

А. В. БЕЛИКОВ, А. В. СКРИПНИК, К. В. ШАТИЛОВА

ЛАЗЕРНОЕ ТЕКСТУРИРОВАНИЕ ТВЕРДЫХ БИОТКАНЕЙ

Представлен способ обработки твердых тканей зуба человека излучением эрбиевых лазеров в абляционном и субабляционном режимах. Показано положительное влияние лазерного текстурирования на механические и химические свойства поверхности биоткани, а также на качество соединения пломбирочного материала с модифицированной поверхностью биоткани.

Ключевые слова: одномодовый эрбиевый лазер, эмаль, дентин, зубной цемент, прочность соединения, микроподтекание, микротвердость, износостойкость, кислотная резистентность.

Введение. Существующие в настоящее время стоматологические лазерные системы создавались как альтернатива традиционным высокооборотным турбинам [1], в которых используются твердосплавные или алмазные боры различной формы с диаметром 300—1000 мкм [2]. В работах [3—7], посвященных исследованию воздействия лазерного излучения на твердые ткани зуба человека, рассматриваются многомодовые Er- и CO₂-лазерные системы с диаметром пучка в зоне обработки 300—1000 мкм. Следует отметить, что излучение эрбиевых лазеров на длине волны $\lambda \approx 3$ мкм наиболее эффективно поглощается эмалью и дентином зуба [8]. Воздействие на твердые ткани зуба излучения одномодовых эрбиевых лазеров исследуется в работе [9], в которой отмечается, что такие лазерные системы позволяют в полной мере реализовать преимущества уникальной способности излучения формировать световые пучки чрезвычайно малых размеров, сравнимых с длиной волны лазерного излучения. Очевидно, что чем меньше размер пучка, тем более точно, локально и безопасно можно обрабатывать материал [10, 11].

Обработка поверхности твердой биоткани сфокусированным излучением одномодового эрбиевого лазера может производиться в двух режимах: субабляционном и абляционном.

В субабляционном режиме для обработки эмали и дентина используется лазерное излучение, плотность энергии которого ниже порога абляции биотканей. При субабляционном воздействии, как показано в работах [12—15], поверхность биоткани нагревается до 100—650 °С, при этом структура ткани модифицируется, уменьшается количество воды, происходит окисление фосфатов и формирование пирофосфатов, изменяются механические и химические свойства поверхности биоткани [14, 15]. В работе [16] отмечается, что подобная модификация твердых тканей зуба может привести к повышению микротвердости и кислотной резистентности биотканей и, как следствие, к снижению вероятности поражения зуба кариесом.

В абляционном режиме для обработки эмали и дентина используется лазерное излучение, плотность энергии которого равна порогу абляции биотканей или превышает его. Такой способ может применяться для формирования полостей, обработки поверхности ранее сформированной полости, обработки эмали перед установкой виниров и т.д. В ряде работ показано, что лазерная обработка поверхности биоткани в целом улучшает качество соединения

пломбировочного материала с твердыми тканями зуба, увеличивает прочность соединения [17, 18] и снижает микроподтекание [19, 20].

При обработке твердой биоткани излучением одномодовых эрбиевых лазеров на ее поверхности возможно формирование текстур — упорядоченных структур, состоящих из микрообъемов модифицированной (субабляционный режим) или удаленной (абляционный режим) биоткани. Характерный размер элемента текстуры при этом составляет примерно 100 мкм [21].

В настоящей статье представлены результаты оригинального экспериментального исследования воздействия излучения одномодовых YLF:Er-лазера с диодной накачкой ($\lambda=2,66$ мкм, $\lambda=2,84$ мкм) и YAG:Er-лазера с ламповой накачкой ($\lambda=2,94$ мкм) на эмаль и дентин зуба человека в абляционном и субабляционном режимах.

Абляционный режим. В экспериментах *in vitro* использовались зубы человека, удаленные по пародонтозным показаниям и принадлежащие людям возрастной категории 25—40 лет. Непосредственно перед экспериментом на поверхности эмали или дентина зуба при помощи алмазного диска формировалась плоская площадка.

Проведено сравнительное исследование воздействия излучения одномодовых YAG:Er- и YLF:Er-лазеров ($\lambda=2,94$ мкм и $\lambda=2,66$ мкм соответственно) на эмаль и дентин зуба человека. Длительность импульса (τ) излучения каждого из лазеров составляла 130 ± 10 мкс. Излучение фокусировалось на поверхность биоткани в пятно диаметром ~ 120 мкм. Плотность энергии лазерного излучения W_E каждого из лазеров составляла 17 ± 1 Дж/см². В результате воздействия одиночного лазерного импульса в биоткани формировался микрократер. Далее проводилась фотосъемка микрократера и осуществлялся его „распил“ вдоль оси. По фотографиям определялся объем микрократера.

Результаты проведенного исследования представлены на рис. 1, а. Видно, что объем V микрократера, сформированного в эмали излучением YAG:Er-лазера, в 1,6 раза превышает объем микрократера, сформированного излучением YLF:Er-лазера. Объем микрократера, сформированного в дентине излучением YAG:Er-лазера, в 1,5 раза превышает объем микрократера, сформированного излучением YLF:Er-лазера. Данное различие может быть связано с большим поглощением твердыми тканями излучения YAG:Er-лазера. Так, по данным работы [8], коэффициент поглощения для эмали при $\lambda=2,94$ мкм равен 1060 см^{-1} , а при $\lambda=2,66$ мкм — 725 см^{-1} ; для дентина — соответственно 1610 и 845 см^{-1} .

Была исследована также взаимосвязь геометрических характеристик микрократеров в эмали и дентине с плотностью энергии излучения YAG:Er-лазера ($\lambda=2,94$ мкм). По фотографиям микрократеров определялись их глубина h и диаметр D . Энергия импульса (E_g) длительностью $\tau = 130 \pm 10$ мкс последовательно менялась от 1 до 30 мДж с шагом 1 мДж. Плотность энергии лазерного излучения изменялась в диапазоне 9—260 Дж/см². Отметим, что по данным работ [22—30] порог абляции эмали излучением YAG:Er-лазера расположен в диапазоне от 3,5 до 19,0 Дж/см², а дентина — в диапазоне от 0,6 до 10,0 Дж/см². Водяное орошение не применялось. На рис. 1, б, в представлены результаты исследования. Видно, что диаметр микрократеров, формируемых в эмали, $D_{эм} = 100 \pm 3 \dots 260 \pm 10$ мкм, в дентине — $D_{д} = 100 \pm 1 \dots 300 \pm 8$ мкм; глубина микрократеров в эмали $h_{эм} = 45 \pm 5 \dots 125 \pm 5$ мкм, в дентине — $h_{д} = 45 \pm 5 \dots 170 \pm 5$ мкм. Следует отметить, что при всех значениях W_E карбонизация эмали и дентина не наблюдается.

В ходе исследования было проанализировано влияние текстуры на адгезию пломбировочного материала к дентину зуба и на микроподтекание. Текстуры, сформированные на поверхности плоской площадки (предварительно сделанной алмазным инструментом на корне зуба), представляли собой упорядоченный набор микрократеров, расстояние между центрами которых (шаг) было равно 50 или 100 мкм. Микрократеры в дентине формировались в результате воздействия одиночных импульсов YAG:Er-лазера ($\lambda=2,94$ мкм, $\tau=130 \pm 10$ мкс) с энергией $E_g \approx 1$ мДж ($W_E = 8,6 \pm 1,0$ Дж/см²). Внешний вид текстур с шагом 50 и 100 мкм, сформированных на поверхности дентина, показан на рис. 2, а, б соответственно.

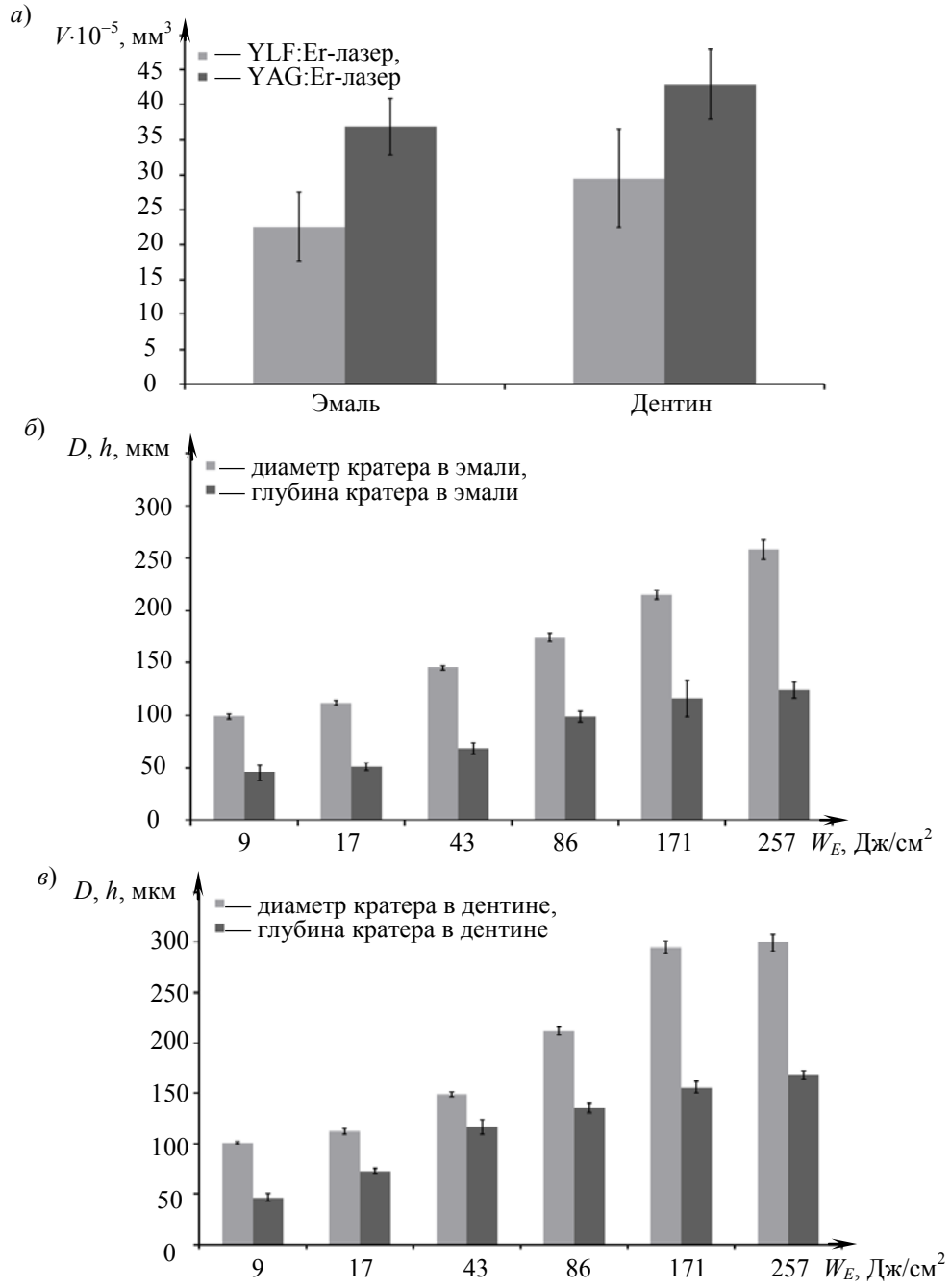


Рис. 1

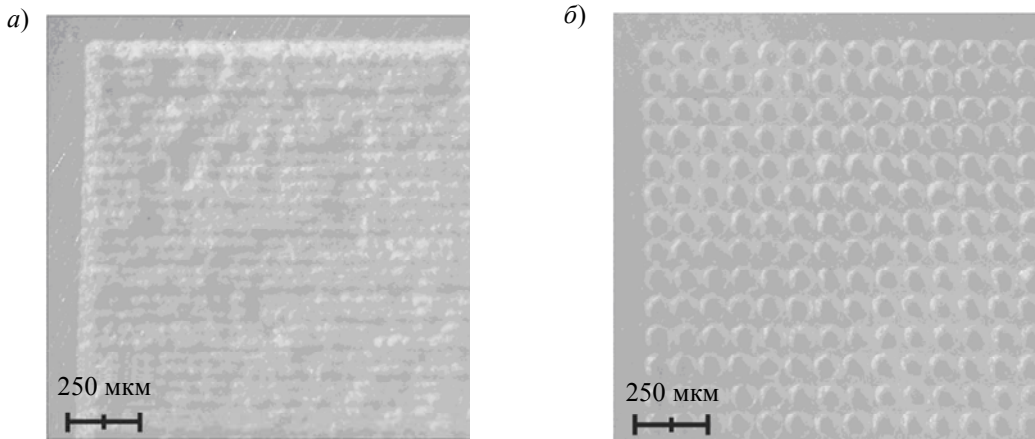


Рис. 2

В результате исследования прочности на сдвиг (P) соединения пломбировочного материала “Tetric—EvoCeram” (с применением адгезивной системы “G-Bond” фирмы GC, США) и текстурированной поверхности дентина установлено, что величина P при текстуре с шагом 100 мкм в 1,6 раза превышает прочность соединения этих компонентов, если на поверхности дентина не сформирована текстура. Также установлено, что прочность при текстуре с шагом 100 мкм в 1,2 раза превышает прочность соединения при текстуре с шагом 50 мкм. Наблюдаемая закономерность, отмеченная ранее в работе [31], объясняется различием площадей поверхностей до и после лазерной обработки.

В ходе работ выполнен оригинальный эксперимент по исследованию явления микроподтекания между пломбировочным материалом “Revolution” (компании “Kerr”, США) и поверхностью эмали, содержащей или не содержащей текстуру. Шаг текстуры в эксперименте был равен 100 мкм. На образце (зуб человека) выделялись три участка:

- контрольный участок К, подготовка поверхности к пломбированию на котором проводилась по стандартной методике: травление кислотой “Gel Etchant” (“Kerr”) и применение адгезивной системы “OptiBond Solo Plus” (“Kerr”);
- участок А, содержащий текстуру с нанесенной затем адгезивной системой;
- участок Б, содержащий только текстуру.



Рис. 3

После нанесения и полимеризации пломбировочного материала на эти участки поверхности образец помещался на 24 часа в водный раствор метиленового голубого с концентрацией красителя 5 кг/м³. Внешний вид образца после извлечения из раствора и двухминутной промывки в воде представлен на рис. 3.

Измерение глубины проникновения красителя вдоль границы эмали и пломбировочного материала было возможно за счет высокой прозрачности последнего. Как показали результаты измерений, глубина проникновения красителя на участке К составляет величину порядка 75 мкм, на участке А — 250 мкм, а на участке Б микроподтекание

практически отсутствует. Микроподтекание на участках К и А может быть связано с проникновением красителя в пространство между зубной тканью и адгезивной системой. Отсутствие же микроподтекания на участке Б можно объяснить хорошей адгезией пломбировочного материала к обработанной лазерным излучением поверхности зуба, а также Z-образным профилем поверхности текстуры, затрудняющим проникновение красителя между пломбировочным материалом и зубной тканью.

Субабляционный режим. Исследовано влияние временных и энергетических параметров излучения эрбиевого лазера с энергией ниже порога абляции биоткани на микротвердость, износостойкость и кислотную резистентность твердых тканей зуба. Предварительно, до лазерной обработки, на поверхности эмали и зубного цемента выбиралась ровная площадка, а на поверхности дентина эта площадка формировалась алмазным инструментом. Далее на поверхности каждой биоткани излучением одномодового YLF:Er-лазера ($\lambda=2,84$ мкм) с диодной накачкой формировалась текстура, содержащая микрообъемы модифицированной ткани. Общий размер текстуры 400×400 мкм (5×5 элементов). Расстояние между центрами микрообъемов модифицированной ткани в текстуре составляло ~80 мкм. Для лазерной модификации твердых тканей зуба использовались различные комбинации параметров: длительность импульса 300±10 или 1000±10 мкс, частота повторения импульсов (ν) 3, 50 или 250 Гц, количество импульсов (в одной точке) $N=1 \dots 600$, плотность энергии 0,2—2,6 Дж/см².

Далее на участке текстурированной биоткани и на соседнем с ней участке intactной биоткани измерялась микротвердость (HV) по методу Виккерса при нагрузке 100 г. Для таких измерений использовался микротвердомер „ПТМ—3М“ (производства ОАО „ЛОМО“, Санкт-Петербург). В результате экспериментов было установлено, что микротвердость intactной эмали равна 310 ± 10 , дентина — 52 ± 5 , цемента — 35 ± 5 . Были определены параметры лазерного излучения, при которых обеспечивается максимально достижимая микротвердость биотканей. Так, микротвердость эмали увеличилась на 20 % относительно intactного уровня (до 375 ± 10) при $\tau = 300 \pm 10$ мкс, $\nu = 3$ Гц, $N = 100$ и $W_E = 1,9 \pm 0,2$ Дж/см²; микротвердость дентина увеличилась на 30 % (до 68 ± 5) при $\tau = 300 \pm 10$ мкс, $\nu = 250$ Гц, $N = 55$ и $W_E = 0,60 \pm 0,05$ Дж/см²; микротвердость цемента увеличилась более чем на 40 % (до 50 ± 5) при $\tau = 300 \pm 10$ мкс, $\nu = 250$ Гц, $N = 55$ и $W_E = 0,50 \pm 0,05$ Дж/см² (рис. 4).

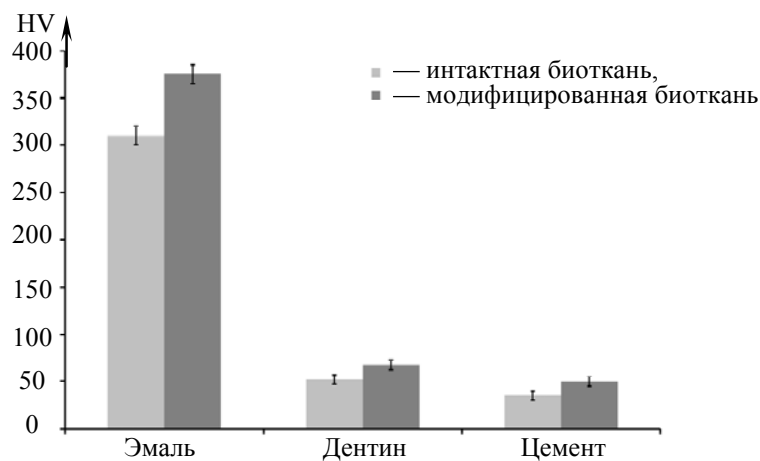


Рис. 4

Исследования износостойкости intactной эмали, содержащей текстуру, сформированную при $\tau = 300 \pm 10$ мкс, $\nu = 3$ Гц, $N = 100$ и $W_E = 1,9 \pm 0,2$ Дж/см², показали, что даже после механической очистки зубной щеткой “Braun Plak Control” (Model: D4010, Type: 4739; фирмы “Braun”, Мексика) с насадкой “Oral-B Precision Clean” (“Braun”) и зубной пастой с абразивными частицами “Colgate® Total® Whitening” (“Colgate-Palmolive Company”, США) в течение временного интервала, эквивалентного трем годам ежедневной чистки два раза в день по две минуты, микротвердость модифицированной в субабляционном режиме эмали по-прежнему превышает микротвердость intactной эмали.

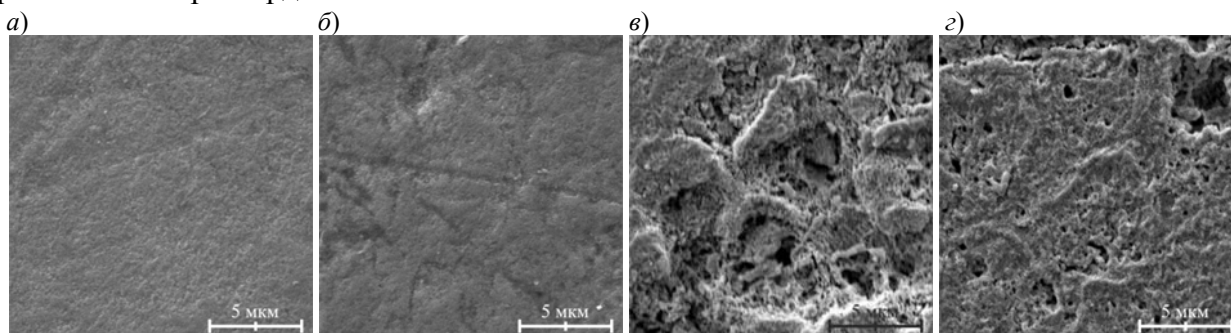


Рис. 5

Результаты исследования кислотной резистентности эмали до и после субабляционной обработки излучением YLF:Er-лазера ($\lambda = 2,84$ мкм) представлены на рис. 5. Изображения получены с помощью сканирующего электронного микроскопа (СЭМ) “Quanta Inspect S” (“FEI Company”, США). На рис. 5, а, б соответственно приведены СЭМ-изображения intactной эмали и эмали, содержащей текстуру, сформированную при $\tau = 300$ мкс, $\nu = 3$ Гц, $N = 100$ и $W_E = 1,9 \pm 0,2$ Дж/см², а на рис. 5, в, з — изображения эмали до и после травления в течение 15 с протравочным гелем “Gel Etchant”, содержащим 37,5 %-ную ортофосфорную кислоту. После

травления интактной эмали СЭМ-исследование фиксирует разрушенные призмы (см. рис. 5, в), а после травления модифицированной лазерным излучением эмали призмы сохраняются (рис. 5, г). Таким образом, кислотная резистентность модифицированной эмали превышает кислотную резистентность интактной. Данный эффект может быть связан с уменьшением пористости поверхности эмали в результате лазерного воздействия.

Заключение. Представлена методика лазерного текстурирования твердых биотканей, позволяющая создавать на их поверхности регулярные структуры. Приведены оригинальные результаты обработки твердых тканей зуба человека излучением эрбиевых лазеров в абляционном и субабляционном режимах.

Для абляционного режима проведено сравнительное исследование воздействия излучения одномодовых эрбиевых лазеров на эмаль и дентин зуба. Установлено, что объем микрократера, сформированного в дентине излучением YAG:Er-лазера ($\lambda=2,94$ мкм), в 1,5 раза превышает объем микрократера, сформированного излучением YLF:Er-лазера ($\lambda=2,66$ мкм). Продемонстрированы возможность повышения прочности на сдвиг соединения пломбировочного материала и текстурированной поверхности твердых тканей зуба, а также возможность снижения микроподтекания между ними.

Для субабляционного режима определены оптимальные временные и энергетические параметры излучения YLF:Er-лазера ($\lambda=2,84$ мкм), позволяющие повысить микротвердость, кислотную резистентность и износостойкость твердых тканей зуба.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Coluzzi D. J., Convissar R. A. Atlas of laser applications in dentistry. USA: Quintessence Publishing Co, 2007. 220 p.
2. Николаев А. И., Ценов Л. М. Препарирование кариозных полостей. Современные инструменты, методики, критерии качества. М.: МЕДпресс-информ, 2006. 208 с.
3. The evaluation of depth and profile cavity after laser ablation with different energy of Er:YAG-laser radiation / T. Dostalova, H. Jelmnková, K. Hamal, O. Krejsa, J. Kubelka, S. Procházka // Proc. of SPIE. 1996. Vol. 2623. P. 88—93.
4. Effect of pulse duration of Er: YAG laser on dentin ablation / Y. Nishimoto, M. Otsuki, M. Yamauti, T. Eguchi, Y. Sato, R. M. Foxton, J. Tagami // Dental Materials J. 2008. Vol. 27, N 3. P. 433—439.
5. Hibst R., Keller U. Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances // Lasers in Surgery and Medicine. 1989. N 9. P. 338—344.
6. Stock K., Hibst R., Keller U. Comparison of Er: YAG and Er: YSGG laser ablation of dental hard tissues // Proc. of SPIE. 1997. Vol. 3192. P. 88—95.
7. Fujitani M., Harima T., Shintani H. Does Er:YAG or CO₂ laser ablation of dentin affect the adhesive properties of resin bonding systems? // Intern. Congress Ser. 2003. Vol. 1248. P. 161—166.
8. Беликов А. В., Скрипник А. В., Шатилова К. В. Исследование динамики спектров поглощения эмали и дентина зуба человека при нагреве и абляции излучением субмиллисекундных импульсов эрбиевого лазера с длиной волны генерации 2,79 мкм // Оптика и спектроскопия. 2010. Т. 109, № 2. С. 1297—1302.
9. „М2 лазерная технология“ и ее применение для создания микроканалов в зубе / Г. Б. Альтиулер, А. В. Беликов, А. В. Скрипник, К. В. Шатилова, Ф. И. Фельдштейн // Инновационная стоматология. 2010. № 1. С. 20—23.
10. Токарев В. Н. Механизм лазерного сверления сверхвысокоаспектных отверстий в полимерах // Квантовая электроника. 2006. Т. 36, № 7. С. 624—637.
11. Майоров В. С., Майоров С. В., Хоменко М. Д. Принципы оптимизации режимов прошивки начального отверстия при лазерной резке // Концентрированные потоки энергии в космической технике, электронике экологии и медицине: IX Межвуз. науч. школа молодых специалистов, 24—25 нояб. 2008 г. М.: Изд-во МГУ, 2008.
12. Fluoride uptake and acid resistance of enamel irradiated with Er: YAG laser / M. B. Flávia, D. M. Zezell, R. Magnani, P. A. da Ana, C. de P. Eduardo // Lasers in Medical Science. 2008. Vol. 23. P. 141—147.

13. Stern R. H., Sognnaes R. F., Goodman F. Laser effect on in vitro enamel permeability and solubility // J. of the Amer. Dental Association. 1966. Vol. 73. P. 838—843.
14. Featherstone J. B. D., Fried D., Bitten E. R. Mechanisms of laser induced solubility reduction in dental enamel // Proc. of SPIE. 1997. Vol. 2973. P. 112—116.
15. Fowler B. O., Kuroda S. Changes in heated and in laserirradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility // Calcified Tissue International. 1986. Vol. 38. P. 197—208.
16. Da Ana P. A., Bachmann L., Zzell D. M. Lasers effects on enamel for caries prevention // Laser Physics. 2006. Vol. 16, N 5. P. 865—875.
17. Le C. Q., Staninec M., Fried D. The influence of pulse duration on the bond strength of dentin to composite after Er: YAG laser irradiation // Proc. of SPIE. 2005. Vol. 5687. P. 151—156.
18. Gardner A. K., Staninec M., Fried D. The influence of surface roughness on the bond strength of composite to dental hard tissues after Er: YAG laser irradiation // Proc. of SPIE. 2005. Vol. 5687. P. 144—150.
19. Assessing microleakage on class V composite resin restorations after Er: YAG laser preparation varying the adhesive systems / R. G. Palma Dibb, S. A. Milori Corona, M. C. Borsatto, K. C. Ferreira, R. Pereira Ramos, J. Djalma Pecora // J. of Clinical Laser Medicine & Surgery. 2002. Vol. 20(3). P. 129—133.
20. Microleakage and nanoleakage: influence of laser in cavity preparation and dentin pretreatment / R. M. Araujo, C. P. Eduardo, S. L. Duarte Junior, M. A. Araujo, L. C. Loffredo // J. of Clinical Laser Medicine & Surgery. 2001. Vol. 19, N 6. P. 325—332.
21. Лазерное текстурирование поверхностей материалов / А. В. Беликов, А. Е. Пушкарёва, А. В. Скрипник, Т. В. Струнина, К. В. Шатилова // Изв. вузов. Приборостроение. 2010. Т. 53, № 4. С. 52—56.
22. Heat diffusion and debris screening in Er: YAG laser ablation of hard biological tissues / B. Majaron, D. Sustercic, M. Lukac, U. Skaleric, N. Funduk // Applied Physics B: Lasers and Optics. 1998. Vol. 66. P. 479—487.
23. Rechmann P., Hennig T. Influence of different laser wavelengths on the ablation characteristics of healthy dentin // Proc. of SPIE. 1994. Vol. 2327. P. 64—69.
24. Comparative study of the 3 μm laser action on different hard tooth tissue samples using free running pulsed Er-doped YAG, YSGG, YAP and YLF lasers / A. V. Belikov, A. V. Erofeev, V. V. Shumilin, A. M. Tkachuk // Proc. of SPIE. 1993. Vol. 2080. P. 60—67.
25. Altshuler G. B., Belikov A. V., Erofeev A. V. Laser treatment of enamel and dentine by different Er-lasers // Proc. of SPIE. 1994. Vol. 2128. P. 273—281.
26. Influence of the pulse duration of an Er: YAG laser system on the ablation threshold of dental enamel / C. Apel, R. Franzen, J. Meister, H. Sarrafzadegan, S. Thelen, N. Gutknecht // Lasers in Medical Science. 2002. Vol. 17. P. 253—257.
27. The ablation threshold of Er: YAG and Er: YSGG laser radiation in dental enamel / C. Apel, J. Meister, R. S. Ioana, R. Franzen, P. Hering, N. Gutknecht // Lasers in Medical Science. 2002. Vol. 17. P. 246—252.
28. Er: YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates / Z.-Z. Li, J. E. Code, W. P. Van De Merwe // Lasers in Surgery and Medicine. 1992. Vol. 12. P. 625—630.
29. Hibst R., Keller U. The mechanism of Er: YAG laser induced ablation of dental hard substances // Proc. of SPIE. 1993. Vol. 1880. P. 156—162.
30. Hibst R., Keller U. Er: YAG laser for dentistry: basics, actual questions, and perspectives // Proc. of SPIE. 1994. Vol. 2327. P. 76—86.
31. The influence of laser-textured dentinal surface on bond strength / A. Samad-Zadeh, M. Harsono, A. Belikov, K. V. Shatilova, A. Skripnik, P. Stark, C. Egles, G. Kugel // Dental Materials J. 2011. Vol. 27, № 10. P. 1038—1044.

Сведения об авторах

Андрей Вячеславович Беликов

— д-р физ.-мат. наук, профессор; Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, кафедра лазерной техники и биомедицинской оптики; E-mail: meddv@grv.ifmo.ru

- Алексей Владимирович Скрипник** — канд. физ.-мат. наук, доцент; Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, кафедра лазерной техники и биомедицинской оптики; E-mail: alesch_skrupnik@mail.ru
- Ксения Владимировна Шатилова** — Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, кафедра лазерной техники и биомедицинской оптики; ассистент; E-mail: kshatilova@mail.ru

Рекомендована кафедрой лазерной
техники и биомедицинской оптики

Поступила в редакцию
26.04.13 г.