

## ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ТЕРМИЧЕСКОГО ПОВРЕЖДЕНИЯ БИОТКАНИ ПОД ДЕЙСТВИЕМ ИЗЛУЧЕНИЯ ЛАЗЕРА НА ПАРАХ СТРОНЦИЯ

*А.Н. Солдатов, А.С. Шумейко, Ю.П. Полунин, А.В. Васильева, Я.А. Лоева  
(Томск)*

Был проведен расчет распределения температуры на поверхности твердой биоткани в области воздействия излучения на длине волны 6,45 мкм генерируемого лазером на парах стронция. Для моделирования процессов взаимодействия лазерного излучения с биотканями используют уравнение теплопроводности [1]:

$$\frac{dT}{dt} = \frac{1}{C_{вп}} \{ (\eta_H \mu_a \Phi_d) - R_L \} \quad (1)$$

где  $\Phi_d = \Phi_0 \exp(-\mu_{\text{eff}} d)$  – поток излучения в ткани;  $R_L$  – потери тепла за счет теплопроводности ткани;  $X_{\text{opt}} = 1/\mu_{\text{eff}}$  – глубина проникновения излучения.

В первом приближении использовали решение одномерного линейного уравнения теплопроводности, описывающее нагрев полубесконечной среды ( $z > 0$ ) неограниченным однородным поверхностным источником. Поверхностный источник тепла предполагает, что энергия пучка поглощается в слое пренебрежимо малой толщины по сравнению с размерами нагреваемого объекта:

$$T(z, t) = \frac{AI}{\lambda} \sqrt{4at} \operatorname{erfc}\left(\frac{z}{\sqrt{4at}}\right) \quad (2)$$

Мы рассматриваем импульсное нагревание ( $t_0 \gg \sqrt{4at}$ ) и размер лазерного пучка на поверхности материала существенно превышает глубину проникновения тепла в материал, то есть  $d_{\text{пучка}} \gg h$  [2]. В этом случае уравнение (2) может быть записано в виде:

$$T = \frac{2q_0(1-R)\sqrt{at}}{k\sqrt{\pi}} + T_H \quad (3)$$

где  $q_0$  – плотность мощности излучения;  $R$  – коэффициент отражения;  $k$  – теплопроводность;  $a$  – температуропроводность;  $t$  – длительность импульса на полувывсоте;  $r_0$  – радиус сфокусированного пучка.

В качестве образца мишени бралась кортикальная костная ткань с такими ключевыми параметрами, как теплопроводность, удельная теплоемкость плотность и время терморелаксации. Для лазерного излучения ключевыми стали такие параметры, как длительность импульса, частота следования импульса, энергия в импульсе, а также плотность мощности.

Проведя расчеты, получили максимальную температуру участка тела при воздействии единичным лазерным импульсом  $T = 489$  К или  $216^\circ\text{C}$  на длине волны  $\lambda = 6,45$  мкм.

При превышении энергии в импульсе порогового значения происходит кипение перегретой воды и ее испарение в ограниченном объеме с образованием высокого давления. Давление пара фактически ограничивает температуру нагрева водосодержащей биоткани до температуры, при которой не происходит ее карбонизации (появление твердофазного углерода). При температуре  $T = 170\text{--}250^\circ\text{C}$  происходит выброс фрагментов костной биоткани из зоны лазерного воздействия под действием давления пара в процессе лазерной абляции. Увеличение давления пара и выброс фрагментов биоткани приводят к

охлаждению зоны лазерного воздействия за счет испарения, что позволяет избежать перегрева других компонентов биоткани, содержащихся в объеме, и соседних участков биоткани [3].

При дальнейшем увеличении энергии импульса излучения, а следовательно, и повышении температуры биоткани в замкнутом объеме (при температуре более 250°C) происходит карбонизация, а затем полное сгорание биоткани [4]. Данные математических расчетов подтверждаются результатами экспериментов [5].

1. V. A. Scerbriakov, Laser technologies in medicine (ITMO, St.Petersburg, 2009), 266 p.

2. Климов Ю.М., Майоров В.С., Хорошев М.В. Взаимодействие лазерного излучения с веществом: учебное пособие. — М.: МИИГАиК, 2014.— 108 с.

3. Беляков А.В. Оптико-физические процессы при воздействии лазерного излучения на твердые биоткани: автореф. дисс. ... д-ра ф.-м.н.: 01.04.05. – Санкт-Петербург, 2012.

4. Возможности использования CO<sub>2</sub> лазерной хирургии / Варев Г.А., Погорельский С.Л. // [Электронный ресурс]. – URL: <http://www.medicus.ru> (Дата обращения: 27.02.2017).

5. Soldatov A.N., Polunin Yu.P., Kostadinov I.K., Shumeiko A.S., Vasilieva A.V., Loeva Ya.A., Laser ablation of bone tissue at a wavelength 6.45 μm // Pulsed Lasers and Laser Applications - "AMPL-2017" Abstracts of XIII International Conference. 2017. p. 127.

## ЛАЗЕРНАЯ СВАРКА ХРУПКИХ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ МИКРОЭЛЕКТРОНИКИ

*А.Н. Солдатов, В.Ю. Юрин, А.С. Шумейко, Ю.П. Полунин, Н.С. Грибанов  
(Томск)*

Микроэлектронные устройства и микроэлектромеханические системы используются везде, где нужны разнообразные датчики положения, гироскопы и другие сенсоры подобного типа. По словам специалистов «Yole Développement» рынок МЭМС в период с 2018 по 2022 года вырастит почти в 2 раза, и достигнет объема в 25 миллиардов долларов США. Одним из важнейших этапов создания данных устройств является соединение диэлектрика с полупроводником, в частности соединение подложек стекло-кремний. На данный момент наиболее распространенные способы это склеивание и анодная сварка, имеющие ряд недостатков, такие как низкая скорость процесса соединения, низкая прочность шва и недостаточная герметизация детали. За последние 10 лет, многие научные группы из Китая, Южной Кореи, США, Франции и других стран, занимаются исследованиями лазерной сварки подложек стекло-кремний. В первую очередь данный интерес вызван возрастающими требованиями к устойчивости к нагрузкам МЭМС, а также к снижению размеров изделий. Учитывая спектр пропускания стеклянных подложек, лазер на парах стронция может стать наиболее релевантным источником лазерного излучения для сварки подложек стекла с полупроводниками. В данной работе проводились экспериментальные исследования по сварке подложек стекло-кремний, при использовании двух лазеров на парах металлов: Sr лазера и CuVg лазера.

Лазер на парах стронция генерирует свое излучение на 8 длинах волн в ИК спектре, в области 1, 3, 6,45 мкм. Причем максимальная мощность наблюдается на длине волны 6,45 мкм. А при работе лазера в режиме «перегрева», мы получаем генерацию только на длине волны 6,45 мкм. Лазер на парах меди