

НЕКОТОРЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ SUBV-ЛАЗЕРА В МЕДИЦИНЕ

Горных Е.П.

Научный руководитель: Тригуб М.В., ассистент каф. ПМЭ

Томский политехнический университет, 634050, Россия, г.Томск, пр. Ленина 30

Институт оптики атмосферы СО РАН, 634021, Россия, г.Томск, пл.Академика Зуева, 1

E-mail: dranik99@mail.ru

За последнее время во всем мире отмечается активный рост, как кожных заболеваний, так и онкологических. Одним из современных способов лечения является фотодинамическая терапия. Метод основан на взаимодействии светочувствительного препарата-фотосенсибилизатора, который чаще всего вводится в организм внутривенно, и света, определенной длины волны [1]. Фотосенсибилизатор поглощает часть энергии источника излучения, что приводит к фотохимической реакции с выделением цитотоксичных продуктов, основным из которых является синглетный кислород. Синглетный кислород химически очень активен, в его основную функцию входит окисление белков и других биомолекул, что ведет к фагоцитозу патологических клеток [2].

Еще одним из эффективных способов лечения является низкоинтенсивная лазерная терапия. Метод основан на взаимодействии лазерного излучения с тканями, при этом интенсивность излучения не должна вызывать деструктивных воздействий. Основным преимуществом данного метода является то, что ткани не подвержены прогреву от источников оптического излучения. Лазерное излучение воспринимают особые чувствительные молекулы, участвующие в поддержании равновесия внутри каждой клетки человека. После взаимодействия лазерного излучения и чувствительной молекулы в клетке активизируется обмен веществ и энергии, что дает ей возможность полноценно выполнять свои функции, а на определенном этапе развития делиться с образованием здорового потомства. Важность этих процессов переоценить невозможно, так как клетки являются строительным материалом организма и его основными функциональными единицами [3].

Взаимодействие такого источника и биотканей определяется длиной волны, интенсивностью лазерного потока, дозой излучения и временем воздействия на объект.

Низкоинтенсивная лазерная терапия имеет широкий спектр применения в гинекологических заболеваниях, лечении сердечно-сосудистой системы, заболеваниях желудочно-кишечного тракта и др. Как было сказано ранее, сосудистые заболевания с каждым годом прогрессируют. Патологии сосудов кожи имеют около 30% людей, при этом у 3% из них данные сосудистые дефекты являются врожденными [4].

В клинической дерматологии все чаще стали применять лазеры на парах бромида меди, это связано со спектром поглощения гемоглобина.

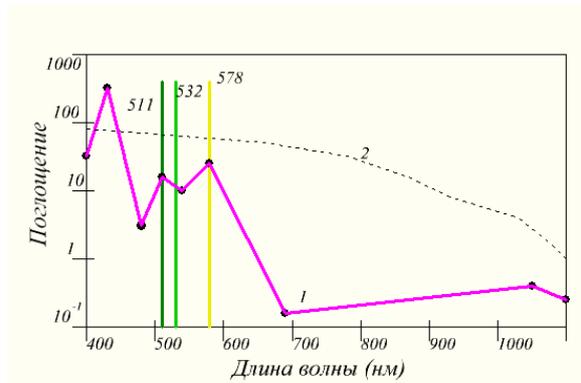


Рис. 1. Спектр поглощения света хромофорами кожи: (1) гемоглобин, (2) меланин.

Как видно на рисунке спектр поглощения гемоглобина имеет три пика и на двух из них генерирует лазер на парах бромида меди. Эти длины волн идеально подходят для лечения сосудистых заболеваний, при этом нет необходимости в использовании светочувствительных препаратов. Вода в этом диапазоне длин волн практически не поглощается [5].

Для использования в ФДТ и низкоинтенсивной лазерной терапии необходимо применение лазеров. К ним предъявляется ряд требований, обусловленных характером заболеваний и спецификой лечения [6].

Во-первых, прибор должен обладать определенной выходной мощностью, от 1 до 2,5 Вт. Данный параметр зависит от величины поражений ткани и времени отведенного на процедуру. При множественных, а в особенности - обширных поражениях кожи, низкая выходная мощность может приводить к затягиванию процедуры на многие часы, что не благоприятно сказывается на источнике излучения [7]. Помимо энергетических параметров, важное значение имеют оптические свойства пучка: равномерность распределения энергии по пучку, его диаметр, расходимость и др.

Во-вторых, у источника должен быть высокий ресурс (время наработки на отказ). Стоит отметить, что при весьма высоких ценах на лазерные установки себестоимость лечения резко возрастает именно за счет малого срока службы источника излучения [7].

Всем перечисленным требованиям вполне удовлетворяют лазер на переходах атома меди, в частности на парах бромида меди, которые могут быть использованы не только как источники излучения, но и как приборы для визуализации

зон взаимодействия [8, 9]. Генерация происходит на двух спектральных линиях: зеленой с длиной волны 510,6 нм и желтой -578,2 нм. Это излучение испускается возбужденными атомами меди, когда они переходят из резонансного состояния в метастабильные состояния.

Отличительной особенностью данного лазера, как представителя газовых лазеров на атомарных переходах, является очень высокое качество пучка, близкой к дифракционному пределу. Достигнуть такого качества можно с использованием неустойчивого резонатора. На рис.2 представлена схема с неустойчивым резонатором.

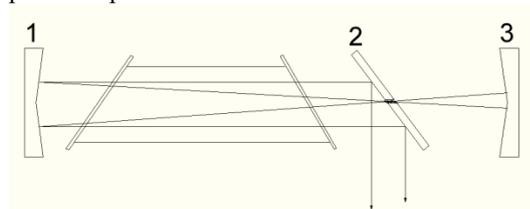


Рис. 2. Неустойчивый резонатор.

1,3- сферические зеркала с общим фокусом

2- зеркало с отверстием для выходного излучения

Исследования показали, что для получения от лазеров на парах металлов выходных пучков с хорошим дифракционным качеством, необходимо использовать неустойчивые резонаторы. Выходная мощность лазера с неустойчивым резонатором обычно меньше мощности, получаемой с устойчивым резонатором. Типичные значения: $\approx (0,5-0,6)$. Несмотря на эти потери мощности, благодаря существенному повышению качества выходного пучка, плотность мощности в пятне фокусировки с использованием неустойчивого резонатора может на много порядков превышать плотность мощности, которая может быть достигнута с устойчивым резонатором[10].

Данный лазер эффективен для преобразования в красный диапазон с помощью ряда красителей.

Для эффективного использования лазеров на парах бромида меди в задачах медицины (низкоинтенсивная лазерная терапия и ФДТ) необходима разработка эффективного лазера, способного обеспечить требуемую энергию выходного излучения. При этом расходимость пучка должна быть минимальной, что может быть достигнуто применением неустойчивого резонатора. Возможность управления параметрами генерации также позволит расширить область использования данного типа лазера.

ЛИТЕРАТУРА

1. Солдатов А.Н. Гейниц А.В. Евтушенко В.А. Странадко Е.Ф. Реймер И.В. Вусик М.В. Лазерный медицинский комплекс для лечения онкологических заболеваний "ЛИТТ-ФДТ"// Сибирский онкологический журнал.-2009.-№1.- вып.31.-с.51-55.
2. Странадко Е.Ф. Армичев А.В. Гейниц А.В. Источники света для фотодинамической терапии//Лазерная медицина.-2011.-Т.15,вып.3.- с.63-69.
3. Низкоинтенсивные лазеры, научно-практический медицинский центр помощи детям: [Электронный ресурс]/ Режим доступа: http://www.npcmed.ru/roditeljam_article2.html, свободный - Загл. с экрана.
4. Хашукоева А.З. Свитич О.А. Маркова Э.А. Отдельнова О.Б. Хлынова С.А. Фотодинамическая терапия - противовирусная терапия? История вопроса. Перспективы применения// Лазерная медицина.-2012.-Т.16,вып.2.-с.63-67.
5. Сравнительный анализ лазерных аппаратов на бромиде меди: [Электронный ресурс]/ Режим доступа:http://www.bisonmedical.ru/products/cooper_bromide/analiz-cubr/, свободный - Загл. с экрана.
6. Странадко Е.Ф. Основные этапы развития и современное состояние фотодинамической терапии в России// Лазерная медицина.-2012.- Т.16,вып.2.-с.4-14.
7. Источники излучения для ФДТ: [Электронный ресурс]/ Сайт содержит основную информацию о лазерной медицине - Режим доступа: <http://lasermedicine.narod.ru/pdt/Supply/lasers.html>, свободный - Загл. с экрана.
8. Trigub M. V. , Agarov N. A. , Evtushenko G. S. , Gubarev F. A. a Computational Algorithm for Designing an Active Optical System with an Image Intensifier // Russian Physics Journal. - 2013 - Vol. 56 - № 5. - p. 588-591
9. Евтушенко Г. С. , Тригуб М. В. , Губарев Ф. А. , Торгаев С. Н. , Шиянов Д. В. Макет лазерного монитора на основе активной среды CuBr-лазера для контроля и диагностики // Контроль. Диагностика. - 2013 - № 13. - С. 42-45
10. Gubarev F.A., Troitskiy V.O., M.V. Trigub M.V. , Sukhanov V.B. Gain characteristics of large volume CuBr laser active media // Optics Communications Journal.-2011.- №.284.-p. 2565-2568