

## ЛАЗЕРНО-ИНДУЦИРОВАННАЯ ФЛУОРЕСЦЕНТНАЯ ДИАГНОСТИКА КАРИЕСА ЗУБОВ

Е. С. ВОРОПАЙ<sup>1)</sup>, М. П. САМЦОВ<sup>2)</sup>, Л. С. ЛЯШЕНКО<sup>1)</sup>,  
А. В. БУТВИЛОВСКИЙ<sup>3)</sup>, В. Р. ГАЙФУЛЛИНА<sup>3)</sup>, М. В. БОБКОВА<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup>Белорусский государственный университет,  
пр. Независимости, 4, 220030, г. Минск, Беларусь

<sup>2)</sup>НИУ «Институт прикладных физических проблем им. А. Н. Севченко» БГУ,  
ул. Курчатова, 7, 220108, г. Минск, Беларусь

<sup>3)</sup>Белорусский государственный медицинский университет,  
пр. Дзержинского, 83, 220016, г. Минск, Беларусь

Приведены результаты исследований спектрально-люминесцентных характеристик поверхностей твердых тканей зубов *in vitro* с патологией и в норме при использовании для возбуждения излучения лазерных источников с  $\lambda = 514,5$  нм или  $\lambda = 684$  нм. Определено, что при возбуждении излучением аргонового лазера с  $\lambda = 514,5$  нм максимум спектра флуоресценции здоровой ткани зуба расположен на длине волны 568 нм, полуширина полосы составляет 122 нм; для пораженной кариесом области зуба максимум флуоресценции расположен на длине волны  $\lambda = 655$  нм, полуширина полосы достигает 192 нм. Показано, что для кариесных тканей при использовании спектрометрического комплекса, в котором для возбуждения флуоресценции используется излучение полупроводникового лазера с длиной волны 684 нм, спектры флуоресценции по форме и положению совпадают со спектром здоровых тканей (максимум – на длине волны 755 нм, полуширина – 75 нм), но при этом на порядок выше интенсивность свечения. Установлено, что при использовании для возбуждения излучения с длиной волны 684 нм возможно обнаружение не только поверхностного, но и глубоко расположенного кариеса. Представленные данные свидетельствуют об эффективности использования для диагностики кариеса зубов метода лазерно-индуцированной флуоресценции, который позволяет осуществлять оптическое «зондирование» состояния зубов.

**Ключевые слова:** зубная эмаль; кариес; твердые ткани зуба; лазерно-индуцированная флуоресценция; диагностика.

**Благодарность.** Исследования выполнены при поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований (проекты Ф16Р-131, Ф16Р-209, Ф16МВ-006) и Министерства образования Республики Беларусь.

---

### Образец цитирования:

Воропай Е. С., Самцов М. П., Ляшенко Л. С., Бутвиловский А. В., Гайфуллина В. Р., Бобкова М. В. Лазерно-индуцированная флуоресцентная диагностика кариеса зубов // Журн. Белорус. гос. ун-та. Физика. 2017. № 2. С. 10–16.

### For citation:

Voropay E. S., Samtsov M. P., Lyashenko L. S., Butvilovsky A. V., Haifulina V. R., Bobkova M. V. Laser-induced fluorescent diagnostics of dental caries. *J. Belarus. State Univ. Phys.* 2017. No. 2. P. 10–16 (in Russ.).

---

### Авторы:

**Евгений Семенович Воропай** – доктор физико-математических наук, профессор; заведующий кафедрой лазерной физики и спектроскопии физического факультета.

**Михаил Петрович Самцов** – доктор физико-математических наук, доцент; заведующий лабораторией спектроскопии.

**Людмила Сергеевна Ляшенко** – кандидат физико-математических наук; доцент кафедры лазерной физики и спектроскопии физического факультета.

**Александр Валерьевич Бутвиловский** – кандидат медицинских наук; доцент 2-й кафедры терапевтической стоматологии стоматологического факультета.

**Виктория Радиковна Гайфуллина** – ассистент 2-й кафедры терапевтической стоматологии стоматологического факультета.

**Мария Владимировна Бобкова** – студентка физического факультета.

### Authors:

**Eugene Voropay**, doctor of science (physics and mathematics), full professor; head of the department of laser physics and spectroscopy, faculty of physics.

*voropay@bsu.by*

**Michael Samtsov**, doctor of science (physics and mathematics), docent; head of the laboratory of spectroscopy.

*samtsov@bsu.by*

**Lyudmila Lyashenko**, PhD (physics and mathematics); associate professor at the department of laser physics and spectroscopy, faculty of physics.

*lyashenko@bsu.by*

**Alexandr Butvilovsky**, PhD (medical); associate professor at the 2<sup>nd</sup> department of therapeutic dentistry, faculty of dentistry.

*alexbutv@rambler.ru*

**Viktoriya Haifulina**, assistant at the 2<sup>nd</sup> department of therapeutic dentistry, faculty of dentistry.

*viktoria.haifulina@gmail.com*

**Maria Bobkova**, student at the faculty of physics.

*map.bmv@mail.ru*

## LASER-INDUCED FLUORESCENT DIAGNOSTICS OF DENTAL CARIES

*E. S. VOROPAY<sup>a</sup>, M. P. SAMTSOV<sup>b</sup>, L. S. LYASHENKO<sup>a</sup>,  
A. V. BUTVILOVSKY<sup>c</sup>, V. R. HAIFULINA<sup>c</sup>, M. V. BOBKOVA<sup>a</sup>*

<sup>a</sup>Belarusian State University, Nezavisimosti avenue, 4, 220030, Minsk, Belarus

<sup>b</sup>A. N. Sevchenko Institute of Applied Physical Problems of Belarusian State University,  
Kurchatova street, 7, 220108, Minsk, Belarus

<sup>c</sup>Belarusian State Medical University, Dzerzhinskogo avenue, 83, 220016, Minsk, Belarus

Corresponding author: lyashenko@bsu.by

This paper presents the results obtained *in vitro* in studies of the spectral and luminescence characteristics for the surfaces of hard dental tissues in the norm and with pathologies when using for radiation excitation the laser sources with the wavelength  $\lambda = 514.5$  or  $\lambda = 684$  nm. It is shown that, on excitation by an argon laser with  $\lambda = 514.5$  nm, a maximum of a fluorescence spectrum for the normal dental tissue is located at 568 nm, the band halfwidth coming to 122 nm. A maximum of fluorescence for the caries affected dental area is found at the wavelength  $\lambda = 655$  nm, the halfwidth coming to 192 nm. It is demonstrated that, with the use of a spectrometric system using radiation of a semiconductor laser with the wavelength 684 nm for fluorescence excitation, the form and position of fluorescence spectra for carious tissues is identical to that for the normal tissues (with a maximum at 755 nm at the halfwidth 75 nm) but the fluorescence intensity is higher by the order of magnitude. It is found that, on excitation at the wavelength 684 nm, there is a possibility to reveal not only the surface but also the deep-lying caries. The data obtained point to the effectiveness of the proposed laser-induced fluorescence method for diagnosis of dental caries owing to the realization of optical probing of dental health.

**Key words:** enamel; caries; hard dental tissues; laser-induced fluorescence; diagnostics.

**Acknowledgements.** The research was supported by Belarusian Republican Foundation for Fundamental Research (projects F16R-131, F16R-209, F16MB-006) and Ministry of Education of the Republic of Belarus.

### Введение

Кариес относится к одной из наиболее встречающихся патологий твердых тканей зуба. Социальная актуальность лечения этого заболевания определяется его большим распространением среди населения не только нашей страны, но и мира. Никаких трудностей не составляет диагностика кариесного процесса на поздних стадиях, когда поражения тканей можно выявить невооруженным глазом. Однако успех лечения данного заболевания, как и многих других, определяющим образом зависит от его обнаружения на самой ранней стадии развития. Это обусловлено используемыми методами диагностики. Наряду со многими традиционными способами большие возможности связываются с методом лазерно-возбуждаемой флуоресценции, являющимся одним из неинвазивных способов идентификации патологических изменений биотканей. Метод флуоресцентной диагностики начальных кариесных поражений основан на анализе различий в спектрах флуоресценции интактных и пораженных кариесным процессом твердых тканей зуба, а также на изменении интенсивности флуоресценции по мере прогрессирования кариесного процесса.

В настоящее время проводятся исследования флуоресценции здоровых и патогенных твердых тканей зуба [1–4]. Присутствующие в кариесной области микроорганизмы способны производить флуорофору в качестве побочных продуктов их метаболизма [5]. В работах [3; 4] установлено, что более интенсивная флуоресценция необратимых кариозных поражений обусловлена наличием в них повышенной концентрации производных порфирина как продуктов жизнедеятельности кариесогенной микрофлоры. Несмотря на обилие данных, относящихся к изучению спектрально-люминесцентных свойств твердых зубных тканей как интактных, так и патологических, остаются нерешенными проблемы выбора оптимальной методики и диагностической аппаратуры для обнаружения кариесных процессов.

### Объекты и методика исследования

Объектами экспериментов были семь зубов, удаленные по медицинским показаниям, содержащие здоровую эмаль и видимые кариесные пятна коричневого и более темного цветов (рис. 1). Исследования проводились для образцов зубов с различной степенью повреждений как с явно выраженной областью потемнения, так и без заметных потемнений. Анализировались спектры флуоресценции *in vitro* твердых зубных тканей, интактных и пораженных кариозным процессом различной степени тяжести, при возбуждении их светом лазерных источников.

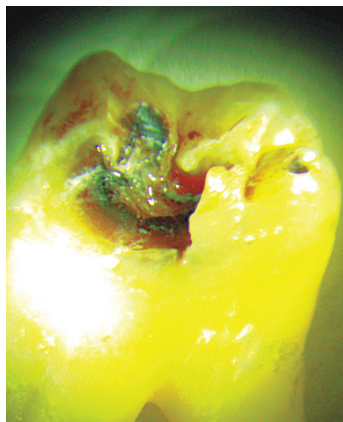


Рис. 1. Исследуемый образец экстрагируемого зуба

Fig. 1. Samples of the extracted teeth under study

Измерения спектров флуоресценции и анализ их формы выполнялись на спектрометре Ramalog (США), ряд измерений были выполнены с использованием разработанного спектрометрического комплекса [6]. Возбуждение флуоресценции в спектрометре Ramalog осуществлялось излучением входящего в комплект спектрометра аргонового лазера с длиной волны 514 нм и мощностью на выходе до 350 мВт. С использованием фокусирующей системы при фокусировке лазерного излучения на поверхность образца возможно достижение пространственного разрешения на уровне 100 мкм. Регистрация флуоресценции при всех измерениях проводилась под углом  $180^\circ$  (геометрия обратного рассеяния). Измерения проходили как в визуально пораженных областях структуры зуба, так и в здоровых. Полученные спектры флуоресценции обрабатывались с использованием программного обеспечения с электронными таблицами (Origin 7.0, OriginLab, США). При необходимости повышения чувствительности дифференциации между различными стадиями кариесного процесса проводилось разложение полученных спектров флуоресценции на кривые Гаусса, что позволяло выделить спектры испускания здоровой и пораженной зубных тканей. В использованном при измерениях спектрометрическом комплексе возбуждение спектров флуоресценции осуществлялось полупроводниковым лазером с длиной волны излучения 684 нм и мощностью на выходе 10 мВт. Для уменьшения уровня рассеянного света в приборе использовался светофильтр, пропускающий излучение с длинами волн более 720 нм. Подвод возбуждающего излучения к испытуемой поверхности и сбор света флуоресценции в спектрометре выполнялись с помощью световода. Наконечник световода был защищен слоем пленки ПВХ для предотвращения перекрестного загрязнения. Измерения проводились при комнатной температуре в отсутствие источников рассеянного света.

### Результаты исследования и их обсуждение

Для определения спектрально-люминесцентных характеристик различных поверхностей зуба проведены исследования *in vitro* при использовании для возбуждения флуоресценции излучением аргонового лазера с длиной волны 514 нм. Интенсивность ( $I$ ) флуоресценции приведена в относительных единицах. Полученные спектры флуоресценции для интактной поверхности, визуально наиболее темной, пораженной кариесом области представляют собой достаточно широкие полосы с выраженными, различающимися по длине волны максимумами. Для здоровой ткани зуба максимум спектра флуоресценции расположен на длине волны 568 нм (рис. 2, 1), полуширина полосы составляет 122 нм. Максимум флуоресценции пораженной кариесом области расположен на длине волны 655 нм, полуширина полосы достигает 192 нм (см. рис. 2, 2). В этом случае наблюдается различие в относительных интенсивностях

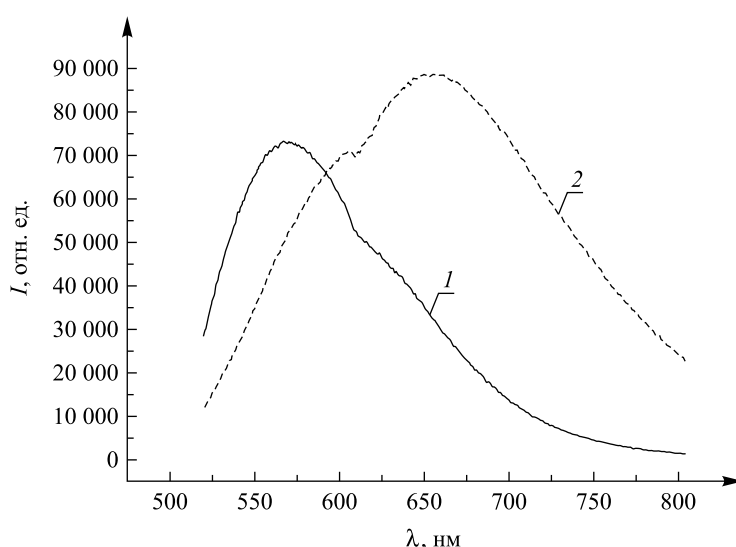


Рис. 2. Спектры флуоресценции, зарегистрированные при возбуждении светом с длиной волны 514 нм интактной поверхности (1) и визуально пораженной области (2)

Fig. 2. Fluorescence spectra recorded on light excitation (514 nm) for the intact surface (1), visually affected area (2)

флуоресценции исследуемых областей. При сканировании пораженного кариесом зуба спектры флуоресценции для разных точек отличаются по форме и положению максимума. Для более сильно поврежденных кариесом тканей вклад коротковолновой полосы в суммарный спектр уменьшается. В спектре испускания неглубокого кариозного поражения светло-коричневого цвета проявляется полоса испускания и здоровой ткани (рис. 3, 2). Это может быть свидетельством того, что лазерное излучение проникает сквозь толщину слоя кариеса и достигает здоровых тканей.

Для полученных спектров испускания проведено разложение полосы 2 на рис. 3 на кривые Гаусса, что позволило выявить области спектра, соответствующие здоровой и патологической тканям. Максимумы полученных после преобразования спектров соответствуют положению максимума в спектре флуоресценции здоровой (см. рис. 3, 4) и кариозной тканей (см. рис. 3, 3) соответственно.

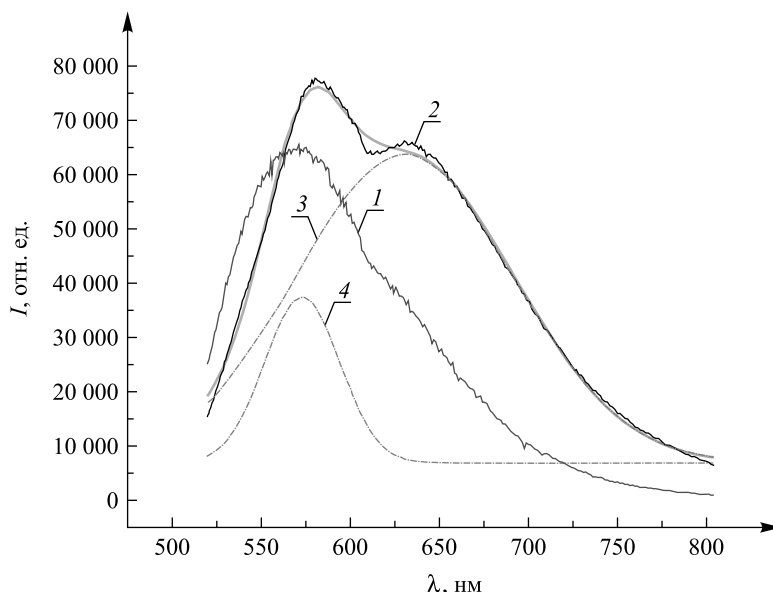


Рис. 3. Спектры флуоресценции, зарегистрированные при возбуждении светом с длиной волны 514 нм интактной поверхности (1), визуально пораженной области (2); результат разложения кривой 2 (3, 4)

Fig. 3. Fluorescence spectra recorded on light excitation (514 nm) for the intact surface (1) and visually healthy area (2); results for decomposition of curve 2 (3, 4)

Взаимодействие возбуждающего света с тканью определяется как длиной волны возбуждающего источника, так и оптическими свойствами ткани-мишени [7]. Проходя через различные участки зуба, лазерный луч частично проникает в глуболежащие ткани, частично отражается. В работах [8; 9] показано, что ослабление интенсивности прошедшего через образец света экспоненциально уменьшается с увеличением длины волны света (рис. 4). Инфракрасное излучение меньше поглощается и рассеивается эмалью, что способствует увеличению глубины обнаружения кариесных разрушений. Для обнаружения скрытого кариесного поражения важно, чтобы излучение глубже проникало в твердые ткани зуба.

При проведении облучения поверхности зуба не всегда удается избежать облучения прилегающей области десны из-за особенностей строения челюсти и геометрических параметров оптического световода. В связи с этим на регистрируемый сигнал флуоресценции может оказывать влияние собственная флуоресценция биологических тканей, обусловленная наличием в них эндогенных биомолекул с достаточно интенсивным свечением. Известно, что в спектральном диапазоне 650–1000 нм поглощение света компонентами биологических тканей (гемоглобин, меланин, вода) минимально [11], следовательно, при увеличении длины волны возбуждающего излучения ожидаемо будет происходить понижение уровня их свечения. Таким образом, при диагностике кариеса наиболее подходящим излучением для лазерного возбуждения флуоресценции кариесного образования или скрытого кариеса может быть излучение в области большей прозрачности биоткани, менее эффективно возбуждающее флуоресценцию интактной биоткани [12].

Согласно изложенным выше рассуждениям для исследования спектрально-люминесцентных свойств твердых тканей зуба в разработанном спектрометрическом комплексе в качестве источника излучения выбран полупроводниковый лазер с длиной волны 684 нм. Спектры флуоресценции *in vitro* различных

областей зуба при возбуждении светом данного источника приведены на рис. 5. Полученные спектры флуоресценции представляют собой широкую полосу с четко выраженным пиком вблизи 755 нм. Понятно, что при таком возбуждении и использовании отрезающего фильтра описанного спектрометра регистрируются лишь длинноволновые участки спектров флуоресценции исследуемых тканей. Вследствие этого регистрируемые спектры и положение максимума остаются близкими по форме для здоровых и пораженных кариесным процессом твердых тканей зуба. Тем не менее неповрежденные и пораженные твердые ткани существенно различаются по величине регистрируемого сигнала флуоресценции. Наименьшей интенсивностью флуоресценции обладает интактная поверхность зубов. Интенсивность флуоресценции возрастает с увеличением степени кариесной деминерализации. Анализ изменения интенсивности флуоресценции позволяет определить границы локализации патологической области. Кроме того, при регистрации спектров отложений зубного камня также фиксировался резкий рост интенсивности флуоресценции по сравнению с интактной областью (рис. 6, 1).

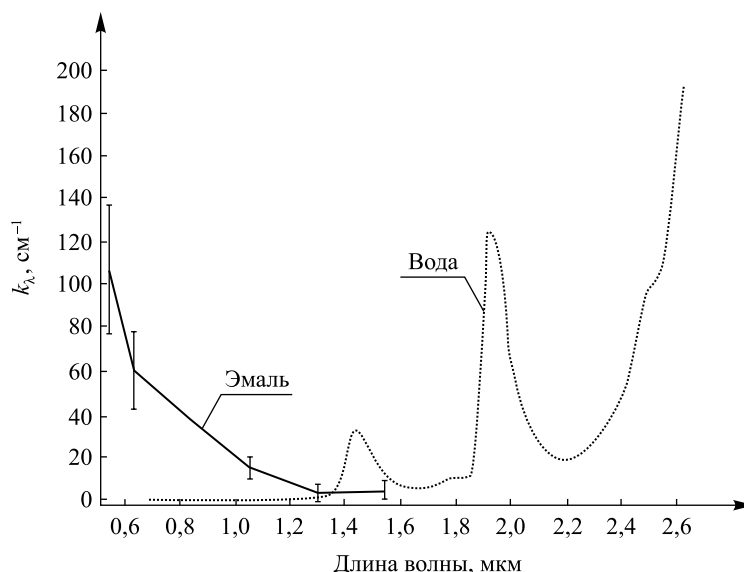


Рис. 4. Спектры поглощения эмали зуба человека – сплошная линия [8]; воды – пунктирная линия [10].  $k$  – коэффициент ослабления

Fig. 4. Absorption spectra for human enamel – solid line [8]; for water – dotted line [10].  $k$  – the attenuation coefficient

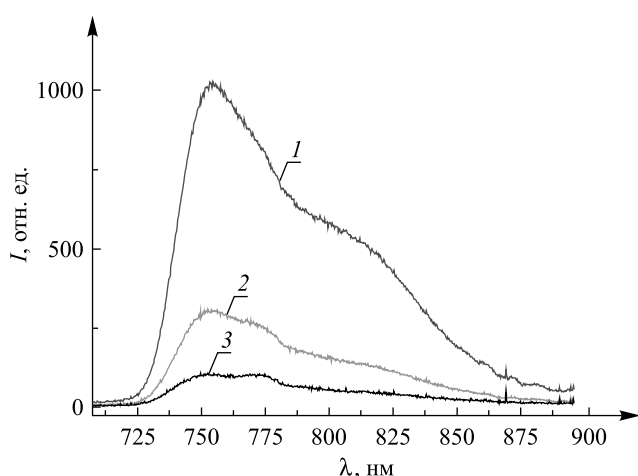


Рис. 5. Спектры флуоресценции, зарегистрированные при возбуждении светом с длиной волны 684 нм пораженной поверхности (1), на границе пораженной области (2) и интактной поверхности (3)

Fig. 5. Fluorescence spectra recorded on light excitation (684 nm) for the affected surface (1), at the affected area interface (2), for the intact surface (3)

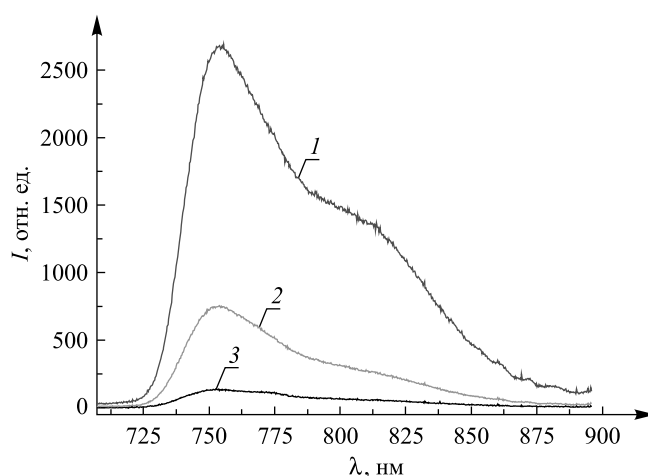


Рис. 6. Спектры флуоресценции, зарегистрированные при возбуждении светом с длиной волны 684 нм зубного камня (1), границы с зубным камнем (2) и интактной поверхности (3)

Fig. 6. Fluorescence spectra recorded on light excitation (684 nm) for dental calculus (1), at the dental calculus interface (2), for the intact surface (3)

Зубной камень, заселенный множеством микроорганизмов, представляет особую проблему в стоматологии, так как провоцирует воспалительный процесс в прилегающих участках десны. Следовательно, увеличение интенсивности в спектре флуоресценции твердой ткани зуба по сравнению с интенсивностью флуоресценции интактной поверхности свидетельствует о наличии проблемы в диагностике: кариес это или зубной камень. Для определения природы регистрируемого свечения проводилась очистка поверхности зубов. При этом для отдельных образцов после очистки интенсивность флуоресценции значительно уменьшалась и становилась сопоставимой с интенсивностью флуоресценции интактной поверхности. Высокая же интенсивность спектра флуоресценции после очистки поверхности от отложений зубного камня свидетельствовала о проявлении кариесного участка.

Таким образом, представленные данные свидетельствуют об эффективности использования для диагностики кариеса зубов метода лазерно-индуцированной флуоресценции, который позволяет осуществить оптическое «зондирование» поверхности зуба. Результаты, полученные при использовании двух лазерных источников, позволили определить спектроскопические характеристики, которые можно использовать для установления наличия кариесных поражений. Обнаружение патологий при использовании для возбуждения аргонового лазера основано на регистрации спектра флуоресценции, состоящего из двух компонент, соответствующих норме и кариесу, разнесенных в спектральном диапазоне. Использование спектрометрического комплекса с полупроводниковым лазером для возбуждения позволяет определять по изменению интенсивности свечения наличие поражений – интактных и кариесных областей зубной поверхности.

При разработке аппаратуры для клинического применения необходимо учитывать, что она должна давать точные, четко воспроизводимые результаты, быть портативной и находиться в доступной ценовой категории. Разработанный портативный спектрометрический комплекс обладает указанными свойствами и позволяет эффективно выявлять патологии твердых тканей зуба.

### Заключение

Установлено, что применение метода лазерно-возбуждаемой флуоресценции позволяет определять ранние кариесные изменения. Использование в разработанном спектрометрическом комплексе для возбуждения лазерного источника с длиной волны 684 нм обеспечивает возможность обнаружения скрытого кариеса, так как это излучение приходится на область прозрачности тканей зуба, что позволяет зарегистрировать сигнал флуоресценции не только от кариеса на поверхностной области, но и от более глубокого поражения. Использование компактного портативного спектрометрического комплекса позволяет эффективно выявлять патологии твердых зубных тканей посредством анализа различий в уровнях интенсивности свечения интактных и кариесных областей зубной поверхности, а также проводить дифференциацию тяжести кариесного процесса.

### Библиографические ссылки

1. Ekstrand K., Qvist V., Thylstrup A. Light microscope study of the effect of probing in occlusal surfaces // *Caries Res.* 1987. Vol. 21. P. 368–374.
2. Hibst R., Paulus R., Lussi A. Detection of occlusal caries by laser fluorescence: Basic and clinical investigations // *Med. Laser Appl.* 2001. Vol. 16, issue 3. P. 205–213.
3. Sailer R., Paulus R., Hibst R. Analysis of carious lesions and subgingival calculi by fluorescence spectroscopy // *Caries Res.* 2001. Vol. 35, № 4. P. 267.
4. Buchalla W. Comparative fluorescence spectroscopy shows differences in noncavitated enamel lesions // *Caries Res.* 2005. Vol. 39, № 2. P. 150–156.
5. Koenig K., Schneckenburger H. Laser induced autofluorescence for medical diagnosis // *J. Fluoresc.* 1994. Vol. 4, issue 1. P. 17–40.
6. Самцов М. П., Радько А. Е., Каплевский К. Н. и др. Лазерный спектрометрический комплекс для флуоресцентной диагностики области локализации опухолей // *Квантовая электроника : материалы V Междунар. науч.-техн. конф.* (Минск, 22–25 нояб. 2004 г.). Минск, 2004.
7. Petruk V., Kvaternyuk S., Bolyuh B., et al. The optical diagnostics of parameters of biological tissues of human intact skin in near-infrared range // *Proc. SPIE, Photonics Appl. Astron., Commun., Ind., High-Energy Phys. Exp.* 2016. Vol. 100313. P. 100313C-1–100313C-7.
8. Fried D., Glana R. E., Featherstone J. D., et al. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths // *Appl. Opt.* 1995. Vol. 34, issue 7. P. 1278–1285.
9. Jones R. S., Huynh Gigi D., Jones G. C., et al. Near-infrared transillumination at 1310-nm for the imaging of early dental decay // *Opt. Express.* 2003. Vol. 11, issue 18. P. 2259–2265.
10. Hale G. M., Querry M. R. Optical constants of water in the 200-nm to 200- $\mu$ m wavelength region // *Appl. Optics.* 1973. Vol. 12, issue 3. P. 555–563.
11. Wilson R. H., Nadeau K. P., Jaworski F. B., et al. Review of short-wave infrared spectroscopy and imaging methods for biological tissue characterization // *J. Biomed. Optics.* 2015. Vol. 20, issue 3. P. 1–11.
12. Воронай Е. С., Самцов М. П., Ляшенко Л. С. Регистрация флуоресценции зондов на основе полиметиновых красителей в тканях *in vivo* // *Журн. Белорус. гос. ун-та. Физика.* 2017. № 1. С. 28–33.

## References

1. Ekstrand K., Qvist V., Thylstrup A. Light microscope study of the effect of probing in occlusal surfaces. *Caries Res.* 1987. Vol. 21. P. 368–374. DOI: 10.1159/000261041.
2. Hibst R., Paulus R., Lussi A. Detection of occlusal caries by laser fluorescence: Basic and clinical investigations. *Med. Laser Appl.* 2001. Vol. 16, issue 3. P. 205–213. DOI: 10.1078/1615-1615-00024.
3. Sailer R., Paulus R., Hibst R. Analysis of carious lesions and subgingival calculi by fluorescence spectroscopy. *Caries Res.* 2001. Vol. 35, No. 4. P. 267.
4. Buchalla W. Comparative fluorescence spectroscopy shows differences in noncavitated enamel lesions. *Caries Res.* 2005. Vol. 39, No. 2. P. 150–156. DOI: 10.1159/000083162.
5. Koenig K., Schneckenburger H. Laser induced autofluorescence for medical diagnosis. *J. Fluoresc.* 1994. Vol. 4, issue 1. P. 17–40. DOI: 10.1007/BF01876650.
6. Samtsov M. P., Rad'ko A. E., Kaplevskii K. N., et al. Lazernyi spektrometricheskii kompleks dlya fluoretsentnoi diagnostiki oblasti lokalizatsii opukholei. *Kvantovaya elektronika : materialy V Mezhdunar. nauchn.-tekhn. konf. (Minsk, 22–25 Novemb., 2004)*. Minsk, 2004 (in Russ.).
7. Petruk V., Kvaternyuk S., Bolyuh B., et al. The optical diagnostics of parameters of biological tissues of human intact skin in near-infrared range. *Proc. SPIE, Photonics Appl. Astron., Commun., Ind., High-Energy Phys. Exp.* 2016. Vol. 100313. P. 100313C-1–100313C-7. DOI: 10.1117/12.2249345.
8. Fried D., Glena R. E., Featherstone J. D., et al. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths. *Appl. Opt.* 1995. Vol. 34, issue 7. P. 1278–1285. DOI: 10.1364/AO.34.001278.
9. Jones R. S., Huynh Gigi D., Jones G. C., et al. Near-infrared transillumination at 1310-nm for the imaging of early dental decay. *Opt. Express.* 2003. Vol. 11, issue 18. P. 2259–2265. DOI: 10.1364/OE.11.002259.
10. Hale G. M., Querry M. R. Optical constants of water in the 200-nm to 200- $\mu$ m wavelength region. *Appl. Optics.* 1973. Vol. 12, issue 3. P. 555–563. DOI: 10.1364/AO.12.000555.
11. Wilson R. H., Nadeau K. P., Jaworski F. B., et al. Review of short-wave infrared spectroscopy and imaging methods for biological tissue characterization. *J. Biomed. Optics.* 2015. Vol. 20, issue 3. P. 1–11. DOI: 10.1117/1.JBO.20.3.030901.
12. Voropay E. S., Samtsov M. P., Lyashenko L. S. Recording of fluorescence from the probes based on polymethine dyes in the tissues *in vivo*. *J. Belarus. State Univ. Phys.* 2017. No. 1. P. 28–33 (in Russ.).

Статья поступила в редколлегию 27.12.2016.  
Received by editorial board 27.12.2016.