

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ
БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САМАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ АЭРОКОСМИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ АКАДЕМИКА С.П. КОРОЛЕВА
(НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ)» (СГАУ)

Когерентная оптика

Электронный методический комплекс
практических работ

Работа выполнена по мероприятию блока 1
«Совершенствование
образовательной деятельности» Программы развития
СГАУ

на 2009 – 2018 годы по проекту «Разработка
интерактивных дистанционных курсов по дисциплинам
«Оптика лазеров», «Когерентная оптика», «Оптимальные и
адаптивные системы управления лазерными устройствами»»

Соглашение № 1/22 от 03.06.2013 г.

САМАРА
2013

УДК 535

К 571

Составитель: **Тимченко Павел Евгеньевич**

Рецензент: Ендуткина Е. А., к.т.н., ассистент кафедры высшей математики

Когерентная оптика [Электронный ресурс] : электрон. метод. комплекс практических работ / М-во образования и науки РФ, Самар. гос. аэрокосм. ун-т им. С. П. Королева (нац. исслед. ун-т); сост. П. Е. Тимченко. - Электрон. текстовые и граф. дан. (4,25 Мбайт). - Самара, 2013. - 1 эл. опт. диск (CD-ROM).

В электронном методическом комплексе практических работ содержатся темы практических работ, задачи и вопросы для контроля.

Электронный методический комплекс практических работ предназначен для бакалавров радиотехнического факультета направления подготовки 200500.62 «Лазерная техника и лазерные технологии» по дисциплине «Когерентная оптика», изучаемой в четвертом семестре.

Электронный методический комплекс разработан на кафедре лазерных и биотехнических систем.

© Самарский государственный аэрокосмический университет, 2013

СОДЕРЖАНИЕ

Практическая работа №1: Решение задач по когерентной оптике	4
Практическая работа №2: Когерентное излучение в биотканях	9
2.1 Теоретические основы.....	9
2.2 Задание по практической работе.....	22
2.3 Вопросы для контроля.....	22
Практическая работа №3: Вторичное излучение. Спектроскопия КР	23
3.1 Установка.....	23
3.2 Принципы работы со спектрами КР	29
3.2 Задание по практической работе.....	33
3.3 Вопросы для контроля.....	35
Список использованных источников.....	37

Практическая работа №1: Решение задач по когерентной оптике

Задача 1. Пучок, излучаемый рубиновым лазером, имеет диаметр 6 мм, равномерное распределение интенсивности в поперечном сечении и угол расходимости $7 \cdot 10^{-3}$ рад. Покажите, что пучок не является дифракционно ограниченным, и вычислите соответствующую область когерентности.

Ответ: $A_c \approx 9,8 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^2$

Задача 2. Пучок, излучаемый рубиновым лазером, имеет диаметр 6 мм, равномерное распределение интенсивности в поперечном сечении и угол расходимости $7 \cdot 10^{-3}$ рад. и проходит через ослабитель, коэффициент пропускания (по мощности) T которого изменяется с радиальным расстоянием r по закону $T = \exp[-(r/\omega_1)^2]$. Если $\omega_1 = 0,5$ мм, то пучок, прошедший через ослабитель, характеризуется приблизительно гауссовым профилем интенсивности. Означает ли это, что теперь пучок стал гауссовым с размером пятна (по интенсивности ω_1)?

Ответ: Нет, поскольку область когерентности много меньше.

Задача 3. Размер пятна в перетяжке гауссова пучка, излучаемого He-Ne лазером видимого диапазона, равен 0,5 мм. Пучок нужно сфокусировать таким образом, чтобы перетяжка пучка с размером пятна 50 мкм образовалась на расстоянии 1 м от перетяжки исходного пучка. Какое фокусное расстояние должна иметь линза и где она должна быть расположена?

Ответ: $f = 14,3$ см, $L_1 = 85$ см, $L_2 = 15$ см.

Задача 4. Лазер имеет полуконфокальный резонатор длиной 50 см. Для уменьшения расходимости выходного пучка за сферическим (выходным) зеркалом резонатора помещается линза. Какое фокусное расстояние должна иметь эта линза, чтобы размер пятна в образованной за линзой перетяжке пучка составлял 0,95 размера пятна на сферическом зеркале?

Ответ: $f=68,1$ см.

Задача 5. Выходное излучение Nd: YAG лазера с модуляцией добротности ($E=100$ мДж, $\tau=20$ нс) необходимо усилить с помощью усилителя на том же кристалле диаметром 6,3 мм с коэффициентом усиления малого сигнала $G_0=100$. Считая, что максимальное значение сечения лазерного перехода равно $3,5 \cdot 10^{-19}$ см², вычислите энергию пучка за усилителем и, следовательно, усиление энергии. Вычислите также долю запасённой в усилителе энергии, которая извлекается падающим импульсом.

Ответ: 87,2%

Задача 6. Требуется удвоить частоту излучения Nd: YAG лазера (1,06 мкм) в кристалле KDP. Известно, что KDP имеет n_0 (для 1,06 мкм) $=n_1=1,507$, n_0 (для 0,532 мкм) $=n_1=1,5283$ и n_e (для 0,532 мкм) $=n_2=1,48222$. Вычислите угол фазового синхронизма Θ_m .

Ответ: 44 градуса

Задача 7. Полученное при помощи линзы с фокусным расстоянием $f = 50$ мм изображение Солнца в точности совпадает с отверстием в экране, за которым расположен другой экран с двумя узкими параллельными щелями. Расстояние между щелями $d = 1$ мм. При каком расстоянии L между экранами можно наблюдать интерференционные полосы за экраном со щелями? Угловой диаметр Солнца $\psi \approx 0,01$ рад.

Ответ: $L > fd\psi \lambda \approx 100$ см.

Задача 8. В интерференционной схеме (см. рис. 3.19) используется квазимонохроматический ($\lambda = 0,5$ мкм, $\delta\lambda = 2,8$ нм) протяженный источник света S . Отражающее зеркало Z расположено симметрично относительно источника S и точки O на экране \mathcal{E} . Найти: 1) ширину Δ интерференционных полос на экране; 2) количество N наблюдаемых полос; 3) область локализации Δx полос на экране; 4) максимальный m_{\max} и минимальный m_{\min} порядки интерференционных полос; 5) допустимый размер D источника.

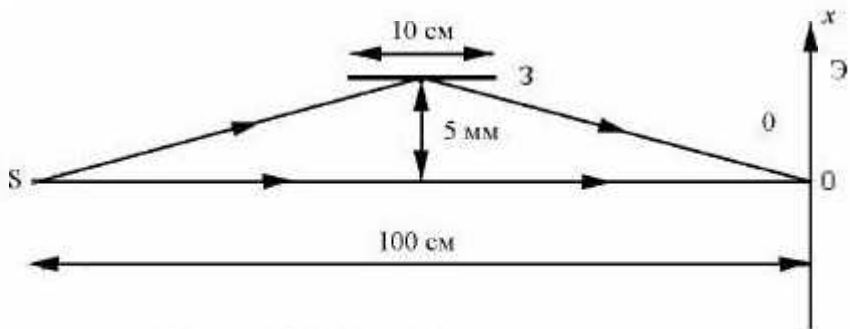


Рисунок 1 - Интерференционная схема

Ответ: 1) $\Lambda \approx 0,05$ мм; 2) $N \approx 100$; 3) $-0,4$ см $< x < 0,1$ см; 4) $m_{\max} \approx 180$, $m_{\min} \approx 80$; 5) $D \leq 50$ мкм.

Задача 9. Плоская световая волна падает на бизеркало Френеля. Угол между зеркалами равен $2'$. Ширина интерференционных полос на экране равна $0,55$ мм. Определить длину волны света.

Ответ: $\lambda = 0,64$ мкм.

Задача 10. В интерференционной схеме с бипризмой Френеля (преломляющий угол $\epsilon = 20'$, показатель преломления $n = 1,5$) экран и источник света ($\lambda = 600$ нм, $\delta\lambda = 20$ нм) находятся на одинаковых расстояниях от бипризмы. 1) Оценить число N интерференционных полос на экране. 2) На каком расстоянии Δx от центра интерференционной картины интерференционные полосы размываются? 3) Каков допустимый размер D источника, при котором можно наблюдать все интерференционные полосы?

Ответ: 1) $N \approx 60$; 2) $\Delta x \approx 6$ мм; 3) $D \leq 0,2$ мм.

Задача 11. Из тонкой собирающей линзы диаметром 50 см вырезана центральная полоска шириной 5 мм, после чего обе половины линзы сдвинуты до соприкосновения. Источник света с длиной волны 500 нм находится на оси системы в фокальной плоскости линзы. 1) На каком расстоянии r от билинзы следует

расположить экран, чтобы на нем наблюдать максимально возможное число интерференционных полос? Определить ширину Λ интерференционных полос и их число N . 2) Оценить допустимую некогерентность $\delta\lambda$ источника света, чтобы можно было наблюдать все полосы. 3) Оценить допустимый размер D источника света.

Ответ: 1) $g \approx 1$ м, $\Lambda \approx 0,05$ мм, $N \approx 200$; 2) $\delta\lambda \leq 5$ нм; 3) $D \leq 25$ мкм.

Задача 12. Рассеянный монохроматический свет с длиной волны $0,6$ мкм падает на тонкую стеклянную пластинку с показателем преломления $1,5$. Угловое расстояние между соседними максимумами, наблюдаемыми в отраженном свете под углами, близкими к 45° , равно 3° . Определить толщину пластинки.

Ответ: 15 мкм.

Задача 13. Полосы равной толщины, получающиеся при освещении тонкого стеклянного клина (показатель преломления $1,5$) рассеянным монохроматическим светом с длиной волны 500 нм, проецируются линзой на экран. Перед линзой находится квадратная диафрагма со стороной 1 см, которая отстоит от клина на расстоянии 50 см. Главная оптическая ось проецирующей системы приблизительно перпендикулярна поверхности клина. Чему равен максимальный порядок интерференционной картины на экране?

Ответ: ≈ 5600 .

Задача 14. Свет с длиной волны $\lambda = 550$ нм от удаленного точечного источника падает нормально на поверхность стеклянного клина. В отраженном свете ширина интерференционных полос на поверхности клина равна $0,21$ мм. Найти: 1) угол между гранями клина; 2) степень некогерентности света $\delta\lambda/\lambda$, если интерференционные полосы исчезают на расстоянии $1,5$ см от вершины клина.

Ответ: 1) $3'$; 2) $0,014$.

Задача 15. С помощью плосковыпуклой линзы из материала с показателем преломления 1,6 наблюдают кольца Ньютона в отраженном свете с длиной волны 589 нм. Найти фокусное расстояние линзы, если радиус третьего светлого кольца равен 1,1 мм.

Ответ: 137 см.

Практическая работа №2: Когерентное излучение в биотканях

2.1 Теоретические основы

При взаимодействии лазерного излучения с биологическими тканями имеют место различные эффекты, возникающие при прохождении света через неоднородную (так называемую, мутную) среду. Часть падающего на биообъект лазерного излучения отражается от него (обратное рассеивание), что происходит из-за несоответствия коэффициентов преломления света тканями и окружающей их средой. Проникающее в ткани лазерное излучение подвергается многократному рассеиванию (рассеивание вперед или прямое рассеивание) и поглощению различными биологическими структурами. При этом могут возникать и другие эффекты, связанные со вторичным излучением (флуоресценция и фосфоресценция) или возникновением волн сжатия и упругого удара, когда на ткани воздействуют мощным электромагнитным полем лазерного излучения.

Поглощение световой энергии тканями является ключевым моментом и от него непосредственно зависит выраженность последующих процессов. Само поглощение света основывается на фотобиологическом эффекте и определяется комплиментарностью его длины волны поглощающим субстанциям в биотканях. Для ИК-лазерного излучения усиливаются колебательные процессы в молекулах воды, в результате чего возрастает температура в тканях.

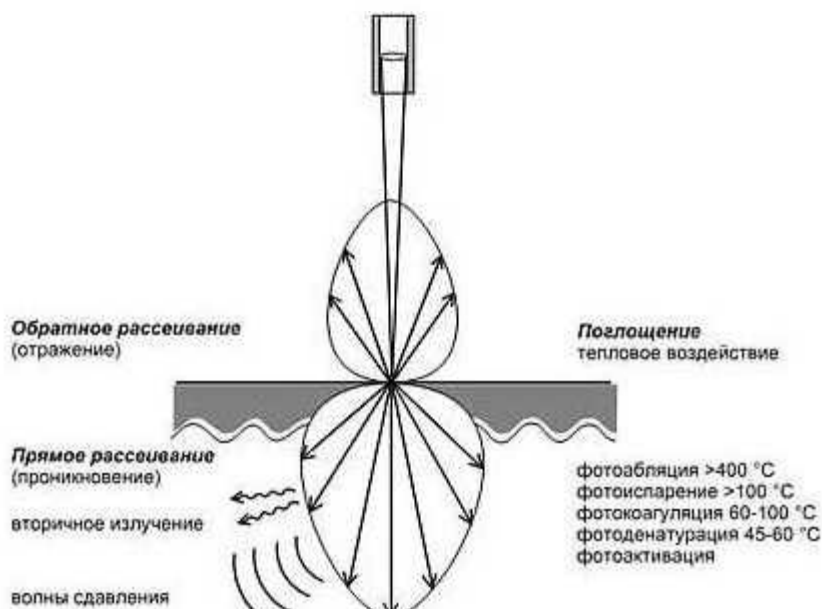


Рисунок 2 - Взаимодействие высокоэнергетического лазерного излучения с биотканями

Высокое содержание воды в тканях организма (70-80% от веса органов) во многом объясняет тот факт, что при воздействии CO₂-лазерного излучения на биоткани преобладают термические эффекты, на использовании которых преимущественно и основывается применение лазеров в хирургической практике. На рисунке 2 воспроизведены фотоэффекты и температурные параметры, при которых происходит денатурация белков, коагуляция и испарение тканей. Степень выраженности фототермического действия, равно как и морфологических изменений в тканях, зависит от энергетических параметров лазерного излучения. При слабой концентрации световой энергии, а также в глубоких слоях тканей, где интенсивность лазерного воздействия резко ослабевает, преобладают фотохимические реакции, обуславливающие эффект фотоактивации клеток.

Первичный акт поглощения фотонов, равно как и последующие акты межмолекулярного переноса энергии, а также фототермические и фотохимические изменения тканей, занимают доли секунды. Биологический ответ организма на лазерное воздействие формируется за более длительный временной период от секунд до часов. Достижение же конечного лечебного результата занимает несравнимо более длительный промежуток времени, исчисляемый днями.

В зависимости от плотности мощности/энергии различают следующие три вида эффектов взаимодействия лазерного излучения с биотканью: фотохимические эффекты при относительно малых значениях плотности мощности/энергии, тепловые эффекты при средних значениях плотности мощности/энергии и фотомеханические (нелинейные) эффекты при очень высоких значениях плотности энергии и очень коротком времени доставки излучения, которое может обеспечить только импульсный лазер. При увеличении плотности энергии излучения, доставляемого в течение короткого интервала времени, излучение наиболее эффективно воздействует на облучаемый объем, что приводит к взрывообразному удалению материала (фотоабляции). При превышении плотности энергии приблизительно до 10^7 - 10^8 Вт/см², что могут обеспечить только мощные импульсные лазеры при очень короткой длительности импульса (в диапазоне наносекунд), возникает нелинейный эффект, при котором воздействие сильного электрического поля приводит к ионизации газа и образованию плазмы. Поглощение лазерного излучения плазмой приводит к ее нагреванию и расширению. В результате происходит разрушение молекулярных связей, приводящее к фрагментации биоткани.

Плотность мощности/энергии



Нелинейные эффекты

Фотофрагментация
Фотоотслоение
Фотоабляция

Тепловые эффекты

Фотовапоризация
Коагуляция
Термо-динамическая реакция
Гипертермия

Фотохимические эффекты

Фотодинамическая терапия (PDT)
Индукцированная лазером флуоресценция (LIF)

Оптическая диагностика

Рисунок 3 - Эффекты взаимодействия лазерного излучения с биотканью

В настоящее время большинство эффектов взаимодействия с биотканью в медицине относится к так называемым тепловым эффектам. В ходе таких процессов электромагнитная энергия трансформируется после поглощения лазерного излучения тканью в тепло. В зависимости от температуры нагревания биоткань подвергается различным структурным изменениям. До температуры 43°C все изменения ткани являются обратимыми. При температурах в диапазоне между 43° и 60°C происходит денатурация ферментов и ослабление мембран. При температурах в диапазоне между 60°C и 100°C происходит коагуляция (денатурация протеина), сопровождающаяся

некрозом ткани. При 100°C происходит выпаривание воды биоткани, биоткань обезвоживается. При температуре приблизительно 150°C происходит обугливание (карбонизация) ткани, а при температуре более 300°C - выпаривание твердых тканей, и становится возможным их рассечение.

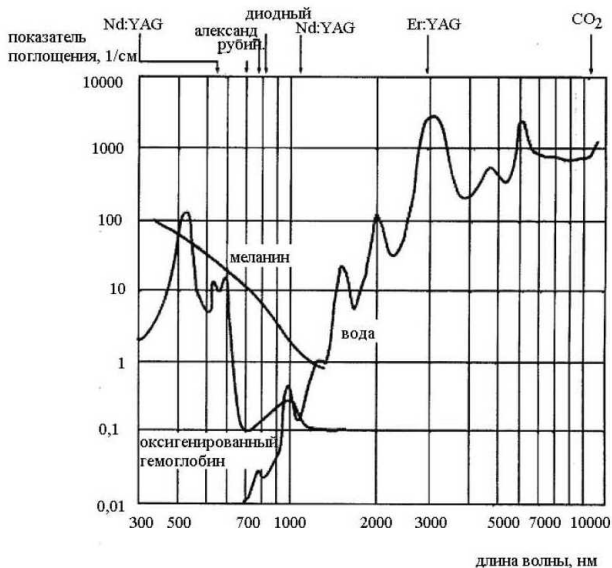


Рисунок 4 - Спектры поглощения основных хромофоров биоткани

Необходимо учитывать тот факт, что эффект взаимодействия лазерного излучения с биотканью также зависит от длительности теплового воздействия на биоткань. На рис. 5. показана зависимость между температурой воздействия, продолжительностью нагрева и необратимыми повреждениями биоткани. Так, при кратковременном нагревании (1 секунда) до 70°C биоткань разрушается в той же

степени, что и при нагревании в течение 10 секунд до температуры 58°C.

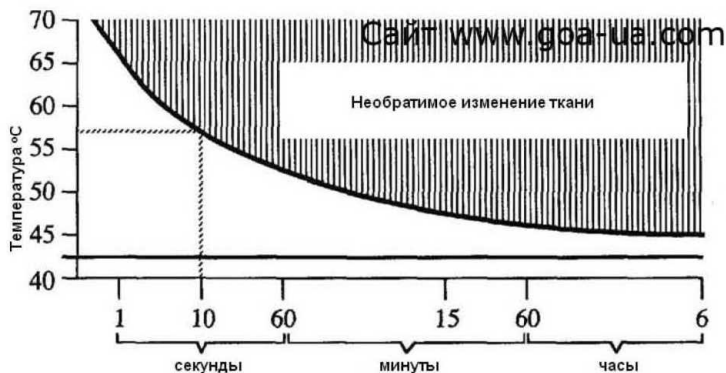


Рисунок 5 – Зависимость между температурой воздействия, продолжительностью нагрева и необратимыми повреждениями биоткани

Воздействие высокоэнергетического лазерного излучения непосредственно зависит от оптического проникновения света в ткань и тепловой диффузии. Вообще глубина проникновения света в ткань является функцией длины волны, что определяет выбор конкретного лазера для тех или иных лечебных воздействий.

Распределение тепловой энергии в объеме ткани (ее тепловой разогрев) существенно влияет на структурные изменения в тканях (рисунок 6а).

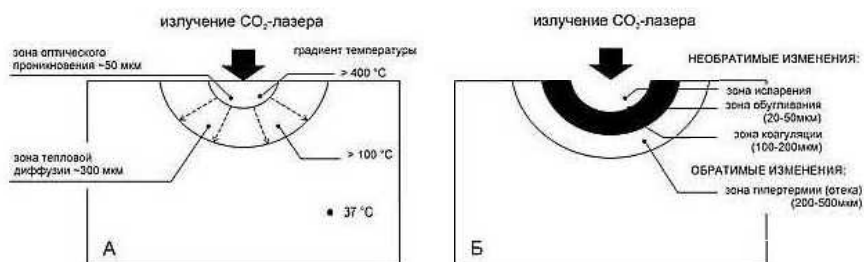


Рисунок 6 - Пример воздействия на биоткани CO₂-лазерного излучения: А - оптическое проникновение и тепловая диффузия, Б - зоны структурных изменений

При температуре больше 400°C происходит термическое удаление (выгорание) ткани, сопровождающееся испарением их жидкой и карбонизацией (обугливанием) твердой фаз. При температуре больше 800°C подвергшийся лазерному воздействию участок полностью выгорает, что выражается в разъединении (или разрезе) ткани. Глубина разреза определяется скоростью перемещения границ слоя разрушения вглубь ткани.

От линии разреза до участка неизмененных тканей устанавливается градиент температур от 120°C на поверхности карбонизированного участка ткани до 37°C - температуры нативной ткани. В соответствии с тепловой диффузией формируются зоны обугливания и коагуляции. Будучи связанными с необратимыми изменениями тканей они в последующем образуют зону некроза (рисунок 6б). Образование зоны коагуляции играет исключительно важную роль в гемостазе по ходу лазерного разреза, с чем связано огромное преимущество лазерной хирургии, дающей возможность хирургу оперировать практически на сухом поле. При операциях на паренхиматозных органах для полного гемостаза необходимо формирование зоны коагуляции до 1000 - 1500 мкм (Е.И.Брехов, Ю.Г.Пархоменко, 1989). Увеличение зоны коагуляции естественно повлечет расширение зоны некроза. Без резкой границы зона коагуляции переходит в зону обратимых изменений (или отека), в которой преобладают реактивные

изменения микрососудов. Ширина этой зоны колеблется от 200 до 500 мкм.

Тепловая диффузия в тканях существенно зависит от их теплопроводности и васкуляризации, так как тепло передается путем проводимости через ткань и путем конвекции через кровеносную систему. Уменьшить при лазерной хирургии теплопередачу путем конвекции позволяют специальные лазерные компрессионные инструменты, разработанные О.К.Скобелкиным (1975, 1989).

Как тепловая диффузия, так и зона теплового некроза существенно зависят от выбранных параметров лазерного излучения. Минимизировать зону некротических изменений можно за счет рационального подбора параметров импульсно-периодического режима. Глубина проникновения тепла в ткани тем меньше, чем короче время тепловой диффузии. Так, при времени воздействия излучения CO₂-лазера на ткани в течение 1 с глубина тепловой диффузии составляет порядка 720 мкм, при времени воздействия 0,01 с (10 мс) - 72 мкм, при времени воздействия 0,001 (1 мс) - 23 мкм, при времени воздействия 0,0001 с (100 мкс) - 7,2 мкм (G. Muller, 1989).

В таблице 1 приведены различные виды лазерного удаления тканей, а также основные механизмы фотовоздействия, их обуславливающие, и те параметры лазерного излучения, от которых они непосредственно зависят.

Таблица 1 - Различные виды лазерного удаления биотканей для CO₂ лазера

Виды повреждения тканей	механизм фотовоздействия	Основные параметры лазерного излучения
Некроз	фотохимический, тепловой	плотность энергии > 10 Дж /см ²
Коагуляция	фототермический	плотность мощности 10 ² - 10 ³ Вт/см ²
Испарение	фототермический	плотность мощности 10 ⁴ - 10 ⁵ Вт /см ²
Фотоабляция	быстрый взрыв (нетермический)	высокоэнергетические короткие импульсы <1мс; >10 Дж/см ²
Фоторазрыв	оптический пробой (нетермический)	очень высокая импульсная плотность энергии <1мкс; >10 Дж/см ²

Как видно из таблицы, повышение мощности лазерного излучения и концентрация лазерной энергии в короткие импульсы позволяет добиться снижения теплового воздействия на биоткани, а также получить нетермические эффекты по типу быстрого взрыва (фотоабляция) или оптического пробоя (фоторазрыв). Для усиления фототермического воздействия на ткани преимущественное значение имеет наращивание плотности мощности и энергетической плотности светового потока на единицу площади ткани.

Высокая концентрация световой энергии в лазерном луче достигается за счет его фокусировки в световое пятно. Это важнейший параметр лазерного излучения, регулируемый хирургом. В таблице 2 приведены значения плотности мощности лазерного излучения в фокальной точке при различных размерах светового пятна и разных уровнях мощности лазерного излучения. Фокальная точка расположена на расстоянии 20 мм от конца наконечника манипулятора.

Таблица 2 - Плотность мощности (кВт/см²) в точке фокусировки при непрерывном режиме излучения

Диаметр пятна, мм	Мощность излучения, Вт							
	1	2	3	4	5	10	15	20
0,2	3,2	6,4	9,6	12,7	16,0	32,0	48,0	64,0
0,3	1,4	2,8	4,3	5,7	7,1	14,3	21,4	28,6
0,5	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	5,1	7,6	10,2

Примечание: Для удобства работы в таблице даны округленные значения плотности мощности. Расчет плотности мощности (W) производится по формуле: $W = P/S$, где P - устанавливаемая выходная мощность в Вт; S - площадь пятна в см²; вычисляемая как площадь круга: $S = \pi D^2/4$.

Выбор размеров светового пятна определяется не только создаваемой в зоне обработки тканей плотностью энергии, но и желаемым характером их разрушения, так как при более широком пятне на поверхности тканей будет формироваться больший по ширине дефект (рисунки б).

На рисунке 7 также показано, что при удалении ткани на значительном участке формирование дефекта способом наложения "канавки за канавкой" лазерный луч проводится таким образом, чтобы каждая последующая канавка частично перекрывала ранее проложенную.

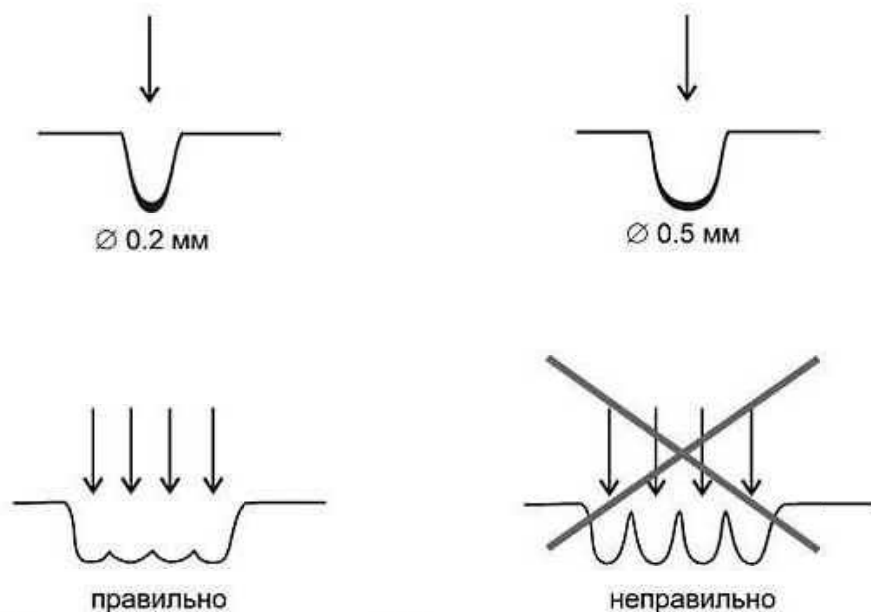
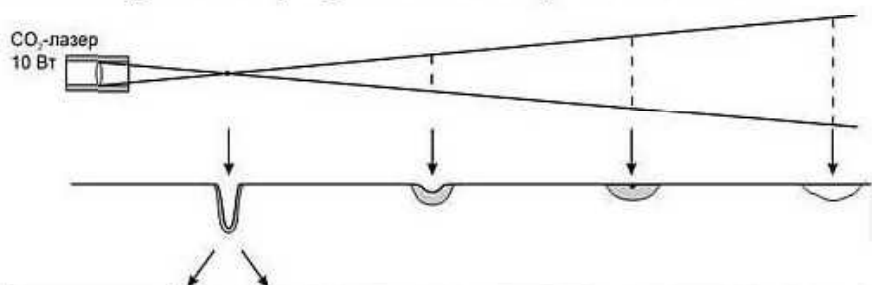


Рисунок 7 - Формирование дефекта на поверхности органа под воздействием лазерного хирургического излучения при различном диаметре светового пятна и разных способах ведения «канавки»

Нередко требуется обрабатывать ткани расфокусированным лазерным лучом. Для этого наконечник манипулятора отодвигается от поверхности биообъекта. При этом следует учитывать, что плотность мощности при расфокусировке уменьшается обратно пропорционально квадрату расстояния от фокальной точки до облучаемой поверхности. На рисунке 8 показаны особенности воздействия на биоткани сфокусированного и расфокусированного луча CO_2 -лазера (мощностью 10 Вт). При высокой плотности мощности в точке фокусировки ($32 \times 10^3 \text{ Вт/см}^2$) (диаметр пятна 0,2 мм) имеет место быстрое удаление ткани в области воздействия и формирование разреза; при этом зона термического повреждения тканей ограничена. Применение импульсно-

периодического режима с короткими импульсами позволяет минимизировать зону термического повреждения тканей.



	абляция	разрез	испарение	коагуляция	стерилизация
Расстояние между пятнами пилотного излучения, см	0 (одно пятно)		1	3	10
Диаметр пятна, мм	0.2		0.7	2.0	6.8
Плотность мощности, Вт/см ²	32 · 10 ³		2.6 · 10 ³	320	27

Рисунок 8 - Воздействие на биоткани сфокусированным и расфокусированным лучом CO₂ лазера ЛХА «Ланцет» (мощность излучения 10 Вт, диаметр пятна 0,2 мм).

Увеличение размеров светового пятна до 0,3 и 0,5 мм осуществляется автоматически с пульта управления; достигаемые при этом параметры плотности мощности указаны в таблице 3. При расфокусировке лазерного луча до 0,7 мм в диаметре плотность мощности снижается до 2,6x10³ Вт/см² (расстояние между пятнами пилотного излучения - 1 см). При такой мощности скорость испарения тканей снижается, однако наиболее эффективно используется тепловой разогрев тканей с четким формированием зоны коагуляции, величину которой можно варьировать, изменяя время контакта лазерного

излучения с биотканями. При расфокусировке лазерного луча до 2 мм в диаметре плотность мощности составляет 320 Вт/см^2 (расстояние между пятнами пилотного излучения - 3 см). При таких параметрах лазерного излучения имеет место относительно слабое тепловое воздействие на биоткани, приводящее к формированию зоны коагуляции в самых поверхностных слоях. При расфокусировке лазерного луча до пятна с диаметром 6,8 мм (расстояние между пятнами пилотного излучения - 10 см) плотность мощности снижается до 27 Вт/мм^2 , используемой для стерилизации поверхности ран.

В таблице 3 приведены параметры плотности мощности при различной степени расфокусировки излучения CO_2 -лазера с исходным размером светового пятна 0,2; 0,3 и 0,5 мм. Следует отметить, что в конечном итоге степень расфокусировки лазерного излучения подбирается каждым хирургом в зависимости от желаемого результата опытным путем.

Таблица 3 - Диаметр пятна (мм) и плотность мощности (Вт/см^2) при различной степени расфокусировки CO_2 --лазерного излучения (исходная мощность 1 Вт)

Параметр	Расстояние между пятнами пилотного излучения, см						
	0 (точка фокуса)	0,5	1	2	3	5	10
диаметр пятна, мм	0,2	0,4	0,7	1,3	2,0	3,4	6,8
плотность мощности, Вт/см^2	$3,2 \times 10^3$	833	260	75	32	11	2,7
диаметр пятна, мм	0,3	0,37	0,54	0,95	1,38	2,27	4,5
плотность мощности, Вт/см^2	$1,4 \times 10^3$	935	435	141	67	2,5	6,3
диаметр пятна, мм	0,5	0,52	0,57	0,74	0,95	1,44	2,9
плотность мощности, Вт/см^2	$0,5 \times 10^3$	476	392	233	141	61	15

Примечание: При увеличении мощности лазерного излучения от 1 до 20 Вт, указанные в таблице значения возрастают пропорционально установленной мощности.

2.2 Задание по практической работе

1. Оцените, плотность мощности от лазера 200 мВт с длиной волны 785нм, сфокусированного в пятно диаметром 1 мм.
2. Какие процессы в биоткане способна вызвать рассчитанная плотность мощности?
3. Верно ли вы сделали оценку? Данные для какой длины волны были взяты? В чём разница и как она скажется на процессах?

2.3 Вопросы для контроля

1. Перечислите основные процессы, происходящие в биоткани под действием лазерного излучения.
2. Какие процессы в биоткани относятся к необратимым?
3. Для чего используется процесс коагуляции?
4. Основные поглотители в кожи человека.
5. Каким образом можно менять плотность мощности лазера?
6. Какой процесс при фотоабляции приводит к взрывному выносу вещества из зоны облучения?
7. Какие условия нужны для фотоабляции?
8. Какие параметры позволяют уменьшить зону термического воздействия?
9. В каком диапазоне длин волн наблюдается наибольшее проникновение в биоткань?
10. В каком диапазоне длин волн наблюдается наибольшее поглощение в биоткани?
11. Какой из этих диапазонов предпочтительнее для хирургии?

Практическая работа №3: Вторичное излучение. Спектроскопия КР

3.1 Установка

Анализатором спектра комбинационного рассеяния служит высокоразрешающий цифровой спектрометр Shamrock sr-303i с встроенной охлаждаемой камерой DV420A-OE фирмы ANDOR, который модифицирован и дополнен рамановским пробником RPB785 фирмы InPhotonics и лазерным модулем LuxxMaster Raman Voxх фирмы PD-LD. Структурная схема представлена на рисунке 9.

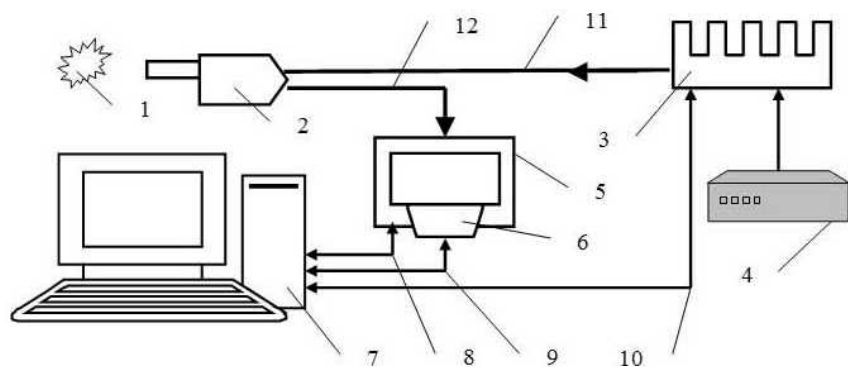


Рисунок 9 – Структурная схема: 1 – объект; 2 – рамановский пробник RPB785; 3 – лазерный модуль LuxxMaster Raman Voxх; 4 – источник питания лазерного модуля; 5 – спектрометр Shamrock sr-303i; 6 – встроенная охлаждаемая камера DV420A-OE; 7 – компьютер; 8, 9, 10 – информационные электрические кабели; 11 – передающее оптоволокно; 12 – приёмное оптоволокно

Рабочая длина волны возбуждения СКР $\lambda_{\text{в}}$ выбрана из компромисса обеспечения глубины проникновения излучения вглубь кожного покрова ~ 4 мм, малой интенсивности свечения люминесценции кожных покровов и достаточной протяженности области спектральной чувствительности спектрометра Shamrock sr-303i к спектрам стоковой компоненты СКРС. Длинноволновая граница спектральной чувствительности входящей в состав стенда модификации спектрометра составляет 1200 нм. Наибольшие смещения по частоте относительно возбуждающего СКР излучения имеют стоковые компоненты валентных колебаний растягивающих связей O–H молекул воды, которая является естественным физиологическим растворителем биологических соединений и может служить своеобразным репером при анализе спектров СКРС растворов и биологических объектов [1]. Для них рамановский сдвиг составляет 3415 см^{-1} . В этом случае максимум спектральной линии СКРС валентных колебаний молекул воды придётся на $\lambda_{\text{р}} = 1072,5$ нм, которая входит в область спектральной чувствительности спектрометра и расположена вблизи длинноволновой границы его чувствительности.

Особенностью СКРС [2] является низкий коэффициент преобразования возбуждающего потока излучения в поток рассеянного излучения $10^{-6} \dots 10^{-7}$, что предполагает использование лазерных источников возбуждения с мощностью излучения не менее 10 мВт. Лазерный модуль LuxxMaster Raman Voxh удовлетворяет и этому условию. Максимальное значение мощности излучения на выходном оптическом разъёме модуля составляет не менее 450 мВт с возможностью регулирования в пределах двух порядков от максимального значения под управлением с компьютера 7 через кабель 10 (рисунок 9). Внешний вид лазерного модуля LuxxMaster Raman Voxh вместе с источником питания представлен на рисунке 10.

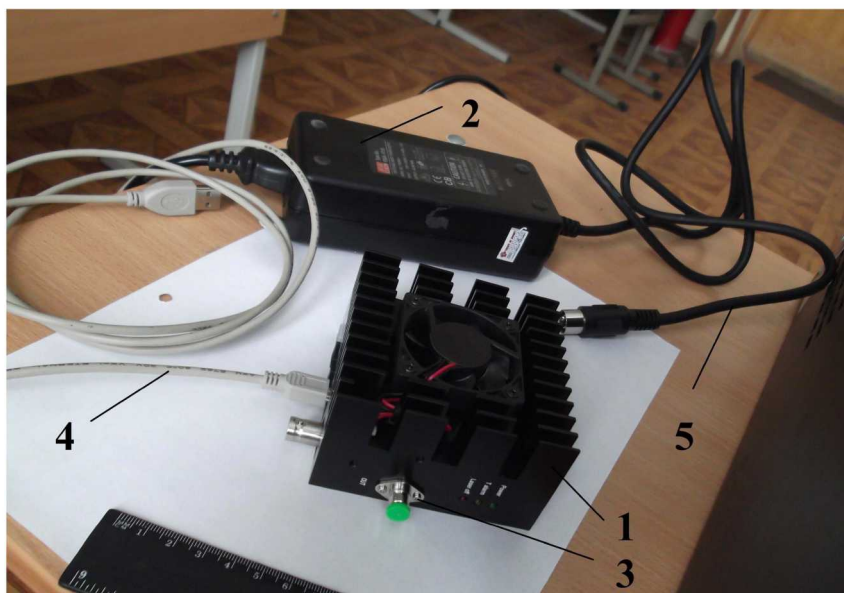


Рисунок 10 - Лазерный модуль LuxxMaster Raman Voxx с источником питания: 1 - лазерный модуль LuxxMaster Raman Voxx; 2 – источник питания лазерного модуля; 3 – выходной оптический разъём; 4 – информационный кабель; 5 – силовой кабель

Управляющая программа (рисунок 11), позволяет управлять включением и выключением лазера, устанавливать выходную мощность излучения, а также индицировать текущие значения мощности излучения, тока и температуры лазера и температуры корпуса лазерного модуля.

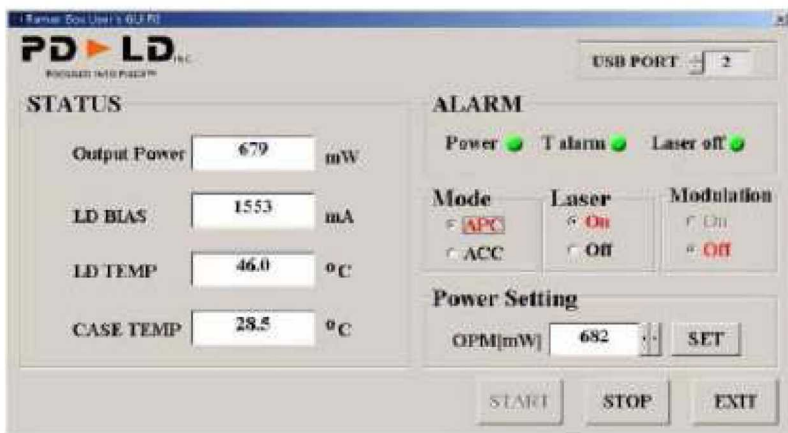


Рисунок 11 – Окно управляющей программы лазерного модуля LuxxMaster Raman Voxx

Рамановский пробник RPB785 (рисунок 12) согласован с лазерным модулем LuxxMaster Raman Voxx как по рабочей длине волны 785 нм, так и по максимально допустимой мощности лазерного излучения 500 мВт, которую выдерживают без разрушения оптические элементы, входящие в его состав.

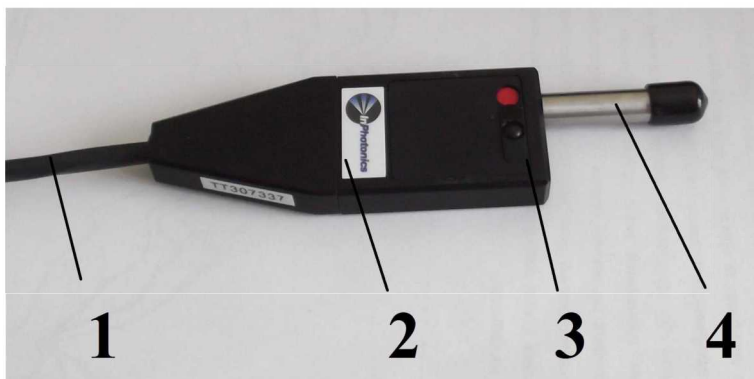


Рисунок 12 - Рамановский пробник RPB785: 1 – оптоволоконный жгут; 2 – блок фильтров; 3 – движок управления шторкой; 4 – тубус

Рамановский пробник RPB785 выполняет следующие функции: а) фильтрует зондирующее излучение от паразитных засветок; б) фокусирует лазерное излучение на объекте на расстоянии 7,5 мм от выходного окна тубуса 2; в) собирает рассеянное объектом излучение и преобразует его в параллельный пучок; г) подавляет упруго рассеянное объектом и коротковолновое по отношению к зондирующему излучению д) фокусирует отфильтрованное излучение на входной торце приёмного оптоволоконна 12; е) перекрывает шторкой тубус, препятствуя при необходимости выходу лазерного пучка из пробника без отключения лазерного модуля. Оптическая схема пробника представлена на рисунке 13.

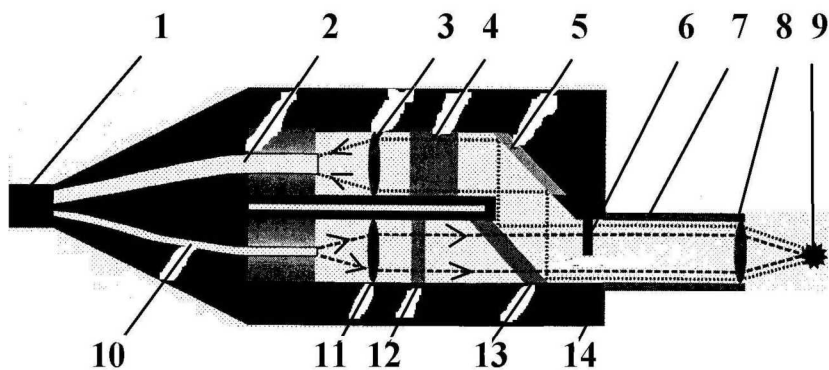


Рисунок 13 – Оптическая схема рамановского пробника RPB785:

1 – оптоволоконный жгут; 2 – приёмное оптоволоконно; 3 – фокусирующая линза; 4 – отрезающий коротковолновое излучение светофильтр с оптической плотностью в полосе подавления не менее 6; 5 – поворотное зеркало; 6 – подвижная шторка; 7 – тубус; 8 – фокусирующая линза; 9 – исследуемый объект; 10 – передающее оптоволоконно; 11 – коллимирующая линза; 12 – узкополосный пропускающий светофильтр на $\lambda_{\text{в}} = 785 \text{ нм}$; 13 – дихроичное зеркало; 14 – блок фильтров

Часть рассеянного объектом 9 излучения коллимируется линзой 8, его коротковолновая составляющая, включая $\lambda_{\text{в}} = 785$

нм, подавляется не менее чем в 10^6 раз дихроичным зеркалом 5 и отсекающим фильтром 4, фокусируется на входной торец приёмного оптоволокна 2, по которому транспортируется до входной щели спектрометра Shamrock sr-303i 1 (рисунок 14). Спектральные составляющие излучения фиксируются встроенной охлаждаемой камерой DV420A-OE 2. Файлы спектральных распределений оцифровываются, передаются в компьютер и сохраняются на его жёстком диске. Управление камерой и спектрометром, а также запись данных в файл осуществляется компьютером через USB-интерфейс. Питание спектрометра и камеры осуществляется через блоки питания 3 и 4 от стандартной электросети 220 В, 50 Гц. Программное обеспечение спектрометра и камеры поддерживают различные форматы сохраняемых файлов. Предпочтение отдано формату *.asc, т.к. он интерпретируется программной средой обработки результатов MathCad как двухстолбцовая матрица, в первом столбце которой фиксируются длины волн, а во втором – соответствующие значения потока излучения.



Рисунок 14 – Спектрометрический комплекс: 1 - спектрометр Shamrock sr-303i; 2 - встроенная охлаждаемая камера DV420A-OE; 3 - источник питания спектрометра; 4 – источник питания камеры

1. Энергетические характеристики:
 - мощность лазерного излучения 50 – 450 мВт;
 - шаг регулировки мощности излучения 1 мВт;
 - длина волны лазерного излучения 785 нм с шириной линии 0.1 нм;
2. Оптоволоконная сборка КР:
 - кварцевые одномодовые волокна;
 - спектральный диапазон пропускания канала облучения (лазер -> объект) – 785 ± 1 нм;
 - спектральный диапазон пропускания канала регистрации (объект -> спектрометр) – 800..1100 нм;
 - плотность мощности излучения в фокусе – не более 1,5 Вт/см².
3. Приемник излучения (спектрометр):
 - спектральный диапазон 200-1200 нм;
 - погрешность измерения 0,05 нм;
 - время экспозиции 40 мс-10 с.

3.2 Принципы работы со спектрами КР

Лазер с длиной волны возбуждения 785 вызывает комбинационное рассеяние в диапазоне 800-1200 (стоксовая компонента). По мимо комбинационного рассеяния от объекта идёт релеевское рассеяние на длине волны работы лазера 785 нм, которое на 6-7 порядков сильнее комбинационного рассеяние. Для подавления релеевского рассеяния, которое может к тому же повредить камеру спектрометра (большие спектральные плотности мощности способны вызвать необратимые изменения матрицы), используется специально подобранный фильтр, подавляющий излучение на длине волны лазера на 5-6 порядков.

На ПК программа вырисовывает снятый спектр. Отображая по оси ординат спектральную плотность интенсивности излучения из диагностического волокна в относительных единицах, а по оси абсцисс длину волны в нм. В Кр – спектроскопии принято работать с волновыми числами [см⁻¹]

вместо длины волны [нм]. Вызвано это тем, что волновые числа пропорциональны частоте и энергии, а последнюю можно представить как сумму энергии электронного состояния, колебательной и вращательной энергий. Т.к. при комбинационном рассеянии электронного состояния не происходит, а происходит лишь изменение колебательного числа, то из волнового числа пика КР вычитают волновое число, на котором излучает лазер. Для перехода от одних единиц к другим в итоге получаем формулу:

$$\Delta \nu = \frac{10^7}{\lambda} - \frac{10^7}{\lambda_{\text{Лаз}}}, \text{ где}$$

$\Delta \nu$ – волновое число пика КР, $\lambda_{\text{Лаз}}$ – длина волны лазера, λ – длина волны пика КР.

Спектр комбинационного рассеяния света в воде представлен на рисунке 15. Какой-либо математической обработке сигнал спектрометра не подвергался, лишь абсолютные значения длин волн пересчитывались в рамановские сдвиги, что было вызвано удобствами сравнения с литературными данными.

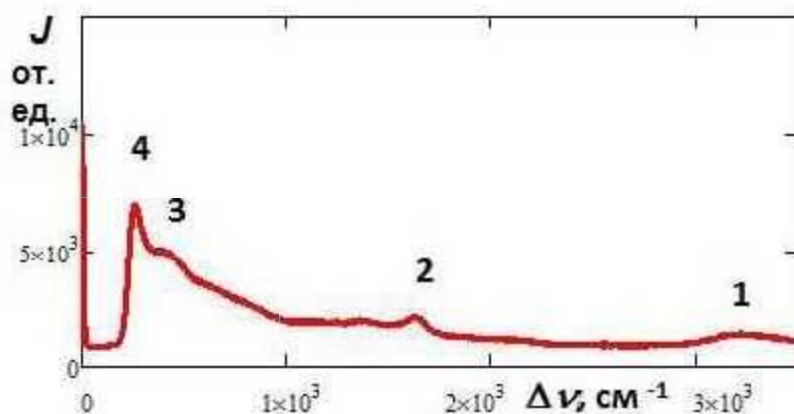


Рисунок 15 – Спектр комбинационного рассеяния воды

В спектре помимо комбинационного и релеевского рассеяния присутствует и флуоресценция проявляющаяся, как плавная спадающая кривая от 800 нм до 1100 нм, на фоне которой и проявляются резкие пики КР. Флуоресценция в данном случае является паразитной.

Можно выделить четыре пика. Максимум 1-го пика имеет смещение по частоте относительно $\lambda_{\text{л}} = 785 \text{ нм}$ $\Delta\nu = 3229 \text{ см}^{-1}$; 2-го - $\Delta\nu = 1640,5 \text{ см}^{-1}$; 3-го $\Delta\nu = 423 \text{ см}^{-1}$; 4-го - $\Delta\nu = 263 \text{ см}^{-1}$. 1-й и 2-й пики легко идентифицируются как валентные колебания ОН-групп и деформационные колебания молекул воды, соответственно [3]. Идентифицировать 3-й и 4-й пики пока не удалось.

Спектр комбинационного рассеяния этилового спирта приведён на рисунке 16. Как видно из рисунка 16, даже необработанный спектр этилового спирта существенно обогащён линиями по сравнению со спектром воды, поэтому результаты по его интерпретации целесообразно свести в таблицу 6.

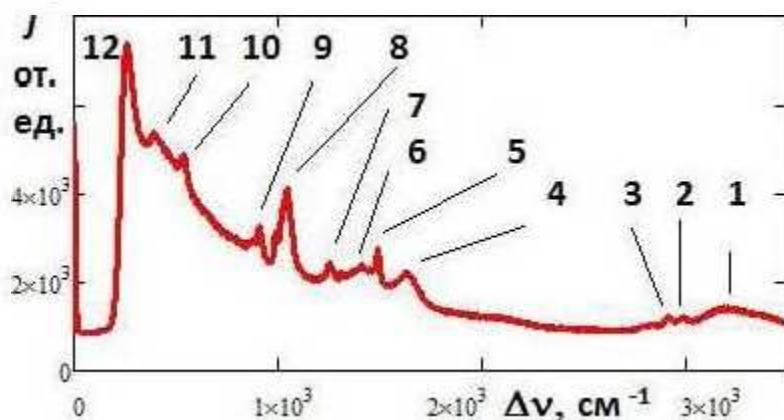


Рисунок 16 – Спектр комбинационного рассеяния этилового спирта

Таблица 6 - Пример интерпретация спектра комбинационного рассеяния этилового спирта

№ пика	$\Delta\nu$, см^{-1}	Интерпретация пика	Литература
1	3203,0	Валентные колебания ОН- групп воды и этанола	[3]
2	2993,2	Валентные асимметричные колебания CH_3	[3]
3	2919,6	Валентные симметричные колебания CH_3	
4	1631,4	Деформационные колебания молекул воды	[3]
5	1490,6	Деформационные колебания CH_3	
6	1414,4		
7	1254,7	Крутильные веерные колебания CH_2	[3]
8	1046,2	Валентные колебания С-О	[3]
9	909,2		
10	540,3		
11	394,6		
12	260,8		

Для устранения флуоресцентной составляющей существуют 2 основных подхода:

1. подбор источника, не попадающего в полосы возбуждения флуоресценции исследуемых объектов,
2. математическое выделение и вычитание флуоресцентной линии.

Второй механизм состоит из сложных многоитерационных определений кривой. Так подобный механизм доступен нам при помощи программы, написанной в Mathematica 8.

Если есть 2 спектра чистых вещества. Причём в одном спектре есть характерный пик с амплитудой A_1 , а во втором другой пик с амплитудой A_2 .

То для смеси из 2х этих компонент, с относительными концентрациями C_1 и C_2 . Значения пиков станут соответственно A_1C_1 и A_2C_2 .

Можно составить систему уравнений:

$$\begin{cases} C_1 + C_2 = 1 \\ \frac{A_1C_1}{A_2C_2} = K_{12}, \text{ где} \end{cases}$$

K_{12} – отношение амплитуд этих пиков из эксперимента для исследуемой смеси.

Решение этой системы позволяет найти относительные концентрации компонент. Формулы могут быть преобразованы для n-компонент, однако для выполнения первого уравнения мы должны знать состав смеси. Спектры чистых веществ и амплитуды характерных пиков должны быть получены на одном оборудовании при одних настройках (чтобы был один масштабный коэффициент), но спектры смесей могут получены на другом оборудовании, т.к. в формуле 2 в случае появления масштабного коэффициента, он сократиться.

3.2 Задание по практической работе

1. Включить питание спектрографа и камеры, вставив вилки в розетки сети 220 В 50 Гц и нажав переключатель на блоке питания для спектрографа.

2. Включить компьютер.

3. Включить лазер, включив блок питания напряжения. Убедиться, что охлаждение лазера заработало.

4. Проверить соединения камеры и спектрографа с компьютером посредством USB кабелей (USB кабели должны быть подключены к высокоскоростным портам USB 2.0).

5. Запустить программу для работы со спектрографом, используя ярлык на рабочем столе компьютера.

6. Включить охлаждение матрицы (раздел «hardware» (установка) главного меню), установив температуру -60С, и дождаться достижения заданной температуры, наблюдая индикатор в левой нижней части экрана. Примечание: Захолаживания матрицы камеры позволяет на несколько порядков понизить величину темнового тока.

7. Выбрать дифракционную решётку №1 (600 штрихов на мм, имеет наименьшее разрешение из 3х решёток на турели, но наибольший диапазон сканирования за 1 проход) на панели настройки положения турели.

8. Задать режим многопроходного спектра на панели настройки диапазона сканирования спектрографа. Диапазон сканирования решётки ограничен и определяется числом штрихов на мм и геометрией оптической схемы. Использование режима многопроходности позволяет перекрыть требуемый диапазон несколькими проходами.

9. Задать диапазон сканирования от 7500 до 1200.

10. Задать коэффициент перекрытия положений решётки 30% между проходами.

11. Задать время экспозиции 20 сек на панели настройки времени экспозиции (увеличение времени экспозиции позволяет поднять величину сигнала, но требует большего времени на проведение эксперимента).

12. Установить размер входной щели 400 мкм на панель настройки ширины входной щели (увеличение размера входной щели позволяет поднять величину сигнала, но снижает разрешение длины волны в эксперименте).

13. Диафрагму установить в положение «Авто» на панели настройки режима диафрагмы.

14. Получить спектры 2х выданных преподавателем жидкостей (обратите на то внимание, чтобы наливать жидкость равного уровня, а высоту положения зонда не изменять). Проводить измерения при затемнении.

15. Сохранить данные, используя экспорт данных в формат файла «*.asc».

16. Сделать 2 смеси 1:1 и 1:4. Промерьте их спектры. Сохранить данные.

17. Совместно с преподавателем воспользуйтесь обработкой в среде Mathematica 8 для преобразования графика и вычитания флуоресценции.

18. Сохраните 4 графика (графики отнормированных спектров).

19. Сопоставить полученные нормированные спектры между собой. Если есть различия, попробовать объяснить.

20. Найдите, чему соответствуют линии.

21. Найдите расчётным путём относительные концентрации веществ в спектрах.

22. Выключить охлаждение матрицы (раздел «hardware» (установка) главного меню), установив температуру +20С, и дождаться достижения температуры 10С, наблюдая индикатор в левой нижней части экрана.

23. Закрыть программу для работы со спектрографом.

24. Выключить компьютер.

25. Выключить спектрограф с камерой, отключив блоки питания от сети.

26. Выключить источник лазер.

3.3 Вопросы для контроля

1. Как думаете, что флуоресцирует?

2. Можно ли избавиться от флуоресценции?

3. Если смесь с неизвестным составом компонент, можно ли так как сделали определить относительные концентрации?

4. Зачем время экспозиции задали такое большое? Что будет, если его уменьшить в 20 раз?

5. Зачем формула перехода к волновым числам задаётся как отклонение от длины волны лазера?

6. Если возьмём лазер на 550 нм, что измениться?

7. Объясните назначение фильтров в пробнике.
8. Зачем используется захлаживание матрицы?
9. Можно ли определить значение пиков КР без вычитания флуоресценции? Попробуйте это сделать.
10. Зачем лазеру охлаждение, если выходная мощность менее 1 Вт, что обычным маленьким радиатором без вентилятора рассеивается?
11. Как думаете, почему в атомарных спектрах линии узкие, а в молекулярных уширяются?
12. С ростом температуры, что будет происходить со спектром КР?

Список использованных источников

1. Приезжев, А.В. Лазерная диагностика в биологии и медицине. [Текст] / А.В. Приезжев, В.В. Тучин, Л.П. Шубочкин. – М.: «Наука», 1989. – 240 с.
2. Сущинский, М.М. Спектры комбинационного рассеяния молекул и кристаллов. [Текст] / М.М Сущинский. - М.: «Наука», 1969. – 576 с.
3. Буриков, С.А. Диагностика водно-этанольных растворов методами спектроскопии комбинационного рассеяния света. [Текст] / С.А. Буриков, Т.А. Доленко, С.В. Пацаева, В.И. Южаков // Оптика атмосферы и океана. – 2009. – Т. 22. - № 11. – С. 1 – 7.
4. Быков, А.В. ОПТИКА. МЕТОДИКА РЕШЕНИЯ ЗАДАЧ [Текст] /А.В. Быков, И.В. Митин, А.М. Салецкий – М.: Изд-во МГУ им. М.В. Ломоносова, 2010.-С.245.