях о природе физических процессов взаимодействия излучения и вещества, так и на собственных экспериментальных данных.

Цель диссертационной работы – разработка установок и методов исследования взаимодействия низкоинтенсивного лазерного излучения с плотноупакованными дисперсными средами на примере венозной крови человека.

Для достижения поставленной цели решались следующие задачи:

1. Разработка экспериментального комплекса и методик для исследования пространственной и временной когерентности, а также индикатрис рассеяния при прохождении через плотноупакованную среду.
2. Построение модели ослабления низкоинтенсивного лазерного излучения кровью человека для различных концентраций эритроцитов, соответствующих цельной и разбавленной венозной крови и эритроцитной массе.
3. Экспериментальное исследование зависимости степени когерентности и поляризации лазерного излучения от толщины слоя крови.
4. Экспериментальное и теоретическое исследование динамики изменения температуры слоя крови при воздействии излучения гелий-неонового лазера с длиной волны 632,8 нм.
5. Определение границ применимости закона Бугера в задачах прохождения низкоинтенсивного лазерного излучения через кровь человека.

На защиту выносятся:

1. Экспериментальный комплекс и методики исследования пространственной и временной когерентности и индикатрис рассеяния в процессе прохождения лазерного излучения через плотноупакованную среду (на примере крови человека).
2. Граничные значения оптической глубины проникновения, начиная с которой отличительные свойства излучения гелий-неонового лазера при его распространении в крови становятся идентичными по терапевтическому эффекту свойствам обычных тепловых и газоразрядных источников света.
3. Модель процесса нагревания крови в поле низкоинтенсивного лазерного излучения.
4. Границы применимости закона Бугера для расчета коэффициента ослабления лазерного излучения кровью человека.

Научная новизна работы заключается в следующем:

Разработан комплекс экспериментальных установок для исследования когерентности лазерного излучения. Определена оптическая глубина проникновения и соответствующие ей значения основных характеристик лазерного излучения, отличающих его от излучения тепловых и газоразрядных источников. Получены границы применимости закона Бугера для задач прохождения низкоинтенсивного лазерного излучения через кровь человека.

Достоверность результатов подтверждается:

Достоверность научных положений и данных определяется, прежде всего, корректностью постановки решаемых задач и их физической обоснованностью, а также большим объемом полученных экспериментальных результатов, их логической взаимосвязью, физической наглядностью, непротиворечивостью и воспроизводимостью, совпадением экспериментальных данных с теоретическими оценками и расчетами. Экспериментально полученные результаты по определению коэффициента ослабления сопоставимы с результатами других авторов, в пределах погрешности.

Апробация работы. Основные результаты и выводы диссертационной работы опубликованы в 25 работах. Материалы и результаты исследований по теме диссертации докладывались и обсуждались на международных научно-технических конференциях «Измерение, контроль, информатизация», Барнаул, 2002, 2003, 2005, 2006 гг; всероссийской научно-технической конференции «Философия, методология и история науки», Барнаул, 2003 г.; всероссийской научной конференции студентов-физиков и молодых ученых, Екатеринбург, 2005г.; всероссийской научной конференции студентов-физиков и молодых ученых, Новосибирск, 2006 г.; научно-практической конференции «Молодежь – Барнаулу», Барнаул, 2006 г.; региональной конференции студентов, аспирантов и молодых ученых по физике, Владивосток, 2006 г.

Научная и практическая значимость. На основе аппаратного комплекса и соответствующих методик измерений на кафедре общей физики Алтайского государственного университета созданы пять лабораторных установок для спецпрактикума, материалы разработок используются в курсе «Лазеры в медицине», а также при проведении исследований по государственной теме «Взаимодействие лазерного излучения с биотканями человека и животных, семенами с/х культур». Комплекс установок также используется при проведении исследований по мониторингу аэрозольных сред в лаборатории экологии атмосферы Института водных и экологических проблем СО РАН. Результаты потери пространственной когерентности и поляризации излучения в зависимости от толщины слоя крови позволили пересмотреть время экспозиции при внутрисосудистом лазерном облучении крови у больных с различным содержанием количества эритроцитов и объемом общей циркулирующей крови. Это было проверено при проведении сеансов лазеротерапии в городской больнице № 5 г. Барнаула и дало положительные результаты.

Структура и объём работы. Работа изложена на 115 страницах, содержит 9 таблиц и 29 рисунков, 114 литературных источника.

Основное содержание работы

Во введении обосновывается актуальность темы диссертационного исследования, сформулирована его цель, показана научная новизна и практическая значимость работы. Изложены основные выносимые на защиту положения, приведена краткая характеристика работы.

В первой главе на основе обзора литературных данных изложено современное состояние проблемы. В ней рассматриваются процессы взаимодействия лазерного излучения с биологическими объектами. Здесь показано, что степень воздействия зависит как от свойств лазерного излучения, так и от свойств биологического материала.

Описаны научные предпосылки для разработки метода внутривенного лазерного облучения крови (ВЛОК). Показано, что даже при местном воздействии лазерное излучение оказывает благоприятный эффект на организм в целом, и в особенности на состояние крови.

Во второй главе описаны основные закономерности распространения светового потока в биообъектах, на примере венозной крови человека, которая представляет собой дисперсную плотноупакованную среду.

Кровь состоит из жидкой части - плазмы и взвешенных в ней клеточных элементов. Среди клеточных элементов различают красные и белые кровяные тельца (эритроциты и лейкоциты).

Эритроциты (красные клетки крови) - представляют собой в норме безъядерную двояковогнутую клетку диаметром 5-9 мкм.

Плазма - жидкая часть крови, состоящая из воды и растворенных в ней солей, углеводов, белков и биологически активных соединений.

Поскольку концентрация эритроцитов в крови значительно превышает концентрацию лейкоцитов и тромбоцитов, то в дальнейшем мы будем рассматривать кровь как плазму с взвешенными в ней красными кровяными тельцами - эритроцитами, которые равномерно распределены в слое крови и хаотически ориентированы по отношению друг к другу.

Для подсчета эритроцитов использовалась камера Горяева. Подсчет эритроцитов производят в 5 больших квадратах, разделенных на 16 малых. Глубина камеры равна 1/10 мм, сторона малого квадрата - 1/20 мм; таким образом, объём малого квадрата равен 1/4000 мм³. Помимо находящихся внутри квадрата считают все эритроциты, лежащие на двух линиях, например, на левой и верхней, и пропускают все лежащие на правой и нижней.

Количество эритроцитов в 1мкл крови рассчитывают по формуле

$$x = \frac{a \cdot 4000 \cdot b}{M},$$

где x - количество эритроцитов в 1 мкл крови; a - число эритроцитов, сосчитанных в определенном количестве малых квадратов; M - количество малых квадратов, в которых считались эритроциты; b - степень разведения крови; 1/4000 - объём малого квадрата (умножая его на 4000, приводим к объёму 1 мкл крови).

Связь между потоком света $\Phi(d, \lambda)$, прошедшего через слой поглощающего вещества, и падающим на него потоком $\Phi_0(\lambda)$ описывается законом Бугера

$$\Phi(d, \lambda) = \Phi_0 \exp\{-\alpha(\lambda)d\}, \quad (1)$$

λ - длина электромагнитной волны, d - толщина поглощающего слоя, $\alpha(\lambda)$ - коэффициент поглощения вещества. Формула носит название закона Бугера-Ламберта. Физический смысл коэффициента поглощения $\alpha(\lambda)$ легко определить из того условия, что уменьшение светового потока в e раз ($\Phi = \Phi_0/e$) происходит при глубине поглощения $d_e = 1/\alpha(\lambda)$.

Поскольку жидкие и газообразные вещества заключаются в кювету, снабженную прозрачными окнами, необходимо учесть потери на отражение на поверхностях окон, а в случае твердых образцов - потери на отражение от поверхностей образца. Эти потери мы учтем, введя коэффициент пропускания кюветы $\tau_0(\lambda) < 1$; тогда

$$\Phi(d, \lambda) = \tau_0 \Phi_0 \exp(-\alpha(\lambda)d). \quad (2)$$

Для окон кюветы из одинакового материала имеем

$$\tau_0 = (1 - \rho_1)^2 (1 - \rho_2)^2, \quad (3)$$

где ρ_1, ρ_2 - коэффициенты отражения на границе окно-воздух и окно - поглощающее вещество, соответственно. Коэффициент ρ рассчитывается по формуле: $\rho = (1 - n)^2 / (1 + n)^2$, где n - относительный показатель преломления.

Одновременно с поглощением излучения происходит ряд других физических процессов: отражение света от поверхности между двумя средами, преломление при прохождении границы, разделяющей две оптически разнородные среды, рассеяние света частицами тканей и др.

Если наряду с поглощением происходит рассеяние света, то расстояние, на котором в результате совместного действия этих процессов излучение затухает в e раз, называют глубиной ослабления или проникновения излучения $L = 1/\alpha_{осл}$, а обратная ей величина - коэффициентом ослабления $\alpha_{осл}$. В этом случае $\alpha_{осл}$ определяется формулой, аналогичной (2), где $\alpha(\lambda)$ заменен на $\alpha_{осл}$.

Основная особенность энергетического ослабления оптических волн в дисперсных средах состоит в том, что наряду с ослаблением прямого излучения по экспоненциальному закону в направлении вперед распространяется и часть рассеянного излучения. В общем случае учет рассеяния в направлении вперед возможен путем решения уравнения переноса излучения, а в

частном случае учета только однократного рассеяния удается получить относительно простые формулы в виде поправок к закону Бугера. Рассмотрим условия и границы применимости закона Бугера для затухания прямого излучения в дисперсной среде. Будем иметь в виду, что кровь как дисперсная среда представляет собой поглощающую и рассеивающую среду одновременно.

1. Отсутствует собственное свечение в исследуемом интервале длин волн;
2. Отсутствует индуцированное свечение среды (нет долгоживущих возбужденных состояний);
3. Имеет место строгая монохроматичность излучения.
4. Мощность потока оптического излучения невелика;
5. Длительность распространяющихся в среде оптических импульсов не очень мала.
6. Эффекты многократного рассеяния пренебрежимо малы;
7. Число частиц N в рассеивающем объеме V велико, т.е. $N \gg 1$;
8. Отсутствуют кооперативные эффекты.

Выполнение первых пяти условий связано с условиями эксперимента, а потому не вызывает сомнения. Остановимся подробнее на последних трех условиях. Условие, связанное с эффектами многократного рассеяния, следует непосредственно из уравнения переноса излучения. При небольших оптических толщах выполнимость условия может быть проверена на основании формул, полученных в приближении однократного рассеяния. Прозрачность рассеивающего слоя (отношение яркости излучения, прошедшего через слой, к яркости падающего пучка) согласно этим формулам равна

$$T = e^{K(z, z_0)/2} [1 + C(\psi, \theta)\tau] \quad (4)$$

где τ – оптическая толщина; $K(z, z_0)$ – коэффициент, зависящий от параметров $z_0 = \rho\psi$ и $z = \rho d / 2l$, $\rho = 2\pi a / \lambda$ (d – диаметр приемного объектива, l – геометрическая толщина рассеивающего слоя, ρ – параметр дифракции, a – радиус частицы); $C(\psi, \theta)$ – параметр, зависящий от индикатрисы рассеяния, угловой апертуры приемника ψ и угла конуса излучения источника (угловой расходимости) θ , λ – длина волны излучения. Второе слагаемое в (4) представляет собой поправку к закону Бугера за счет рассеянного со стороны излучения. Если считать, что поправкой к закону Бугера, составляющей менее 10% можно пренебречь, то для крови легко рассчитать область применимости закона Бугера по τ и углу за счет рассеянного со стороны излучения $\varphi = \psi = \theta$. Если учесть, что угол зрения приемника ψ и угловая расходимость пучка θ одинаковы, то при малых углах $\varphi = \psi = \theta$ для индикатрисы рассеяния можно использовать выражение Пендорфа

$$C(\psi, \theta) = C_0 \approx \frac{\rho^2 \varphi^2}{2} \cdot \frac{K_p(\rho, m)}{2}, \quad (5)$$

где $K_p(\rho, m)$ – фактор эффективности рассеяния. Как видно из формулы, уменьшение прозрачности слоя отклоняется от значений по закону Бугера тем больше, чем больше расходимость пучка. На рисунке 1 приведены расчетные данные для крови. Индикатриса рассеяния

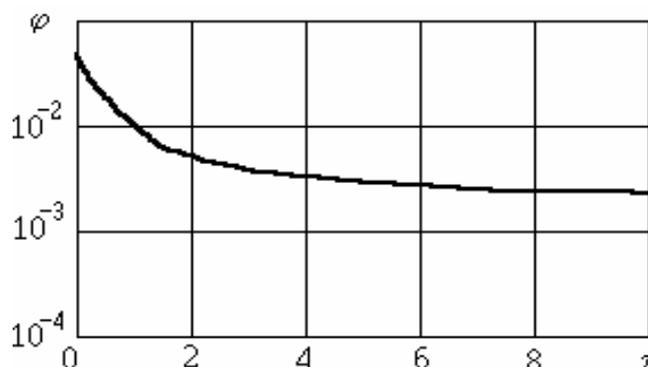


Рис. 1. Кривая значений $C(\psi, \theta)\tau=0,1$ для крови человека

рассчитывалась при $\rho=36$ и $m=1,34$. Кривая на рисунке представляет собой геометрическое место точек, удовлетворяющих равенству $C(\psi, \theta)\tau=0,1$. Верхняя область над кривой соответствует значениям τ и φ , для которых $C(\psi, \theta)\tau>0,1$, т.е. прозрачность будет определяться по экспоненциальному закону с ошибкой более 10%. В нижней области τ и φ под кривыми с указанной погрешностью влияние рассеянного со стороны излучения можно не учитывать. Коэффициент $K(z, z_0)$ представляет собой поправку к закону Бугера за счет рассеянного вперед излучения. Если по-прежнему считать допустимой ошибку 10%, то нетрудно из (4) получить уравнение для геометрического места точек, удовлетворяющего равенству $\Delta T/T=0,1$

$$\tau[K(z, z_0) - 1] = 1,66. \quad (6)$$

На основании (4) и результатов расчета для $K(z, z_0)$, можно найти область по τ и z , в которых не требуется учет рассеянного вперед излучения. Как видно из рисунка 2, коэффициент $K(z, z_0)$ при определенных условиях эксперимента сильно зависит от толщины рассеивающего слоя.

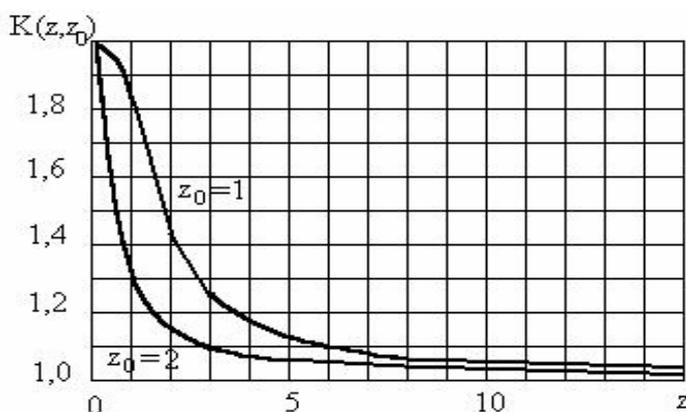


Рис. 2. Зависимость поправочного коэффициента $K(z, z_0)$ от z при различных z_0

Следовательно, при этих условиях ослабление интенсивности не описывается законом Бугера. Тем не менее, об экспоненциальном законе ослабления можно говорить при постоянной геометрической толщине слоя l , если оптическая толща изменяется за счет коэффициента рассеяния (за счет концентрации рассеивателей). Для установки, используемой в эксперименте, $z_0=2$, $z=1,8$, тогда значение коэффициента $K(z, z_0)=1,18$. На основании формулы (6) оптическая толща $\tau=9,2$. При больших оптических толщах становится существенным влияние рассеяния более высоких кратностей, когда введение поправок к закону Бугера по формулам однократного рассеяния теряет смысл. В этом случае закон затухания интенсивности оптических волн следует полностью определять из уравнения переноса излучения.

Сделаем оценку выполнимости условия $N \gg 1$. При ослаблении оптического излучения системой ограниченного числа рассеивателей, как показывает расчет, прозрачность рассеивающего слоя T_N определяется формулой

$$T_N = \left(1 - \frac{\tau}{N_0 S_0 l}\right)^{N_0 S_0 l}, \quad (7)$$

где S_0 - поперечное сечение оптического пучка; N_0 - концентрация рассеивателей; l - геометрическая толща рассеивающего слоя; τ - его оптическая толща. Только при $N_0 S_0 l \rightarrow \infty$ формула (7) переходит в предел, который соответствует экспоненциальному затуханию

$$T_N = \lim_{N_0 S_0 l \rightarrow \infty} \left(1 - \frac{\tau}{N_0 S_0 l}\right)^{N_0 S_0 l} = e^{-\tau}. \quad (8)$$

Согласно экспериментальным исследованиям условие независимого рассеяния выполняется, если расстояние между рассеивателями превышает 2-3 диаметра при малых размерах ($\rho \leq 10$) и 5 их диаметров при больших размерах ($\rho > 100$). Для промежуточных значений ρ расстояние между частицами должно заключаться в диапазоне от 2 до 5 диаметров. Эритроциты крови являются большими частицами с параметром дифракции $\rho = 24 \div 36$ при длине волны излучения $\lambda = 0,63$ мкм. Расстояние между частицами с большой точностью можно определить по формуле $L = \frac{1}{\sqrt[3]{N_0}}$. Анализ показывает, что в нормальных условиях при концентрациях, используемых в эксперименте, расстояние между рассеивателями равно $7 \div 19$ мкм. Оценка величины $N = N_0 S_0 l$ дает значения $N = 4,7 \cdot 10^4 \div 12,5 \cdot 10^6$ при $N_0 = 0,15 \cdot 10^6 \div 3,7 \cdot 10^6$ $1/\text{мм}^3$, $l = 0,1 \div 1,08$ мм. Следовательно, условие применимости закона Бугера по количеству частиц выполняется всегда.

Таким образом, в рамках теории однократного рассеяния затухание интенсивности пучка описывается формулами, близкими к закону Бугера.

Выбор крови в качестве объекта исследования обусловлен тем, что кровь является составляющей компонентой любой биологической ткани. Выбор исследуемых длин волн обусловлен их широким использованием в медицинской практике. Поэтому для нас, прежде всего, представлял интерес эксперимент по определению зависимости коэффициента ослабления от количества эритроцитов. Для изучения данной зависимости в различных областях плотности упаковки эксперимент проводился с двумя различными объектами. Первый эксперимент проводили с венозной кровью, второй – с эритроцитной массой. Проведение экспериментов с указанными выше объектами позволяет получить зависимость коэффициента ослабления при изменении количества эритроцитов в пределах $0,19 \cdot 10^5 \div 12,9 \cdot 10^6$ мкл^{-1} .

Эксперименты по определению коэффициента ослабления проводились на разработанных нами установках с гелий – неоновым и полупроводниковым лазерами, изображенных на рисунках 3, 4.

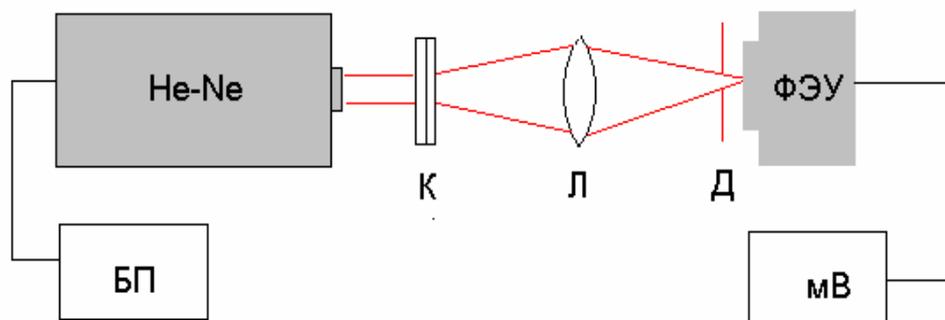


Рис. 3. Схема экспериментальной установки с He-Ne лазером для определения коэффициента ослабления

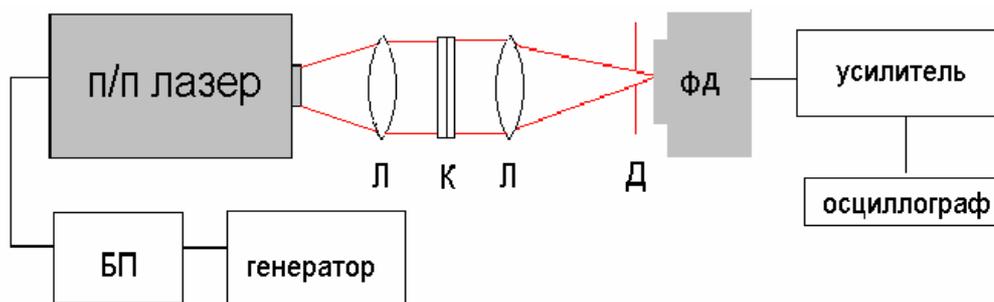


Рис. 4. Схема экспериментальной установки с п/п лазером для определения коэффициента ослабления

Измерение коэффициентов ослабления производили следующим образом. На выходе гелий – неоновый лазер ($\lambda = 0,63$ мкм) дает почти параллельный пучок, который, падая на кювету с кровью К, рассеивается. После этого излучение собирается линзой Л (фокусное расстояние $f = 0,1$ м) и фокусируется на фотоэлектронный умножитель ФЭУ (ФЭУ-68). При этом излучение, рассеянное под углом более 1° , отсекается с помощью диафрагмы Д. Показания снимаются с милливольтметра мВ (Щ-1516).

Излучение полупроводникового лазера ($\lambda = 0,89$ мкм), проходя через кювету и систему из двух линз (фокусное расстояние $f = 0,05$ м), фокусируется на фотодиод ФД (ФД-24), перед которым расположена диафрагма, ограничивающая прием излучения под углом более $3,8^\circ$. Для расчета коэффициента ослабления использовали формулу Бугера – Ламберта с учетом коэффициента пропускания кварцевой кюветы с прозрачными окнами, в которую помещалась кровь. На рисунках 3, 4 БП – блоки питания лазеров.

Разброс полученных значений коэффициента ослабления для исследуемых проб при одинаковой толщине слоя $d = 1,08$ мм для неразбавленной венозной крови составил при $\lambda = 0,63$ мкм - $8,74 - 8,97$ мм⁻¹, при $\lambda = 0,89$ мкм – $7,92 - 8,15$ мм⁻¹, для эритроцитной массы при $\lambda = 0,63$ мкм - $11,24 - 11,32$ мм⁻¹, для $\lambda = 0,89$ мкм – $8,41 - 8,94$ мм⁻¹.

Зависимость коэффициента ослабления от количества эритроцитов в венозной крови для двух длин волн приведена на рисунке 5. Заметно, что излучение полупроводникового лазера ослабляется меньше, а, значит, проникает на большую глубину в кровь человека, чем излу-

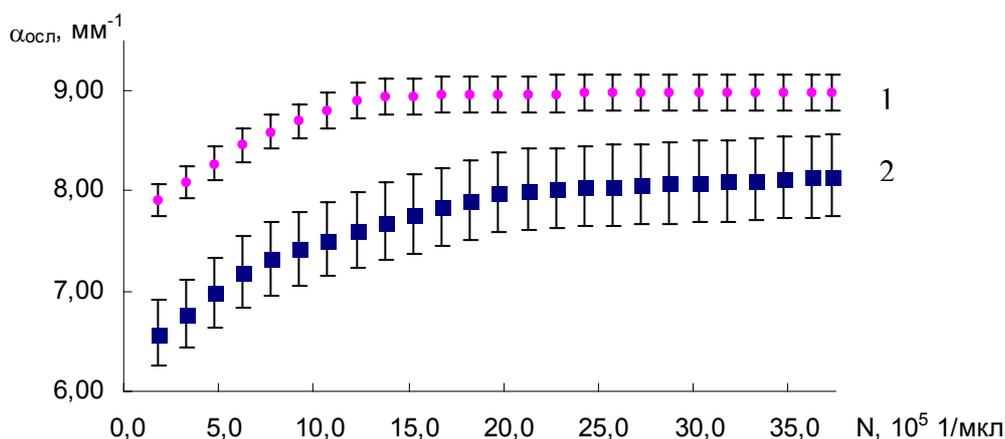


Рис. 5. Графики зависимости коэффициентов ослабления излучения 1) $\lambda = 0,63$ мкм, 2) $\lambda = 0,89$ мкм от концентрации эритроцитов в одном микролитре крови

чение гелий-неонового. На рисунке 6 приведена зависимость коэффициента ослабления от

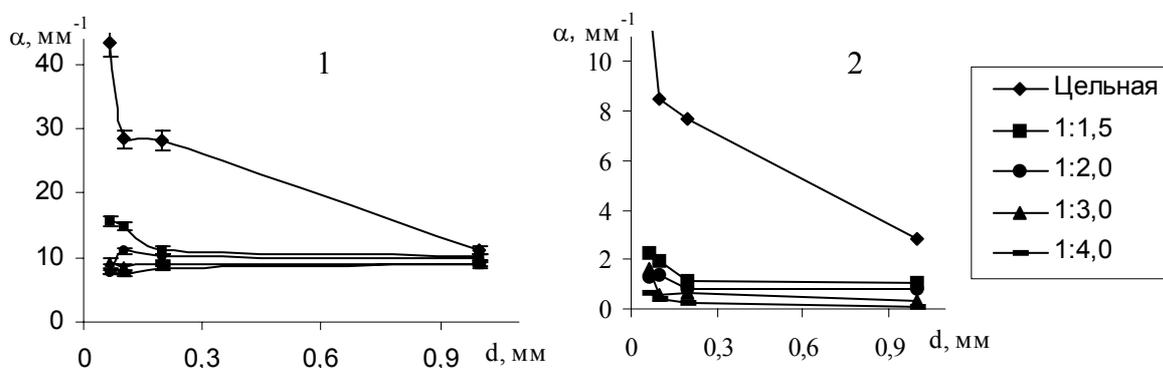


Рис. 6. Зависимость коэффициента ослабления лазерного излучения 1) $\lambda = 0,63$ мкм, 2) $\lambda = 0,89$ мкм от толщины слоя эритроцитной массы при различных степенях разведения

толщины слоя эритроцитной массы. По результатам экспериментов можно сделать вывод, что с увеличением толщины дисперсного слоя уменьшается коэффициент ослабления. Это обусловлено, на наш взгляд тем, что при больших геометрических толщах возрастает роль многократного рассеяния, когда заметная часть рассеянного света попадает в приемник.

На рисунке 7 изображена экспериментальная и теоретическая зависимость коэффициента ослабления излучения гелий-неонового лазера от концентрации частиц в микролитре венозной крови и эритроцитной массы. Теоретическая зависимость получена на основе программы, взятой из литературы. Расхождение данных кривых подтверждает тот факт, что при концентрациях, соответствующих концентрации плотной упаковки нельзя пренебрегать эффектами многократного рассеяния.

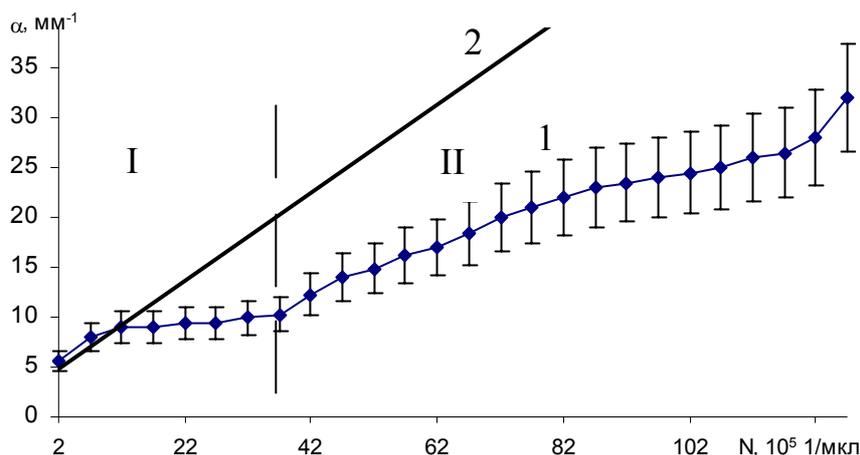


Рис. 7. Экспериментальная (1) и теоретическая (2) зависимость коэффициента ослабления от концентрации частиц в микролитре крови I – венозная кровь, II – эритроцитная масса

Также было рассмотрено рассеяние, которое наряду с поглощением, является основным процессом, определяющим распространение света в газообразных, жидких и твердых телах, в том числе и в биологических объектах. Рассеяние света кровью связано с ее структурой, которая состоит из большого числа случайно распределенных в объеме рассеивающих центров. Процесс рассеяния приводит к изменениям в пространственном распределении интенсивности света, поэтому одной из основных характеристик при изучении светорассеяния является индикатриса, определяющая интенсивность света как функцию угла рассеяния. Измерение индикатрисы рассеяния заключается в освещении слоя крови, помещенного в кювету, пучком света и регистрации интенсивности рассеянного веществом излучения под различными углами. Блок-схема установки представлена на рисунке 8.

Эксперименты по определению угловой зависимости светорассеяния проводились при двух различных концентрациях крови. В ходе работы использовалась цельная кровь и раз-

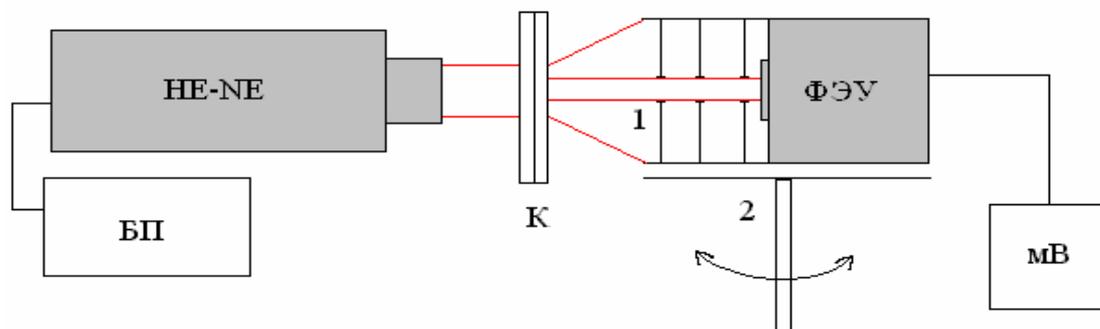


Рис. 8. Схема экспериментальной установки для изучения углового распределения. 1. Система диафрагм. 2. Поворотный столик.

бавленная в 25 раз при сохранении всех прочих условий эксперимента неизменными. Зави-

симости интенсивности лазерного излучения от угла рассеяния для различных концентраций крови приведены на рисунке 9.

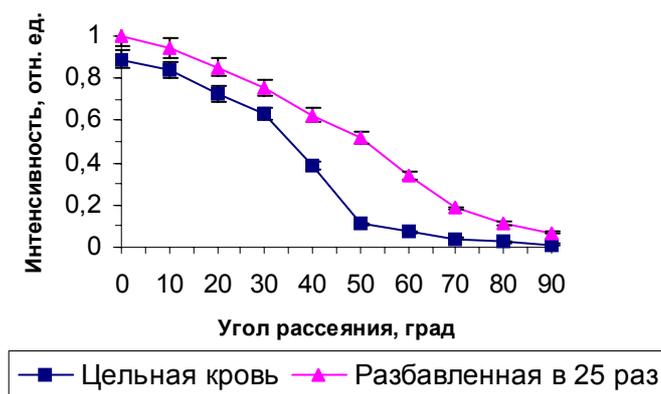


Рис. 9. Зависимость интенсивности рассеянного излучения от угла рассеяния

Анализ полученных результатов показывает, что при уменьшении концентрации эритроцитов в крови в 25 раз, значения интенсивности рассеянного излучения увеличиваются. Как видно из рисунка кривая, описывающая угловую зависимость разбавленной крови, расположена выше кривой, описывающей угловую зависимость лазерного излучения при прохождении через цельную кровь. Это хорошо согласуется с данными о том, что основными центрами рассеяния в крови являются эритроциты. Цельную кровь рассматривают как среду с плотной упаковкой, с увеличением которой уменьшается коэффициент рассеяния, а, значит, и интенсивность рассеянного света. В пределе, когда плотность упаковки крови достигает своего максимального значения, коэффициент рассеяния стремится к нулю. С уменьшением количества эритроцитов вклад рассеяния лазерного излучения вперед существенно повышается, а рассеяние в обратном направлении уменьшается. В целом, качественный вид индикатрисы рассеяния не изменяется.

Также проводилось изучение угловой зависимости интенсивности лазерного излучения при прохождении через слои крови различной толщины. В данных экспериментах использовалась цельная кровь с концентрацией частиц $N=3,70 \cdot 10^6$ 1/мкл. Толщина кювет изменялась в пределах 0,1 – 1,08 мм. В ходе экспериментов по определению индикатрисы рассеяния для различных слоев неразбавленной крови были получены следующие результаты. Качественный вид индикатрисы рассеяния остается неизменным с ростом толщины кровяного слоя. Изменяется только максимум индикатрисы, то есть значение отношения интенсивностей при угле рассеяния $\theta=0^\circ$. Уменьшение максимума индикатрисы обусловлено ростом обратного рассеяния с ростом толщины h . Для сравнения экспериментальных данных с теорией, численным моделированием при помощи метода Монте-Карло были построены индикатрисы рассеяния для таких же слоев с толщинами 25, 100, 500, 850 мкм. Здесь, также как и в эксперименте, было отмечено единство качественного характера угловой зависимости интенсивности лазерного излучения и уменьшение максимума индикатрисы с ростом толщины слоя крови. На рисунке 10 представлены теоретические и экспериментальные индикатрисы рассеяния для каждого слоя крови.

В третьей главе описана модель процесса нагревания крови в поле низкоинтенсивного излучения гелий-неонового лазера. Для сравнения экспериментальных результатов с теоретическими было выведено и рассчитано уравнение теплового баланса.

Из уравнения теплового баланса была вычислена температура нагрева слоя крови в поле действия низкоинтенсивного излучения гелий-неонового лазера. Учитывая, что поглощение энергии лазерного излучения кровью обусловлено поглощением эритроцитами (поглощением энергии плазмой можно пренебречь в виду его малости), уравнение теплового баланса эритроцита крови можно записать следующим образом

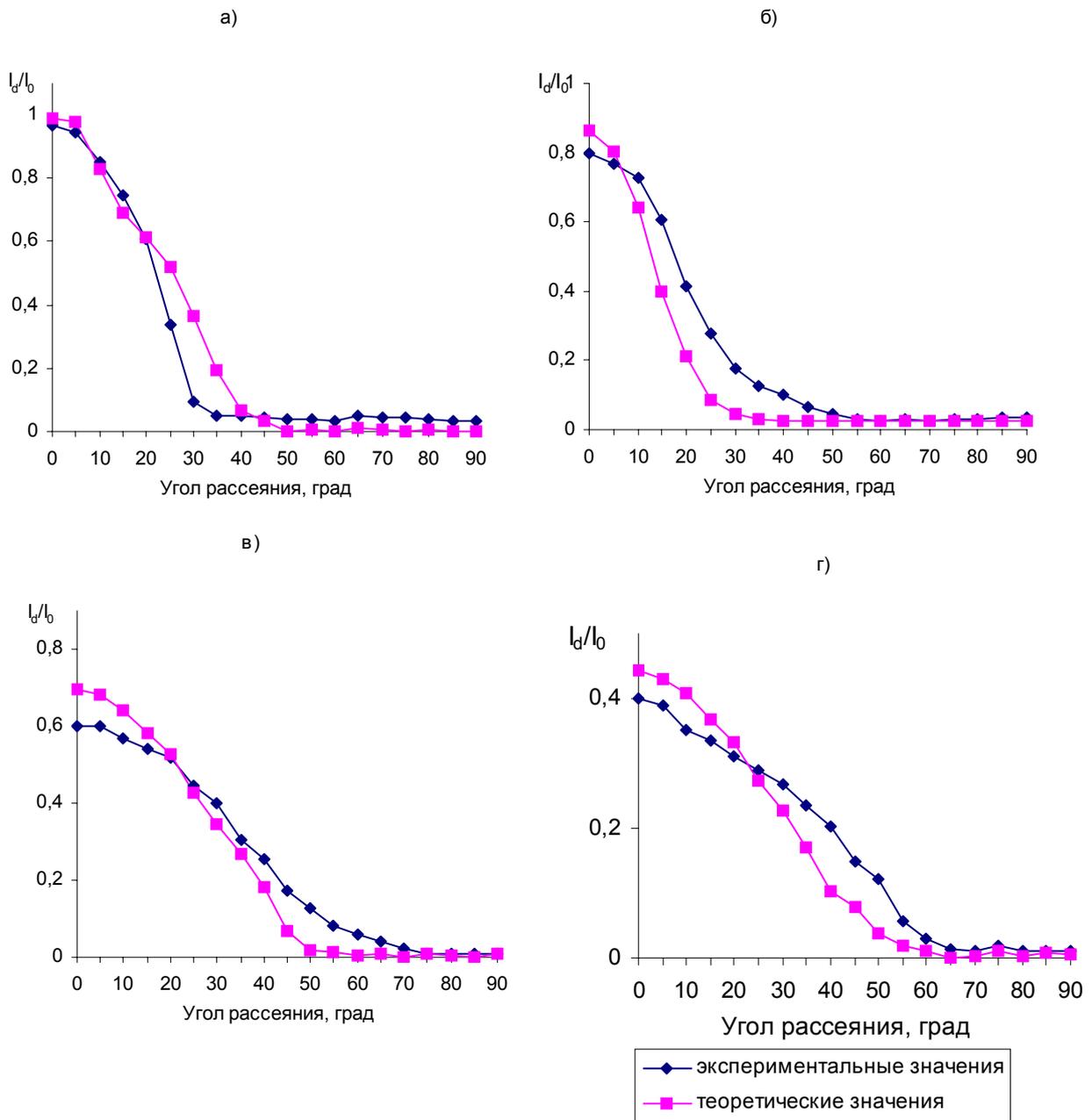


Рис. 10. Экспериментальные и теоретические зависимости отношения интенсивности излучения от угла рассеяния при различных толщинах слоя крови: а) $d=25$ мкм; б) $d=100$ мкм; в) $d=500$ мкм; г) $d=850$ мкм

$$\frac{du}{dt} = Q_1 + Q_2 + Q_3, \quad (9)$$

где $\frac{du}{dt}$ – изменение внутренней энергии частицы, Q_1 – поглощенный эритроцитом поток энергии, Q_2 – поток за счет конвективного теплообмена, Q_3 – поток энергии переизлучения.

Будем также считать, что эритроцит представляет собой сферическую частицу, тогда изменение внутренней энергии эритроцита можно записать

$$\frac{du}{dt} = V \rho c_p \frac{dT_s}{dt} = \frac{4\pi}{3} a^3 \rho c_p \frac{dT_s}{dt}, \quad (10)$$

где V – объём частицы, a – эквивалентный радиус эритроцита.

Из определения фактора эффективности поглощения суммарный поток излучения, поглощенный частицей

$$Q_1 = S k_n I = \pi a^2 k_n I, \quad (11)$$

где S – площадь сечения эритроцита, I – плотность потока энергии лазерного излучения, k_n – фактор эффективности поглощения.

Поток энергии Q_2 за счет конвективного теплообмена складывается из потока $Q_{менл}$, обусловленного теплопроводностью и потока $Q_{конв}$ за счет конвекции.

Поток тепла, исходящий от нагретой частицы в окружающую среду за счет теплопроводности может быть записан

$$Q_{менл} = 4\pi r^2 \lambda_m(T) \frac{dT}{dr}, \quad (12)$$

где r – текущая координата.

Разделяя переменные и интегрируя, получаем

$$Q_{менл} = -4\pi r \int_{T_0}^{T_r} \lambda_m(T) dT, \quad (13)$$

T_0 – температура окружающей среды, T_r – текущая температура.

С учетом граничных условий

$$T|_{r \rightarrow \infty} = T_0, \quad (14)$$

$$T|_{r \rightarrow a} = T_s,$$

$$Q_{менл} = -4\pi a \int_{T_0}^{T_s} \lambda_m(T) dT.$$

Окончательно,

$$Q_{менл} = -4\pi a \lambda_m(T_s - T_0). \quad (15)$$

Поток энергии за счет конвекции

$$Q_{конв} = -S \rho \omega_\kappa i = -\pi a^2 \rho \omega_\kappa c_p (T_s - T_0), \quad (16)$$

где $\omega_\kappa = \left(\frac{\beta g \alpha W R}{\rho c_p 16 \nu} \right)^{1/2}$ – скорость конвекции. В приведенном выражении W – мощность воз-

действующего лазерного пучка; β – температурный коэффициент расширения среды; g – ускорение свободного падения; ν – вязкость среды; α – коэффициент поглощения лазерного излучения кровью; R – радиус пучка.

Окончательно, поток энергии за счет конвективного теплообмена примет вид

$$Q_2 = Q_{менл} + Q_{конв} = -4\pi a \lambda_m(T_s - T_0) - \pi a^2 \rho \omega_\kappa c_p (T_s - T_0) \quad (17)$$

Поток энергии переизлучения можно представить в виде

$$Q_3 = -S_{пов} \sigma \alpha_\chi (T_s^4 - T_0^4) = -4\pi a^2 \sigma \alpha_\chi (T_s^4 - T_0^4), \quad (18)$$

где $S_{пов}$ – площадь поверхности эритроцита, σ – постоянная Стефана-Больцмана, α_χ – степень черноты.

Учитывая формулы (10), (11), (17), (18), уравнение (9) примет вид

$$\frac{4\pi a^3}{3} \rho c_p \frac{dT_s}{dt} = \pi a^2 k_n I - 4\pi a \lambda_m(T_s - T_0) + \pi a^2 \rho \omega_\kappa c_p (T_s - T_0) - 4\pi a^2 \sigma \alpha_\chi (T_s^4 - T_0^4) \quad (19)$$

В выражении (19) принято считать, что потоки тепла, исходящие от частицы имеют отрицательные знаки, а приходящие к частице – положительные знаки.

При значениях $a = 2,75$ мкм, $\rho = 1100$ кг/м³, $c_p = 4100$ $\frac{Дж}{кг \cdot К}$, $I = \frac{W}{\pi R^2} = 200$ $\frac{МВт}{см^2}$, $R = 0,1$ см, $k_n = 0,5$, $\lambda_m = 0,58$ Вт·м⁻¹·К⁻¹, $T_0 = 293$ К, $\sigma = 5,6696 \cdot 10^{-8}$ Вт/(м²·К⁴), $\alpha_\chi = 0,5$ можно пренебречь потоком энергии переизлучения, а также вторым слагаемым потока за счет конвективного теплообмена, отвечающим за конвекцию, ввиду их малости (два последних члена). Тогда получаем

$$\frac{4\pi}{3} a^3 \rho c_p \frac{dT_s}{dt} = \pi a^2 k_n I - 4\pi a \lambda_m (T_s - T_0). \quad (20)$$

Оценка скорости конвекции для условий эксперимента составляет $\omega_k = 6,67 \cdot 10^{-3} \frac{\text{см}}{\text{с}}$.

Время, за которое элементарный объем крови пройдет через сечение лазерного луча $t_0 = \frac{a}{\omega_k} = 31 \text{ с}$.

Разделив переменные в уравнении (20), получаем

$$\frac{d(T_s - A)}{(T_s - A)} = -B dt, \quad (21)$$

$$A = T_0 + \frac{k_n I a}{4 \lambda_m}, \quad B = \frac{3 \lambda_m}{a^2 \rho c_p}, \quad (22)$$

а затем проинтегрировав (21)

$$\int_{T_0}^{T_s} \frac{d(T_s - A)}{(T_s - A)} = -B \int_0^t dt, \quad (23)$$

и учитывая начальные условия ($t=0, T=T_0$), а также обозначения (22), получим следующее выражение:

$$T_s = T_0 + \frac{k_n I a}{4 \lambda_m} \left[1 - \exp\left(-\frac{3 \lambda_m}{a^2 \rho c_p} t\right) \right]. \quad (24)$$

Таким образом, соотношение (24) является решением уравнения теплового баланса для слоя крови, с помощью которого можно теоретически изучить динамику температуры крови при лазерном облучении. На основании полученного уравнения были построены зависимости изменения температуры крови от толщины слоя для различного времени нагрева и от времени нагрева для различных слоев крови, приведенные на рисунках 11, 12.

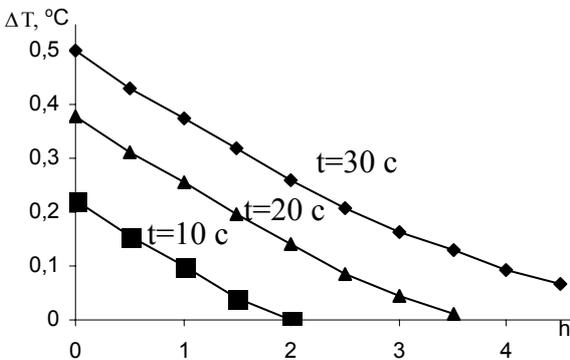


Рис. 11. Теоретическая зависимость изменения температуры крови от толщины слоя для различного времени нагрева

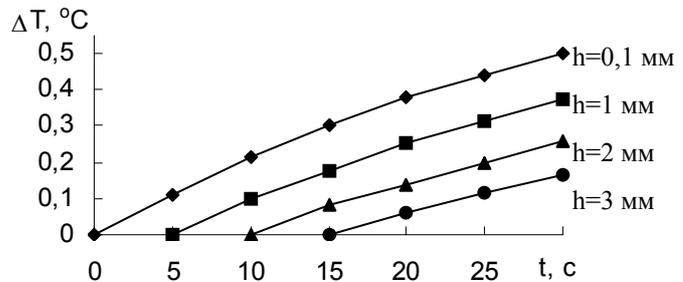


Рис. 12. Теоретическая зависимость изменения температуры от времени нагрева для различных слоев крови

Также были проведены эксперименты по измерению температуры крови. Измерение температуры проводилось с использованием платино-платинородиевой термопары. Схема установки приведена на рисунке 13. Зависимость изменения температуры крови от расстояния по ходу луча в кювете от входа до точки измерения при плотности мощности 200 мВт/см^2 и радиусе пучка $R=0,2 \text{ см}$ изображена на рисунке 14. Эксперимент показал, что максимальное изменение температуры в направлении распространения луча составило $0,5 \text{ }^\circ\text{C}$. Изменение температуры на $0,5 \text{ }^\circ\text{C}$ фиксировалось на расстоянии $0,1 \text{ мм}$ от стенки кюветы, для того чтобы избежать эффектов, связанных с нагревом стенки и явлением конвекции. На расстоянии равном 5 мм изменение температуры уменьшалось от $0,5 \text{ }^\circ\text{C}$ до $0 \text{ }^\circ\text{C}$. В перпендикулярных

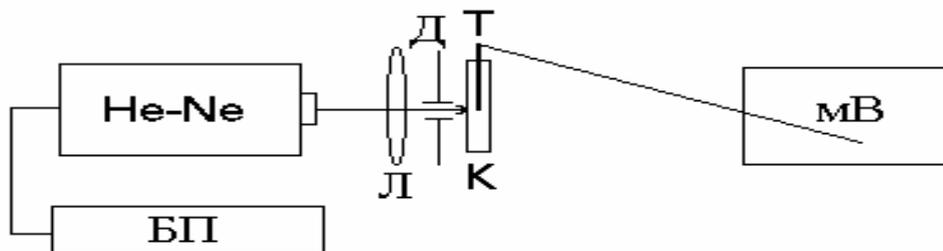


Рис. 13. Схема экспериментальной установки для измерения температуры крови. He-Ne – гелий-неоновый лазер, БП – блок питания лазера, Т – терморпара, К – кювета, Л – линза, Д – диафрагма, мВ – милливольтметр

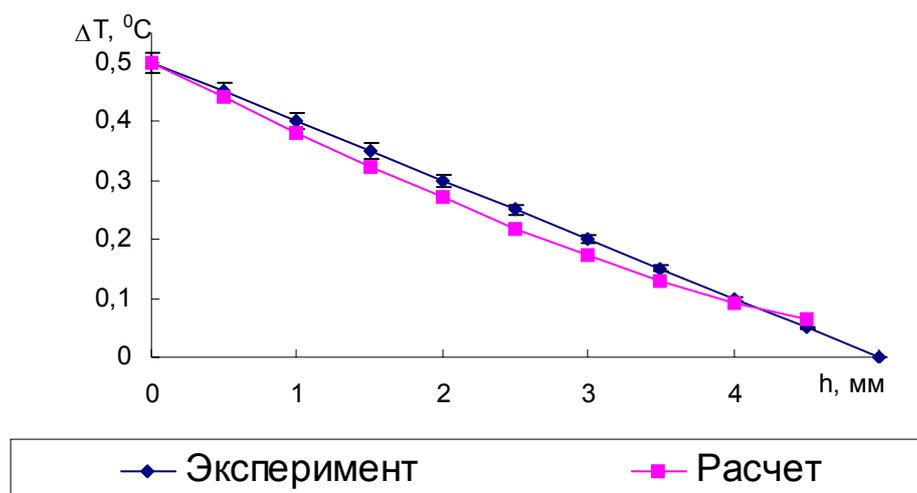


Рис. 14. Зависимость изменения температуры крови от толщины кюветы при времени воздействия 30 с

направлениях было получено следующее распределение температур. По вертикали над лучом и под лучом изменение температуры на $0,5^{\circ}\text{C}$ фиксировалось на расстоянии от центра пучка равном 3 мм и 4 мм, соответственно. Данное значение изменения температуры соответствует выше сделанным оценкам.

В четвертой главе исследовалась когерентность и поляризация излучения гелий-неонового лазера при прохождении через слой крови.

Измерение степени пространственной когерентности проводились на следующей экспериментальной установке (рис. 15) с использованием интерференционной схемы Юнга. Излучение гелий-неонового лазера (He-Ne типа ЛГ – 75) при прохождении через кювету с кровью

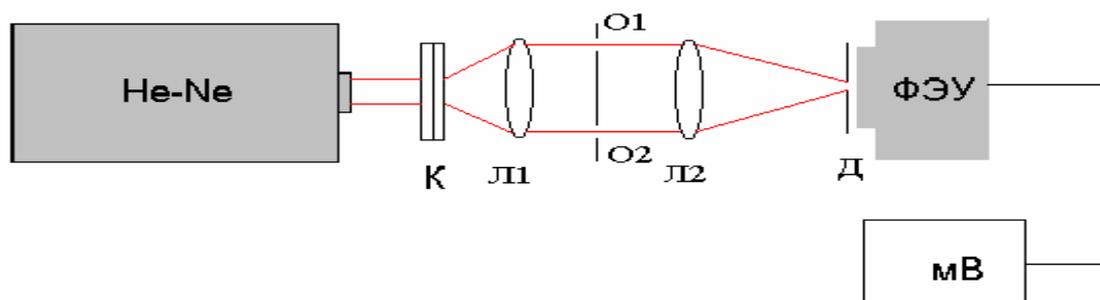


Рис. 15. Схема экспериментальной установки для определения степени пространственной когерентности

расширяется и коллимируется посредством линзы Л1, после чего направляется на экран Э. Отверстия О1 и О2 с диаметрами $d=0,1$ мм в экране становятся источниками вторичных волн, которые линза Л2 сводит в фокальную плоскость, где расположена диафрагма Д. Интенсивность света в плоскости диафрагмы определяется по показаниям вольтметра постоянного тока мВ (типа Щ-1516), подключенного к нагрузке фотоумножителя ФЭУ-68. Для измерения степени пространственной когерентности лазерного излучения необходимо сначала добиться одинаковой интенсивности света от каждого из отверстий О1 и О2, с этой целью следует перекрывать поочередно отверстия в экране, перемещая его поперек оптической оси и контролируя интенсивность света в плоскости диафрагмы Д по величине тока ФЭУ. Затем надо установить ширину щели диафрагмы Д, много меньшую размера интерференционной полосы, но достаточную для регистрации интенсивности света с помощью ФЭУ. Изменяя интенсивность в максимуме и соседнем минимуме интерференционной картины, можно рассчитать степень пространственной когерентности как видимость интерференционной картины, т.е.

$$g_{(p)} = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}}, \quad (25)$$

где I_{\max} , I_{\min} – максимальная и минимальная интенсивности в окрестности точки Р. Таким образом определялась когерентность излучения гелий-неонового лазера при прохождении через воздух. Затем на пути пучка помещалась кювета К с кровью.

Измерение степени временной когерентности излучения при прохождении через кровь проводилось на следующей экспериментальной установке (рис. 16). Свет от источника параллельным пучком падает на полупрозрачную пластинку П. Здесь пучок разделяется на два взаимно перпендикулярных пучка. Отраженный пластинкой П пучок падает на зеркало З1,

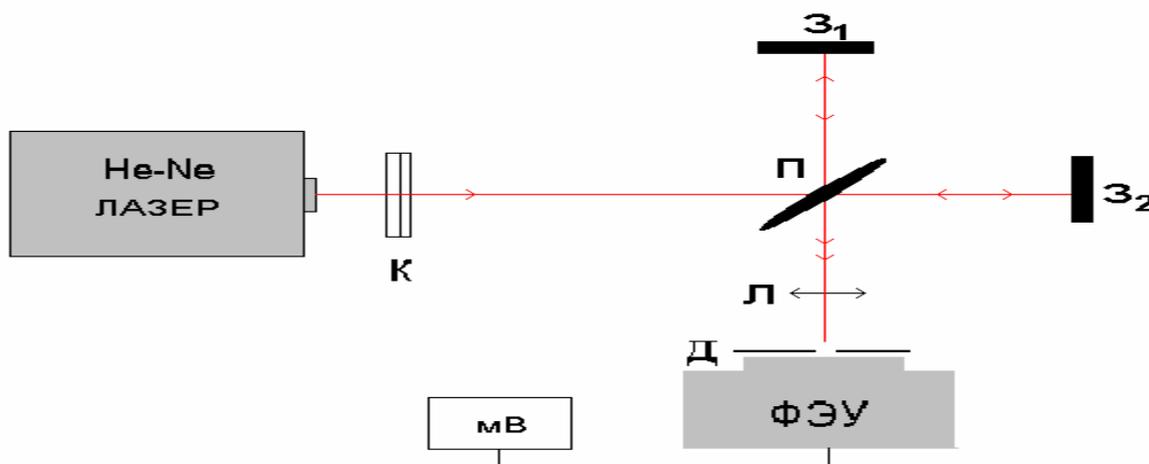


Рис. 16. Схема экспериментальной установки для определения степени временной когерентности

отражается назад, вновь попадает на пластину, где снова разделяется на две части. Одна из них идет к источнику и не представляет интереса, а другая попадает на линзу Л. Прошедший сквозь пластину П пучок от источника падает на зеркало З2, возвращается к П и частично возвращается к Л. Таким образом, от одного источника получают два пучка примерно одинаковой интенсивности, которые распространяются после разделения пластинкой П, затем снова встречаются и образуют интерференционную картину. Степень когерентности лазерного излучения определяется как видимость интерференционной картины.

Для измерения степени поляризации была создана установка с использованием гелий-неонового лазера (рис. 17). Излучение гелий-неонового лазера, проходя через слой крови, ослабляется. Затем с помощью линзы Л прошедшее излучение фокусируется на диафрагму Д. С помощью диафрагмы удается отсечь рассеянный свет и определять степень поляризации только прямого прошедшего пучка. После кюветы луч проходит через поляризатор, который не пропускает волны с перпендикулярной поляризацией. Этот пучок затем попадает

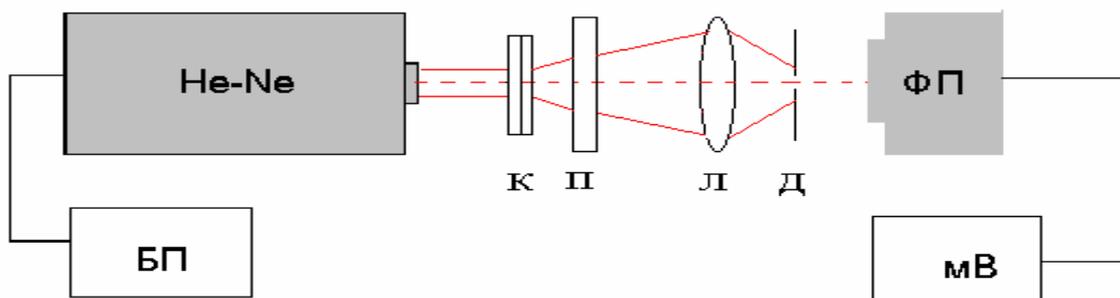


Рис. 17. Схема экспериментальной установки для определения степени поляризации

на фотодиод ФП (ФД-24), подключенный к вольтметру постоянного тока мВ (типа Щ-1516), с помощью которого регистрируется изменение сигнала. Вращая поляризатор П, измеряем минимальное и максимальное значение интенсивности. Затем вычисляли степень поляризации по формуле

$$P = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}}, \quad (26)$$

где I_{\max} , I_{\min} – максимальная и минимальная интенсивности.

В ходе эксперимента по определению степени пространственной и временной когерентности были получены следующие результаты. В ходе экспериментов использовались кюветы с толщинами от 0,1 до 1,08 мм. Степень пространственной когерентности лазерного излучения при прохождении через воздух составила 0,9. При прохождении через слои крови, равные 0,1 и 1,08 мм, она составила 0,82, 0,13, соответственно. Относительная погрешность измерений составила 12,3 % (рис. 18). Степень временной когерентности в указанном диапазоне толщин слоев крови изменялась от 60% до 40% (рис. 19). Проведенные эксперименты показывают, что излучение при прохождении через слой крови становится менее когерентным. Другими словами, эффекты биостимуляции и лечебного воздействия неоднозначно зависят от когерентности излучения, что не противоречит результатам подобных экспериментов.

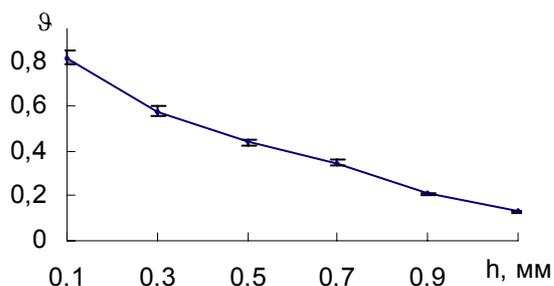


Рис. 18. Зависимость степени пространственной когерентности лазерного излучения от толщины слоя крови

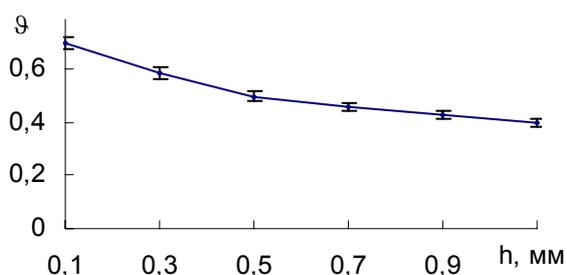


Рис. 19. Зависимость степени временной когерентности лазерного излучения от толщины слоя крови

При измерении степени поляризации были получены следующие результаты. При толщине слоя крови 0,1 мм и длине волны $\lambda=0,63$ мкм степень поляризации составила 86%, при 0,3 мм – 68%, при 0,5 мм – 46%, при 0,7 мм – 36%, при 0,9 мм – 24%, при 1,1 – 18%. Данная зависимость представлена на рисунке 20.

Используя значения степени поляризации и степени когерентности лазерного излучения при прохождении через слои крови, можно определить оптическую глубину проникновения излучения, на которой его отличительные свойства становятся идентичными свойствам обычных тепловых и газоразрядных источников. Глубина проникновения излучения опре-

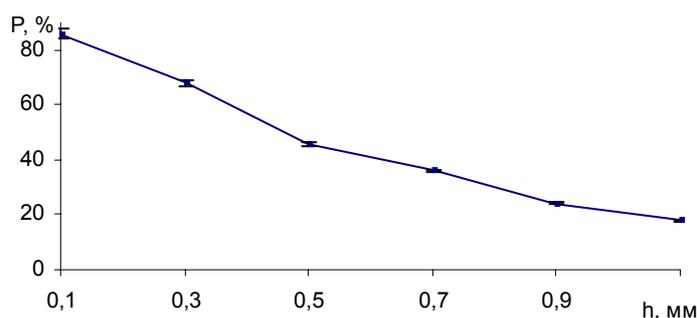


Рис. 20. Зависимость степени поляризации лазерного излучения от толщины слоя крови

деляется как величина обратная коэффициенту ослабления, т.е. $L = \frac{1}{\alpha}$. Физический смысл глубины проникновения состоит в том, что на данной глубине падающее излучение уменьшается в e раз. Для цельной крови коэффициент ослабления равен $\alpha=8,6 \text{ мм}^{-1}$, при этом $L=0,11 \text{ мм}$. По графикам можно определить значения степеней когерентности $\mathcal{G}=82 \%$ и поляризации $P=86 \%$. Видно, что на такой глубине лазерное излучение все еще обладает своими основными свойствами. Выберем теперь условный уровень e , т.е. такой уровень, на котором значения степеней когерентности и поляризации уменьшаются в e раз. Такому уровню соответствует глубина, на которой значения степеней когерентности и поляризации будут равны 37% . По рисункам, можно определить, что данному уровню соответствует глубина $0,7 \text{ мм}$. Таким образом, можно утверждать, что при прохождении слоя крови лазерное излучение теряет свои основные свойства на глубине $d=0,7 \text{ мм}$. При глубине $d>0,7 \text{ мм}$ свойства лазерного излучения становятся идентичными свойствам излучения обычных тепловых и газоразрядных источников.

В заключении приведены основные результаты и выводы диссертационной работы.

Основные результаты и выводы диссертационной работы сводятся к следующему.

1. Создан комплекс экспериментальных установок для исследования степени пространственной и временной когерентности и индикатрис рассеяния, температуры нагрева крови лазерным излучением, разработаны соответствующие методики.
2. Определены граничные значения глубины проникновения низкоинтенсивного лазерного излучения в кровь человека, начиная с которой оно теряет свои основные отличительные свойства. Так при длине волны $\lambda=0,63 \text{ мкм}$ и глубине слоя $L=0,7 \text{ мм}$ степень когерентности и поляризации уменьшаются в e раз, и, следовательно, лазерное излучение становится идентичным по терапевтическому эффекту излучению обычных тепловых и газоразрядных источников.
3. Построена модель нагревания крови в поле действия низкоинтенсивного лазерного излучения. Получены экспериментальные результаты, которые удовлетворительно согласуются с теоретическими, вычисленными на основе уравнения теплового баланса. Получено, что максимальный нагрев крови в поле излучения гелий-неонового лазера составляет $0,5 \text{ }^{\circ}\text{C}$ при длине волны излучения $\lambda=0,63 \text{ мкм}$ и плотности мощности $I=200 \text{ мВт/см}^2$.
4. Определены границы применимости закона Бугера для расчета коэффициента ослабления коллимированного лазерного излучения кровью человека. Согласно полученным результатам закон Бугера для плотноупакованных сред на примере венозной крови с учетом поправок по формулам однократного рассеяния можно применять при значениях оптических толщ, не превышающих $\tau=9,2$.

Основное содержание работы изложено в следующих работах:

1. Сакович С.И. Некоторые подходы к оптимизации выбора параметров лазеротерапии / Я.В. Павлова, Е.Г. Прохорова, С.И. Сакович, Г.Г. Устинов // Известия Алт. ун-та. – Барнаул, 2001. – №1. – С. 119-120.
2. Сакович С.И. Прохождение лазерного излучения с различными длинами волн через кровь человека / В.И. Букатый, Я.В. Павлова, С.И. Сакович, Г.Г. Устинов // Биомедицинская техника и радиоэлектроника, 2002. – №12. – С. 29-36.
3. Сакович С.И. Рассеяние лазерного излучения кровью человека / В.И. Букатый, Я.В. Павлова, С.И. Сакович, Г.Г. Устинов // Измерение, контроль, информатизация: Материалы третьей международной научно-технической конференции. – Барнаул: АГТУ, 2002. – С. 76-78.
4. Сакович С.И. Взаимодействие лазерного излучения с кровью человека / В.И. Букатый, Я.В. Павлова, С.И. Сакович, Г.Г. Устинов // Вестник САН ВШ. – Барнаул, 2003. – №1. – С. 5-10.
5. Сакович С.И. Угловое распределение излучения гелий-неонового лазера при прохождении через слой крови / В.И. Букатый, Я.В. Павлова, С.И. Сакович, Г.Г. Устинов // Известия Алт. ун-та. – Барнаул, 2003. – №1. – С. 64-65.
6. Сакович С.И. Измерение температуры крови человека при облучении ее низкоинтенсивным лазерным пучком / В.И. Букатый, Я.В. Павлова, С.И. Сакович // Измерение, контроль, информатизация: Материалы четвертой международной научно-технической конференции. – Барнаул: АГТУ, 2003. – С. 77 – 78.
7. Сакович С.И. Измерение температуры в слое крови при облучении гелий-неоновым лазером / Я.В. Павлова, С.И. Сакович // Известия Алт. ун-та. - Барнаул, 2003. - №1. – С. 86 – 87.
8. Сакович С.И. Температура слоя крови в поле излучения гелий-неонового лазера. / Я.В. Павлова, С.И. Сакович // Известия Алт. ун-та. – Барнаул, 2004. – №1. – С. 108 – 110.
9. Сакович С.И. Ослабление лазерного излучения кровью человека / С.И. Сакович, Я.В. Павлова // Интеллектуальный потенциал ученых России. Труды Сибирского института знанияведения. – Барнаул, Москва, 2004. – С. 164 – 165.
10. Сакович С.И. Интенсивность рассеянного лазерного излучения при прохождении через слой крови / В.И. Букатый, Т.К. Кронберг, Я.В. Павлова, С.И. Сакович // Известия Алт. ун-та. – Барнаул, 2004. – №1. – С. 86 – 90.
11. Сакович С.И. Измерение степени пространственной когерентности излучения гелий-неонового лазера при прохождении через слой крови / В.И. Букатый, Я.В. Павлова, С.И. Сакович, Г.Г. Устинов // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2004. – №1. – С. 46 – 57.
12. Сакович С.И. Определение степени пространственной когерентности при прохождении через кровь человека / Я.В. Павлова, С.И. Сакович // Физика, радиофизика – новое поколение в науке: Межвузовский сборник научных статей молодых ученых, аспирантов, студентов. – Барнаул: АлтГУ, 2004. –Выпуск 4. – С. 156 – 159.
13. Сакович С.И. Энергетическое ослабление оптических волн. Условия и границы применимости закона Бугера / С.И. Сакович, Я.В. Павлова // Известия АГУ. – Барнаул, 2005. – № 1. – С. 131 – 134.
14. Сакович С.И. Воздействие лазерного излучения на кровь человека / С.И. Сакович, Я.В. Павлова // Сборник тезисов одиннадцатой Всероссийской конференции студентов-физиков и молодых ученых: Тезисы докладов, Екатеринбург: издательство АСФ России, 2005. – С. 355 – 356.
15. Сакович С.И. Нагрев крови человека низкоинтенсивным лазерным излучением / В.И. Букатый, Я.В. Павлова, С.И. Сакович, Г.Г. Устинов // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2005. – №1. – С. 46 – 57.

16. Сакович С.И. Оценка вклада конвекции в теплообмен слоя крови при нагреве низкоинтенсивным лазерным лучом / В.И. Букатый, Я.В. Павлова, С.И. Сакович, // Измерение, контроль, информатизация: Материалы шестой международной научно-технической конференции. – Барнаул: АГТУ, 2005. – С. 100 – 101.
17. Сакович С.И. Нагревание крови человека низкоинтенсивным излучением гелий-неонового лазера / Я.В. Павлова, С.И. Сакович, Г.Г. Устинов // Известия Алт. ун-та. – Барнаул, 2006. – №1. – С. 135 – 139.
18. Сакович С.И. Динамика температуры слоя крови в поле действия лазерного луча / Я.В. Павлова, С.И. Сакович // Двенадцатая всероссийская научная конференция студентов-физиков и молодых ученых (ВНКСФ-12, Новосибирск). Материалы конференции, тезисы докладов, Новосиб. гос. ун-т, 2006. – С. 539 – 540.
19. Сакович С.И. О границах применимости закона Бугера к исследованиям взаимодействия низкоинтенсивного лазерного излучения с кровью человека / В.И. Букатый, Я.В. Павлова, С.И. Сакович // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2006. – №10. – С. 89 – 95.
20. Сакович С.И. Клиническое и экспериментальное обоснование применения лазерного излучения в лечебных целях / В.И. Букатый, Я.В. Павлова, С.И. Сакович Г.Г. Устинов // Вестник алтайской науки. - Барнаул, 2006. – № 2. – С. 75 – 77.
21. Сакович С.И. Оценка влияния многократного рассеяния лазерного излучения кровью человека на применимость закона Бугера / В.И. Букатый, Я.В. Павлова, С.И. Сакович // Измерение, контроль, информатизация: Материалы седьмой международной научно-технической конференции. – Барнаул: АГТУ, 2006. – С. 123 – 124.
22. Сакович С.И. Индикатрисса рассеяния низкоинтенсивного лазерного излучения слоем крови / С.И. Сакович, Я.В. Павлова // Региональная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых по физике. 15-17 ноября 2006г. Тезисы докладов. Владивосток, 2006. – С. 136-137.
23. Сакович С.И. Экспериментальное обоснование применения лазерного излучения в лечебных целях // Молодежь-Барнаулу. Материалы научно-практической конференции. – Барнаул, 2007. – С. 277 – 279.
24. Сакович С.И. Прохождение лазерного излучения через живую кровь человека // Молодежь-Барнаулу. Материалы научно-практической конференции – Барнаул, 2007. – С. 281 – 282.
25. Сакович С.И. Взаимодействие низкоинтенсивного лазерного излучения с кровью человека / В.И. Букатый, Я.В. Павлова, С.И. Сакович, Г.Г. Устинов // Известия Томского политехнического университета. Томск, 2007. – Т. 310. – № 2. – 118 – 125.

Подписано в печать . Формат 60×84/16. Бумага офсетная. Печать офсетная.
Усл. печ. л. 1,0. Тираж 100 экз. Заказ .
Типография «Графикс»: Барнаул, ул Крупской, 108.