

УДК 681.7.068

МЕТОД И ТЕХНОЛОГИЯ ДОСТАВКИ ОПТИЧЕСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ К БИОЛОГИЧЕСКИМ МИКРООБЪЕКТАМ

Д.А. Егорова^а, А.В. Куликов^а, А.Б. Мухтубаев^а

^а Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация

Адрес для переписки: dashaegorova18@gmail.com

Информация о статье

Поступила в редакцию 14.06.17, принята к печати 21.07.17

doi: 10.17586/2226-1494-2017-17-5-775-781

Язык статьи – русский

Ссылка для цитирования: Егорова Д.А., Куликов А.В., Мухтубаев А.Б. Метод и технология доставки оптического излучения к биологическим микрообъектам // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2017. Т. 17. № 5. С. 775–781. doi: 10.17586/2226-1494-2017-17-5-775-781

Аннотация

Предмет исследования. Предложен метод и технология доставки оптического излучения с длиной волны 650 нм к биологическим одиночным микрообъектам. Доставка оптического излучения осуществляется посредством волоконно-оптического устройства, представляющего собой стандартное оптическое волокно с уменьшенным диаметром на выходном конце (конусное оптическое волокно, или оптоволоконный тейпер). **Метод.** Сущность метода сводится к созданию волоконно-оптического устройства для доставки оптического излучения. В работе предложена технология изготовления образцов оптоволоконных тейперов при помощи аппарата для сварки оптических волокон. Описан процесс формирования защитного покрытия, непрозрачного для оптического излучения. Для получения равномерного распределения интенсивности выходящего оптического излучения осуществлена подготовка торца оптоволоконного тейпера. Проведено исследование расходимости оптического излучения, выходящего из торца оптоволоконного тейпера. **Основные результаты.** Предложенный метод изготовления позволил создать оптоволоконный тейпер с диаметром перетяжки 15 ± 5 мкм. Проведенное исследование расходимости оптического излучения показало, что диаметр поля на расстоянии не более 200 мкм до микрообъекта составляет приблизительно 19 мкм и не превышает диаметр перетяжки тейпера. **Практическая значимость.** В отличие от других существующих способов доставки оптического излучения, волоконный тейпер с диаметром перетяжки 15 ± 5 мкм позволяет воздействовать не только на отдельные клетки, но и на определенные области клеток, размер которых превышает диаметр перетяжки. С помощью манипулятора торец волоконного тейпера можно подвести в необходимую область без перекрытия объекта на требуемое расстояние непосредственно в среде, в которой размещены биологические объекты (культуры клеток).

Ключевые слова

ионная проницаемость биологических мембран, оптоволоконный тейпер, конусное оптическое волокно, доставка оптического излучения, облучение биологических объектов, расходимость лазерного излучения

Благодарности

Выражаются персональные благодарности профессору Н.В. Никонорову и его научной группе за помощь в проведении работ по напылению диоксида титана. Работа выполнена в Университете ИТМО при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (проект № 03.G25.31.0245).

METHOD AND TECHNOLOGY OF DELIVERING OPTICAL RADIATION TO BIOLOGICAL MICRO-OBJECTS

D.A. Egorova^а, A.V. Kulikov^а, A.B. Mukhtubayev^а

^а ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation

Corresponding author: dashaegorova18@gmail.com

Article info

Received 14.06.17, accepted 21.07.17

doi: 10.17586/2226-1494-2017-17-5-775-781

Article in Russian

For citation: Egorova D.A., Kulikov A.V., Mukhtubayev A.B. Method and technology of delivering optical radiation to biological micro-objects. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2017, vol. 17, no. 5, pp. 775–781 (in Russian). doi: 10.17586/2226-1494-2017-17-5-775-781

Abstract

Subject of Research. We propose a method and technology of delivering optical radiation to biological single micro-objects at wavelength equal to 650 nm. The delivering optical radiation is implemented by a fiber optic system that is a standard

optical fiber with a reduced diameter at the output end (cone optical fiber, or fiber optic taper). **Method.** The method essence appears as the creation of a fiber optic system for delivering optical radiation. A sampling method of fiber optic tapers by a fusion splicer for optical fibers is proposed in this paper. The process of protective coating formation, opaque to optical radiation exiting through the side surface of the fiber taper, is described. The end of the fiber optic taper is prepared to obtain a uniform intensity distribution of the outgoing optical radiation. The study of the divergence of optical radiation exiting from the taper end is carried out. **Main Results.** The proposed method has enabled creation of a fiber-optic taper with a waist diameter of $15 \pm 5 \mu\text{m}$. The carried out study of optical radiation divergence has shown that the field diameter at a distance of not more than $200 \mu\text{m}$ to the micro-object is approximately $19 \mu\text{m}$ and does not exceed the taper waist diameter. **Practical Relevance.** Unlike other existing methods of delivering optical radiation, a fiber taper with a waist diameter of $15 \pm 5 \mu\text{m}$ provides an impact not only on individual cells but also specific regions of cells with the size that exceeds the taper waist diameter. With the help of the manipulator, the end of the fiber taper can be placed into the required area without overlapping the object to the required distance directly in the environment where biological objects are located (cell cultures).

Keywords

biological membrane ionic permeability, fiber optic taper, cone optic fiber, delivering optical radiation, biological objects irradiation, laser radiation divergence

Acknowledgements

Personal thanks are expressed to Professor N.V. Nikonorov and his scientific team for their help with the work on the deposition of titanium dioxide. This work has been done at the ITMO University and supported by the Ministry of Education and Science of the Russian Federation (the project № 03.G25.31.0245).

Введение

Проницаемость биологических мембран – это способность биологических мембран пропускать через себя различные вещества. Одна из важнейших функций биологических мембран заключается в обеспечении обмена ионов и молекул между клеткой и окружающей средой [1].

Ионная проницаемость биологических мембран ответственна за формирование мембранных потенциалов, обеспечивающих такие важные физиологические процессы, как возникновение и распространение потенциалов действия [2]. Эти потенциалы управляют практически всеми процессами жизнедеятельности клеток. Для изучения проницаемости биологических мембран широко применяются электрохимические, химические и физические методы исследования.

Воздействие оптического излучения позволяет изменять ионную проницаемость биологических мембран, мембранный потенциал клеток, а значит, и регулировать как внутриклеточные процессы, так и процессы межклеточного взаимодействия, отвечающие за рост тканей.

Лазерное излучение различных интенсивностей и длин волн может подавлять или стимулировать клеточные процессы [3, 4]. В проводимых экспериментах, как правило, облучению подвергаются не отдельные клетки, а культура клеток в целом [5–7]. При этом высокой актуальностью обладает задача создания устройства доставки оптического излучения к биологическим одиночным микрообъектам. Облучение одиночных клеток лазерным излучением малой мощности позволит изучить влияние именно оптического излучения на клетки, так как в этом случае можно не учитывать температурное воздействие, поскольку оно мало и не вносит существенного влияния на клеточные процессы.

В качестве лазерного источника излучения для облучения клеток применяется лазерный диодной модуль с длиной волны 650 нм с гауссовым распределением интенсивности. Использование оптического волокна в качестве системы доставки лазерного излучения [8, 9] позволит воздействовать не только на отдельные клетки, но и на определенные области конкретных клеток. В настоящей работе для доставки оптического излучения к биологическим микрообъектам были использованы стандартные оптические одномодовые волокна SMF-28 производства компании Corning с уменьшенным диаметром (конусное оптическое волокно, или оптоволоконный тейпер) [10].

Метод изготовления конусного оптического волокна

Конусное оптическое волокно, или оптоволоконный тейпер (от англ. taper – конус, конусообразный) – это часть оптического волокна, имеющая две переходных области, если это биконический оптоволоконный тейпер, и одну переходную область, если оптическое волокно имеет один конусообразный переход (рис. 1). Переходная область оптоволоконного тейпера – это область перехода от оптического волокна с начальным диаметром к области с меньшим диаметром (область перетяжки). Существует несколько методов изготовления тейперов [11–13]. В представленной работе описывается метод изготовления оптоволоконных тейперов на основе готового оптического волокна [14] при помощи аппарата для сварки оптических волокон.

В работе для изготовления волоконно-оптических биконических тейперов использовался аппарат для сварки оптических волокон Fujikura FSM-100M/P. В настройках сварочного аппарата существует возможность задать специальный режим изготовления оптоволоконных тейперов. Для того чтобы подвести оптоволоконный тейпер к биологическим микрообъектам, необходимо получить диаметр перетяжки $15 \pm 5 \text{ мкм}$. Создание такого тейпера с выходным диаметром волокна $15 \pm 5 \text{ мкм}$ требует подбора оригинальных установок сварочного аппарата. Исходя из первоначального диаметра волокна и диаметра пере-

тяжки, были рассчитаны все необходимые параметры настроек режима (продолжительность каждого этапа, скорость и ускорение подачи волокна на всех этапах изготовления).

Перед сваркой и изготовлением волоконного тейпера проводилась подготовка оптических волокон:

- удаление акриловой оболочки с применением стриппера Miller;
- очистка с помощью безворсовых салфеток, смоченных в изопропиловом спирте;
- скалывание при помощи скалывателя оптических волокон Fujikura CT-30A.

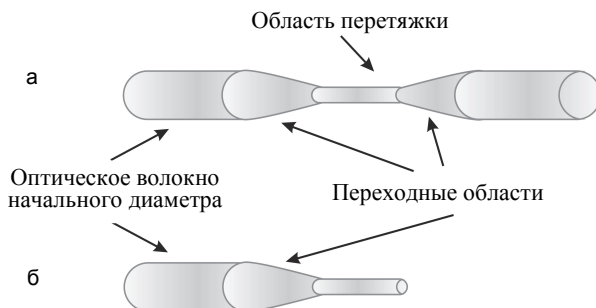


Рис. 1. Биконический оптоволоконный тейпер (а) и оптическое волокно с одной переходной областью (б)

Подготовленные волокна укладывались в держатели сварочного аппарата таким образом, что оптическое волокно, уложенное в левый держатель, находилось почти между электродами, а оптическое волокно, уложенное в правый держатель, на расстоянии 2–3 мм от торца левого волокна (рис. 2).



Рис. 2. Укладка оптического волокна в сварочный аппарат Fujikura FSM-100M/P

На первом этапе сварочный аппарат производил сварку оптических волокон. Затем место сварки оптических волокон смещалось в правую сторону (таким образом, что оно оставалось за пределами переходных областей). После этого возникал мощный электрический дуговой разряд, и одновременно начинали свое движение в противоположные стороны моторизированные держатели оптического волокна, растягивая нагретое электрической дугой волокно и формируя оптоволоконный тейпер. Температура в области электрической дуги составляла 1700–2000 °С.

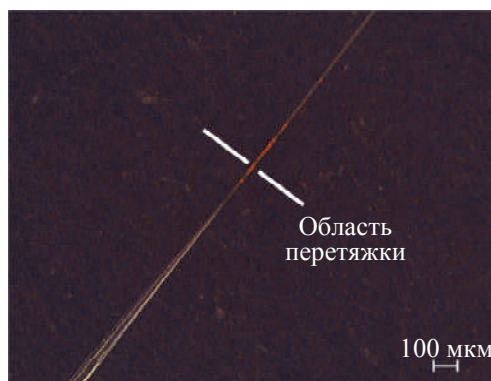


Рис. 3. Биконический оптоволоконный тейпер с введенным лазерным излучением с длиной волны 650 нм

На рис. 3 представленный изготовленный описанным выше методом биконический оптоволоконный тейпер с введенным в него лазерным излучением с длиной волны 650 нм.

Формирование защитного покрытия

В процессе изготовления тейпера происходит нарушение геометрии структуры оптического волокна, тем самым не выполняется условие полного внутреннего отражения, и оптическое излучение начинает выходить из стенок оптоволоконного тейпера. С целью устранения нежелательных эффектов распространения оптического излучения на оптическом волокне необходимо сформировать специальное защитное покрытие. При этом наносимое покрытие должно быть биосовместимо по отношению к клеткам. Материал должен быть нетоксичным, неканцерогенным, полностью биологически инертным и не активизировать никаких дополнительных клеточных процессов. К материалам такого типа относятся сплавы металлов на основе титана и платины, полимеры на основе полиэтилена и силикона.

В качестве защитного покрытия был выбран диоксид титана (TiO_2). Диоксид титана наносился только на область перетяжки оптического волокна методом ионного распыления [15]. Для нанесения покрытия использовалась вакуумная напылительная система для электронно-лучевого напыления (рис. 4, а). Подготовленные образцы (рис. 4, б) были закреплены в центре верхней части камеры машины для напыления. В процессе напыления образцы безостановочно вращались вокруг центральной вертикальной оси с целью обеспечить равномерность наносимого покрытия. Процесс напыления длился до тех пор, пока не была достигнута толщина покрытия в несколько сотен нанометров.

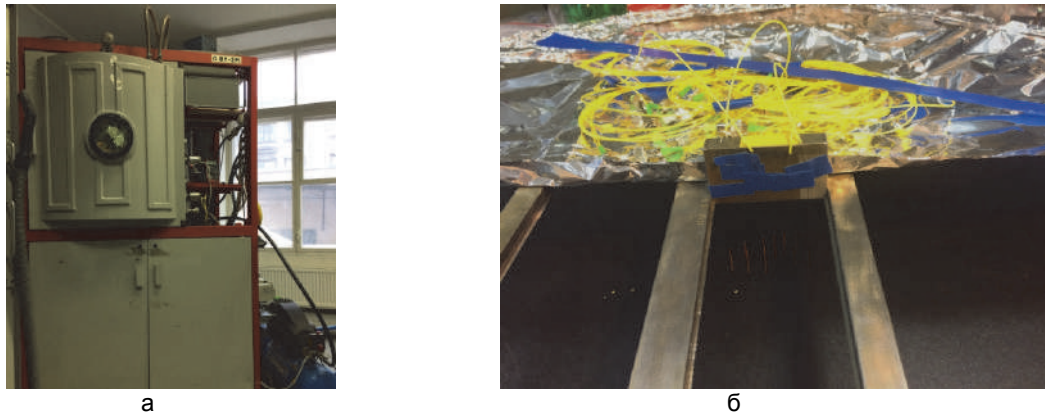


Рис. 4. Вакуумная напылительная система для электронно-лучевого напыления (а) и подготовка образцов к напылению диоксида титана (б)

Полировка торцов

После напыления диоксида титана требовалось провести подготовку торца оптоволоконного тейпера для получения равномерного распределения интенсивности выходящего оптического излучения. В данном случае полировка обеспечила уменьшение потерь на выходе из торца оптоволоконного тейпера. Оптоволоконный тейпер скалывался в нескольких миллиметрах от самого узкого места в перетяжке, и проводилась полировка торца волокна.

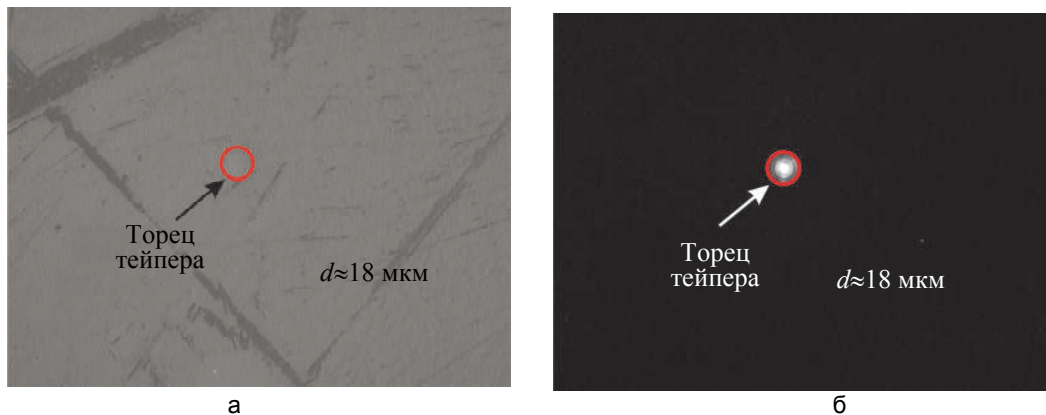


Рис. 5. Снимок торца полированного тейпера в капле канифоли с воском (а) и с введенным излучением (б)

Предварительно перед процессом полировки тейпер помещался в ферулу. Потребовалось дополнительно нанести каплю канифоли с воском для жесткой фиксации конца тейпера, так как диаметр торца не

превышал 20 мкм, стандартная ферула для волокна с диаметром 125 мкм не обеспечивала необходимой фиксации, что могло привести к сколам на торце.

На рис. 5 изображен снимок торца полированного тейпера в капле канифоли с воском. Диаметр торца составил приблизительно 18 мкм.

После процесса полировки застывшая капля канифоли с воском нагревалась, и оптоволоконный тейпер извлекался из ферулы. Очистка торца тейпера осуществлялась с помощью ультразвукового очистителя оптического волокна Fujikura USC-02.

Исследование расходимости лазерного излучения

Исследование расходимости лазерного излучения на выходе из тейпера проводилось с помощью камеры для измерения профиля пучка Spiricon SP620U (рис. 6, а). В качестве источника оптического излучения был использован лазерный диодный модуль с длиной волны 650 нм и мощностью 30 мВт. Оптоволоконный тейпер размещался на предметном стекле, которое было закреплено на линейной подвижке (рис. 6, б). Торцы были подведены максимально близко к фильтру камеры (начальное положение). Далее с помощью линейной подвижки расстояние изменялось от 0 до 20 мм с шагом 5 мм. Распределение интенсивности лазерного пучка для каждого расстояния фиксировалось с помощью программы BeamGage для анализа лазерного пучка.

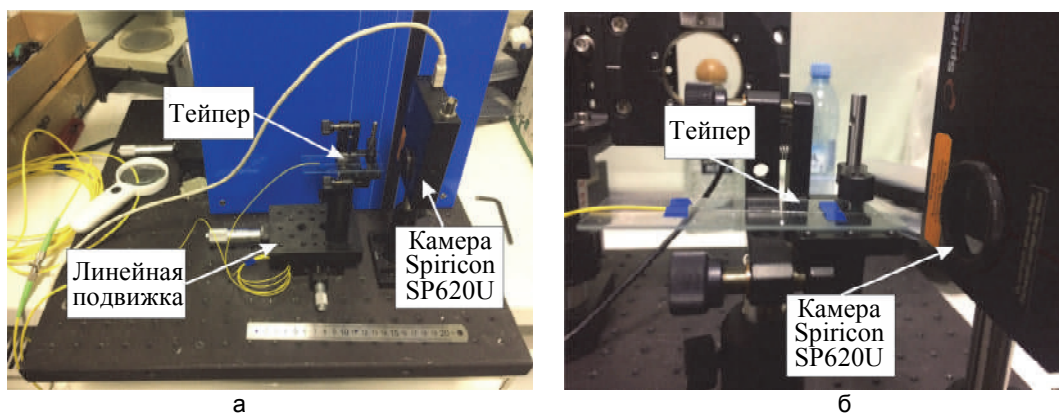


Рис. 6. Установка для исследования расходимости лазерного излучения на выходе из тейпера с помощью камеры Spiricon SP620U (а) и расположение тейпера на предметном стекле (б)

На рис. 7 показано распределение интенсивности лазерного пучка в программе BeamGage (рис. 7, а) и после обработки полученных данных в программе MATLAB (рис. 7, б).

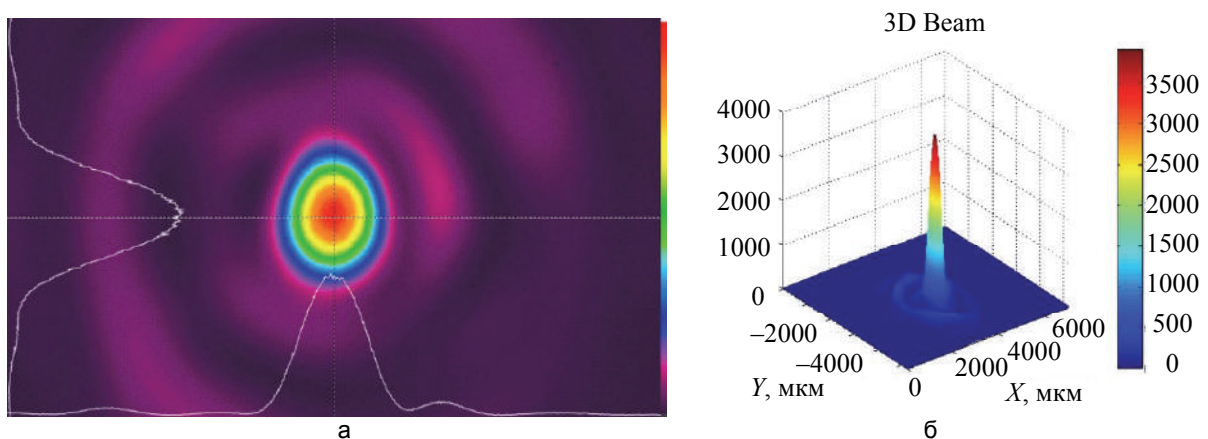


Рис. 7. Распределение интенсивности лазерного пучка в программе BeamGage (а) и после обработки в MATLAB (б)

Известно, что распространение гауссова пучка описывается формулой

$$W(z) = W_0 \left[1 + \left(\frac{\lambda z}{\pi W_0^2} \right)^2 \right]^{1/2}, \quad (1)$$

где $W(z)$ – радиус пучка в дальнем поле на расстоянии z ; W_0 – радиус перетяжки по амплитуде на уровне $1/e$ или радиус перетяжки по интенсивности на уровне $1/e^2$, λ – длина волны [16].

При этом формула (1) может быть рассмотрена с точки зрения дальнего поля, где $\lambda z/\pi W_0^2 \gg 1$ (или $z \gg \pi W_0^2/\lambda$) и $W(z) \sim z$:

$$W(z) \approx \frac{\lambda}{\pi W_0} \times z. \quad (2)$$

Радиус пучка $W(z)$ по координатам X и Y определялся для каждого расстояния z из полученных данных по распределению интенсивности. Значение $W(z)$ подставлялось в формулу (2), и рассчитывался радиус перетяжки W_0 .

Далее, используя рассчитанное значение W_0 и формулу (1), в программе MATLAB была получена зависимость радиуса лазерного пучка $W(z)$ от расстояния z по координатам X и Y (рис. 8).

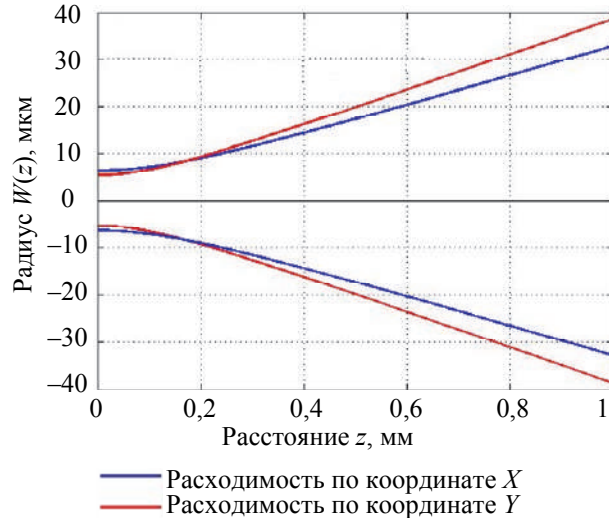


Рис. 8. Расходимость лазерного излучения на выходе из тейпера по координатам X и Y

Диаметр перетяжки гауссова пучка ($2W_0$) по координате X составил 12,88 мкм, по координате Y – 10,84 мкм. По мнению авторов, отличие значения диаметра по двум координатам связано с оставшимися дефектами и загрязнением на торце тейпера, что повлияло на равномерность излучения на выходе из торца. Исходя из полученной расходимости лазерного излучения, при подведении торца тейпера на расстояние не более 200 мкм до микрообъекта диаметр поля составит приблизительно 19 мкм, что не превышает диаметра перетяжки в 18 мкм.

Заключение

В настоящей работе был исследован метод изготовления образцов оптоволоконных тейперов при помощи аппарата для сварки оптических волокон, в результате которого удалось создать биконический оптоволоконный тейпер с диаметром перетяжки 15 ± 5 мкм. Сформировано защитное покрытие из TiO_2 , препятствующее выходу оптического излучения через боковую поверхность оптоволоконного тейпера. Выполнена подготовка торцов оптоволоконных тейперов с помощью полировки в зоне перетяжки для получения равномерного распределения интенсивности выходящего оптического излучения. Проведенное исследование расходимости оптического излучения, выходящего из торца оптоволоконного тейпера, показало, что диаметр поля на расстоянии не более 200 мкм до микрообъекта составит приблизительно 19 мкм.

Полученные образцы волоконных тейперов были переданы научным сотрудникам Института экспериментальной медицины Академии наук Чешской Республики в г. Праге для проведения исследования влияния лазерного излучения на клетки. Торец волоконного тейпера подводится вплотную к клеткам рака печени с помощью манипулятора. Далее оценивается влияние оптического излучения с длиной волны 650 нм на клетки рака печени при разной мощности и длительности облучения. Проведение такого рода исследований стало возможно с помощью разработанной системы доставки оптического излучения на базе изготовленных оптоволоконных тейперов.

Литература

1. Ревин В.В., Максимов Г.В., Кольс О.Р. Биофизика: учебник. Саранск: Мордовский ун-т, 2002. 156 с.
2. Stein W.D. Transport and Diffusion Across Cell Membranes. San Diego: Academic Press, 1986. 704 p.
3. Moore P., Ridgway T.D., Higbee R.G., Howard E.W., Lucroy M.D. Effect of wavelength on low-intensity laser irradiation-

References

1. Revin V.V., Maksimov G.V., Kol's O.R. *Biophysics. Textbook*. Saransk, Mordovia State Univ. Publ., 2002, 156 p. (In Russian)
2. Stein W.D. *Transport and Diffusion Across Cell Membranes*. San Diego, Academic Press, 1986, 704 p.
3. Moore P., Ridgway T.D., Higbee R.G., Howard E.W.,

- stimulated cell proliferation in vitro // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2005. V. 36. N 1. P. 8–12. doi: 10.1002/lsm.20117
4. Siuda E.R., Copits B.A., Schmidt M.J. et. al. Spatiotemporal control of opioid signaling and behavior // *Neuron*. 2015. V. 86. N 4. P. 923–935. doi: 10.1016/j.neuron.2015.03.066
 5. Rounds D.E., Chamberlain E.C., Okigaki I. Laser radiation of tissue cultures // *Annals of New York Academy of Science*. 1965. V. 28. N 122. P. 713–727. doi: 10.1111/j.1749-6632.1965.tb20253.x
 6. Johnson F.M. Olson R.S., Rounds D.E. Effects of high-power green laser radiation on cells in tissue culture // *Nature*. 1965. V. 205. N 4972. P. 721–722. doi: 10.1038/205721a0
 7. Ong W.-K., Chen H.-F., Tsai Ch.-T. et. al. The activation of directional stem cell motility by green light-emitting diode irradiation // *Biomaterials*. 2013. V. 34. N 8. P. 1911–1920. doi: 10.1016/j.biomaterials.2012.11.065
 8. Arany P.R., Cho A., Hunt T.D. et. al. Photoactivation of endogenous latent transforming growth factor- β 1 directs dental stem cell differentiation for regeneration // *Science Translational Medicine*. 2014. V. 6. N 238. P. 238ra69. doi: 10.1126/scitranslmed.3008234
 9. Mvula B., Mathope T., Moore T., Abrahamse H. The effect of low level laser irradiation on adult human adipose derived stem cells // *Lasers in Medical Science*. 2008. V. 23. N 3. P. 277–282. doi: 10.1007/s10103-007-0479-1
 10. Бaгaн В.А., Никитов С.А., Чаморовский Ю.К., Шaтpов А.Д. Исследование свойств активных оптических конусных волокон с двойной оболочкой // *Радиотехника и электроника*. 2010. Т. 55. № 10. С. 1234–1242.
 11. Brambilla G., Xu F., Horak P. et. al. Optical fiber nanowires and microwires: fabrication and applications // *Advances in Optics and Photonics*. 2009. V. 1. P. 107–161. doi: 10.1364/AOP.1.000107
 12. Khashi H.J. Fabrication of submicron-diameter and taper fibers using chemical etching // *Journal of Materials Science and Technology*. 2012. V. 28. N 4. P. 308–312. doi: 10.1016/s1005-0302(12)60059-0
 13. Harun S.W., Lim K.S., Tio C.K., Dimiyati K., Ahmad H. Theoretical analysis and fabrication of tapered fiber // *Optik*. 2013. V. 124. N 6. P. 538–543. doi: 10.1016/j.ijleo.2011.12.054
 14. Lim K.S., Harun S.W., Arof H., Ahmad H. Fabrication and applications of microfiber // *Selected Topics on Optical Fiber Technology*. 2012. P. 478–508. doi: 10.5772/31123
 15. Плешивцев Н.В. Катодное распыление. М.: Атомиздат, 1968. 347 с.
 16. Lefevre H.C. *The Fiber Optic Gyroscope*. Boston: Artech House, 1993. 313 p.
 - Lucroy M.D. Effect of wavelength on low-intensity laser irradiation-stimulated cell proliferation in vitro. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2005, vol. 36, no. 1, pp. 8–12. doi: 10.1002/lsm.20117
 4. Siuda E.R., Copits B.A., Schmidt M.J. et. al. Spatiotemporal control of opioid signaling and behavior. *Neuron*, 2015, vol. 86, no. 4, pp. 923–935. doi: 10.1016/j.neuron.2015.03.066
 5. Rounds D.E., Chamberlain E.C., Okigaki I. Laser radiation of tissue cultures. *Annals of New York Academy of Science*, 1965, vol. 28, no. 122, pp. 713–727. doi: 10.1111/j.1749-6632.1965.tb20253.x
 6. Johnson F.M. Olson R.S., Rounds D.E. Effects of high-power green laser radiation on cells in tissue culture. *Nature*, 1965, vol. 205, no. 4972, pp. 721–722. doi: 10.1038/205721a0
 7. Ong W.-K., Chen H.-F., Tsai Ch.-T. et. al. The activation of directional stem cell motility by green light-emitting diode irradiation. *Biomaterials*, 2013, vol. 34, no. 8, pp. 1911–1920. doi: 10.1016/j.biomaterials.2012.11.065
 8. Arany P.R., Cho A., Hunt T.D. et. al. Photoactivation of endogenous latent transforming growth factor- β 1 directs dental stem cell differentiation for regeneration. *Science Translational Medicine*, 2014, vol. 6, no. 238, pp. 238ra69. doi: 10.1126/scitranslmed.3008234
 9. Mvula B., Mathope T., Moore T., Abrahamse H. The effect of low level laser irradiation on adult human adipose derived stem cells. *Lasers in Medical Science*, 2008, vol. 23, no. 3, pp. 277–282. doi: 10.1007/s10103-007-0479-1
 10. Bagan V.A., Nikitov S.A., Chamorovskii Yu.K., Shatrov A.D. Studying the properties of double-clad active cone optic fibers. *Journal of Communications Technology and Electronics*, 2010, vol. 55, no. 10, pp. 1154–1161. doi: 10.1134/S1064226910100098
 11. Brambilla G., Xu F., Horak P. et. al. Optical fiber nanowires and microwires: fabrication and applications. *Advances in Optics and Photonics*, 2009, vol. 1, pp. 107–161. doi: 10.1364/AOP.1.000107
 12. Khashi H.J. Fabrication of submicron-diameter and taper fibers using chemical etching. *Journal of Materials Science and Technology*, 2012, vol. 28, no. 4, pp. 308–312. doi: 10.1016/s1005-0302(12)60059-0
 13. Harun S.W., Lim K.S., Tio C.K., Dimiyati K., Ahmad H. Theoretical analysis and fabrication of tapered fiber. *Optik*, 2013, vol. 124, no. 6, pp. 538–543. doi: 10.1016/j.ijleo.2011.12.054
 14. Lim K.S., Harun S.W., Arof H., Ahmad H. Fabrication and applications of microfiber. *Selected Topics on Optical Fiber Technology*, 2012, pp. 478–508. doi: 10.5772/31123
 15. Pleshivtsev N.V. *Katodnoe Raspylenie*. Moscow, Atomizdat Publ., 1968, 347 p. (In Russian)
 16. Lefevre H.C. *The Fiber Optic Gyroscope*. Boston, Artech House, 1993, 313 p.

Авторы

Егорова Дарья Андреевна – инженер, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, dashaegorova18@gmail.com

Куликов Андрей Владимирович – кандидат технических наук, доцент, доцент, заведующий лабораторией, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, a.kulikov86@gmail.com

Мухтубаев Азамат Булатович – инженер-исследователь, доцент, доцент, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, mukhtubaev.ab@gmail.com

Authors

Daria A. Egorova – engineer, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, dashaegorova18@gmail.com

Andrey V. Kulikov – PhD, Associate Professor, Associate Professor, Head of laboratory, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, a.kulikov86@gmail.com

Azamat B. Mukhtubaev – research engineer, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, mukhtubaev.ab@gmail.com