

Рисунок 2 – Моделирование хода излучения линейки лазерных диодов для системы с тороидальной линзой

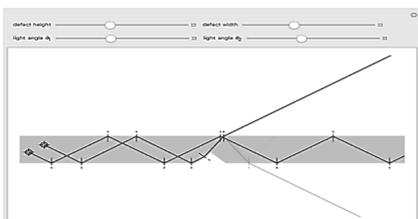


Рисунок 3 – Модель распространения двух лучей в оптическом волокне при механическом дефекте треугольной формы

На «рис. 1» и «рис. 2» показаны две системы ввода излучения в оптическое волокно. Несмотря на прогресс в области оптики полупроводниковых лазеров, более надежным является использование специализированных коннекторов вместо линзовых систем (например, SMA-905).

При разработке диодного лазера прямого излучения необходимо анализировать возможные дефекты оптического волокна [6]. Модель рассматривает распространение света при полном внутреннем отражении, когда внешняя среда

имеет более низкий показатель преломления, чем сердцевина. Однако свет все еще может преломляться через границу, если угол между светом и границей больше критического угла. Оптические волокна обычно покрыты другим материалом для увеличения критического угла и защиты сердцевины. Пример моделирования распространения лучей в сердцевине волокна показан на «рис. 3».

Выводы. В работе представлены результаты использования моделей для выяснения нюансов конструирования диодного лазера. Проанализированы линзовые системы коллимации и фокусировки излучения. для последующего его ввода в волокно. Также уделено внимание анализу возможных дефектов оптических волокон и их влиянию на распространение излучения.

Литература

1. Брокман Р. Диодные лазеры – экономическое чудо // Фотоника. – 2009. – № 4. – С. 8–11.
2. Андриевский А., Андриевский В.Ф. Лазерные диодные модули: ввод излучения в волокно и фиксация деталей модулей // Фотоника. – 2017. – № 3. – С. 74–79.
3. Fadhali M., Zainal J., Munajat Y. etc. Coupling and Attachment of Single Mode Fiber into Laser Diode Transmitter // Optoelectronics and Advanced Materials – Rapid Communications. – 2008. – V. 2. – №. 4. – pp. 183–188.
4. Mitra T., Bagschik K., Kalkusinski A. Monolithic Fiber Coupler for High Power Diode Laser Bars // Proc. of SPIE. – 2017. – V. 10090. – № 10090X–2.
5. Geary, J.M. Introduction to lens design: with practical ZEMAX examples. Published by Willmann–Bell, Inc., 2002. – 464 p.
6. Powers J.P. An Introduction to Fiber Optic Systems. – Irwin Professional Publishing, 1996. – 340 p.

УДК 577.345:615.831

РАЗРАБОТКА УСТРОЙСТВА УПРАВЛЕНИЯ ЛАЗЕРОМ ДЛЯ ФОТОДИНАМИЧЕСКОЙ ТЕРАПИИ ПОВЕРХНОСТИ ЖИВЫХ ТКАНЕЙ НА ДЛИНЕ ВОЛНЫ 405 НМ

Вяжевич Г.И.^{1,2}, Фёдорцев Р.В.¹

¹Белорусский национальный технический университет

Минск, Республика Беларусь

²Научно-технический центр «ЛЭМТ» БелОМО

Минск, Республика Беларусь

Фототерапия как один из видов лечения пациентов предусматривает дозированное воздействие солнечного света, или света с определенными длинами волн от искусственных источников, таких, как лазеры, светоизлучающие диоды, флуоресцентные лампы, дихроичные лампы, или же очень яркого света, имеющего полный спектр дневного света, в течение определённого, предписанного врачом, времени, а иногда также и в строго определённое время суток.

Фотодинамическая терапия (ФДТ) является результатом комбинированного действия трех компонентов – фотосенсибилизатора (ФС), света и кислорода. ФДТ представляет собой двухступенчатый процесс: фотосенсибилирующий

препарат применяется местно или системно, после чего производится облучение светом соответствующей длины волны. При фотодинамической терапии наиболее часто используются порфирины в сочетании с красным светом (600–700 нм), а также сенсибилизаторы – фталоцианины, хлорофины, пурпурины, порфины, различные красители, обладающие фотодинамическими свойствами, сочетания красителей и наночастиц и другие [1].

Многочисленные экспериментальные исследования показали высокую эффективность воздействия ультрафиолетового излучения на участки кожи при заболеваниях волчанки, вызываемой микобактерией туберкулеза, сепсисом, злокачественные раковые опухоли и пр. [1].

На современном этапе для повышения эффективности воздействия излучения в качестве источника света выступает лазер. Это обусловлено его когерентностью, монохромностью и коллимацией.

Когерентность важна наличием строго совпадающих по фазе и времени пиков и спадов волн, которые генерируются лазерным кристаллом.

Монохромность подразумевает генерацию длины волны излучения в очень узком диапазоне.

Коллимация это свойство лазерного излучения сохранять свою параллельность и переносить энергию практически без потерь.

Таким образом, совокупность этих свойств приводит к высокой степени интенсивности излучения на конкретной длине волны, для которой можно подобрать свою фокусирующую систему для более эффективного поглощения. Терапевтическая задача стоит в обработке поверхности ткани, это задаёт ограничение на глубину проникновения излучения в подкожные структуры и интенсивность рассеивания, которые зависят от длины волны. Короткие волны (300–400 нм) интенсивно рассеиваются и не проникают глубже 100 мкм. А волны большей длины проникают глубже, так как рассеиваются меньше [2]. Этим обусловлен выбор длины волны излучения 405 нм. Кроме того, данная длина волны находится на грани жёсткого УФ и является высокоэнергетичной, но в тоже время безопасной.

Важную роль играет и стоимость современных ультрафиолетовых (УФ) лазеров мощностью до 1000 мВт, которая держится в пределах 100 \$. К ним относятся различного рода лазерные диоды, которые обладают высокоэффективным преобразованием электрической энергии в оптическую, имеют малые габаритные размеры и низкое напряжение питания. Но при этом очень требовательны к охлаждению, питающему току и фокусирующей оптической системе.

Использование коротковолнового излучения влечёт за собой проявление одного из наиболее важных оптических эффектов лазерного излучения – рассеиванию. На рисунке 1 изображён процесс прохождения лазерного излучения через поверхностный слой и его распространение.

Как видно из рисунка, часть излучения (в среднем 5–7 %) отражается, часть его поглощается в эпидермисе в зависимости от его толщины, длины волны излучения, интенсивности воздействия и коэффициента поглощения. Дальнейшее рассеивание обусловлено собственными индивидуальными свойствами биологической ткани.

Как было сказано ранее, фотодинамическая терапия относится к селективному типу лазерной хирургии. Она подразумевает такое воздействие, при котором лучи лазера поглощаются только структурами ФС, а за ее пределами поглощение отсутствует. Для этого необходимо правильно

установить плотность энергии излучения и продолжительность экспозиций (или импульсов), а также интервалов между ними. Эти параметры определяют с учетом времени реакции ФС – промежутка времени, за который возросшая в момент подачи импульса температура ФС опускается на половину ее прироста по отношению к исходной. Превышение этого времени приводит к перегреву и возможному повреждению биологической ткани [3]. Плотность энергии излучения задаётся оптической системой, которая коллимирует выходное лазерное излучение и позволяет отстроить необходимый диаметр пятна.

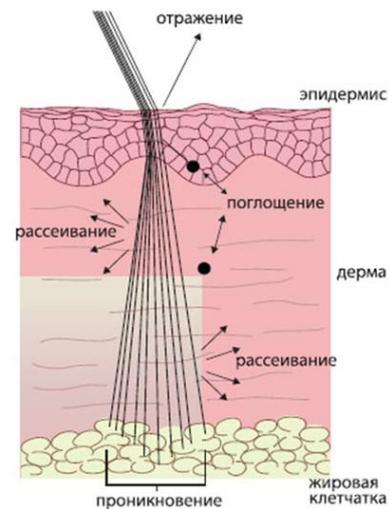


Рисунок 1 – Прохождение лазерного излучения в биологических тканях

Исходя из этого, такие параметры лазерного излучения как интенсивность, длина импульса и время экспозиции облучаемого участка ткани должно быть таким, чтобы после прекращения лазерного воздействия он не повреждался, а постепенная ликвидация очагов поражения кожи и тканей наступит позже в результате серии местных биологических реакций, развивающихся в зоне облучения [4].

Таким образом, система управления должна иметь регулировку частоты, длины импульса и интенсивности, а также обеспечивать стабильный ток во всём диапазоне. Оптическая система должна обеспечивать необходимый размер пятна и равномерное распределение плотности энергии по всей облучаемой поверхности.

В соответствии с заданными требованиями была разработана система управления лазером с линейной стабилизацией тока и возможностью подключения мощного лазерного модуля для управления им через TTL интерфейс.

Проведённые испытания показали высокую стабильность мощности, частоты и длины импульсов лазерного излучения. На рисунке 2 представлена осциллограмма импульсов управления

лазера для времени экспозиции 6,25 мс. Эти импульсы поступают непосредственно на схему стабилизации тока. При этом устройство обеспечивает плавную регулировку частот в диапазоне от 80 до 120 Гц, а также время экспозиции от 31,25 мкс до постоянного свечения с регулировкой интенсивности во всём диапазоне.

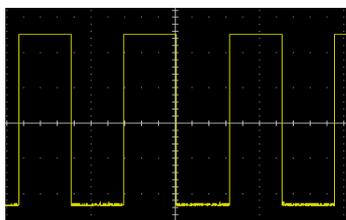


Рисунок 2 – Оциллограмма импульсов управления

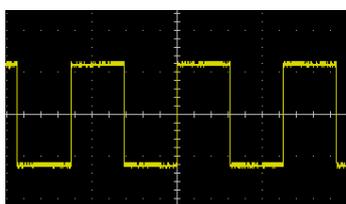


Рисунок 3 – Оциллограмма тока на шунте

На рисунке 3 представлена осциллограмма изменения тока на лазерном диоде с мощностью излучения 50 мВт при том же времени экспозиции.

Как можно видеть из рисунка, схема обеспечивает высокую степень стабилизации тока без высокочастотных шумов и токовых выбросов.

Дальнейшей задачей является лабораторное исследование влияния УФ излучения с длиной волны 405 нм в различных режимах на биологические образцы. Кроме того планируются исследования различных материалов оптических элементов для получения минимальных потерь мощности и равномерного облучения обрабатываемой поверхности.

Литература

1. Генина Э.А. Методы биофотоники: фототерапия. Учебное пособие. – Саратов: Новый ветер, 2012. – 119 с.
2. Доувер Дж.С. Лазеро- и светолечение. Под ред. Арндта К.А., пер. с англ. Под общ. Ред. Виссарионова В.А. – Москва: Рид Элсивер, Том 2., 2010. – 152 с.
3. Неворотин А. И. Введение в лазерную хирургию. Учебное пособие. – СПб.: СпецЛит, 2000. – 175 с.
4. Goldman L., Blaney D.J., Kindel D.J. et al. Effect of the laser beam on the skin: preliminary report. J Invest Dermatol, 1963. – С. 121–122.

УДК 681.785.554

ЛАЗЕРНЫЙ АТОМНО-ЭМИССИОННЫЙ СПЕКТРОМЕТР С АХРОМАТИЧЕСКОЙ ОПТИЧЕСКОЙ СИСТЕМОЙ

Воропай Е.С., Гулис И.М., Зажогин А.П., Шевченко К.А., Радько А.Е., Кирсанов А.А.,
Купреев А.Г., Самцов М.П., Тарасов Д.С.

*Белорусский государственный университет
Минск, Республика Беларусь*

Лазерная атомно-эмиссионная спектроскопия обеспечивает высокую чувствительность, оперативность и возможность проведения исследования образцов с пространственным разрешением, лимитируемым размером сфокусированного лазерного пучка на образце [1]. На кафедре лазерной физики и в лаборатории спектроскопии НИИ Прикладных физических проблем БГУ разработан и изготовлен лазерный атомно-эмиссионный спектрометр (ЛАЭМС), в котором использованы принципиальные и схемные решения, позволяющие повысить его эксплуатационные характеристики. Оптическая схема прибора представлена на рисунке 1.

В качестве источника возбуждения использован твердотельный лазер 1 с полупроводниковой накачкой (разработка Института физики НАН Беларуси). Использование полупроводниковой накачки вместо накачки импульсными лампами позволяет существенно увеличить ресурс системы и повысить стабильность выходных характеристик. Лазер содержит два излучателя и обеспечи-

вает генерацию сдвоенных импульсов длительностью не более 15 нс с длиной волны 1064 нм с варьируемым в пределах 1–100 мкс интервалом с энергиями до 100 мДж при частотах следования пар до 10 Гц.

Для обеспечения ахроматичности систем фокусировки лазерного излучения на объекте 17 и системы светосбора и ввода в оптоволоконный вход 14 полихроматоров 18, 19 излучения плазмы предложено вместо рефрактивных объективов использовать зеркальные – внеосевые параболоиды 16, 11. Существенным недостатком традиционно используемых в приборах для ЛАЭМС рефрактивных объективов является сложность достижения приемлемого уровня ахроматизации в широком спектральном диапазоне, включающем УФ-область (ограниченность выбора прозрачных материалов). В то же время наличие хроматической аберрации приводит к различиям в эффективности ввода излучения в оптоволоконный кабель для различных спектральных компонент излучения плазмы, что может выступать в качестве ис-