

Воздействие излучения гольмиевого волоконного лазера ($\lambda = 2.1$ мкм) на ткань оболочки спинного мозга и жировую ткань*

С.А.Филатова, В.А.Камынин, А.В.Рябова, В.Б.Лощенов, П.В.Зеленков, И.О.Золотовский, В.Б.Цветков, А.С.Курков

Исследовано воздействие излучения гольмиевого волоконного лазера на образцы биологических тканей (ткань твердой оболочки спинного мозга и жировую ткань с прослойками мышечной ткани). Оценка экспериментов осуществлялась по величине зон карбонизации и коагуляционного некроза. Эксперимент показал, что при облучении образцов ткани твердой оболочки спинного мозга размеры зоны карбонизации и коагуляционного некроза незначительны. Зона карбонизации жировой ткани также незначительна, но велика область нарушения клеточной структуры. В мышечной ткани ситуация обратная. Непрерывный режим работы лазера обеспечил клинически приемлемый характер деструкции образцов тканей с минимальной зоной карбонизации.

Ключевые слова: гольмиевый волоконный лазер, воздействие лазерного излучения на биологические ткани.

1. Введение

Растущий интерес к исследованию лазеров, длина волны излучения которых лежит в области более 2 мкм, обусловлен широтой их применения (мониторинг газового состава воздуха, контроль окружающей среды, спектроскопия, тепловидение, военно-технические применения, медицина и др.) [1,2]. Область применения лазерной техники в медицине постоянно расширяется. Так, например, в урологии [3], гинекологии, хирургии заболеваний уха, горла и носа [4], ортопедии [5] широко используются гольмиевые твердотельные лазеры [6], однако они работают только в импульсном режиме генерации высокоэнерге-

тичных длинных импульсов с частотой следования до 20 Гц. Очевидно, что при существующем разнообразии патологий требуются другие режимы работы – такие, которые могут обеспечить волоконные гольмиевые лазеры. Более того, волоконные лазеры позволяют снизить стоимость излучателя и его обслуживания.

Интерес к лазерам, генерирующим в области 2–2.4 мкм, обусловлен специфическим спектром поглощения липидной ткани, отличающимся в этой области от спектра поглощения воды (рис.1) [7]. Это дает возможность воздействовать на опухоли головного и спинного мозга, состоящие в основном из липидной ткани, без образования заметной зоны карбонизации – четко выраженного черного контура обугленной ткани (повышенного содержания углерода в органическом веществе под действием тепла, света, ионизирующих излучений, ферментов), и зоны коагуляционного некроза (нарушение клеточной структуры под действием лазерного излучения). Это, в основном, и обуславливает интерес к источникам излучения данного спектрального диапазона. В настоящее время с использованием кварцевых волокон, легированных ионами

* Доложена на 6-м Российском семинаре по волоконным лазерам, Новосибирск, 2014.

С.А.Филатова, Институт общей физики им. А.М.Прохорова РАН, Россия, 119991 Москва, ул. Вавилова, 38; Ульяновский государственный университет, Россия, 432017 Ульяновск, ул. Льва Толстого, 42; e-mail: filmsim2910@gmail.com

А.В.Рябова, **В.Б.Лощенов**, Институт общей физики им. А.М.Прохорова РАН, Россия, 119991 Москва, ул. Вавилова, 38

В.А. Камынин, Институт общей физики им. А.М.Прохорова РАН, Россия, 119991 Москва, ул. Вавилова, 38; Пермский научный центр УрО РАН, Лаборатория фотоники, Россия, 614990 Пермь, ул. Ленина, 13а

П.В.Зеленков, НИИ нейрохирургии им. Н.Н.Бурденко РАМН, Россия, 125047 Москва, ул. 4-я Тверская-Ямская, 16

И.О.Золотовский, Ульяновский государственный университет, Россия, 432017 Ульяновск, ул. Льва Толстого, 42

В.Б.Цветков, Институт общей физики им. А.М.Прохорова РАН, Россия, 119991 Москва, ул. Вавилова, 38; Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», 115409 Москва, Каширское ш., 31

А.С.Курков, Институт общей физики им. А.М.Прохорова РАН, Россия, 119991 Москва, ул. Вавилова, д. 38; Пермский научный центр УрО РАН, Лаборатория фотоники, Россия, 614990 Пермь, ул. Ленина, 13а; Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Россия, 614990 Пермь, Комсомольский просп., 29

Поступила в редакцию 16 июля 2014 г., после доработки – 4 марта 2015 г.

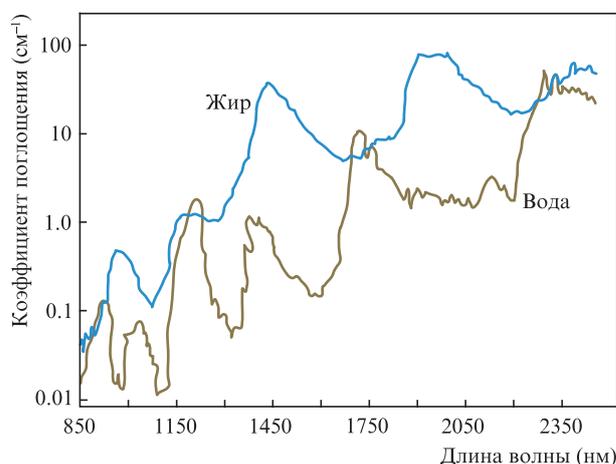


Рис.1. Спектры поглощения воды и жира [7].

гольмия, получена лазерная генерация в диапазоне 2–2.21 мкм [8,9]. Максимальная достигнутая выходная мощность составила 140 Вт [10], а квантовая эффективность – 0.81 [11]. Создан также эффективный гольмиевый усилитель [12]. В работе [13] показано, что при воздействии на биологическую ткань излучения гольмиевого волоконного лазера наблюдается гемостатический эффект [6].

Следует отметить, что одним из главных направлений развития современной хирургии являются эндоскопические методы. Однако их применение ограничено отсутствием источников излучения, обеспечивающих эффективное воздействие (разрушение и коагуляцию) на биологические ткани и совместимых с хирургическими эндоскопами. Подобное оборудование может быть создано на базе волоконных лазеров, обладающих такими достоинствами, как высокая эффективность, стабильная выходная мощность, высокое качество выходного пучка, компактность и легкость излучателя, а также позволяющих осуществлять минимально инвазивную хирургию. Поэтому область применения волоконных лазеров для медицинских целей постоянно расширяется [14].

Настоящая статья посвящена разработке непрерывного гольмиевого волоконного лазера с длиной волны излучения 2.1 мкм и проведению экспериментов по воздействию лазерного излучения бесконтактным способом на твердую мозговую оболочку свиного спинного мозга, жировую и мышечную ткани. Отметим, что подобные эксперименты ранее не проводились. Оценка результатов экспериментов производится, главным образом, по величине зон карбонизации и коагуляционного некроза.

2. Материалы и методы

2.1. Гольмиевый волоконный лазер и его параметры

На рис.2 показана схема используемого гольмиевого волоконного лазера. Для его накачки служил иттербиевый волоконный лазер со встречной диодной накачкой (длина волны генерации 1.125 мкм, максимальная мощность 28.9 Вт), осуществляемой двумя полупроводниковыми лазерными диодами (длина волны 0.975 мкм, выходная мощность каждого до 26 Вт).

В качестве активной среды лазера использовалось оптическое волокно, легированное ионами гольмия, изготовленное в Пермской научно-производственной приборостроительной компании. Концентрация активной примеси составляла $5 \times 10^{19} \text{ см}^{-3}$, разность показателей преломления сердцевинки и оболочки – 0.01, длина волны отсечки первой высшей моды – около 2 мкм. Резонатор гольмиевого лазера был образован двумя волоконными

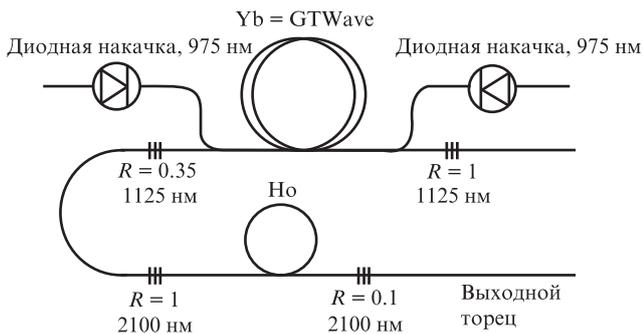


Рис.2. Схема гольмиевого волоконного лазера.

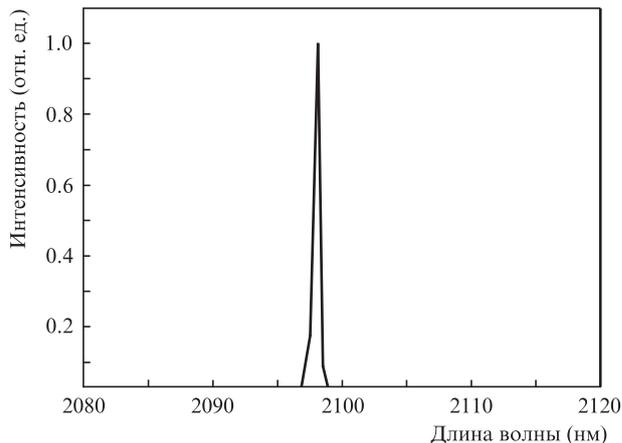


Рис.3. Спектр излучения гольмиевого лазера.

брэгговскими решетками (ВБР), входной и выходной, с резонансной длиной волны 2.1 мкм и коэффициентами отражения 1 и 0.1 соответственно. Собранный по такой оптической схеме гольмиевый волоконный лазер работает в непрерывном режиме. Его максимальная выходная мощность достигла 8.25 Вт, а эффективность – 30%. Выходной спектр излучения гольмиевого волоконного лазера представлен на рис.3, зависимость его выходной мощности от мощности накачки показана на рис.4.

2.2. Используемые образцы биологических тканей

В качестве исследуемого материала были использованы специально приготовленные образцы: десять образцов ткани твердой мозговой оболочки свиного спинного мозга (размер 2×1 см, толщина 200–500 мкм) (рис.5), десять образцов жировой ткани (2×3 см, толщина 7 мм) (рис.6) и десять образцов мышечной ткани (2×3 см, толщина 5 мм). Все образцы находились при комнатной температуре; на время проведения эксперимента они помещались в водную среду, имитирующую естественные условия. Лазерный пучок направлялся на образцы тканей сверху вниз строго перпендикулярно. Расстояние от торца излучающего волокна до образца, мощность излучения и длительность облучения варьировались (3–5 мм, 3–8 Вт, 10–60 с). После облучения образцы замораживались для исследования повреждений поверхности. Затем в месте воздействия лазерного излучения делались поперечные срезы толщиной 20 мкм, на поверхностях которых с помощью микроскопа определялись размеры зон

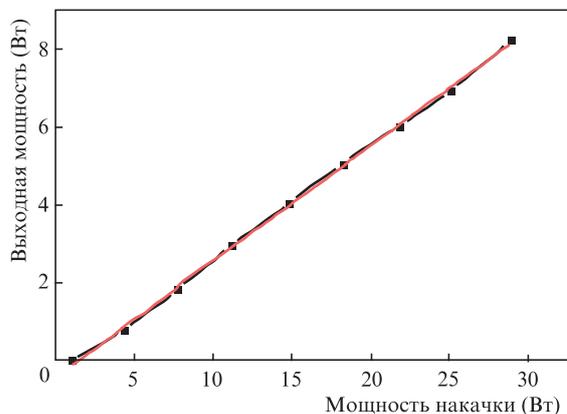


Рис.4. Зависимость выходной мощности гольмиевого лазера от мощности накачки.

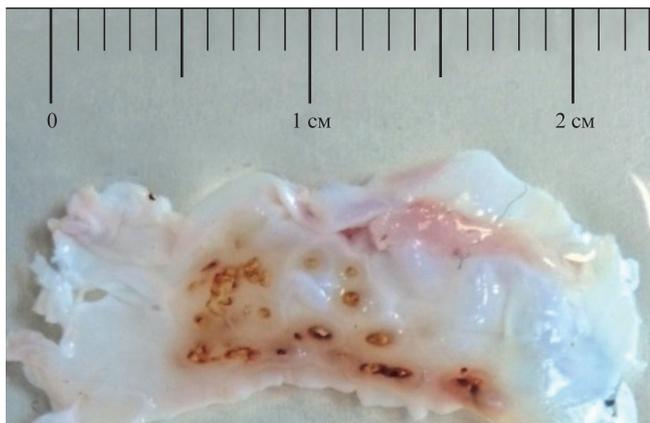


Рис.5. Образец твердой оболочки спинного мозга свиньи после лазерного воздействия.

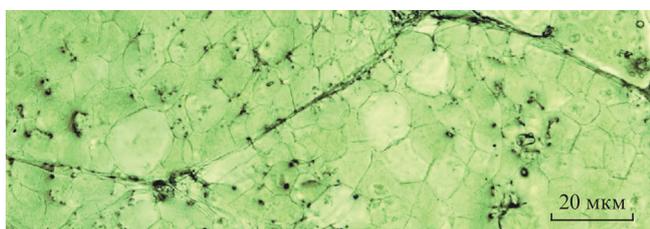


Рис.6. Образец жировой ткани в обычном состоянии.

карбонизации и коагуляционного некроза. Перед началом каждого эксперимента выходной торец волокна проверяли на наличие загрязнения и нарушения поверхности, при необходимости для обеспечения корректных условий эксперимента его зачищали и скалывали.

3. Результаты и их обсуждение

Мощность лазерного излучения, воздействующего на твердую оболочку спинного мозга, варьировалась от 5 до 8 Вт. Расстояние между выходным торцом волокна и тканью равнялось 3 мм. После нескольких секунд облучения наблюдался эффект воздействия – плавление, отчетливая деформация ткани и ее обгорание. После 20 с воздействия в образцах возникали сквозные отверстия (рис.7). Суммарное время воздействия на образцы составляло 25 с. На рис.7 представлены образцы твердой оболочки спинного мозга после воздействия лазерного излучения. Следует отметить, что получившиеся отверстия имели преимущественно овальную форму и размер 400–500 мкм. На рис.7,*а* черной линией отмечена зона коагуляционного некроза

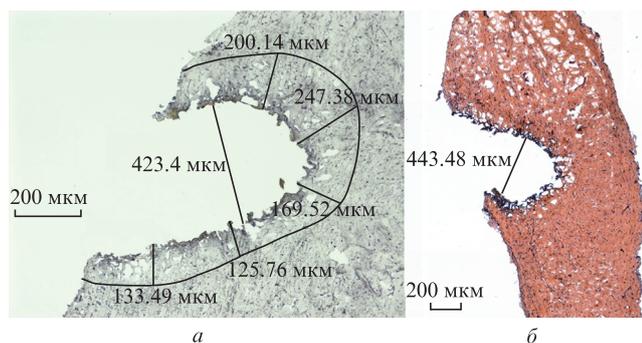


Рис.7. Образцы твердой оболочки мозга толщиной 20 мкм после воздействия лазерного излучения.

размером 125–250 мкм, также прослеживается черный контур на границе отверстия – зона карбонизации, размеры которой по сравнению с зоной коагуляционного некроза невелики и лежат в пределах 10 мкм. На рисунке 7,*б* показан окрашенный образец твердой мозговой оболочки с более четким контуром зоны карбонизации. В среднем по образцам размер зоны коагуляционного некроза составлял 190 ± 50 мкм, а зоны карбонизации – 15 ± 7 мкм.

Образцы жировой ткани после воздействия лазерного излучения мощностью 3.5–5.5 Вт на расстоянии 5 мм показаны на рис.8. Результат воздействия заметен после первых 5 с проведения эксперимента: поверхность образцов постепенно изменяется, происходит нагревание, плавление и разрушение жировой ткани. Суммарное время воздействия на образцы составило 50 с. После облучения образцов глубина разрушения жировой ткани составляла 4–5 мм, диаметр получившихся отверстий был равен 3–4 мм.

На обоих рисунках отчетливо видна область карбонизации, размер которой колеблется от 20 до 35 мкм. Если сравнить полученную структуру поверхности ткани с поверхностью жировой ткани в ее обычном состоянии (см. рис.6), то видно, что после лазерного воздействия происходит деформация (спекание) жировых клеток – коагуляционный некроз, который распространяется в глубь ткани на 800–1200 мкм. В среднем по образцам размер зоны коагуляционного некроза составлял 1000 ± 200 мкм, а зоны карбонизации – 20 ± 10 мкм.

Были проведены также эксперименты по бесконтактному воздействию на жировую ткань непрерывного излуче-

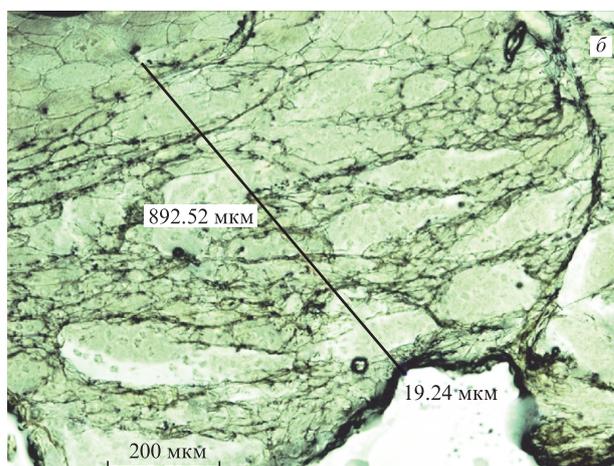
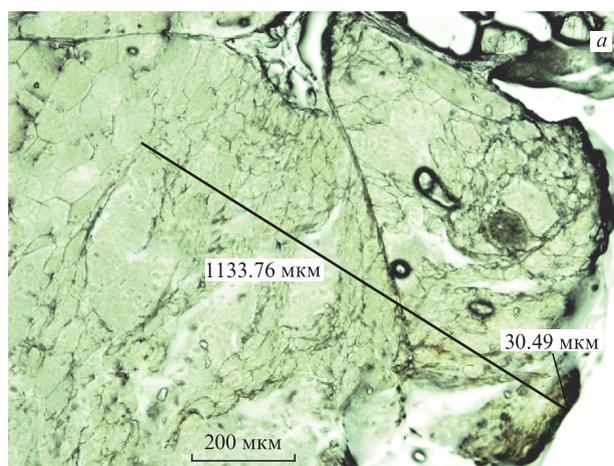


Рис.8. Образцы жировой ткани толщиной 20 мкм после воздействия лазерного излучения.

ния полупроводникового лазерного диода с длиной волны 0.91 мкм и мощностью 10 Вт. Какого-либо эффекта от воздействия такого излучения не наблюдалось. За время облучения (5–10 мин) поверхность ткани меняла структуру незначительно.

На образцы мышечной ткани в течение 50 с воздействовали лазерным излучением мощностью 3–5 Вт на расстоянии 5 мм (рис.9). После 20 с воздействия наблюдалась деформация поверхности ткани и ее обгорание с выделением дыма. Довольно ярко выражены обугленные края получившегося отверстия, размер зоны карбонизации находится в пределах 50–80 мкм, что больше, чем в жировых тканях. Зона коагуляционного некроза (нарушение клеточной структуры) равна 150–370 мкм, что значительно меньше, чем в жировой ткани. В среднем по образцам размер зоны коагуляционного некроза составлял 170 ± 40 мкм, а зоны карбонизации – 60 ± 20 мкм.

Следует отметить, что результат воздействия лазерного излучения на различные биологические ткани зависит, прежде всего, от их оптических и термических свойств, а именно от коэффициентов поглощения и рассеяния, от плотности ткани и составляющих ее компонентов, а также от влагонасыщенности ткани. Так, например, поглощение излучения в жировой ткани определяется поглоще-

нием гемоглобина, липидов и воды ($10.9\% \pm 1.4\%$), а в мышечной ткани – поглощением гемоглобина и воды ($52.0\% \pm 0.3\%$ и $73\% \pm 0.5\%$) [15]. Этим и обусловлен различный характер разрушения тканей под действием лазерного излучения. Более подробное изучение механизмов разрушения биологических тканей (процессов карбонизации и коагуляционного некроза) под действием непрерывного лазерного излучения будет продолжено.

4. Выводы

Таким образом, проведены эксперименты по воздействию лазерного излучения гольмиевого волоконного лазера на образцы различных биологических тканей. Оценка проводилась по величине зоны карбонизации и коагуляционного некроза. Эксперименты показали, что карбонизация в жировой ткани незначительна, но велика область нарушения клеточной структуры; в мышечной ткани результат обратный. При облучении ткани твердой оболочки спинного мозга размеры зоны карбонизации и коагуляции невелики. Предварительные результаты показали, что непрерывный режим работы лазера обеспечивает клинически приемлемый характер деструкции образцов тканей с минимальной карбонизацией. Можно утверждать, что излучение гольмиевого волоконного лазера эффективно разрушает жировую ткань, однако для повышения эффективности разрушения мощность лазера должна быть повышена.

Работа выполнена при поддержке Министерства образования и науки РФ (проект №14.Z50.31.0015) и РФФИ (грант №14-42-0810).

1. Bilici T., Mutlu S., Kalaycioglu H., Kurt A., Sennaroglu A., Gulsoy M. *Lasers Med. Sci.*, **26**(5), 699 (2011).
2. Минаев В.П., Жилин К.М. *Современные лазерные аппараты для хирургии и силовой терапии на основе полупроводниковых и волоконных лазеров. Рекомендации по выбору и применению* (М.: Издатель И. В. Балабанов, 2009, с.48).
3. Patel A.P., Knudsen B.E. *Cur. Urol. Rep.*, **15**(4), 1 (2014).
4. Rejali S.D., Upile T., McLellan D., Bingham B.J.G. *Lasers Surg. Med.*, **34**(4), 310 (2004).
5. Zhang H., Hao Y., Jie X. *Chinese J. Minimally Invasive Surg.*, **12**, 028 (2009).
6. Грачев С.В. *Гольмиевый лазер в медицине* (М.: Триада-Х, 2003, с.240).
7. Khoury J.G., Saluja R., Keel D., Detwiler S., Goldman M.P. *Lasers Surg. Med.*, **40**(6), 402 (2008).
8. Kurkov A.S., Sholokhov E.M., Medvedkov O.I., Dvoyrin V.V., Pyrkov Yu.N., Tsvetkov V.B., et al. *Laser Phys. Lett.*, **6**, 661 (2009).
9. Антипов С.О., Камынин В.А., Медведков О.И., Маракулин А.В., Минашина Л.А., Курков А.С., Бараников А.В. *Квантовая электроника*, **43**, 603 (2013).
10. Hemming A., Bennetts S., Simakov N., Davidson A., Haub J., Carter A. *Opt. Express*, **21**, 4560 (2013).
11. Курков А.С., Шолохов Е.М., Цветков В.Б., Маракулин А.В., Минашина Л.А., Медведков О.И., Косолапов А.Ф. *Квантовая электроника*, **41**, 492 (2011).
12. Камынин В.А., Антипов С.О., Бараников А.В., Курков А.С. *Квантовая электроника*, **44**, 161 (2014).
13. Филатова С.А., Цветков В.Б., Курков А.С. *Прикладная фотоника*, **1**, 130 (2014).
14. Tunc B., Gulsoy M. *Lasers Surg. Med.*, **45**, 48 (2013).
15. Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V. *J. Innov. Opt. Health Sci.*, **4**(1), 9 (2011).

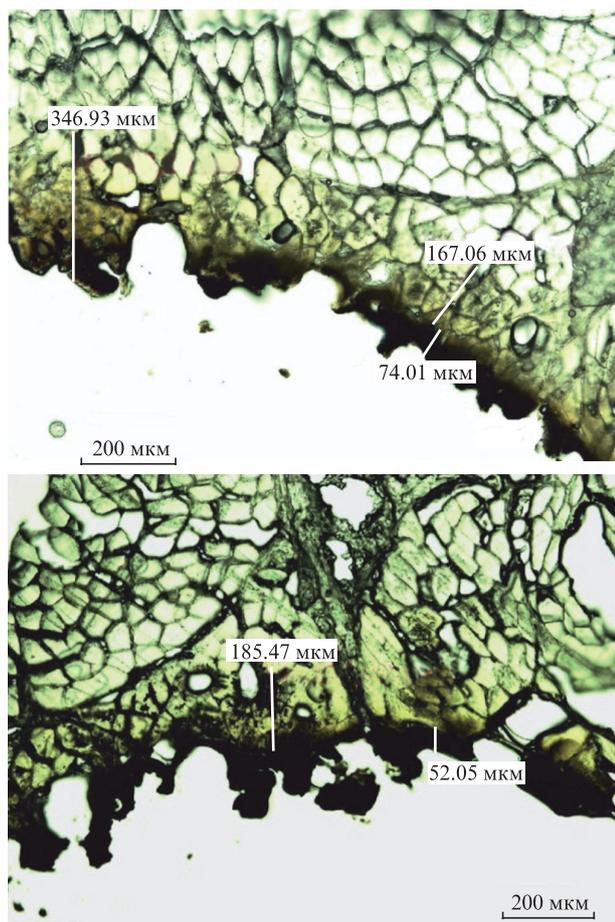


Рис.9. Образцы мышечной ткани после воздействия лазерного излучения.