

УДК 615.849.19

ДЕЙСТВИЕ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ СРЕДНЕГО ИНФРАКРАСНОГО ДИАПАЗОНА НА БИОЛОГИЧЕСКИЕ ТКАНИ

Т.Е. Кузнецова¹, Л.Е. Батай²

1 – Институт физиологии НАН Беларуси

2 – Институт физики НАН Беларуси, г. Минск

Показана возможность применения туллиевого лазера с длиной волны 2 мкм в клинике для коагуляции сосудов и некоторых внутренних органов. Лазерное излучение мощностью 250-300 мВт в течение 3-5 сек вызывает коагуляцию печени и сосудов брюшной стенки крысы in vivo.

Ключевые слова: туллиевый лазер, печень, коагуляция.

The application possibility of thulium laser generating a spectral region of ~2 μm in clinic for coagulation of vessels and some internal organs was shown. At laser radiation power of 250-300 mW the local coagulation of liver and peritoneum vessels of live rat was reached within ~ 3-5 seconds.

Key words: thulium laser, liver, coagulation.

Введение

Лазерное излучение в последнее время приобрело широкое применение в фундаментальных отраслях медицинской науки и в клинической практике. Его использование объясняется удобством применения и довольно высокой эффективностью. Уникальность лазерного излучения заключается в его широком диапазоне эффектов: от повреждающих до резонансных и модулирующих. Высокоинтенсивное лазерное излучение используется для коагуляции и рассечения тканей в хирургии; низкоэнергетическое лазерное излучение – для инициирования биологических эффектов в физиотерапии.

Высокоинтенсивное лазерное излучение вызывает различные фототермические реакции в биологических тканях [2]. Эти реакции характеризуются повышением температуры тканей. Их можно разделить следующим образом: денатурация белка (от 40°C), коагуляция (от 65°C), испарение (от 100°C) и карбонизация при более значительной температуре (от 500°C). Денатурация белка – реакция обратимая, остальные процессы – необратимы и деструктивны. Одним из таких процессов является коагуляция. Лазерный коагуляционный некроз качественно отличается от некроза, вызываемого электрокоагуляцией или криодеструкцией тем, что его зона намного меньше, чем и достигается отличный косметический эффект. Заживление тканевого дефекта происходит значительно быстрее. На границе «лазерной» раны наблюдается совсем незначительная лейкоцитарная инфильтрация, что ведет за собой уменьшение зоны воспалительного отека и сокращения фазы пролиферации.

Многочисленные клинико-экспериментальные данные свидетельствуют о весьма успешном и эффективном применении высокоэнергетического лазерного излучения ближнего инфракрасного диапазона в хирургической эндоскопии, в частности,

при удалении различных полипов желудочно-кишечного тракта, а также с целью гемостаза [1, 4, 5]. Но, вместе с тем, в современной медицинской литературе хорошо представлен опыт изучения и применения в хирургии и эндоскопии лишь одного высокоэнергетического лазера, относящегося к ближнему инфракрасному диапазону – Nd: YAG-лазера 1,064 нм. Информация об особенностях воздействия на биоткани и применении в хирургической практике лазерного излучения других длин волн данного диапазона представлена довольно скудно, нуждается в дополнении и уточнении. Szlauer R. et al. [6] описывают применение туллиевого лазера для эндоскопической вапоризации гиперплазии простаты. Wei H.J. et al. [7] в эксперименте *in vitro* изучали коагуляцию карциномы печени лазером ближнего инфракрасного диапазона с различными длинами волн. Dai T. et al. [3] указывают, длины волны ближнего инфракрасного диапазона меньше поглощаются эпидермальным меланином, и проникают глубже в человеческую кожу и кровь, чем видимые длины волны, в связи с чем могут использоваться для сильно пигментированной кожи и сосудов, расположенных на некотором расстоянии от поверхности.

Таким образом, биологические эффекты действия лазера ближнего инфракрасного диапазона требуют дальнейшего изучения на различных видах биотканей и при разных параметрах воздействия.

Результатом исследований механизмов воздействия лазерного излучения на биологические ткани должны стать практические рекомендации по оптимальным режимам лазерного воздействия.

Материалы и методы исследования

Эксперименты проведены на нелинейных белых крысах, содержащихся в условиях стационарного вивария.

Лазерное облучение проводилось на базе Ин-

ститута физики НАН Беларуси. Воздействие осуществлялось туллиевым лазером с длиной волны ~ 2 мкм. Излучение подводилось к органам и тканям лабораторных животных через гибкий оптический световод после вскрытия брюшной полости под наркозом тиопентала натрия. Воздействие осуществлялось контактным методом.

Для выявления зависимости глубины и силы воздействия от длины волны лазера поставлена серия экспериментов с облучением биологических тканей (сосуды, печень) диодным лазером с длиной волны ~ 806 нм. Мощность данного лазера была близка к мощности туллиевого лазера и составляла ~ 300 мВт.

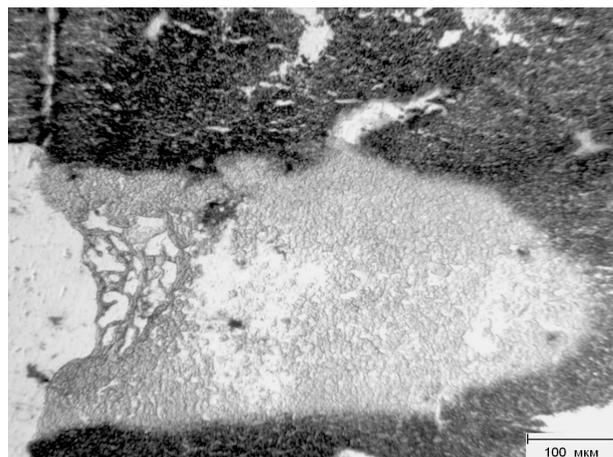
По завершении эксперимента животных забивали путем мгновенной декапитации с соблюдением принципов биоэтики на фоне тиопенталового наркоза. Для морфологического исследования криостатные срезы изучаемых тканей и органов толщиной 15 мкм окрашены гематоксилин-эозином. Для анализа функционального состояния структурных элементов органов использовали гистохимические реакции выявления ферментов углеводно-энергического обмена (СДГ, ЛДГ, НАДФН-ДГ).

Изучение микропрепаратов, морфометрию и изготовление микрофотографий проводили с помощью светового микроскопа MPV-2 с программным обеспечением и компьютером (производитель «Leitz», Германия). Оценку активности ферментов проводили с помощью компьютерной программы «Scion Image» Национального Института Здоровья США.

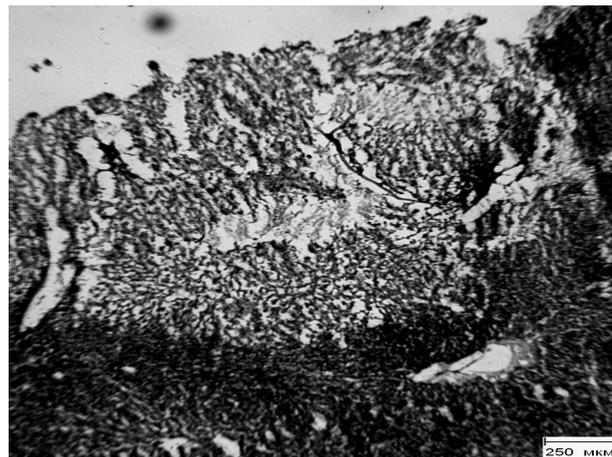
Результаты исследований

Облучению туллиевым лазером подвергали печень крысят двухнедельного возраста. Мощность лазера составляла 200-230 мВт. Термические ожоги наблюдались даже при визуальном осмотре. Морфологическое исследование показало, что при облучении печени туллиевым лазером *in vivo* было зафиксировано несколько различных по морфологическим признакам зон повреждения: зона абляции, зона коагуляционного некроза и зона измененной паренхимы органа (рисунок 1 А). Глубина зоны повреждения составляла ~ 3500 мкм.

В серии с облучением печени диодным лазером не выявлялась зона абляции, формировались зоны коагуляционного некроза и зона vaporизации. При этом отмечалась большая ширина зоны поврежде-

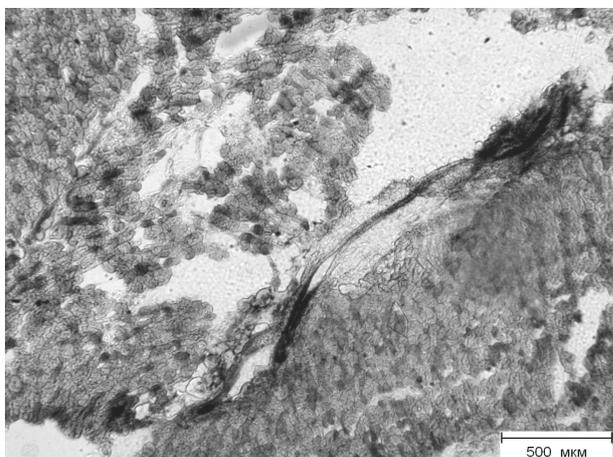


А

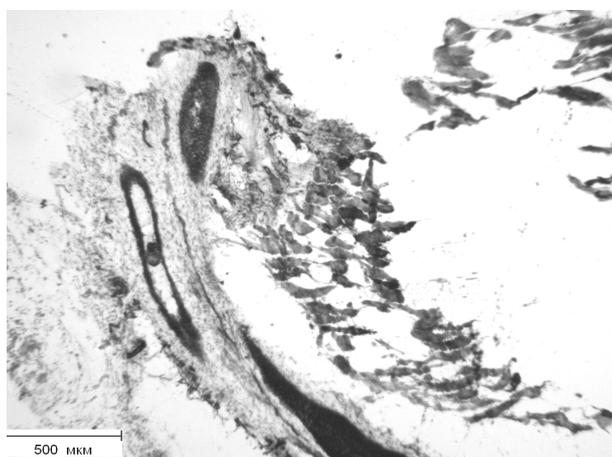


Б

Рисунок 1 – Печень экспериментального крысенка после воздействия туллиевым (А) и диодным (Б) лазерами. Мощность 230 мВт, продолжительность воздействия – 5 сек. Метод: ЛДГ (Лойда)



А



Б

Рисунок 2 – А – Коагуляция сосуда брюшной стенки крысы ИК-лазером (мощность 270 мВт, 5 сек). Б – сосуды брюшной стенки крысы после облучения диодным лазером (мощность 300 мВт, 20 сек). Метод: НАДФН-ДГ (Ллойда)

ния, которая составляла в среднем 2500 мкм, тогда как глубина повреждения характеризовалась относительно небольшой величиной (~ 1600 мкм). Любопытно, что зона коагуляционного некроза располагалась на некотором расстоянии от поверхности органа (рисунок 1 Б).

Также облучению туллиевым лазером подвергали вены брюшной стенки крыс. Мощность лазера составляла 270 мВт. После облучения в течение 5 сек получена коагуляция сосудов. С целью изучения последствий лазерного облучения наркотизированная крыса была оставлена на 1 час. После этого отмечено, что коагуляция сосудов сохранялась. Протяженность зон коагуляции сосудов составляла от 1370 до 1500 мкм. В окружающих сосуд тканях обнаружены так называемые «зоны кавитации», образующиеся в результате термического действия лазерного излучения на межклеточные пространства (рисунок 2 А).

На гистохимических препаратах установлено, что стенки интактных вен имеют высокую активность определяемых ферментов углеводно-энергетического обмена. Однако в зонах коагуляции отмечено отсутствие гранул диформаза, выпадающих в результате гистохимических реакций на ферменты. Это может указывать на некроз клеток в зоне коагуляции сосуда.

В сравнительной серии с воздействием диодным лазером ($\lambda \sim 806$ нм) с мощностью, близкой по силе инфракрасному лазеру (~ 300 мВт), отмечено формирование лазерного коагуляционного тромба без «сваривания» стенок сосуда с минимальной травматизацией паравазальных тканей (рисунок 2 Б).

Заключение

Таким образом, облучение высокоинтенсивным инфракрасным лазером вен брюшной стенки крыс *in vivo* вызывало их коагуляцию. Коагуляционный эффект сохранялся на сосуде и через час после облучения. При воздействии диодным лазером с мощностью, близкой по силе инфракрасному лазеру, отмечено формирование лазерного коагуляционного тромба без «сваривания» стенок сосуда с мини-

мальной травматизацией паравазальных тканей.

При облучении печени туллиевым лазером было зафиксировано несколько различных по морфологическим признакам зон повреждения: зона абляции, зона коагуляционного некроза и зона измененной паренхимы органа. Размер зон повреждения составлял ~ 3500 мкм. В серии с облучением печени диодным лазером не выявлялась зона абляции, формировались зоны коагуляционного некроза и зона вапоризации.

Таким образом, показана возможность применения туллиевого лазера с длиной волны 2 мкм в клинике для коагуляции сосудов и некоторых внутренних органов.

Литература

1. Рябов В.И., Сафронов А.М., Смольянинов М.В. Применение импульсно-непрерывного АИГ-неодимового лазера в общей хирургии // Методические рекомендации. - М.: 1997. - № 97/18. - 14 с.
2. Bedi V.P., Chan K.F., Sink R.K., Hantash B.M., Herron G.S., Rahman Z., Struck S.K., Zahary C.B. The effects of pulse energy variations on the dimensions of microscopic thermal treatment zones in nonablative fractional resurfacing // *Laser Surg. Med.* - 2007. - Vol. 39, № 2. - P. 145-155.
3. Dai T., Pikkula B.M., Wang L.V., Anvari B. Comparison of human skin opto-thermal response to near-infrared and visible laser irradiations: a theoretical investigation // *Phys. Med. Biol.* - 2004. - Vol. 49, № 21. - P. 4861-4877.
4. De Palma G.D., Caiazzo C., Di Matteo E., Capalbo G., Catanzano C. Endoscopic treatment of sessile rectal adenomas: comparison of Nd:YAG laser therapy and injection-assisted piecemeal polypectomy // *Gastrointest. Endosc.* - 1995. - Vol. 41, № 6. - P. 553-556.
5. Ponti V., Pellicano R., Pera A., Rosina F., Barletti C., Actis G.C., Verme G. Combined treatment of colorectal polyps with diathermy and the Nd-Yag laser. Our experience. // *Minerva Gastroenterol. Dietol.* - 1993. - Vol. 39, № 3. - P. 127-131.
6. Szlauer R., Gutschl R., Razmaria A., Paras L., Schmeller N.T. Endoscopic Vaporessection of the Prostate Using the Continuous-Wave 2-mum Thulium Laser: Outcome and Demonstration of the Surgical Technique // *Eur. Urol.* - 2008. - № 12.
7. Wei H.J., Da X., He B.H., Gu H.M., Wu G.Y., Chen X.M., Lu J.J. Canceration and thermal coagulation of human liver induced changes in the absorption and scattering properties of liver-tissue at near infrared *in vitro* // *Guang Pu Xue Yu Guang Pu Fen Xi.* 2007. - Vol. 27, № 5. - P. 868-872.

Поступила 08.04.09