

зубов 4.5 и 3.5 они незначительны и не превышают 2 мкм, а в области зубов 4.7, 3.1 и 3.7 они малы – не более 0,1 мкм (рис. 5).

При анализе протеза, отлитого фрагментами и спаянного на модели в области зубов 3.4 и 4.3 (вариант В), мы увидели, что для данного варианта изготовления протеза есть деформации и перемещения вблизи опорных зубов 4.3 и 3.3 – не более 2,5 мкм. Около зубов 4.5 и 3.5 они незначительны и не превышают 2 мкм, а в области зубов 4.7, 3.1 и 3.7 они малы – не более 0,1 мкм (рис. 6 на вклейке).

При изучении деформирования протеза металлического каркаса, отлитого дугой, распиленного в области зубов 3.4 и 4.3 и спаянного на модели в этих же местах (вариант С), можно сделать вывод, что имеют место деформации и перемещения вблизи опорных зубов 4.3 и 3.3 – порядка 4 мкм. Около зубов 4.5, 3.1 и 3.5 они малы – практически нулевые, в области зубов 4.7 и 3.7 они не превышают 2 мкм и направле-

ны наружу. Происходит поворот протеза относительно зубов 4.5 и 3.5 (рис. 7 на вклейке).

В таблице показаны средние значения перемещений опорных зубов для всех 3 вариантов протезов.

Заключение

Анализируя полученные данные деформирования и перемещения опорных зубов, можно сказать, что предпочтительным является протез, изготовленный из литых фрагментов, которые в дальнейшем скреплялись пайкой на каркасе, при котором величины деформирования протеза и перемещений опорных зубов сравнительно малы в сравнении с другими каркасами, изготовленными способами, рассмотренными ранее, но также следует указать и на тот факт, что повторная пайка литого мостовидного протеза приводит к увеличению деформации в области опорных зубов.

Поступила 04.02.13

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2013

УДК 616.314-073.537

И.Н. Сарычева¹, О.О. Янушевич², Д.А. Минаков³, В.А. Шульгин⁴, В.М. Кашкаров⁴

ЛАЗЕРНО-ИНДУЦИРОВАННАЯ ФЛЮОРЕСЦЕНЦИЯ ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА

¹ГБОУ ВПО Воронежская государственная медицинская академия имени Н.Н. Бурденко, ул. Студенческая 10., Воронеж, Россия, 394000; ²ГБОУ ВПО Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова, ул. Делегатская 20/1, Москва, Россия, 127473; ³ВУНЦ ВВС Военно-воздушная академия, ул. Старых Большевиков 54а, Воронеж, Россия, 394064; ⁴ФГБОУ ВПО Воронежский государственный университет, Университетская пл. 1, Воронеж, Россия, 394006

Получены спектры флюоресценции эмали, дентино-эмалевой границы (ДЭГ), дентина, а также различных анатомо-морфологических областей интактных зубов при возбуждении лазерными источниками с длинами волн 405, 445 и 531 нм. Обнаружено, что наибольшим свечением обладает область ДЭГ, а наименьшим – область эмали, в то же время формы спектров очень схожи друг с другом для всех источников возбуждения. Это дает основание сделать предположение о том, что центры люминесценции в эмали, дентине и ДЭГ имеют единую природу. При этом наблюдается смещение максимума флюоресценции в длинноволновую область при увеличении длины волны возбуждения. Показано, что интенсивность флюоресценции интактных зубов существенно зависит от области исследования. Сделано предположение о том, что вклад в флюоресценцию твердых тканей зубов вносят несколько эндогенных флюорофоров, прежде всего структурные вещества белков коллагена и амелогенина, а также нестехиометрические кристаллы гидроксилатапата кальция.

Ключевые слова: лазерно-индуцированная флюоресценция, дентин, эмаль, дентино-эмалевая граница, кристаллы гидроксилатапата кальция

LASER-INDUCED FLUORESCENCE OF HARD DENTAL TISSUES

I. N. Sarycheva, O. O. Yanushevich, D. A. Minakov, V. A. Shulgin, V. M. Kashkarov

Fluorescence spectra of enamel, dentin-enamel junction (DEJ), and dentin as well as various anatomic-morphological regions of intact teeth were obtained under excitation with the laser sources of 405, 445 and 532 nm wavelengths. It was observed that DEJ was characterized by the highest intensity of fluorescence while dental enamel demonstrated the least intensity; at the same time spectra shapes are very similar for all of the applied excitation sources. This makes it possible to make an assumption that the luminescence spectra in the enamel, dentin and DEJ are of the common nature. One can observe the shift of fluorescence peak towards long-wave range with the increase of the excitation wavelength. Intensity of fluorescence was shown to be considerably dependent on the area of the study. We made an assumption that fluorescence of the hard dental tissues is contributed by several endogenous phosphors, first of all, by structural agents of collagen and amelogenin, and also by non-stoichiometric crystals of hydroxyapatite.

Key words: laser-induced fluorescence, dentin, enamel, dentin-enamel junction, crystals of hydroxyapatite

Введение

В последние десятилетия возможности современной стоматологии неизмеримо возросли [13, 18]. Но несмотря на это процент встречаемости патологий твердых тканей, особенно на ранних стадиях их развития, остается достаточно высоким. В связи с этим решение задачи диагностики самых ча-

сто встречающихся патологий зубов – кариеса, некариозных поражений остается актуальной.

Одними из наиболее перспективных методов решения данной проблемы являются методы оптической спектроскопии, среди которых прежде всего следует выделить метод лазерно-индуцированной флюоресцентной спектроскопии, который уже достаточно давно и успешно используется в различных областях медицины, таких как гинекология, офтальмология, онкология и стоматология [5, 10, 17]. За последние сто лет было проведено множество исследований флюоресценции зубов,

Сарычева Ираида Николаевна (Sarycheva Iraidia Nikolaevna)
+70623275555, e-mail: iraidaa@mail.ru

и в настоящее время полученные результаты воплощены в виде мощного диагностического инструмента для регистрации прежде всего кариозных заболеваний [15, 16].

Вместе с тем остаются проблемы в понимании механизмов флюоресценции твердых тканей зуба как интактных, так и патологических. Кроме того, при регистрации кариеса и некариозных патологий, особенно начальных стадий, крайне важно учитывать светочувствительные свойства анатомо-морфологических областей интактных зубов [19]. В связи с этим исследования в данной области остаются актуальными и, несомненно, позволяют значительно повысить точность диагностических технологий на основе метода лазерно-индуцированной флюоресценции.

Цель работы в исследовании флюоресценции интактных участков твердых тканей зубов с учетом их анатомо-морфологического строения.

Материалы и методы

Исследования проводились на удаленных по медицинским показаниям 15 зубах людей. Все зубы были интактными, согласно предварительным клиническим и рентгенологическим исследованиям. Образцы зубов подготовлены следующим образом. Удаленные зубы промывали в проточной воде, очищали от зубного налета, поверхность высушивали фильтровальной бумагой. Затем зубы распиливали сагиттально на специализированной установке двухсторонним алмазным диском с водяным охлаждением. В результате получали шлифы зубов, толщина которых была одной и той же, и составляла величину равную приблизительно 2 мм. С помощью оптического микроскопа фиксировали зоны предполагаемого исследования при 5–30-кратном увеличении. Таким образом, производили локализацию исследуемого участка. На образцах изучались следующие зоны: эмаль, дентинно-эмалевая граница (ДЭГ), дентин. Кроме того, для исследований использовали также образцы интактных не распиленных зубов. До проведения экспериментов подготовленные образцы помещали в физиологический раствор для консервации.

При исследовании образцов использовали метод лазерно-индуцированной флюоресценции. В современных исследованиях применение технических средств волоконной оптики позволило существенно повысить эффективность использования данного метода для идентификации кариеса и некариозных поражений зубов [11, 12]. В устройствах используется лазерное излучение, стимулирующее флюоресценцию. Это излучение направляется по оптическому волноводу к объекту. Сигнал флюоресценции возвращается по тому же волноводу и направляется делительной призмой к спектрофотометру.

В данной работе использовано усовершенствованное волоконно-оптическое устройство регистрации лазерно-индуцированной флюоресценции [2, 3]. Предложенное техническое решение по модернизации оптической схемы устройства позволило существенно снизить потери сигнала флюоресценции при передаче его в спектрофотометр и исключить частотно-зависимые потери. Спектры флюоресценции регистрировали волоконно-оптическим спектрофотометром USB4000-VIS-NIR (350–1000 нм) фирмы "Ocean Optics", сопряженным с компьютером.

В качестве источников возбуждения флюоресценции применяли различные лазерные диоды, излучающие на длинах волн 405 и 445 нм, а также лазерный модуль с максимумом излучения 532 нм. Плотность мощности излучения не превышала 20 мВт/см². Для вырезания длинноволновой области излучения лазерных диодов, а также выделения излучения флюоресценции использовали соответствующие интерференционные светофильтры (ThorLabs). В данной работе мы применяли кварцевое оптоволокно с апертурой волновода 600 мкм (QP600, "Ocean Optics").

Измерения проводились в темноте в отсутствие источников рассеянного света при комнатной температуре. От каж-

дой области зуба было снято по 5 спектров флюоресценции, которые затем были усреднены. Далее усредненные спектры флюоресценции нормировались на максимум интенсивности, после чего полученные спектры были уже усреднены по всем образцам исследования в соответствии с анатомо-морфологическими областями зубов.

Результаты

На рис. 1 представлены нормированные на максимум усредненные спектры флюоресценции различных анатомо-морфологических областей зуба: эмали, дентина и ДЭГ, полученные при возбуждении лазерными диодами с длинами волн 405 нм (рис. 1, а), 445 нм (рис. 1, б) и лазерным модулем с длиной волны 532 нм (рис. 1, в). Из рис. 1 видно, что формы спектров флюоресценции для каждого из источников возбуждения достаточно сложны, но вместе с тем имеют схожую структуру для всех исследованных областей зуба. Наибольшей интенсивностью флюоресценции при возбуждении всеми использованными лазерными источниками обладает область ДЭГ. Интенсивность свечения дентина меньше, чем ДЭГ, но более чем в 2 раза выше интенсивности свечения эмали в максимумах соответствующих полос флюоресценции. При этом разница между интенсивностью свечения дентина и ДЭГ возрастает при увеличении длины волны возбуждения. Отметим так же, что при увеличении длины волны возбуждения падает интенсивность флюоресценции от всех исследованных областей зубов.

Максимум спектров флюоресценции эмали, дентина и ДЭГ при возбуждении излучением с длиной волны 405 нм расположен в области 512 нм. При возбуждении излучением с длинами волн 445 и 532 нм максимум смещается в длинноволновую сторону и соответствует 528 и 562 нм. Таким образом, наблюдается длинноволновое смещение максимума флюоресценции исследованных областей при увеличении длины волны возбуждения (рис. 1, г).

На рис. 2 представлены нормированные на максимум усредненные спектры флюоресценции различных анатомо-морфологических областей интактных зубов: области жевательных бугорков, тела и пришеечной области, полученные при возбуждении лазерными диодами с длинами волн 405 (рис. 2, а), 445 (рис. 2, б) и лазерным модулем с длиной волны 532 нм (рис. 2, в).

Из рис. 2 видно, что наибольшей интенсивностью флюоресценции обладает пришеечная область при возбуждении всеми использованными лазерными источниками, а наименьшей – область жевательных бугорков. Формы спектров флюоресценции исследованных областей интактных зубов для всех источников возбуждения имеют схожую друг с другом структуру, но несколько отличаются от формы спектра флюоресценции эмали шлифа зуба. Прежде всего, это наблюдается в области максимума, где полоса имеет более широкую форму. Связано это, вероятнее всего, с тем, что полоса флюоресценции состоит из нескольких составляющих. При исследовании эмали шлифа зуба более коротковолновая составляющая спектра флюоресценции имеет меньшую интенсивность в отличие от эмали целого зуба. В результате максимум спектров флюоресценции пришеечной области, области тела и жевательных бугорков при возбуждении излучением с длиной волны 405 нм расположен в пределах 490 нм (см. рис. 2, а). При возбуждении излучением с длинами волн 445 и 532 нм максимум смещается в длинноволновую сторону и соответствует длинам волн 517 и 562 нм соответственно (см. рис. 2, б, в). Таким образом, наблюдается также длинноволновое смещение максимума флюоресценции исследованных областей при увеличении длины волны возбуждения (см. рис. 2, г). Отметим также, что как и для шлифов зубов, так и при увеличении длины волны возбуждения падает интенсивность флюоресценции от всех исследованных областей интактных зубов.

Обсуждение

Поскольку форма спектров флюоресценции эмали, дентина и ДЭГ достаточно схожа для всех использованных источников возбуждения (см. рис. 1), можно сделать предположение о единой природе центров люминесценции, несмотря на резкое отличие этих областей по строению и химическому составу [1].

Как известно, одними из составляющих твердых тканей зубов являются эндогенные флюорофоры, такие как триптофан, тирозин, коллаген, эластин, NADH, флавины, порфирины и др. Некоторые из них флуоресцируют в видимом диапазоне [6]. На настоящий момент общепризнано, что фотолюминесценция эмали и дентина в основном обусловлена именно органическим веществом, внедренным в неорганическую полукристаллическую матрицу апатитов кальция [14, 20].

Наиболее вероятными флюорофорами, ответственными за флюоресценцию эмали и дентина, являются межмолекулярные перекрестные звенья коллагена, представляющие собой гидроксиллизилпиридинолин (hydroxylslypyridinoline) (ГП) и лизилпиридинолин (lysylpyridinoline) (ЛП), основу которых составляет 3-гидроксипиридиновое (3-hydroxypyridinium) кольцо [20]. Действительно, гидроксипиридиновые перекрестные звенья коллагена присутствуют и в дентине, и в эмали, а также флуоресцируют в видимом спектральном диапазоне [4]. Поэтому свечение дентина и эмали, наблюдаемое и в нашей работе, действительно, может быть обусловлено свечением ГП и ЛП. Смещение же максимума флюоресценции в длинноволновую область при увеличении длины волны возбуждения (см. рис. 1, з) можно объяснить неоднородным окружением флюорофоров, например ГП и ЛП, в эмали, дентине и ДЭГ [20]. Флюорофоры в этом случае – ансамбль раз-

нородных частиц, энергии основных и возбужденных уровней, которые будут отличаться друг от друга.

Вместе с тем, имеется ряд экспериментальных фактов, свидетельствующих о том, что ГП и ЛП являются не единственно возможными флюорофорами, ответственными за наблюдаемую флюоресценцию. Например известно, что концентрация коллагена в эмали значительно ниже по сравнению с дентином [4]. Так, концентрация ГП в эмали в 605 раз ниже, чем в дентине, а ЛП в 251 раз. В то же время интенсивность флюоресценции дентина в максимуме соответствующей полосы не более чем в 3 раза превышает интенсивность свечения эмали. Так же известно, что возбуждение в области максимума поглощения ГП и ЛП (325 нм) приводит к их флюоресценции с достаточно большой полушириной (около 70 нм), максимум которой расположен в области 400 нм [9]. Поэтому мы должны наблюдать длинноволновый хвост данной полосы, в то же время в спектре флюоресценции при возбуждении излучением с длиной волны 405 нм отчетливо проявляется максимум полосы. Кроме того, авторы работы [20] не отрицают возможного вклада в флюоресценцию эмали и дентина других эндогенных флюорофоров, например триптофана и тирозина. То, что флюоресценция обусловлена не только гидроксипиридиновыми перекрестными звеньями коллагена, следует также и из утверждения, что соотношения между интенсивностями флюоресценции эмали, дентина и ДЭГ не сохраняются при изменении длины волны возбуждения (см. рис. 1а, б, в). Поэтому окончательной ясности в этом вопросе на настоящий момент нет.

Отметим также интересный экспериментальный результат, заключающийся в том, что область ДЭГ обладает большей флюоресценцией по сравнению с интенсивностью свечения

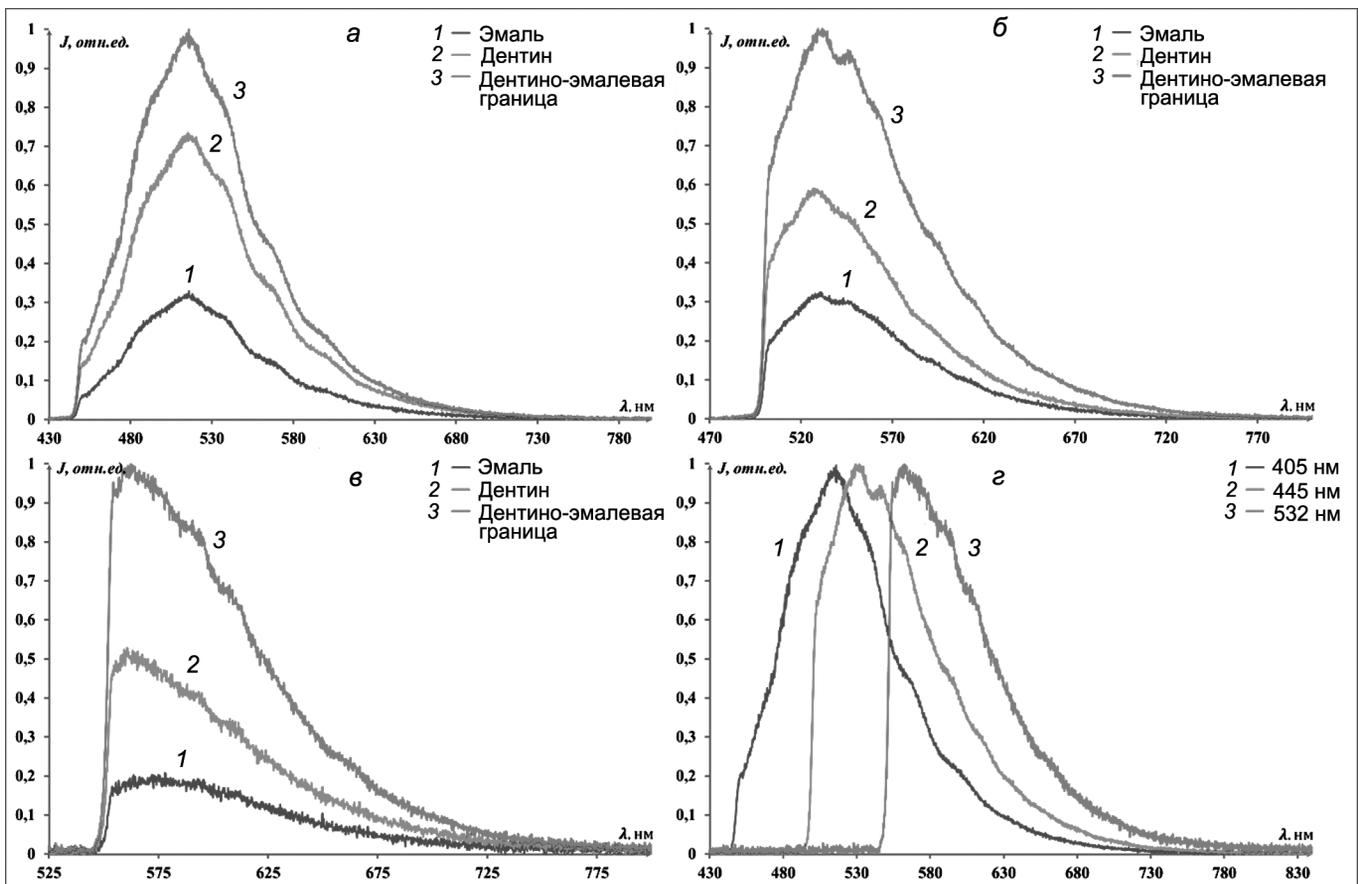


Рис. 1. Нормированные спектры флюоресценции эмали (1), дентина (2) и ДЭГ (3) шлифов зубов, полученные при возбуждении лазерными источниками с длинами волн: (а) – 405 нм; (б) – 445 нм. (з) – нормированные спектры флюоресценции ДЭГ при возбуждении различными лазерными источниками (стр. 3).

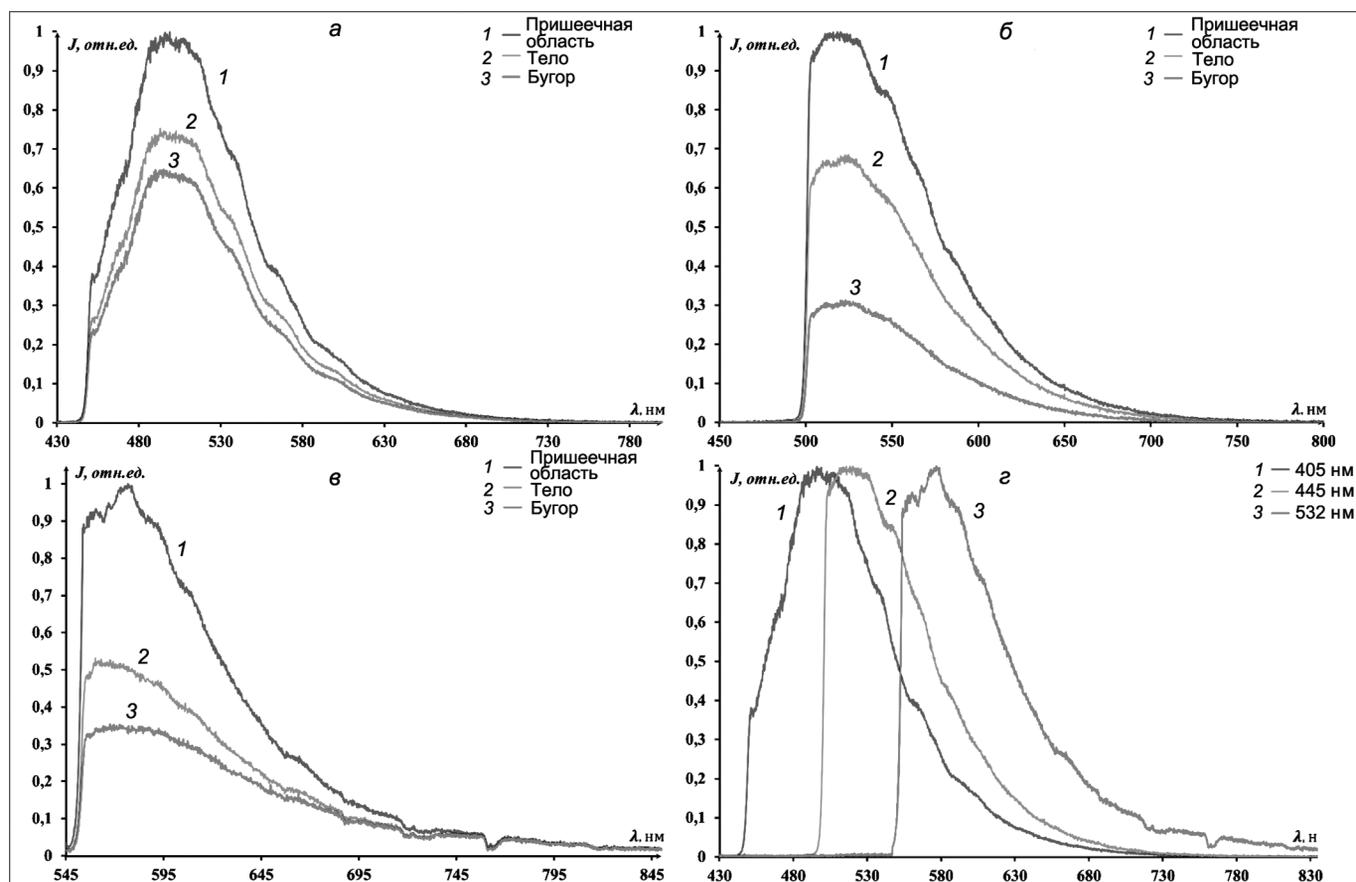


Рис. 2. Нормированные спектры флюоресценции пришеечной области (1), области тела (2) и бугра (3) интактных зубов, при возбуждении лазерными источниками с длинами волн: (а) – 405 нм; (б) – 445 нм; (в) – 532 нм. (г) – нормированные спектры флюоресценции пришеечной области при возбуждении различными лазерными источниками (стр. 4)

эмали и дентина в отдельности (см. рис. 1, в). А поскольку толщина ДЭГ составляет несколько сот микрометров [8], и апертура волновода, использованного в данном исследовании оптического волокна, составляет 600 мкм, то относительная интенсивность ДЭГ должна быть еще выше. Известно, что коллаген, а также амелогенин являются основными внеклеточными белками органической матрицы дентина и эмали. Коллаген составляет около 90% органической части дентина, а органическая матрица зрелой эмали содержит примерно 90% амелогенина [1, 4, 8, 9]. Вместе с тем, оба этих белка присутствуют в области ДЭГ и обеспечивают удивительно прочную связь между дентином и эмалью [8]. Поэтому флюоресценция ДЭГ может быть обусловлена межмолекулярными перекрестными звеньями коллагена. Кроме того, вклад в флюоресценцию может давать и амелогенин, поскольку содержит флюоресцирующие вещества, например, тирозин. Вопрос, почему свечение ДЭГ обладает большей интенсивностью остается не вполне ясным и требует дальнейших исследований.

На наш взгляд, вклад в спектр флюоресценции твердых тканей зубов могут вносить не только указанные эндогенные флюорофоры. Действительно, эмаль на 95%, а дентин на 70% состоит из минеральной фазы, преимущественно из кристаллов гидроксилатапата. Состав "идеального" гидроксилатапата кальция соответствует формуле $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, т. е. он десятикратный с молярным соотношением Са/Р, равным 1,67 [1]. Стехиометрические кристаллы гидроксилатапатов кальция являются диэлектриками и при использованных в работе источниках возбуждения люминесцировать не должны. Однако, в природе встречаются гидроксилатапаты кальция с соотношением Са/Р от 1,33 до 2,0. Это может быть обусловлено, например, замещением в анионной или катионной подрешетках этих кристаллов Са на элементы с близкими

свойствами (Sr, Ba, Mg, гидроксоний (H_3O^+) и др.). Другой возможной причиной изменения состава гидроксилатапатов кальция является наличие вакантных мест в их кристаллической решетке. В результате светочувствительные свойства кристаллов могут измениться. Действительно, предварительные результаты, полученные нами для нанокристаллов гидроксилатапатов кальция, замещенных кремнием и магнием, свидетельствуют о том, что они люминесцируют при возбуждении фиолетовым и синим источниками возбуждения, при этом спектр их люминесценции сопоставим со спектром для твердых тканей зубов и по интенсивности и по форме. Из исследования эмали, дентина и ДЭГ, выполненного нами на сканирующем электронном микроскопе JSM-6510LV ("JEOL Ltd."), следует, что наибольшая концентрация таких элементов как Mg, F, Cl, не входящих в состав стехиометрического гидроксилатапата кальция, обнаружена в области ДЭГ, а наименьшая – в области эмали. Таким образом, если предположить, что замещенные кристаллы гидроксилатапатов вносят вклад в свечение твердых тканей зубов, то становится ясным, почему область ДЭГ обладает наибольшим свечением.

Результаты, полученные для шлифов зубов, можно использовать для интерпретации спектров флюоресценции различных анатомо-морфологических областей интактных зубов (см. рис. 2). Действительно, для данной длины волны возбуждения существует определенная глубина ее проникновения внутрь зуба, что обусловлено оптическими свойствами твердых тканей зубов [7]. При исследовании эмали, дентина и ДЭГ на шлифах зубов, толщина этих областей была одной и той же в отличие от интактных зубов, где первым слоем, взаимодействующим с излучением, была эмаль. Причем толщина эмали неоднородна. Она максимальна в области жевательных бугорков постоянных зубов и достигает 2,3–3,5 мм. На латеральных

поверхностях она обычно равна 1–1,3 мм, а в области шейки зуба толщина минимальна и составляет 0,01 мм [1].

Из всех использованных в работе источников возбуждения наименьшей глубиной проникновения внутрь твердых тканей зубов обладает излучение с длиной волны 405 нм. Вместе с тем, для данного излучения наблюдается и максимальное поглощение, поскольку максимум спектров поглощения флюорофоров, предположительно ответственных за флюоресценцию, находится в ультрафиолетовой области спектра [6, 9]. Поэтому при исследовании, например, области бугра целого зуба, обладающего наибольшей толщиной эмали, возбуждающее излучение в значительной степени затухает именно в области эмали, в то время как при исследовании пришеечной области излучение проникает в область ДЭГ и дентина, которые обладают большим свечением по сравнению с эмалью. В результате именно толщиной эмали объясняется наблюдаемая разница в интенсивностях свечения различных анатомо-морфологических областей интактных зубов.

Заключение

Анализ светочувствительных свойств эмали, дентина и ДЭГ крайне важен не только для определения механизмов их свечения, но и при регистрации и дифференциации зубных патологий на различных стадиях их развития *in vivo*. Действительно, при исследовании патологий твердых тканей зубов может оказаться, что спектры их флюоресценции будут отличаться от интактных областей пораженного зуба лишь по интенсивности, но не по форме. Полученные нами результаты свидетельствуют о том, что в этом случае необходимо учитывать анатомо-морфологические области зубов, на которых развивается патология.

На наш взгляд окончательной ясности относительно механизма флюоресценции эмали, ДЭГ и дентина на сегодняшний день нет. Наиболее вероятными флюорофорами, ответственными за флюоресценцию эмали, ДЭГ и дентина, являются флюоресцирующие структурные вещества белков коллагена

и амелогенина. Кроме того, по нашему мнению, некоторый вклад в флюоресценцию твердых тканей зубов могут вносить нестехиометрические кристаллы гидроксилалюмината кальция.

ЛИТЕРАТУРА

1. Боровский Е.В., Леонтьев В.К. Биология полости рта. М.: Медицинская книга; 2001.
2. Сарычева И.Н., Янушевич О.О., Минаков Д.А. и др. Российская стоматология. 2012; 3: 50–6.
3. Сарычева И.Н., Янушевич О.О., Минаков Д.А. и др. Пат. РФ № 2464549. – 2011.
4. Acil Y., Mobasseri A. E., Warnke P. H. et al. Calcif. Tissue Int. 2005; 76: 121–6.
5. Alfano R., Pradhan A., Tang G. et al. J. Opt. Soc. Am. B. 1989; 6: 1015–23.
6. Bachmann L., Zzell D. M., Ribeiro A. C. et al. Appl. Spectroscopy Rev. 2006; 41: 575–90.
7. Brodbelt R.H.W., O'Brien W. J., Fan P. L. et al. J. Dent. Res. 1981; 60: 1749–53.
8. Deshpande A., Fang P.-A., Simmer J. et al. J. Biol. Chem. 2010; 285(25): 19277–87.
9. Eyre D. R. Annu. Rev. Biochem. 1984; 53: 717–48.
10. Gmitro A., Cutruzzola F., Stetz M. et al. Appl. Optics. 1988; 27: 1844–9.
11. Hack A. Pat. USA US 6,561,802 B2. – 2003.
12. Heckenberger H. Pat. USA 6,053,731. – 2000.
13. Higham S.M., Pender N., Jong E. J. et al. J. Appl. Phys. 2009; 105: 102048(1)–102048(8).
14. König K., Flemming G., Hibst R. Cell. Mol. Biol. 1998; 48: 1293–300.
15. Loschenov V.B., Konov V.I., Prohorov A.M. Laser Physics. 2000; 10: 1118–207.
16. Lussi A., Hibst R., Paulus R. J. Dent. Res. 2004; 83: C80–3.
17. Montan S., Svanberg K., Svanberg S. Optics Lett. 1985; 10: 56–8.
18. Pretty I.A. J. Dent. Res. 2006; 34: 727–39.
19. Sundstrom F., Fredriksson K., Montan S. et al. Swedish Dent. J. 1985; 9: 71–80.
20. Zhang L., Nelson L., Seibel E. J. Biomed. Optics. 2011; 16(7): 071411(1)–071411(5).

Поступила 30.10.12

КЛИНИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2013

УДК 616.314.18-002.2-055.26-08

Ш.З. Атаева, С.И. Абакаров, В.М. Гринин

ЛЕЧЕНИЕ ХРОНИЧЕСКИХ ФОРМ ПУЛЬПИТА ПОСТОЯННЫХ ЗУБОВ У БЕРЕМЕННЫХ С ПРИМЕНЕНИЕМ АМПУТАЦИОННОГО МЕТОДА

Оценена эффективность лечения пульпита постоянных зубов у 26 беременных женщин методом витальной ампутации с помощью препарата Пульпотек. Доказана клиническая и рентгеновская эффективность данного метода, научно обосновано применение метода витальной ампутации пульпы в лечении пульпита постоянных зубов у беременных.

Ключевые слова: пульпит, ампутация, беременная женщина

TREATMENT OF THE CHRONIC FORMS OF PULPITIS OF CONSTANT TEETH AT THE PREGNANT WOMAN WITH APPLICATION OF A AMPUTATION METHOD

Sh.Z. Ataeva, S.I. Abakarov, V.M. Grinin

The efficiency of treatment of pulpitis of constant teeth at 26 pregnant women by a method of a vital amputation with the help of a preparation "Pulpotek" is appreciated. The clinical and x-ray efficiency of the given method is proved, the scientific substantiation of application of a method of a vital amputation of a pulps in treatment of pulpitis of constant teeth at the pregnant woman is given.

Key words: the pulpitis, amputation, pregnant woman