



Краткие сообщения

Краткое сообщение

УДК 537.226

Научная специальность ВАК - 1.3.8. Физика конденсированного состояния

<https://doi.org/10.17308/kcmf.2025.27/13021>

ИК-синхротронная нановизуализация биомиметического слоя на основе триметилдигидрохинолина и нанокристаллического гидроксиапатита

П. В. Середин^{1✉}, Д. Л. Голощапов¹, Я. А. Пешков¹, Н. С. Буйлов¹, А. Ю. Потапов¹,
Х. С. Шихалиев¹, Ю. А. Ипполитов², Raul O. Freitas³, Francisco C. B. Maia³

¹Воронежский государственный университет,
Университетская пл. 1, Воронеж 394018, Российская Федерация

²Воронежский государственный медицинский университет им. Н. Н. Бурденко,
ул. Студенческая, 10, Воронеж 394036, Российская Федерация

³Brazilian Synchrotron Light Laboratory (LNLS), Brazilian Center for Research in Energy and Materials (CNPEM),
Campinas 13083-970, Sao Paulo, Brazil

Аннотация

Цель статьи: В работе представлены результаты исследований биомиметического органоминерального слоя на основе триметилдигидрохинолина, полимеризованного в присутствии нанокристаллического карбонатзамещённого нестехиометрического гидроксиапатита.

Экспериментальная часть: Визуализация особенностей морфологии биомиметического слоя реализована с использованием метода синхротронной инфракрасной спектроскопии ближнего поля.

Выводы: Показано, что сформированный на поверхности зубной эмали биомиметический слой имеет морфологическую структуру однородно распределённой и плотноупакованной композиционной плёнки поли 2,2,4-триметил-1,2-дигидрохинолин-6,7-диол/н-кГАп. При этом сформированное стоматологическое покрытие на основе полидигидроксихинолина и нанокристаллического гидроксиапатита имеет коэффициент твердости по Виккерсу близкий к тому, который характерен для здоровой эмали.

Ключевые слова: триметилдигидрохинолин, биомиметический слой, зубная эмаль, инфракрасная спектроскопия ближнего поля, синхротронное излучение

Источник финансирования: Исследование выполнено при финансовой поддержке Российского научного фонда в рамках научного проекта № 23-15-00060.

Благодарности: В данном исследовании использовалось оборудование канала IMBUA-nano Бразильской лаборатории синхротронного излучения (SIRIUS) в Бразильском центре исследований в области энергии и материалов (CNPEM) в рамках заявки 20241295.

Для цитирования: Середин П. В., Голощапов Д. Л., Пешков Я. А., Буйлов Н. С., Потапов А. Ю., Шихалиев Х. С., Ипполитов Ю. А., Raul O. Freitas, Francisco C. B. Maia. ИК-синхротронная нановизуализация биомиметического слоя на основе триметилдигидрохинолина и нанокристаллического гидроксиапатита. *Конденсированные среды и межфазные границы*. 2025;27(3): 483–489. <https://doi.org/10.17308/kcmf.2025.27/13021>

For citation: Seredin P. V., Goloshchapov D. L., Peshkov Y. A., Buylov N. S., Potapov A. Yu., Shikhaliev Kh. S., Ippolitov Yu. A., Raul O. Freitas, Francisco C. B. Maia. Infrared synchrotron nanovisualization of a biomimetic layer composed of trimethyldihydroquinoline and nanocrystalline hydroxyapatite. *Condensed Matter and Interphases*. 2025;27(3): 483–489. <https://doi.org/10.17308/kcmf.2025.27/13021>

✉ Середин Павел Владимирович, e-mail: paul@phys.vsu.ru

© Середин П. В., Голощапов Д. Л., Пешков Я. А., Буйлов Н. С., Потапов А. Ю., Шихалиев Х. С., Ипполитов Ю. А., Freitas R. O., Maia F. C. B., 2025



Контент доступен под лицензией Creative Commons Attribution 4.0 License.

1. Введение

В последнее десятилетие наблюдается экспоненциальный рост внимания к стоматологическим биоматериалам, наносимыми на поверхность зубной ткани в виде тонких пленок, одновременно обладающими антимикробным эффектом. Одним из потенциальных классов молекул, способных проявлять антибактериальные свойства против различных бактерий, является хинолин и его производные [1], которые способны формировать однородные плёнки [2], одновременно проявляя сильную противомикробную активность [3]. При этом в литературе практически нет сообщений о применении хинолинов в стоматологической области. Причиной этого является неудовлетворительная сила сцепления стоматологического материала с поверхностью зубной твердой ткани, низкая стабильность и малое время функционирования.

Решением первой из указанных проблем является включение функциональных групп в состав хинолиновых производных, позволяющих осуществлять химическую адсорбцию полимера на поверхности материала [4, 5]. Как было неоднократно показано, повышение стабилизации и функционирования таких плёнок возможно за счёт использования наночастиц различных материалов [6]. Стратегия формирования на поверхности зубной эмали стоматологических слоев, сочетающих в себе одновременно как реминерализационные функции, так антимикробные свойства, является оптимальным решением задачи [7–9].

Одновременно с этим формирование биомиметических слоёв должно реплицировать на наноуровне биогенный комплекс эмали, для которого в пределах отдельных кристаллов осуществляется сопряжение посредством белковых цепей [10]. Определение механизмов сопряжения органоминеральной системы на наноуровне является сложной задачей, требующей включения целого комплекса методов. Одним из возможных подходов к решению которой является привлечение ближнепольной инфракрасной микроскопии, сопряжённой с атомно силовым микроскопом [11]. Объединение достоинств данных методов позволяет определить особенности молекулярного сопряжения различных соединений с одновременной регистрацией топографического расположения структурных элементов композита. В отношении апатита эмали данный метод позволяет визуализировать и установить особенности биогенного апатита как во время формирования, так и разрушения при патоло-

гиях на субмикронном уровне [12, 13]. Для синтетических наноматериалов на основе гидроксиапатита становится возможным выявить особенности формирования поверхностных фаз и иерархию композита на уровне отдельных нанокристаллов [14].

В данной работе привлечение синхротронной ближнепольной инфракрасной наноспектроскопии, объединенной с атомно силовым микроскопом, использовалось для установления органоминерального взаимодействия и иерархического устройства биомиметического слоя, созданного на основе нанополимера дигидроксихинолина и нанокристаллического гидроксиапатита.

2. Материалы и методы

Для создания биотемплейтов отбирались образцы интактных зубов человека с диагностированным по данным лазерно-индуцированной контрастной визуализации отсутствием кариозных поражений в твердых тканях [15, 16]. Плоскопараллельные сегменты зубной ткани получали путём разделения коронковой части зуба перпендикулярно окклюзионной поверхности в непосредственной близости к жевательному бугру по предложенной нами методике [16, 17].

Нанокристаллический карбонат-замещённый нестехиометрический гидроксиапатит со средними размерами нанокристаллов $25 \times 25 \times 50$ нм (н-кГАп) [18] был синтезирован методом химического осаждения [19, 20].

Триметилдигидрохинолин 2,2,4-trimethyl-1,2-dihydroquinoline-6,7-diol (6,7-DiOH-TMDHQ) гидробромид был синтезирован деметилированием 6,7-dimethoxy-2,2,4-trimethyl-1,2-dihydroquinoline бромистоводородной кислотой.

Для получения органоминеральных биомиметических слоев использовался раствор, содержащий н-кГАп в дистиллированной воде [21]. В подготовленный раствор вносили биотемплейт, после чего незамедлительно добавляли 6,7-DiOH-TMDHQ, подвергая его автоокислительной реакции.

Эксперименты по ИК-s-SNOM были выполнены с использованием оборудования канала IMBUA-папо в Бразильской лаборатории синхротронного излучения (LNLS). Для одночастотного возбуждения использовался набор квантовых каскадных лазеров (QCL) (MirCat, DRS Daylight Solutions Inc.), покрывающих диапазон от 930 до 1730 см^{-1} с минимальным шагом частоты 1 см^{-1} . Для регистрации амплитуды и фазы рассеянного сигнала оптическая установка осна-

щена псевдогетеродином (psHet) и асимметричным интерферометром Майкельсона (neaSNOM, Neaspec GmbH) [22, 23].

Поверхностная морфология и топология минерализованного биомиметического слоя были изучены с помощью сканирующего электронного микроскопа (СЭМ) Tescan (TESCAN VEGA 3, Чехия). Образцы фиксировались на алюминиевых микроскопических подложках с использованием клейкой углеродной ленты, затем покрывались золотом (Au) в течение 120 секунд с использованием распыляющего устройства Quorum techniques Ltd (Q150t).

Механические свойства природной минерализованной твердой ткани и осажденных органоминеральных слоев изучали методом Викерса (Vicker).

3. Экспериментальные результаты и их обсуждение

На рис. 1 а, б представлены СЭМ изображения участка сегмента здоровой эмали (биотемплейта), а также образца 6,7-DiOH-PTMDHQ/н-кГАп. Анализ локальной морфологии природной минерализованной ткани (рис. 1а) демонстрирует ориентированный рост эмалевых призм [10, 24, 25], образованных плотными рядами нанокристаллов гидроксиапатита, что видно на врезке к рис. 1а [26]. Для образцов с биомиметическим покрытием 6,7-DiOH-PTMDHQ/н-кГАп наблюдается образование тонких полимерных плёнок, включающих агломераты синтетического гидроксиапатита (рис. 1б). Детальное рассмотрение морфологии биомиметического слоя (рис. 1б, врезка), позволяет сделать заключение о том, что внутри 6,7-DiOH-PTMDHQ слоя равномер-

но распределены сферообразные агломераты с размерами 100–200 нм. Это больше, чем характеристический размер нанокристаллов нано-кГАп [19], использованных в работе для формирования слоя. В то же время агломераты не просто включены в плёнку 6,7-DiOH-PTMDHQ, но и частично покрыты данным нанополимером.

Чтобы выявить особенности осаждения отдельных структурных элементов в составе биомиметического органоминерального слоя на биотемплейте с учетом локальных химических неоднородностей его морфологии (рис. 2) был использован метод инфракрасной синхротронной сканирующей оптической микроскопии ближнего поля IR s-SNOM с нанометровым пространственным разрешением [13, 27, 28]. При этом для возбуждения сигнала использовано излучение мощного квантово-каскадного ИК-лазера, которое обеспечило спектральное химическое картирование не хуже ~30 нм, а для анализа были выбраны однотипные участки образцов в области эмалевой призмы [29].

Для отображения спектрально-химических особенностей на участках образцов одновременно с топогией их поверхности (рис. 2а, б, д, е) были получены и визуализированы ближнепольные изображения оптической фазы и амплитуды s-SNOM, соответствующие ИК-поглощению и отражению с участков поверхности размером $500 \times 500 \text{ нм}^2$ (рис. 2в, г, ж, з). Для построения химического изображения использовалась резонансная энергия фотонов 1043 см^{-1} , соответствующая характеристическим колебаниям, ассоциированным с фосфатной полосой $\nu_3 \text{ PO}_4^{3-}$ апатита эмали и синтезированного нанокристаллического гидроксиапатита н-кГАп (рис. 2в, д, ж, з).

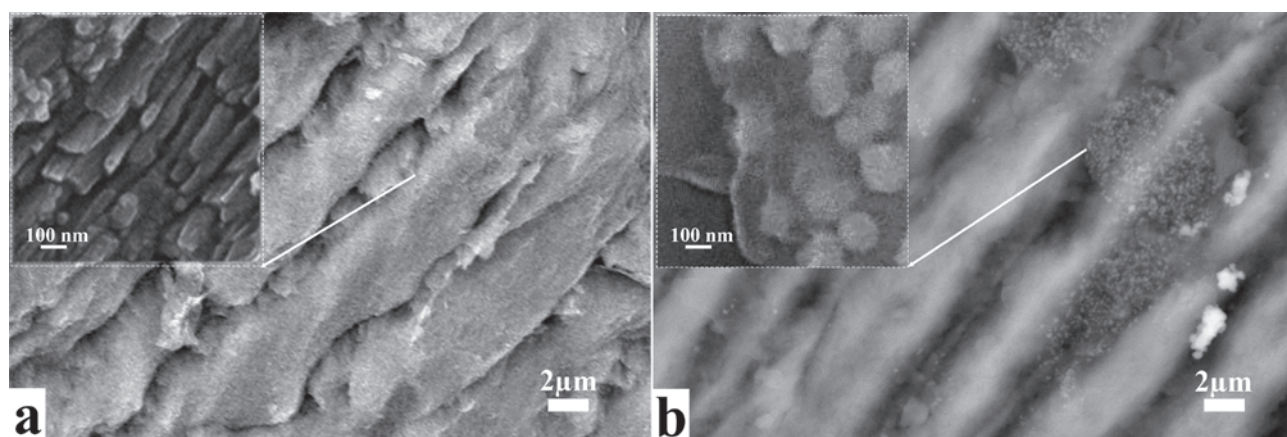


Рис. 1. Результаты SEM. (а) природная эмаль (биотемплейт); (б) PTMDHQ – покрытие на поверхности эмали на основе полимеризованного в присутствии н-кГАп 2,2,4-триметил-1,2-дигидрохинолин-6,7-диол

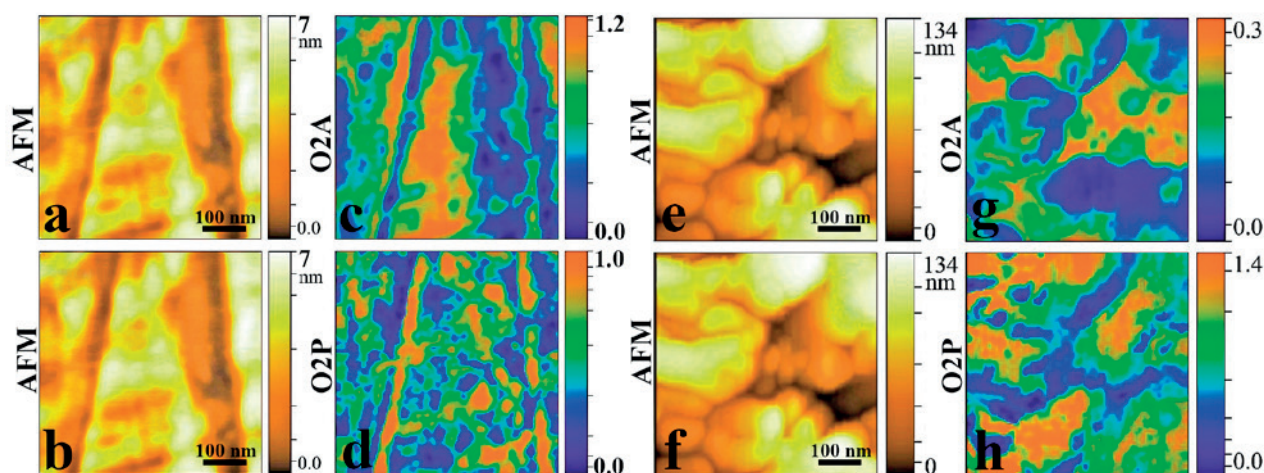


Рис 2. Результаты s-SNOM нановизуализации для образца природной эмали (вверху), PTMDHQ (внизу). Для каждого образца одновременно представлены 2D ACM изображения топографии поверхности на участке $500 \times 500 \text{ nm}^2$, а также химические изображения этих участков - распределение интенсивности второй гармоники для оптической амплитуды (O2A) и фазы (O2P), соответствующие ИК отражению и поглощению соответственно, на резонансных частотах 1043 cm^{-1} .

Анализируя ACM-изображения топологии поверхности эталонного образца природной эмали (рис. 2а, б) видно, что несмотря на тонкую полировку на рисунке видны борозды, оставленные абразивным материалом. При этом полученный с помощью IR s-SNOM контраст, отображающий распределение фосфатных групп зубного матрикса на этом участке (рис. 2в, д), визуализирует ход эмалевой призмы, образованной плотной упаковкой нанокристаллов апатита, а также достаточно гомогенное распределение аминокислотной сети, что соотносится с литературными данными [7, 12]. Из изображения химического контраста можно заметить, что область локализации эмалевой стержня на ACM-топологии (рис. 2б) совпадает с максимальной величиной оптической фазы, которая пропорциональна интенсивности оптического поглощения моды $\nu_3 \text{ PO}_4^{3-}$ 1043 cm^{-1} (рис. 2д). Анализ 2D ACM-топологии образца PTMDHQ (рис. 2д, е) демонстрирует, что его поверхность имеет характерную шероховатую морфологию, сформировавшуюся благодаря выполненной процедуре предобработки эмали с использованием ортофосфорной кислоты и гидроксида кальция [9] и осаждения PTMDHQ. При этом перепады нанорельефа достигают $\sim 130 \text{ nm}$ и визуализируют выход на поверхность образца нанокристаллов эмалевой призмы биотемплейта, проявляющихся после травления (рис. 2д).

Анализируя химические спектральные изображения образца PTMDHQ, построенные на ос-

нове распределения величины оптической амплитуды и фазы соответственно (рис. 2ж, з), нужно отметить, что эффективная глубина выхода полезного сигнала в методе IR s-SNOM достигает 100 nm [30]. Таким образом, с учетом технологических данных о толщине осажденных биомиметических слоев PTMDHQ (порядка 40 nm) химический контраст на спектральных изображениях одновременно отражает особенности как слоя, так и биотемплейта (рис. 2ж,з). PTMDHQ осаждался на поверхность биотемплейтов совместно с нанокристаллами дефектного н-кГАп, имеющего размеры $\sim 20 \times 50 \text{ nm}$ и морфологическую организацию схожую с той, которая характерна для апатита природной эмали [19, 20]. Ранее демонстрировалось, что ГАп образует комплексы с гидроксидинолином, связываясь за счёт образования п-п связей [31]. Это приводит к формированию глобулярных структур разного размера, диаметр которых зависит от исходной организации гидроксиапатита. Анализируя химические изображения, полученные с использованием s-SNOM (рис. 2ж, з), визуализирующие распределение поглощения и отражения на резонансной частоте фосфатной моды 1043 cm^{-1} , можно заметить следующее. На поверхности образца PTMDHQ наблюдаются участки локализации фосфатной моды с радиальной формой (рис. 2ж), что указывает на факт присутствия на поверхности агломератов (частиц) фосфатов с диаметром $\sim 100 \text{ nm}$. Этот результат также находится в согласии с результатом СЭМ (рис. 1б, врезка).

При этом максимум интенсивности локализации сигнала от пленки на картах s-SNOM совпадает с максимумом поглощения фосфатной моды 1043 см^{-1} и соответствует выходу эмалевых призм апатита эмали. Таким образом, анализ данных s-SNOM указывает на то, что на поверхности образца PTMDHQ образовались глобулы, состоящие из фосфатов кальция, окруженных органической оболочкой и включенных в структуру биомиметической плёнки на разной глубине. При этом сформировалась компактная структура, состоящая из частиц PTMDHQ/нано-кГАп, однородно распределенных по поверхности эмали и образовавших сплошной слой.

Для определения механических свойств полученных биомиметических слоев на основе PTMDHQ, осажденных в присутствии нанокристаллического гидроксиапатита на поверхности эмали, были выполнены испытания на микротвердость с использованием метода Викерса. Образцом сравнения был срез здоровой эмали без органоминерального слоя (биотемплейт). Результаты наших измерений микротвердости по Викерсу (VHN) при нагрузке 50 г и времени нагрузки 10 с показывают, что для образца здоровой эмали (биотемплейта) $VHN = 362 \pm 21$, а для биомиметических органоминеральных слоев PTMDHQ $VHN = 322 \pm 26$. Сравнение полученных значений с известными литературными данными для здоровой эмали 338 ± 16 [32] показывают, что VHN для образца PTMDHQ меньше всего лишь на 10 %, чем VHN для здоровой природной эмали.

Полученные данные указывают на потенциальную возможность использования PTMDHQ/нано-кГАп для формирования новых гибридных биопокровов на поверхности эмали, а также диктуют необходимость дальнейших исследований с целью повышения механических характеристик создаваемых биомиметических слоев.

4. Заключение

В работе представлены результаты исследований биомиметического органоминерального слоя на основе триметилдигидрохинолина, полимеризованного в присутствии нанокристаллического карбонатзамещенного нестехиометрического гидроксиапатита. Визуализация особенностей морфологии биомиметического слоя реализована с использованием метода синхротронной инфракрасной спектроскопии ближнего поля.

Показано, что сформированный на поверхности зубной эмали биомиметический слой име-

ет морфологическую структуру однородно распределенной и плотноупакованной композиционной плёнки поли 2,2,4-триметил-1,2-дигидрохинолин-6,7-диол/н-кГАп. При этом сформированное стоматологическое покрытие на основе полидигидроксихинолина и нанокристаллического гидроксиапатита имеет коэффициент твердости по Виккерсу близкий к тому, который характерен для здоровой эмали.

Заявленный вклад авторов

Все авторы сделали эквивалентный вклад в подготовку публикации.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет известных финансовых конфликтов интересов или личных отношений, которые могли бы повлиять на работу, представленную в этой статье.

Список литературы

1. Setlur A. S., Karunakaran C., Anusha V., ... Kusanur R. Investigating the molecular interactions of quinoline derivatives for antibacterial activity against bacillus subtilis: computational biology and in vitro study interpretations. *Molecular Biotechnology*. 2024;66: 3252–3273. <https://doi.org/10.1007/s12033-023-00933-6>
2. Wang R., Cao Y., Jia D., Liu L., Li F. New approach to synthesize 8-hydroxyquinoline-based complexes with Zn^{2+} and their luminescent properties. *Optical Materials*. 2013;36: 232–237. <https://doi.org/10.1016/j.optmat.2013.08.032>
3. Abeydeera N., Benin B. M., Mudarmah K., ... Huang S. D. Harnessing the dual antimicrobial mechanism of action with Fe(8-Hydroxyquinoline) $_3$ to develop a topical ointment for mupirocin-resistant MRSA infections. *Antibiotics*. 2023;12: 886. <https://doi.org/10.3390/antibiotics12050886>
4. Nowicki J., Jaroszewska K., Nowakowska-Bogdan E., Szmatoła M., Iłowska J. Synthesis of 2,2,4-trimethyl-1,2-H-dihydroquinoline (TMQ) over selected organosulfonic acid silica catalysts: selectivity aspects. *Molecular Catalysis*. 2018;454: 94–103. <https://doi.org/10.1016/j.mcat.2018.05.016>
5. Kumar G., Sathe A., Krishna V. S., Sriram D., Jachak S. M. Synthesis and biological evaluation of dihydroquinoline carboxamide derivatives as anti-tubercular agents. *European Journal of Medicinal Chemistry*. 2018;157: 1–13. <https://doi.org/10.1016/j.ejmech.2018.07.046>
6. Ball V. Composite materials and films based on melanins, polydopamine, and other catecholamine-based materials. *Biomimetics*. 2017;2: 12. <https://doi.org/10.3390/biomimetics2030012>
7. Seredin P., Goloshchapov D., Emelyanova A., ... Mahdy I. A. Rapid deposition of the biomimetic hydroxyapatite-polydopamine-amino acid composite layers onto the natural enamel. *ACS Omega*. 2024. <https://doi.org/10.1021/acsomega.3c08491>
8. Kaushik N., Nhat Nguyen L., Kim J. H., Choi E. H., Kumar Kaushik N. Strategies for using polydopamine to induce biomineralization of hydroxyapatite on implant

materials for bone tissue engineering. *International Journal of Molecular Sciences*. 2020;21(18): 6544. <https://doi.org/10.3390/ijms21186544>

9. Seredin P., Goloshchapov D., Kashkarov V., ... Prutskij T. Biomimetic mineralization of tooth enamel using nanocrystalline hydroxyapatite under various dental surface pretreatment conditions. *Biomimetics*. 2022;7(3): 111. <https://doi.org/10.3390/biomimetics7030111>

10. Teaford M. F., Smith M. M., Ferguson M. W. J. *Development, function and evolution of teeth*. Cambridge University Press; 2007.

11. Freitas R. O., Cernescu A., Engdahl A., ... Klementieva O. Nano-infrared imaging of primary neurons. *Cells*. 2021;10: 2559. <https://doi.org/10.3390/cells10102559>

12. Amarie S., Zaslansky P., Kajihara Y., Griesshaber E., Schmahl W. W., Keilmann F. Nano-FTIR chemical mapping of minerals in biological materials. *Beilstein Journal of Nanotechnology*. 2012;3: 312–323. <https://doi.org/10.3762/bjnano.3.35>

13. Seredin P., Goloshchapov D., Peshkov Y., ... Freitas R. O. Identification of chemical transformations in enamel apatite during the development of fissure caries at the nanoscale by means of synchrotron infrared nanospectroscopy: a pilot study. *Nano-Structures; Nano-Objects*. 2024;38: 101205. <https://doi.org/10.1016/j.nanoso.2024.101205>

14. López E. O., Rossi A. L., Bernardo P. L., Freitas R. O., Mello A., Rossi A. M. Multiscale connections between morphology and chemistry in crystalline, zinc-substituted hydroxyapatite nanofilms designed for biomedical applications. *Ceramics International*. 2019;45: 793–804. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2018.09.246>

15. Seredin P., Goloshchapov D., Kashkarov V., ... Prutskij T. Development of a visualisation approach for analysing incipient and clinically unrecorded enamel fissure caries using laser-induced contrast imaging, micro-Raman spectroscopy and biomimetic composites: a pilot study. *Journal of Imaging*. 2022;8: 137. <https://doi.org/10.3390/jimaging8050137>

16. Goloshchapov D. L., Kashkarov V. M., Ippolitov Y. A.; Prutskij T., Seredin P. V. Early screening of dentin caries using the methods of micro-Raman and laser-induced fluorescence spectroscopy. *Results in Physics*. 2018;10: 346–347. <https://doi.org/10.1016/j.rinp.2018.06.040>

17. Seredin P., Goloshchapov D., Prutskij T., Ippolitov Y. Phase transformations in a human tooth tissue at the initial stage of caries. *PLoS ONE*. 2015;10: e0124008. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0124008>

18. Goloshchapov D., Buylov N., Emelyanova A., ... Seredin P. Raman and XANES spectroscopic study of the influence of coordination atomic and molecular environments in biomimetic composite materials integrated with dental tissue. *Nanomaterials*. 2021;11: 3099. <https://doi.org/10.3390/nano11113099>

19. Goloshchapov D. L., Minakov D. A., Domashevskaya E. P., Seredin P. V. Excitation of luminescence of the nanoporous bioactive nanocrystalline carbonate-substituted hydroxyapatite for early tooth disease detection. *Results in Physics*. 2017;7: 3853–3858. <https://doi.org/10.1016/j.rinp.2017.09.055>

20. Goloshchapov D. L., Lenshin A. S., Savchenko D. V., Seredin P. V. Importance of defect nanocrystalline calcium

hydroxyapatite characteristics for developing the dental biomimetic composites. *Results in Physics*. 2019;13: 102158. <https://doi.org/10.1016/j.rinp.2019.102158>

21. Nakayama M., Kajiyama S., Kumamoto A., ... Kato T. Stimuli-responsive hydroxyapatite liquid crystal with macroscopically controllable ordering and magneto-optical functions. *Nature Communications*. 2018;9: 568. <https://doi.org/10.1038/s41467-018-02932-7>

22. Ocelic N., Huber A., Hillenbrand R. Pseudoheterodyne detection for background-free near-field spectroscopy. *Applied Physics Letters*. 2006;89: 101124. <https://doi.org/10.1063/1.2348781>

23. Keilmann F., Hillenbrand R. Near-field microscopy by elastic light scattering from a tip. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. 2004;362: 787–805. <https://doi.org/10.1098/rsta.2003.1347>

24. Beniash E., Stiffler C. A., Sun C.-Y., ... Gilbert P. U. P. A. The hidden structure of human enamel. *Nature Communications*. 2019;10: 4383. <https://doi.org/10.1038/s41467-019-12185-7>

25. Free R., DeRocher K., Cooley V., Xu R., Stock S. R., Joester D. Mesoscale structural gradients in human tooth enamel. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2022;119: e2211285119. <https://doi.org/10.1073/pnas.2211285119>

26. Besnard C., Marie A., Sasidharan S., ... Korsunsky A. M. Synchrotron X-ray studies of the structural and functional hierarchies in mineralised human dental enamel: a state-of-the-art review. *Dentistry Journal*. 2023;11: 98. <https://doi.org/10.3390/dj11040098>

27. Huth F., Govyadinov A., Amarie S., Nuansing W., Keilmann F., Hillenbrand R. Nano-FTIR absorption spectroscopy of molecular fingerprints at 20 nm spatial resolution. *Nano Letters*. 2012;12: 3973–3978. <https://doi.org/10.1021/nl301159v>

28. Mester L., Govyadinov A. A., Chen S., Goikoetxea M., Hillenbrand R. Subsurface chemical nanoidentification by nano-FTIR spectroscopy. *Nature Communications*. 2020;11: 3359. <https://doi.org/10.1038/s41467-020-17034-6>

29. Freitas R. O., Deneke C., Maia F. C. B., ... Westfahl H. Low-aberration beamline optics for synchrotron infrared nanospectroscopy. *Optics Express*. 2018;26: 11238. <https://doi.org/10.1364/OE.26.011238>

30. Muller E. A., Pollard B., Bechtel H. A., Van Blerkom P., Raschke M. B. Infrared vibrational nanocrystallography and nanoimaging. *Science Advances*. 2016;2: e1601006. <https://doi.org/10.1126/sciadv.1601006>

31. Matsuya T., Otsuka Y., Tagaya M., Motozuka S., Ohnuma K., Mutoh Y. Formation of stacked luminescent complex of 8-hydroxyquinoline molecules on hydroxyapatite coating by using cold isostatic pressing. *Materials Science and Engineering: C*. 2016;58: 127–132. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2015.08.020>

32. Chuenarrom C., Benjakul P., Daosodsai P. Effect of indentation load and time on knoop and vickers microhardness tests for enamel and dentin. *Materials Research*. 2009;12: 473–476. <https://doi.org/10.1590/S1516-14392009000400016>

Информация об авторах

Середин Павел Владимирович, д. ф.-м. н., профессор, заведующий кафедрой, кафедра физики твердого тела и наноструктур, Воронежский государственный университет (Воронеж, Российская Федерация).

<https://orcid.org/0000-0002-6724-0063>

paul@phys.vsu.ru

Голощанов Дмитрий Леонидович, к. ф.-м. н., доцент, кафедра физики твердого тела и наноструктур, Воронежский государственный университет (Воронеж, Российская Федерация).

<https://orcid.org/0000-0002-1400-2870>

goloshchapov@phys.vsu.ru

Пешиков Ярослав Анатольевич, лаборант-исследователь, кафедра физики твердого тела и наноструктур, Воронежский государственный университет (Воронеж, Российская Федерация).

<https://orcid.org/0000-0003-0939-0466>

tangar77@mail.ru

Буйлов Никита Сергеевич, к. ф.-м. н., доцент, кафедра физики твердого тела и наноструктур, Воронежский государственный университет (Воронеж, Российская Федерация).

<https://orcid.org/0000-0003-1793-4400>

buylov@phys.vsu.ru

Потапов Андрей Юрьевич, к. х. н., с. н. с. кафедры органической химии, Воронежский государственный университет (Воронеж, Российская Федерация).

<https://orcid.org/0000-0001-8084-530X>

pistones@mail.ru

Шихалиев Хидмет Сафарович, д. х. н., профессор, заведующий кафедрой органической химии, Воронежский государственный университет (Воронеж, Российская Федерация).

<https://orcid.org/0000-0002-6576-0305>

chocd261@chem.vsu.ru

Инполитов Юрий Алексеевич, д. м. н., профессор, заведующий кафедрой стоматологии института последипломного медицинского образования, Воронежский государственный медицинский университет им. Н. Н. Бурденко (Воронеж, Российская Федерация).

<https://orcid.org/0000-0001-9922-137X>

dsvigma@mail.ru

Raul O. Freitas, руководитель канала, Brazilian Synchrotron Light Laboratory (LNLS), Brazilian Center for Research in Energy and Materials (CNPEM), Campinas 13083-970 (Sao Paulo, Brazil).

<https://orcid.org/0000-0002-3285-5447>

raul.freitas@lnls.br

Francisco C. B. Maia, н. с., Brazilian Synchrotron Light Laboratory (LNLS), Brazilian Center for Research in Energy and Materials (CNPEM), Campinas 13083-970 (Sao Paulo, Brazil).

<https://orcid.org/0000-0002-4998-4624>

francisco.maia@lnls.br

Поступила в редакцию 07.04.2025; одобрена после рецензирования 30.04.2025; принята к публикации 15.05.2025; опубликована онлайн 25.09.2025.