

УДК 535:621.373.826:539

## ИССЛЕДОВАНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ РАЗРУШЕНИЯ ЭМАЛИ ЗУБА ЧЕЛОВЕКА ОДНОМОДОВЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ YAG: Er ЛАЗЕРА

А.В. Беликов, Е.П. Жолобова, А.В. Скрипник, Т.В. Струнина

Исследована динамика эффективности удаления эмали зуба человека излучением YAG: Er лазера, имеющего TEM<sub>00</sub> распределение. Экспериментально определены пространственно-энергетические параметры излучения одномодового YAG: Er лазера, работающего в режиме свободной генерации и способного формировать в зубе отверстия с аспектным соотношением выше, чем 10:1.

**Ключевые слова:** лазер, модовый состав, эффективность разрушения, эмаль, зуб человека, аспектное соотношение.

### Введение

Лазерное излучение сегодня получило достаточно широкое применение в медицинской практике. Интерес к использованию лазеров в терапевтической стоматологии определяется возможностью реализации ряда преимуществ по сравнению с традиционным механическим инструментарием – высокой локальностью воздействия, безболезненностью, отсутствием вибраций и шума, бесконтактностью, асептичностью и т.д.

Наиболее широко для терапии кариеса применяются YAG: Er ( $\lambda=2,94$  мкм) [1–7] и YSGG: Cr, Er ( $\lambda=2,79$  мкм) [1, 3, 7] лазеры, излучение которых эффективно поглощается свободной и связанной водой в твердых тканях зуба. Данные лазеры могут работать либо в импульсном режиме свободной генерации с длительностью импульса порядка нескольких сотен микросекунд, либо в режиме модулированной добротности с длительностью импульса до сотен наносекунд [6–9].

Существенным недостатком применяемых в настоящее время в стоматологии лазеров является их многомодовость. Наличие большого числа поперечных мод снижает пространственную когерентность лазерного излучения, что, как следствие, не позволяет сконцентрировать его в пятна малых диаметров. Известно, что для эффективного разрушения эмали излучением YAG: Er лазера необходимо на ее поверхности создать плотность энергии выше  $100 \text{ Дж/см}^2$  [10]. При этом эффективность удаления эмали в неконтактном режиме обработки достигает  $30\text{--}40 \text{ мм}^3/\text{кДж}$  [10]. Для пятен диаметром порядка  $500 \text{ мкм}$  плотность энергии в  $100 \text{ Дж/см}^2$  достижима при энергии лазерного импульса, близкой к  $200 \text{ мДж}$ , что при средней мощности современных эрбиевых лазеров порядка  $6 \text{ Вт}$  ограничивает частоту следования лазерных импульсов на уровне  $30 \text{ Гц}$ . Значительная энергия стимулирует высокие значения импульса отдачи, что снижает комфортность и точность процедуры и, кроме того, приводит к образованию около стенки лазерной полости большого количества трещин, снижающих адгезию пломбирочных материалов. Если использовать одномодовое лазерное излучение, то для расходимости YAG: Er лазера дифракционный предел будет определяться длиной вол-

ны света  $\lambda$  и диаметром наименьшей апертуры  $D$ :  $\Theta = 2,44 \frac{\lambda}{D}$ . В нашем случае при

$d=3,6 \text{ мм}$  (диаметр диафрагмы внутри резонатора) эта величина составила порядка  $2 \text{ мрад}$ . Даже если для фокусировки такого излучения использовать одну линзу, например, с фокусным расстоянием  $F=38 \text{ мм}$ , то одномодовое излучение YAG: Er лазера можно сфокусировать до диаметра пятна  $d = F \Theta = 75,7 \text{ мкм}$ .

Нетрудно подсчитать, что при таком диаметре необходимая для эффективного разрушения эмали плотность энергии,  $100 \text{ Дж/см}^2$ , будет достигаться при энергии лазерного импульса 4,5 мДж. Согласно [9], значение импульса отдачи уменьшится пропорционально снижению энергии, т.е. более чем на порядок.

В литературе отсутствуют данные об использовании одномодового YAG: Er лазера в стоматологии. В настоящей работе нами впервые в эксперименте *in vitro* была исследована зависимость глубины и диаметра кратера, формируемого в неконтактном режиме одномодовым излучением YAG: Er лазера в эмали, а также эффективности лазерного удаления эмали от количества лазерных импульсов, подаваемых в одну и ту же область на поверхности коронки зуба.

### Материал и метод

В качестве объекта исследования *in vitro* были использованы зубы человека, принадлежащие одной возрастной категории (25–40 лет), удаленные по ортодонтическим показаниям и не имеющие на поверхности коронки сколов, макротрещин, кариеса и т.п. Для поддержания естественных свойств вплоть до начала эксперимента образцы хранились в 0,1%-м водном растворе тимола не более двух недель при температуре  $+4^\circ\text{C}$  в защищенном от света месте. Непосредственно перед лазерным воздействием зубы промывались в течение 2–3 минут струей воды, имеющей комнатную температуру.

Для проведения настоящего исследования была использована экспериментальная установка, схема которой представлена на рис. 1.

В эксперименте использовался твердотельный лазер на кристалле YAG: Er (1). Резонатор лазера был образован «глухим» (2) и выходным (3) зеркалами. Коэффициент отражения выходного зеркала составлял порядка 80 %. Оба зеркала были плоскими. Диаметр и длина YAG: Er активного элемента составляли соответственно 4 мм и 127 мм. Для получения основной моды ( $\text{TEM}_{00}$ ) в резонатор лазера вводилась диафрагма (4) диаметром 3,6 мм, а сам резонатор имел длину порядка 520 мм. Распределение на выходе контролировалось по отпечаткам, которые лазерное излучение оставляло на фотобумаге «Kentek». Для измерения энергетических параметров лазерного излучения применялся измеритель средней мощности и энергии ИМО–2Н (5), а для оценки временных характеристик импульса – фотоприемник ФД–34 (6), соединенный с цифровым осциллографом Tektronix TDS 2022B (7). Излучение на (5) и (6) отводилось посредством светоделителей (8). После светоделителей размещалась линза (9) из  $\text{CaF}_2$ , имеющая фокусное расстояние порядка 38 мм, в фокусе которой помещалась поверхность эмали зуба (10).

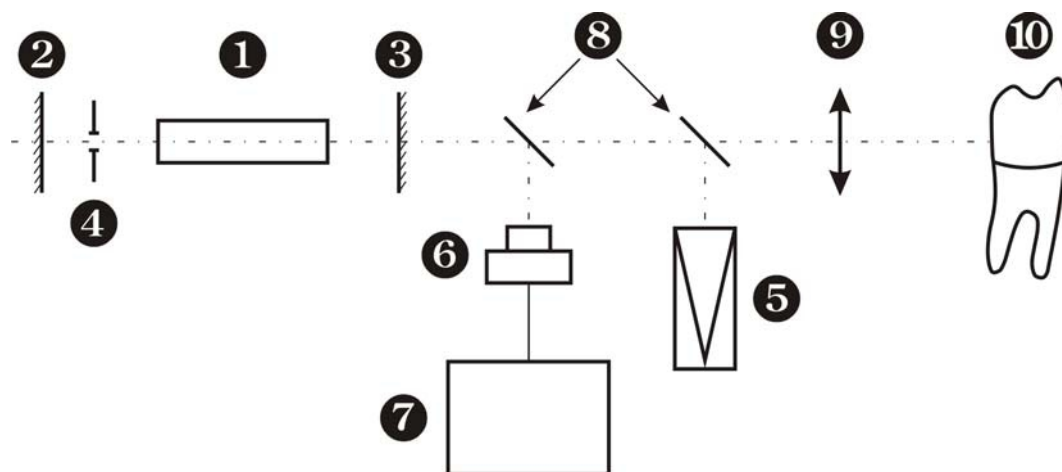


Рис. 1. Схема экспериментальной установки

В эксперименте мы использовали одномодовое YAG: Er лазерное излучение с энергией в импульсе порядка 30 мДж. При этом в фокусе линзы плотность энергии была близка к  $660 \text{ Дж/см}^2$ . В одну и ту же область на поверхности эмали зуба направляли 5, 10, 25, 50 и 100 лазерных импульсов подряд с частотой 1 Гц. Лазерная обработка проводилась в неконтактном режиме. Перед каждым лазерным импульсом в область обработки подавалась порция дистиллированной воды комнатной температуры и объемом порядка 0,002 мл.

После лазерной обработки зуб распиливался вдоль продольной оси сформированного кратера. Полученные таким образом шлифы фотографировались, а затем определялись диаметр, глубина и объем кратеров. На основании проведенных измерений вычислялась эффективность лазерного удаления эмали как отношение объема кратера к суммарно затраченной на его формирование лазерной энергии. В эксперименте использовалось пятнадцать зубов. Статистическая обработка полученных в эксперименте данных проводилась средствами программного продукта StatGraphics Plus 2.1.

### Результаты и обсуждение

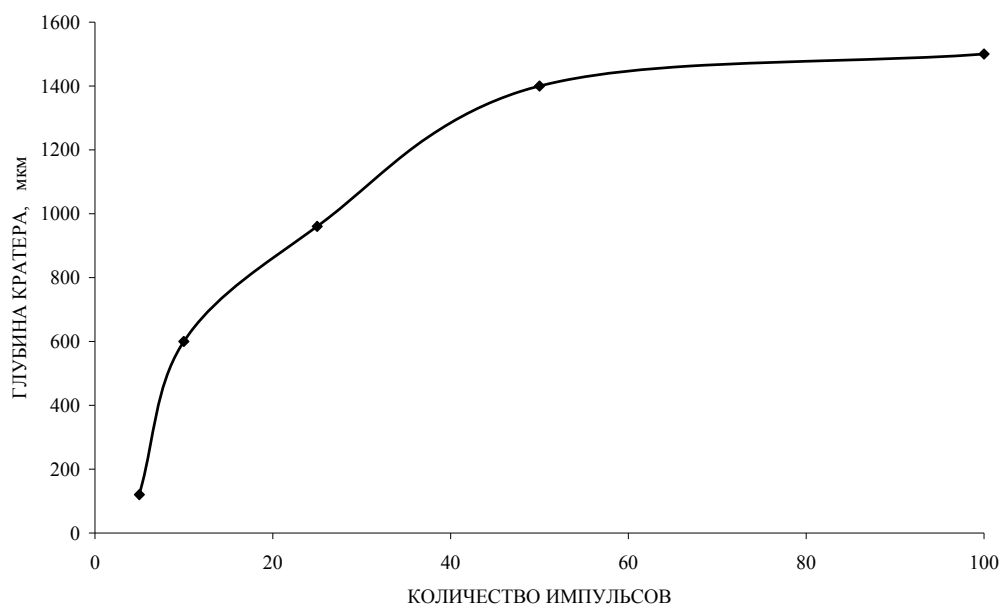
Использование энергии эрбиевых лазеров для разрушения твердых тканей зуба вполне оправдано, так как на этих длинах волн рассеяние является пренебрежимо малым, поэтому доля энергии, передаваемая ткани, определяется коэффициентом отражения на поверхности и коэффициентом поглощения. Эмаль зуба отражает 5 % на

$\lambda=2,94 \text{ мкм}$  и 5 % на  $\lambda=2,79 \text{ мкм}$  [8]. Коэффициенты поглощения эмали составляют  $800 \text{ см}^{-1}$  на  $\lambda=2,94 \text{ мкм}$  и  $400 \text{ см}^{-1}$  на  $\lambda=2,79 \text{ мкм}$  [11]. Излучение YAG: Er лазера на длине волны 2,94 мкм хорошо поглощается свободной водой в эмали и дентине, а излучение YSGG: Cr, Er лазера на длине волны 2,79 мкм поглощается связанной водой в гидроксилapatите эмали и дентина. Коэффициенты поглощения твердых тканей зуба на вышеуказанных длинах волн могут варьироваться в процессе лазерного облучения вследствие изменения оптических свойств воды при ее нагревании, и если при нормальной температуре коэффициент поглощения на  $\lambda=2,94 \text{ мкм}$  выше, чем на  $\lambda=2,79 \text{ мкм}$ , то с ростом температуры соотношение может измениться в обратную сторону. На критической температуре  $+374^\circ\text{C}$  происходит падение коэффициента поглощения свободной воды приблизительно на порядок [6].

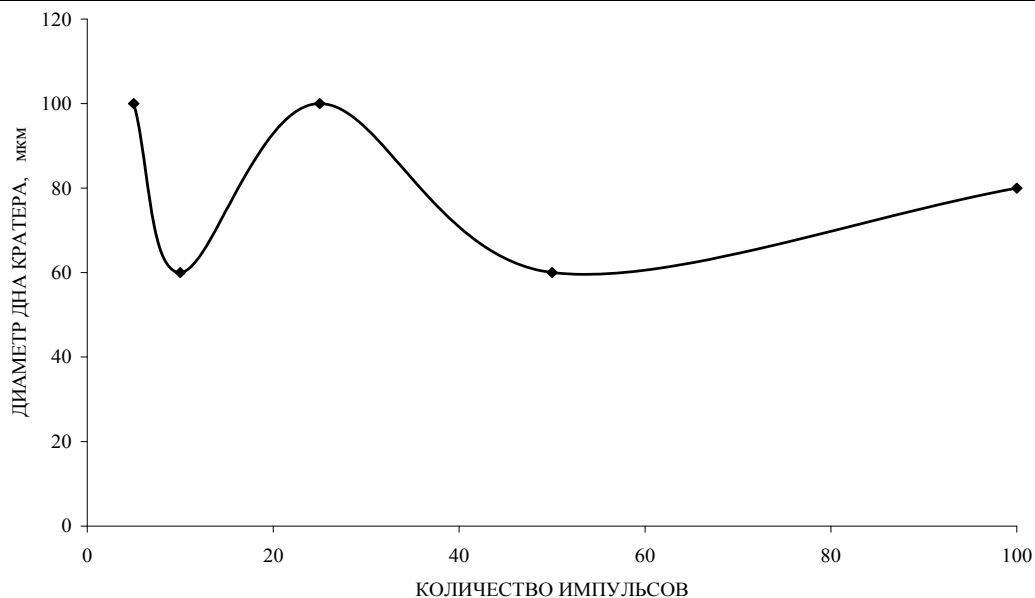
Для эрбиевых лазеров наиболее вероятный процесс разрушения связан с испарением связанной и свободной воды в твердых тканях зуба, что ведет к появлению внутренних напряжений и разрыву материала с образованием микротрещин. Подобные процессы имеют место при температурах гораздо ниже, чем температуры плавления и испарения минеральной матрицы (материал должен нагреться до  $+400^\circ\text{C}$  для свободной воды и около  $+800^\circ\text{C}$  для связанной воды) [6, 8]. Нагрев зуба в процессе его лазерной абляции необходимо минимизировать, так как остаточное тепло, не удаляемое вместе с продуктами абляции, вызывает повреждение пульпы (максимально допустимый перегрев пульпы 5,5 К [3]) и твердых тканей, прилежащих к месту облучения, что выражается в их растрескивании и карбонизации, ухудшающей адгезию поверхности лазерного кратера к пломбирочным материалам [6]. Именно нагрев пульпы зуба остаточной энергией ограничивает среднюю мощность современных эрбиевых стоматологических лазеров на уровне 6 Вт.

Помимо непосредственного разрушения твердых тканей зуба, существуют и другие механизмы, сопутствующие процессу удаления, которые тоже необходимо учитывать. При рассмотрении кинетики процесса удаления материала большую роль играет учет формирования эрозионного факела и плазменного слоя над обрабатываемой поверхностью, которые поглощают падающее на поверхность излучение, тем самым увеличивая потери энергии. Для эрбиевых лазеров необходимо также учесть и влияние пленки воды на поверхности обрабатываемого материала на ход процесса удаления. Наличие пленки воды на поверхности является следствием либо естественного процесса смачивания, либо намеренного орошения с целью охлаждения. Исследования показали, что при формировании на поверхности пленки воды толщиной порядка 1 мм происходило значительное увеличение эффективности удаления материала [12]. Подобный эффект может быть объяснен импульсом отдачи, который вода передает поверхности в процессе своего испарения под действием лазерного излучения. Помимо действия на интактную поверхность эмали и дентина, данный механизм способствует и очищению внутренней поверхности кратера от продуктов разрушения. Под действием лазерного излучения в твердых тканях зуба возбуждаются механические волны расширения и сжатия, способствующие их растрескиванию [9] и появлению ощущений боли. Подобные механические волны являются следствием импульса отдачи, который сообщают поверхности разлетающиеся продукты абляции. Вероятность подобного механизма возрастает при уменьшении длительности импульса.

Полученные в эксперименте результаты измерения глубины и диаметра дна лазерного кратера в эмали при различном количестве лазерных импульсов, падающих в одну и ту же область на поверхности эмали зуба, представлены соответственно на рис. 2, а, б. Рассчитанная по результатам измерений зависимость эффективности лазерного удаления эмали импульсами одномодового YAG: Er лазера от количества лазерных импульсов, падающих в одну и ту же область на поверхности эмали зуба, приведена на рис. 3.



а



б

Рис. 2. Зависимость глубины (а) и диаметра дна (б) кратеров в эмали, сформированных излучением одномодового YAG: Er лазера, от количества одномоментно приложенных лазерных импульсов ( $200 \text{ Дж/см}^2$ , неконтактный режим, погрешность не более  $\pm 10\%$ )

Мы обнаружили, что с ростом количества лазерных импульсов, падающих в одну и ту же область на поверхности эмали зуба, глубина кратера возрастает вплоть до пятидесятого импульса, а затем перестает изменяться. Мы связываем данный результат с тем, что по мере возрастания количества лазерных импульсов дно полости движется в направлении распространения лазерного излучения и постепенно удаляется от фокальной плоскости. При этом плотность энергии на поверхности дна кратера падает. Кроме этого, при формировании полости на поверхности эмали образуется диафрагма, которая также ограничивает долю энергии, участвующую в углублении кратера. Динамика этих двух процессов приводит к тому, что глубина кратера практически перестает изменяться уже после воздействия пятидесяти импульсов.

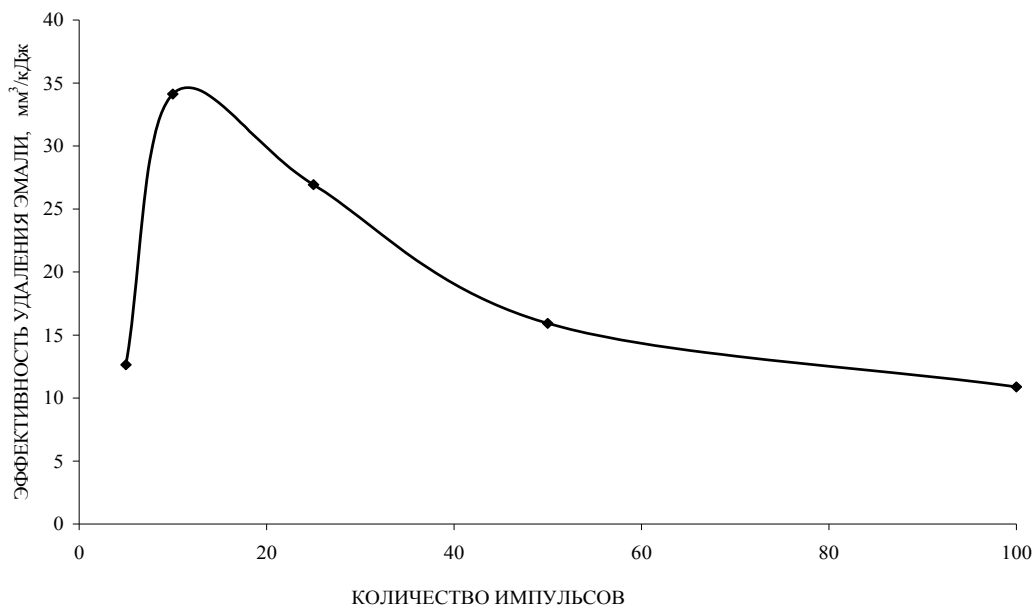


Рис. 3. Зависимость эффективности удаления эмали излучением одномодового YAG: Er лазера от количества одномоментно приложенных лазерных импульсов ( $200 \text{ Дж/см}^2$ , неконтактный режим, погрешность не более  $\pm 10\%$ )

Диаметр дна лазерного кратера неоднозначно изменяется с ростом количества импульсов YAG: Er лазера. Подобная неоднозначность может быть связана как с флуктуациями энергии лазерного излучения, обусловленными конкуренцией основной моды с модами высших порядков в процессе формирования, так и с неоднородностью свойств эмали. Неоднородность свойств эмали может проявляться в пространственной флуктуации пористости или в пространственной флуктуации концентрации воды в эмали. Кроме того, с ростом глубины кратера может случайным образом изменяться концентрация продуктов разрушения внутри и на его стенках. Рост диаметра в диапазоне от пятидесяти до ста импульсов, по-видимому, связан с тем, что в отсутствие роста глубины вся лазерная энергия поглощается на стенках полости, стимулируя образование трещин. Количество трещин с каждым импульсом увеличивается. Трещины настолько ослабляют эмаль, что при незначительном воздействии прилежащая к стенке лазерной полости и содержащая критическое количество трещин эмаль удаляется.

Следует обратить внимание на то, что кривая эффективности лазерного удаления эмали имеет экстремум. Видно, что эффективность удаления эмали одномодовым излучением YAG: Er лазера в неконтактном режиме максимальна для последовательности из десяти лазерных импульсов и составляет величину порядка  $35 \text{ мм}^3/\text{кДж}$ . Отметим, что максимальные значения эффективности удаления эмали в неконтактном режиме излучением одномодового и многомодового YAG: Er лазеров практически совпадают. Однако, если для многомодового излучения максимальная эффективность удаления наблюдается для первого лазерного импульса [12], то для одномодового – для десятого. Подобный экстремальный характер можно объяснить высокой приосевой плотностью энергии, характерной для одномодового лазерного излучения. С ростом количества лазерных импульсов увеличивается объем области, содержащей микротрещины.

Отношение объема этой области к объему кратера при использовании одномодового лазера значительно больше, чем при использовании многомодового, потому что диаметр одномодового пятна значительно меньше диаметра пятна, формируемого многомодовым излучением. Длина и концентрация трещин около кратера для обоих типов лазерного излучения практически одинаковы, так как они определяются превышением плотности энергии над порогом разрушения и свойствами эмали. Разрушение эмали, содержащей трещины, требует меньшей энергии. Очевидно, что для одномодового излучения рост эффективности, связанный с формированием трещин вокруг кратера, компенсируется уменьшением эффективности за счет отдаления дна лазерной полости от плоскости фокусировки к десятому импульсу. Далее для одномодового YAG: Er лазерного излучения мы наблюдаем падение эффективности удаления эмали, обусловленное только отдалением дна лазерной полости от плоскости фокусировки. Для многомодового YAG: Er лазера из-за малости отношения объема области, содержащей трещины, к объему кратера, начиная уже со второго импульса, на динамику эффективности удаления определяющее воздействие оказывает отдаление дна лазерной полости от плоскости фокусировки.

### Заключение

В работе исследована динамика эффективности лазерного удаления эмали импульсами одномодового YAG: Er лазера в неконтактном режиме с водяным орошением области лазерного воздействия. Экспериментально установлено, что эффективность удаления эмали максимальна для последовательности из десяти лазерных импульсов с плотностью энергии, близкой к  $660 \text{ Дж}/\text{см}^2$ , и составляет величину порядка  $35 \text{ мм}^3/\text{кДж}$ . В эксперименте мы показали, что одномодовый пучок YAG: Er лазера с энергией порядка 30 мДж способен сформировать в эмали зуба человека отверстие с аспектным соотношением 18:1.

## Литература

1. Dederich D.N., Bushick R.D. Lasers in dentistry: Separating science from hype // JADA. – February 2004. – Vol. 135. – P. 204–211.
2. Coluzzi D.J. Lasers in dentistry – wonderful instruments or expensive toys? // International Congress Series 1248. – 2003. – P. 83–90.
3. de Paula E.C., de Paula E.F., Хауек P. Restorative dentistry and esthetics with lasers // International Congress Series 1248. – 2003. – P. 91–99.
4. Амосов В. Лазеры в стоматологии – лечение зубов без бормашины [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.edentworld.ru/cgi-bin/info/lib.pl?cid=&DocID=1216>, своб.
5. Besten P.K.D., White J.M., Pelino J., Lee K., Parkins F.M. Randomized prospective parallel controlled study of the safety and effectiveness of Er :YAG laser use in children for caries removal // SPIE. – 2000. – Vol. 3910. – P. 171–174.
6. Lee C., Ragadio J.N., Fried D. Influence of wavelength and pulse duration on peripheral thermal and mechanical damage to dentin and alveolar bone during IR laser ablation // SPIE. – 2000. – Vol. 3910. – P. 193–203.
7. Ragadio J.N., Lee C.K., Fried D. Residual energy deposition in dental enamel during IR laser ablation at 2.79, 2.94, 9.6, and 10.6  $\mu\text{m}$  // SPIE. – 2000. – Vol. 3910. – P. 204–209.
8. Featherstone J.D.B., Rechmann P., Fried D. IR laser ablation of dental enamel // SPIE. – 2000. – Vol. 3910. – P. 136–148.
9. Fried D., Shori R., Duhn C. Backspallation due to ablative recoil generated during Q-switched Er :YAG ablation of dental hard tissue // SPIE. – 1998. – Vol. 3248. – P. 78–84.
10. Altshuler G.B., Belikov A.V., Erofeev A.V. Laser treatment of enamel and dentin by different Er-lasers // SPIE. – 1994. – Vol. 2128. – P. 273–281.
11. Zuerlein M.J., Fried D., Seka W.D., Featherstone J.D.B. Absorbtion coefficients of dental enamel in the infrared: a solution to a seemingly straightforward problem // SPIE. – 1998. Vol. 3248. – P. 137–145.
12. Fredrickson C.J., Lu Q., Hayes D.J. Rapid ablation of dental hard tissue using promoter-assisted pulsed Nd :YAG-laser // SPIE. – 1997. – Vol. 2973. – P. 43–52.

- Беликов Андрей Вячеславович** – Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики, кандидат физ.-мат. наук, доцент, [meddv@grv.ifmo.ru](mailto:meddv@grv.ifmo.ru)
- Жолобова Екатерина Павловна** – Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики, инженер, [ktpravl@mail.ru](mailto:ktpravl@mail.ru)
- Скрипник Алексей Владимирович** – Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики, кандидат физ.-мат. наук, доцент, [alesch\\_skrupnik@mail.ru](mailto:alesch_skrupnik@mail.ru)
- Струнина Татьяна Валерьевна** – Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики, инженер, [struninatiana@mail.ru](mailto:struninatiana@mail.ru)