

## ЛАЗЕРЫ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

**Супрунов В.В.<sup>1</sup>, Евсюкова А.В.<sup>1</sup>.**

*Кубанский государственный университет «КубГУ», e-mail: va.suprunov2012@yandex.ru*

Применение лазеров в медицине носит широкомасштабный характер. Лазерное облучение довольно интенсивно влияет на многие системы человеческого организма. Результаты применения лазерного излучения в медицине известны давно, с момента изобретения лазера [1, 2]. В хирургии активно используются новые виды лазеров в качестве альтернативы прямым хирургическим методам. Характеристики выходных параметров лазерного излучения и их корреляция с поглощением различных частей биологических тканей человека определяют возможность и механизм клинического применения различных типов лазеров. Основу эффектов, возникающих в биотканях под действием лазерного излучения, составляет теплофизическое воздействие излучения на поглощающие ткани. В низкоэнергетических лазерах, предназначенных для проведения терапии, важны энергия воздействия и плотность энергии. Мощность, умноженная на время облучения в секундах, дает значение энергии на выходе. Фокусируя или расфокусируя луч лазера, изменяют размеры пятна и существенно меняют плотности мощности.

Ключевые слова: лазеры, медицина, биоткань, мощность излучения, режим генерации.

## MEDICAL LASERS

**Suprunov V.V. <sup>1</sup>, Evsyukova A.V.<sup>1</sup>.**

The use of lasers in medicine is widespread. Laser irradiation has quite an intense effect on many systems of the human body. The results of the use of laser radiation in medicine have been known for a long time, since the invention of the laser [1, 2]. New types of lasers are actively used in surgery as an alternative to direct surgical methods. The characteristics of the output parameters of laser radiation and their correlation with the absorption of various parts of human biological tissues determine the possibility and mechanism of clinical application of various types of lasers. The basis of the effects that occur in biological tissues under the influence of laser radiation is the thermophysical effect of radiation on absorbing tissues. In low-energy lasers designed for therapy, exposure energy and energy density are important. The power multiplied by the irradiation time in seconds gives the output energy value. Focusing or defocusing the laser beam, change the size of the spot.

Keywords: lasers, medicine, biological tissue, radiation power, generation mode.

Низкоэнергетическое лазерное воздействие в медицине становится все более популярным. Это обусловлено тем, что оно довольно интенсивно оказывает влияние практически на все системы организма, эффективно при различных заболеваниях. Из-за малой интенсивности излучения визуальных изменений, обычно, не наблюдается. Терапевтический эффект низкоэнергетического лазерного воздействия на биоткани, как считается в настоящее время,

обусловлен биохимическими и биофизическими изменениями в зоне воздействия. Они происходят на клеточном уровне и не связаны с термическими реакциями.

Важнейшими параметрами лазеров медицинского назначения являются: излучаемая световая мощность ( $Вт$ ); плотность мощности (обычно в  $Вт/см^2$ ); размер пятна светового излучения; длина волны; длительность промежутка времени непрерывного излучения.

В низкоэнергетических лазерах, предназначенных для проведения терапии, важны энергия воздействия и плотность энергии. Мощность, умноженная на время облучения в секундах, дает значение энергии на выходе.

Для получения лечебного эффекта обычно необходимо обеспечить определенное значение энергии облучения или плотности энергии облучения. Оно может быть получено при разных значениях мощности лазерного излучателя. В биологии считается, что сходную реакцию биологической ткани на лазерное облучение можно получить, уменьшая мощность воздействия и увеличивая время облучения так, чтобы плотность энергии оставалась бы постоянной. Однако на практике это положение справедливо при сравнительно небольших колебаниях мощности и времени воздействия (не более чем в 5 раз) [3].

Для хорошей повторяемости ответной реакции организма необходимо обеспечивать идентичность воздействующего лазерного облучения. При этом недостаточно иметь равенство только плотностей энергии. Так например, одну и ту же плотность энергии в  $255 \text{ Дж}/\text{см}^2$ , можно получить при мощности лазера  $2 \text{ Вт}$ , размере пятна в диаметре  $1 \text{ мм}$ , времени облучения  $1 \text{ с}$  и при мощности лазера  $2 \text{ Вт}$ , размере пятна в диаметре  $0,5 \text{ мм}$ , времени облучения  $0,25 \text{ с}$ . Но в первом случае плотность мощности будет равна  $255 \text{ Вт}/\text{см}^2$ , а во втором  $1018 \text{ Вт}/\text{см}^2$ . Чем больше плотность мощности, тем выше температура в ткани, хотя время облучения будет короче. Естественно, реакции биоткани на такие облучения будут различными. При малой плотности мощности облучения нагрев биоткани будет небольшим даже при длительной экспозиции, а при большой плотности мощности - существенным даже при малом времени воздействия.

Режим генерации излучения также оказывает существенное влияние. Так, очень короткий импульс светового потока вызывает нагрев только той локальной зоны, в пределах которой рассеивается оптическая энергия. Соседние зоны начинают «чувствовать» лазерный нагрев при длительностях световых импульсов больших одной миллисекунды. Поэтому термическое воздействие при коротких импульсах меньших  $1 \text{ мс}$  ограничено местом облучения и не распространяется на окружающие ткани.

Фокусируя или расфокусируя луч лазера, изменяют размеры пятна и существенно меняют плотности мощности. Так например, при мощности лазера в  $2 \text{ Вт}$  и размере пятна  $0,01$

см плотность мощности будет превышать  $25000 \text{ Вт/см}^2$ . Если размеры пятна увеличить в 10 раз и сделать равными 0,1 см, то плотность мощности будет порядка  $254 \text{ Вт/см}^2$ . Увеличивая диаметр пятна в 10 раз можно изменить плотность мощности, рассеиваемой в биоткани в 100 раз. Меняя диаметр пятна, можно эффективно регулировать плотность мощности облучения и, соответственно, изменять ответную реакцию организма [4].

При проведении медицинских операций и терапии применяются лазеры, генерирующие излучение разных длин волн.

Лазеры на углекислом газе  $\text{CO}_2$  генерируют излучение с длиной волны 10,6 мкм. Излучение с этой длиной волны почти полностью поглощается водой в биологических клетках и тканях. Поэтому это излучение эффективно для воздействия на поверхность биологического организма. На основе лазеров с такой длиной волны выполняются лазерные скальпели, которые эффективно рассекают биологические ткани и производят их испарение. Мощность излучения лазера в скальпелях на уровне десятков-сотен ватт. Причем, так как излучение с такой длиной волны не воспринимается человеческим глазом, инфракрасные лазеры с длиной волны 10,6 мкм используются совместно с низкоэнергетическими лазерами, генерирующими излучение в красном диапазоне (порядка 0,640 мкм). Последний, иногда называют *лазером-пилотом*. Лучи лазеров сфокусированы так, что на расстоянии, на котором сечение луча красного лазера имеет минимальную площадь сечения, луч инфракрасного лазера проходит через эту точку [5]. Такая конструкция обеспечивает эффективное наведение на цель луча мощного лазера, который не видим человеческим глазом и который производит рассечение биологической ткани.

При малой мощности излучения эта длина волны используется для ускорения заживления ран и для рефлексотерапии. Считается, что, такое излучение оказывает воздействие на клеточные соединения, нервы, кровеносные и лимфатические сосуды. Мощность излучения у низкоэнергетического лазера обычно регулируется в пределах от 0 до 100 мВт. В низкоэнергетических системах обычно нет направляющего луча.

Лазерное излучение с длиной волны 1,064 мкм и 0,83 мкм проникает в биологическую ткань наиболее глубоко. При этом пигментные особенности кожного покрова не играют существенной роли при условии, что белок является основной первичной средой, абсорбирующей излучение. Для получения этих длин используют *АИГ*-неодимовые лазеры (1,064 мкм) и полупроводниковые лазеры на основе структур *GaAlAs* (0,7-0,9 мкм).

Полупроводниковый лазер при выходной мощности в 60 мВт и при овальном пятне  $2 \text{ мм} \times 1 \text{ мм}$  обеспечивает получение плотности мощности на участке биологической ткани в пределах  $1,5 \text{ Вт/см}^2$  -  $3 \text{ Вт/см}^2$ . Такое низкоэнергетическое излучение не вызывает каких-

либо термических эффектов в молекулах биоткани. АИГ-неодимовые лазеры считают наиболее эффективными источниками энергии для фотобиоактивации, которая усиливает активность фибропластов. В результате усиливается синтез коллагенов и улучшается процесс заживления.

Отдельные исследователи утверждают, что максимальное поглощение излучения кожей наблюдается при длинах волн 0,500-0,650 мкм. Другие считают, что лазерное излучение с длиной волны 0,488 мкм проникает в сосуды, расположенные в средних слоях дермы. О влиянии более коротковолнового лазерного излучения пока нет достаточно убедительных данных. Это частично есть следствие того, что диапазон излучений полупроводниковых структур в области синей и ультрафиолетовой частей спектра пока исследованы плохо из-за недостатков существующих технических средств. Наверное, в будущем, эти частотные диапазоны будут играть существенную роль. Так, давно установлены факты увеличения скорости деления клеток при ультрафиолетовом воздействии, испускания светового импульса в ультрафиолетовом диапазоне длин волн гибнущей клеткой (некробиологический эффект), передачи информации между клетками сигналами ультрафиолетового диапазона. Глубина проникновения излучений этого диапазона будет небольшой. Но как считается сейчас - на коже биоорганизма имеются оптически активные молекулы (хромофоры). Они также имеются в миелине, мембранах нервных клеток, нейронах и даже в ЦНС. Монохроматический свет, попавший в эпидермис (верхний слой кожного покрова), может вызвать стимуляцию (возбуждение) клеток, которая приведет к изменениям в ионопроводимости. По мнению некоторых исследователей, облучение светом рубинового лазера (0,469 мкм) приводит к изменению электрофизических реакций и уменьшает хронические боли [6].

Многие вопросы последствий лазерного облучения пока достаточно не ясны. Видимо, определенное значение имеет когерентность излучения. Так облучение отфильтрованным светом некогерентного характера при такой же длине волны дает менее 1%, а поляризованным отфильтрованным светом 80% эффекта, получаемого при лазерном облучении гелий-неоновым лазером с непрерывной длиной волн. В литературе приводятся разные сведения относительно глубины проникновения излучений разных длин волн. Однако в связи с существенными различиями количественных оценок, даваемых разными авторами, требуется дальнейшее их уточнение.

При низкоэнергетической терапии обычно используются лазерные излучатели, работающие в ближней инфракрасной (ИК) или красной областях. Для воздействия в ближней ИК области (0,9-1,3 мкм) обычно применяют полупроводниковые лазеры. При

воздействии красным светом используют как полупроводниковые (630-680 нм), так и гелий-неоновые (632,8 нм) газовые лазеры.

Ввиду низкой стоимости, малых габаритных размеров (линейные размеры граней около 1 мм), простоте организации его « возбуждения, возможности использовать серийные конструкции, полупроводниковые лазеры имеют преимущества перед другими известными техническими решениями.

Полупроводниковые лазеры, используемые в низкоэнергетических установках, обычно представляют собой диод на основе  $p-n$  -перехода, грани кристалла у которого, перпендикулярные плоскости  $p-n$  -перехода, отполированы. В полупроводнике, образующем зоны с акцепторной и донорской примесями, концентрация их достаточно высока (не менее  $10^{18} \text{ см}^{-3}$ ). Поэтому такие полупроводники относятся к числу *вырожденных*. Характерной особенностью их является то, что достаточно небольшого количества внешней энергии, чтобы электрон с примесного донорского уровня перешел в зону проводимости у полупроводника  $n$ -типа и из валентной зоны на примесный акцепторный уровень в полупроводнике  $p$ -типа. Под действием электрического поля, создаваемого источником электрической энергии, подключенного к диоду в прямом направлении, электроны проводимости из  $n$ -области инжектируются в область  $p-n$  - перехода. Дырки из  $p$ -области также инжектируются в область  $p-n$  -перехода, в которой происходит их рекомбинация. Электроны из зоны проводимости переходят в валентную зону. При этом возникают фотоны, имеющие энергию, равную ширине запрещенной зоны. Световое излучение распространяется в плоскости  $p-n$  -перехода. Отражаясь от отполированных граней кристалла и многократно проходя от одной грани до другой, оно становится монохроматичным и когерентным. Причем при определенном уровне светового измерения начинается процесс свёрхломинесценции и увеличение яркости излучения. Переход к режиму резкого увеличения яркости излучения происходит при значении электрического тока (точнее значения плотности электрического тока), большем минимального значения, характеризующего момент возникновения генерации лазерного излучения. Поэтому для инжекционного полупроводникового лазера важно поддержание требуемого значения электрического тока и малые изменения его при изменении внешних условий.

Для получения требуемого значения электрического тока обычно используются электронные стабилизаторы электрического тока. Их выполняют на основе схем, обеспечивающих получение высоких выходных сопротивлений у электронных функциональных узлов, к которым подключается полупроводниковый лазер.

Полупроводниковый лазер может работать в режиме непрерывного или импульсного излучения. Соответственно, значение электрического тока накачки будет иметь или постоянное значение или изменяться импульсами в течение времени [7, 8].

Лазерное излучение прикладывается к облучаемой зоне или непосредственно через гибкий световод, выполненный на основе волоконной оптики. При воздействии на кожный покров лазерный излучатель обычно размещается в выносной головке (насадке), которая устанавливается на зону облучения. Для облучения областей, на которые нельзя или не удобно воздействовать непосредственно от лазерного облучателя, используются гибкие световоды. Они соединяются с лазерными излучателями с помощью оптического разъема. Это механическая конструкция, обеспечивающая правильное размещение друг относительно друга излучающей и приемной частей.

### Список литературы

1. Минаев В. П. У истоков использования лазерного излучения в отечественной медицине. Фотоника. 2017; 62(2): 104–110.
  2. Филипов А.С. Лазеры в медицине: типы и применение // Tiara medical . Медицинское оборудование. 2021, июль. [ Электронный ресурс ].URL : <https://www.tiaramed.ru/advice/lazery-v-meditsine-tipy--primeneniye/>
  3. Новые технологии в хирургии и терапии роговицы на основе применения рибофлавина и субабляционных режимов излучения эксимерного лазера «Микроскан Визум». Современные технологии в офтальмологии. 2019; 5: 287–291.
  4. Минаев В.П. Развитие лазерных медицинских технологий // Фотоника, №2, 2010, с. 50-53
  5. Гейниц А. В. Елисова Т. Г. Лазеры в хирургическом лечении геморроя. Лазерная медицина. 2009; 1: 31–35
  6. Жижин Н. К., Колбас Ю. Ю., Кузнецов Е. В.. Использование лазеров в хирургии.// Фотоника , № 3, 2020, с. 282-291.
  7. Motta G., Esposito E., Motta S. CO2-laser surgery in the treatment of glottic cancer. Head neck. 2005; 27: 566–574.
  8. Goldberg D., Samady J. Intense pulsed light and Nd : YAG laser non-ablative treatment of facial rhytids. Laser in Surgery and Medicine. 2001; 28: 141–144.
- Tsunoda K., Sugiura M., Sonoyama M. et al. Characterization of water