Письма в ЖЭТФ, том 120, вып. 10, с. 820 – 826

Наноструктурированные микропорошки Gd_2O_3:Yb для антибактериальной гипертермии[1)]

Д. П. Щербинин[+ 2)], Д. В. Булыга[+], И. Н. Сараева[×], Э. Р. Толордава[×], А. А. Пеунков[+], Д. М. Долгинцев[+], А. Н. Бабкина[+], А. В. Иванов[+], С. И. Кудряшов[×]*

[+] *Университет ИТМО, 197101 С.-Петербург, Россия*

[*] *Акционерное общество "Научно-производственное объединение Государственный оптический институт им. С. И. Вавилова", 192171 С.-Петербург, Россия*

[×] *Физический институт им. П. Н. Лебедева, 119991 Москва, Россия*

Поступила в редакцию 30 августа 2024 г.
После переработки 24 сентября 2024 г.
Принята к публикации 3 октября 2024 г.

В работе предложен метод фотоиндуцированной гипертермии патогенных грамотрицательных бактерий P. aeruginosa с использованием микропорошка Gd_2O_3:Yb. Предлагаемый метод гипертермии основан на возможности возбуждения лазерным излучением антистоксовой люминесценции на ионах иттербия в микропорошке оксида гадолиния, что позволяет с одной стороны осуществлять нагрев порошка до необходимой температуры, а с другой стороны проводить точный контроль температуры порошка методами удаленной люминесцентной термометрии. В работе показано, что при длительном облучении микропорошка Gd_2O_3:Yb наносекундным лазерным излучением на длине волны 1035 нм наблюдается изменение формы спектров антистоксовой люминесценции, ассоциированное с нагревом микропорошка в диапазоне от 27 до 63 °C. Применение предложенного метода фотоиндуцированной гипертермии к смеси растворов микропорошка Gd_2O_3:Yb и бактерий P. aeruginosa продемонстрировало уменьшение популяции бактерий на 90 %.

DOI: 10.31857/S0370274X24110247, EDN: SZNPIT

1. Введение. Методы гипертермии биообъектов на базе наночастиц (НЧ) активно исследуются уже в течение нескольких десятков лет. На сегодняшний день гипертермия с использованием НЧ рассматривается как один из перспективных подходов лечения онкологических заболеваний [1–7]. Метод гипертермии основан на повышении температуры биообъектов, находящихся в контакте с НЧ. Умеренное повышение температуры биообъектов до 41–46 °C, спровоцированное бесконтактным нагревом НЧ, может изменить функциональность межклеточных белков, что способно привести к деградации клеток и, в конечном итоге, к их апоптозу [2–4]. В области терапии раковых опухолей данный режим гипертермии требует длительного времени воздействия, поскольку для достижения нужного эффекта требуется несколько часов и часто необходимо его сочетание с дополнительными методами лечения [5, 6]. Терапия методом гипертермии при температуре выше 46 °C может привести непосредственно к гибели клеток в течение всего нескольких минут. Кроме того, высокотемпературный режим гипертермии приводит к некрозу пораженных тканей, их коагуляции или карбонизации [7].

Такие современные вызовы, как развитие резистивности к антибиотикам, появление суперинфекций и угроза новых пандемий привело к разработке новых материалов для антибактериальной гипертермии [8–10]. Так, в работе [11] было показано, что применение НЧ оксида железа приводит к повышению проницаемости биопленок P. aeruginosa (PA) к антибиотикам. В статье [12] авторы приводят результаты по уничтожению бактерий S. aureus путем гипертермии с использованием золотых НЧ.

За последние годы в подавляющей части научных работ, посвященных методам гипертермии, использовались металлические и магнитные НЧ. Для бесконтактного разогрева таких НЧ используются внешние источники радиочастотного магнитного поля (100 кГц–1 МГц) [1, 13–15]. При этом используемые магнитные поля быстро затухают при распространении вглубь биологических тканей, что не позволяет проводить терапию на глубине более 5 см [1]. В связи с этим в ряде работ обсуждается возмож-

[1)]См. дополнительный материал к данной статье на сайте нашего журнала www.jetpletters.ac.ru

[2)]e-mail: shcherbinin.dmitrij@gmail.com

ность использования лазерного излучения для бесконтактного разогрева НЧ [16–18]. В работе [18] показано, что при попадании в клеточную среду наблюдается резкое снижение эффективности нагрева наночастиц с использованием магнитного поля. В то же время эффективность нагрева НЧ с использованием оптического излучения практически не изменялась по сравнению с их коллоидными растворами. Кроме того, показано, что фотоиндуцированная гипертермия требует более низких концентраций НЧ для проведения терапии [19], чем в случае использования магнитного поля.

Для реализации методов фотоиндуцированной гипертермии необходимо, чтобы используемые НЧ поглощали излучение в области прозрачности биологических тканей (750–1050 нм). В таком случае возбуждающее излучение может распространяться вглубь тканей, не вызывая повреждения здоровых клеток. Так, например, нагрев при воздействии лазерного излучения на длине волны 808 нм был продемонстрирован для НЧ Fe_3O_4 в оболочке SiO_2 [20], НЧ Si [16], а также магнитосомных НЧ [18]. В работе [17] используются гибридные наноструктуры, состоящие из золотых наностержней, покрытых оболочкой SiO_2 с внедренными люминесцентными метками. Разогрев достигается также с использованием излучения на длине волны 808 нм. При этом в работе ставится вопрос о важности бесконтактного измерения температуры НЧ для контроля хода терапии. В указанной работе контроль температуры осуществлялся по люминесцентному отклику внедренных меток. При этом для возбуждения люминесценции использовалось излучение на длине волны 488 нм. Такое излучение не способно проникать вглубь биологических тканей и, более того, будет приводить к повреждению здоровых клеток, что существенно ограничивает применимость таких материалов. Таким образом, разработка новых НЧ, позволяющих производить дистанционный нагрев и измерение температуры с использованием оптического излучения на длинах волн, соответствующих области прозрачности биологических тканей, является важным вопросом для дальнейшего развития методов фотоиндуцированной гипертермии.

В настоящей работе впервые исследуется возможность использования наноструктурированных микропорошков Gd_2O_3:Yb для реализации фотоиндуцированной гипертермии. Химическая стабильность и оптическая анизотропия [21], биосовместимость и парамагнитные свойства [22, 23] делают НЧ оксида гадолиния перспективным материалом для применения в области биомедицины. В свою очередь ионы иттербия Yb^{3+} обладают полосами поглощения и люминесценции в спектральной области 900–1100 нм [24, 25], соответствующей области прозрачности биологических тканей. Таким образом, материалы на базе Gd_2O_3, легированные ионами Yb^{3+}, представляют собой особый интерес для разработки нового класса НЧ для оптической гипертермии.

В работе представлен анализ структурных и оптических свойств микропорошков Gd_2O_3:Yb, а также исследована динамика изменения спектров антистоксовой люминесценции и температуры микропорошка при воздействии возбуждающего излучения на длине волны 1035 нм в течение 200 с. Показано, что в течение 200 с происходит нагрев микропорошка до температуры 63 °C, сопровождаемый изменением формы спектров антистоксовой люминесценции. В настоящей работе впервые проведены исследования антибактериальных свойств микропорошка Gd_2O_3:Yb для реализации методов фотоиндуцированной гипертермии на примере культуры грамотрицательных патогенных бактерий PA, взятых из коллекции НИЦЭМ им. Н. Ф. Гамалеи. Грамотрицательные бактерии PA являются частыми возбудителями глазных инфекций и заболеваний носоглотки [26], в связи с чем, их инактивация является важной задачей исследований в современной медицине.

2. Материалы и методы. Наноструктурированные микропорошки Gd_2O_3:Yb были синтезированы полимерно-солевым методом с использованием в качестве прекурсоров нитрата гадолиния 6-водного, нитрата иттербия 5-водного, поливинилпирролидона (ПВП) и дистиллированной деионизованной воды. В ходе работы было проведено три независимых синтеза микропорошков Gd_2O_3, легированных ионами иттербия Yb^{3+}, и микропорошков без легирующих добавок для сравнительных исследований (процедура и условия синтеза подробно описаны в Дополнительных материалах). Для визуализации исследуемых наноструктурированных микропорошков использовался сканирующий электронный микроскоп (Thermo Fisher Scientific, США). Оценка среднего размера нанокристаллитов в составе микропорошка и постоянной решетки исследуемых материалов производилась на основе рентгеновских дифрактограмм, зарегистрированных при помощи рентгеновского дифрактометра DRON-8 (Burevestnik, Санкт-Петербург, Россия).

Измерение спектров люминесценции выполнялось с использованием портативного спектрометра Vision2GO (R-aero, Санкт-Петербург, Россия), оснащенного оптоволоконным выводом и микрообъективом. Возбуждение стоксовой люминесценции осуществлялось с использованием полупроводникового лазера с длиной волны 915 нм и выходной мощностью до 20 Вт. Антистоксовая люминесценция возбуждалась на длине волны 1035 нм с выходной мощностью до 10 Вт. Регистрация температуры в начале и в конце лазерного воздействия осуществлялась с использованием тепловизионной камеры P2Pro (iRay technology, Китай).

Гипертермия микроорганизмов осуществлялась на примере культуры грамотрицательных бактерий PA, взятых из коллекции НИЦЭМ им. Н. Ф. Гамалеи. Изначальное количество колониеобразующих единиц в 1 мл (КОЕ/мл) составляло 2×10^6. Для гипертермии использовалось излучение наносекундного лазерного маркера HTFMark (Булат, Москва, Россия) с длиной волны 1064 нм, длительностью импульса 120 нс, энергией в импульсе 0.4 мДж, частотой повторения импульсов 20 кГц. На пластинку кремния наносилась капля бактериальной культуры (3 мкл), после чего образец без дополнительного высушивания располагался на расстоянии 1/2 фокусного расстояния F-theta ($F = 120$ мм) объектива сканаторной головки маркера. С целью полной обработки капли бактериальной культуры лазерный луч перемещался в области 5×5 мм со скоростью 200 мм/с, заполнением 0.1 линий/мм, и в данном режиме осуществлялось облучение образца без локального вскипания воды в капле (при отсутствии микропорошка). Таким образом, были получены следующие образцы: бактерии без обработки (контроль); после экспонирования лазерным излучением; после смешивания с раствором микропорошка в соотношении 1:1 (для определения токсичности частиц *per se*); после смешивания с микропорошком и экспонирования лазерным излучением (режим гипертермии). Каждый образец помещался в отдельную пробирку со стерильным физиологическим раствором и интенсивно встряхивался на вортексе в течение 15 мин для смыва бактериальных клеток, после чего определялось количество жизнеспособных микроорганизмов в смыве методом серийных разведений.

3. Результаты и обсуждения. Формирующиеся в ходе синтеза порошки состоят из плоских микроразмерных кластеров, образованных из отдельных нанокристаллитов (полученные СЭМ изображения представлны в Дополнительных материалах, рис. S1). Дифрактометрический анализ показал, что средний размер нанокристаллов в синтезированных порошках составляет 34.6–38 нм. Постоянная решетки материала исследуемых микропорошков составляла 10.78–10.79 А. Аморфной фазы в исследуемых образцах выявлено не было (полученные дифрактограммы и их анализ подробно представлен в Дополнительных материалах, рис. S2). Химический состав определялся методом рентгенофлуоресцентной спектроскопии (ARL PERFORM'X, Thermo Scientific, страна). Показано, что содержание ионов иттербия в исследуемых микропорошках составляет 2 масс. %, с отклонением в пределах погрешности.

Пример спектров стоксовой (при возбуждении на длине волны 915 нм) и антистоксовой люминесценции (при возбуждении на длине волны 1035 нм) исследуемых образцов Gd_2O_3:Yb, представлены на рис. 1. Красная линия соответствуют спектру стоксовой люминесценции, синяя – антистоксовой.

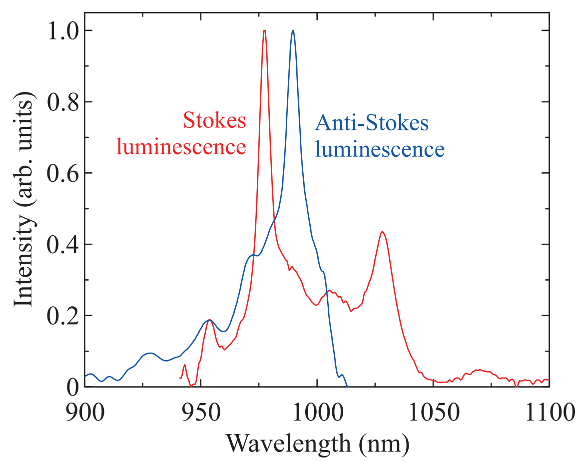

Рис. 1. (Цветной онлайн) Нормированные спектры стоксовой (красная кривая) и антистоксовой (синяя кривая) люминесценции микропорошка Gd_2O_3:Yb. Возбуждение стоксовой люминесценции производилось с помощью лазерного излучения на длине волны 915 нм, возбуждение антистоксовой люминесценции – с помощью лазерного излучения на длине волны 1035 нм

Из рисунка 1 видно, что спектры стоксовой люминесценции характеризуются хорошо разрешенными полосами на 953, 977, 1005 и 1028 нм и спектральным плечом на 990 нм. Спектры антистоксовой люминесценции характеризуются пиками на 928, 953, 971, 989 нм и спектральным плечом на 1003 нм. Таким образом, можно заключить, что положение пиков стоксовой и антистоксовой люминесценции хорошо согласуется между собой, однако в зависимости от условий возбуждения изменяется соотношение интенсивности полос люминесценции, что требует дополнительного анализа. Спектральные свойства ионов иттербия определяются двумя электронными уровнями с энергией перехода, соответствующей ближней инфракрасной (БИК) области спектра. Основной ($^2F_{7/2}$) и возбужденный ($^2F_{5/2}$) уровни энергии иона иттербия в кристаллической матрице обычно расщеплены на четыре и три подуровня, соответственно, за счет эффекта Штарка [27, 28]. Благодаря данной энергетической структуре, ионы иттербия обладают набором полос поглощения и испускания излучения в спектральной области 900–1100 нм [24, 25, 29].

При возбуждении антистоксовой люминесценции излученные фотоны имеют большую энергию, чем поглощенные. При этом недостаток энергии берется из фононной подсистемы кристаллической матрицы. В очень чистых легированных ионами иттербия кристаллических матрицах (содержание не редкоземельных примесей менее 1 ppm), возбуждение антистоксовой люминесценции может приводить к оптическому охлаждению матрицы [30]. В легированных матрицах, содержащих дополнительные примеси, оптическое охлаждение реализовать не получается, но удается получить термостабилизированный режим воздействия оптическим излучением накачки.

Возможность возбуждения антистоксовой люминесценции в исследуемых микропорошках открывает возможность для бесконтактного контроля температуры, что является одним из условий эффективной реализации фотоиндуцированной гипертермии. Ранее было показано, что спектры антистоксовой люминесценции ионов иттербия чувствительны к температуре матрицы [29, 31]. На рисунке 2 приведены нормированные спектры антистоксовой люминесценции микропорошка Gd_2O_3:Yb при непрерывном возбуждении на протяжении 200 с. Из представленных данных видно, что при увеличении времени экспозиции наблюдается рост вклада коротковолновой части спектра антистоксовой люминесценции. Было показано, что температура микропорошка составляла 27.1 °C перед облучением и 63.2 °C сразу после облучения в течение 225 с. Таким образом, изменение формы спектров люминесценции связано с увеличением температуры микропорошка, приводящем к перераспределению носителей заряда по штарковски расщепленным подуровням [29, 31].

Для анализа температуры по спектрам антистоксовой люминесценции удобно использовать зависимость отношения интенсивностей коротковолнового и самого интенсивного пиков в спектре [31]. На рисунке 3 представлена зависимость отношения интенсивности полос люминесценции на длинах волн 928 и 989 нм, которая близка к экспоненциальной. Выход соотношения на плато говорит о термостабилизации исследуемых образцов вследствие уравновешивания эффективности нагрева и теплоотвода в системе. Из зависимостей, представленных на рис. 3 можно сделать вывод, что наиболее интенсивный нагрев микропорошка происходит в течение первых 100 с.

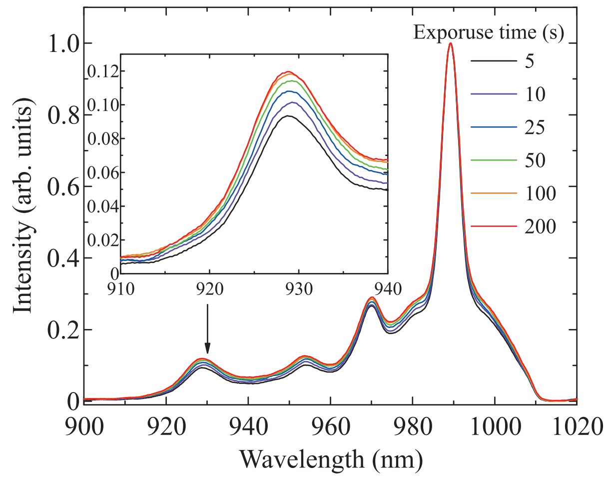

Рис. 2. (Цветной онлайн) Спектры антистоксовой люминесценции микропорошка Gd_2O_3:Yb при увеличении времени экспозиции возбуждающего лазерного излучения на длине волны 1035 нм до 200 с

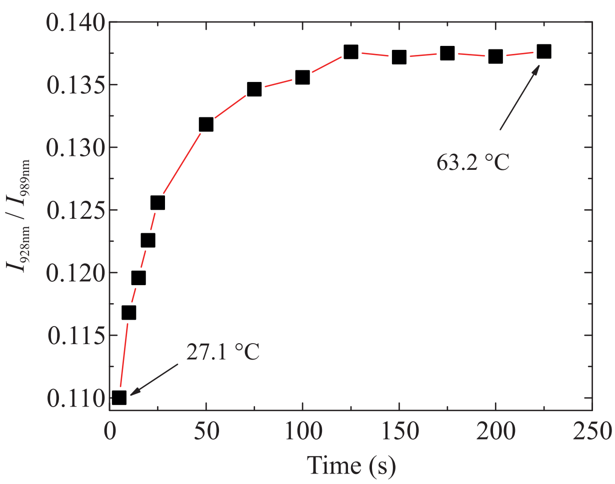

Рис. 3. (Цветной онлайн) Зависимость соотношения интенсивности люминесценции на длинах волн 928 и 989 нм микропорошка Gd_2O_3:Yb от времени экспозиции при возбуждении антистоксовой люминесценции с помощью лазерного источника на длине волны 1035 нм и мощности 10 Вт

Таким образом, облучение микропорошка Gd_2O_3:Yb в БИК области спектра приводит к его нагреву до температуры 63 °C. Известно, что в большинстве случаев белки денатурируют при 50–60 °C [32], к тому же дополнительными причинами гибели клеток могут стать разрушение мембранных липидов и повреждение ДНК/РНК [33]. В настоящей работе пилотные исследования антибактериальных свойств Gd_2O_3:Yb были проведены на

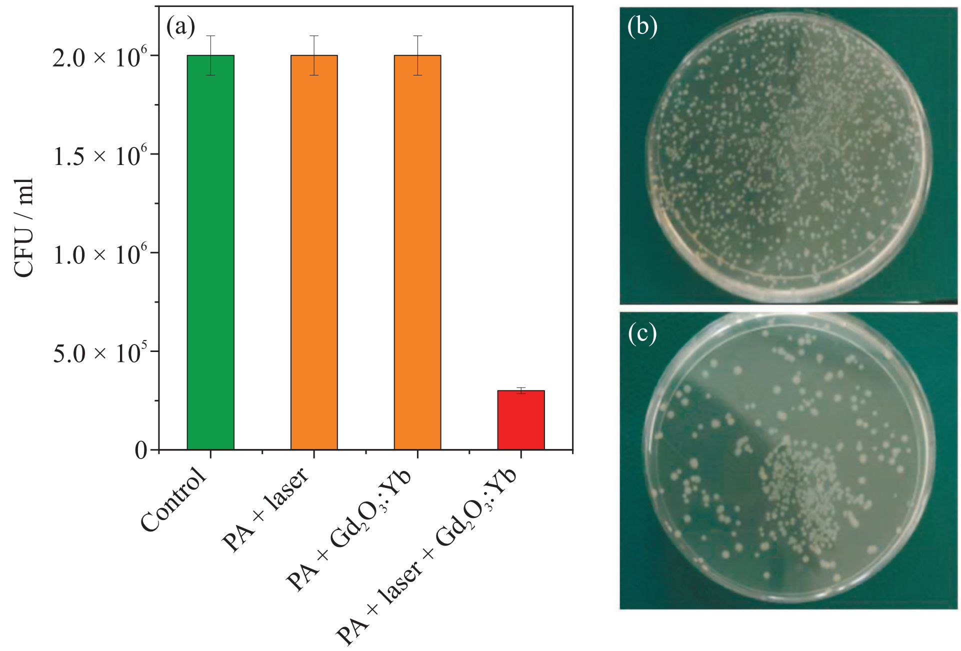

Рис. 4. (Цветной онлайн) (a) – Результаты высевов бактерий PA (control – количество КОЕ/мл в необработанной бактериальной культуре; PA + laser – количество КОЕ/мл в бактериальной культуре после экспонирования лазерным излучением БИК диапазона; PA + Gd_2O_3:Yb – количество КОЕ/мл в бактериальной культуре после ее смешивания с микропорошком; PA + laser + Gd_2O_3:Yb – количество КОЕ/мл в бактериальной культуре после ее смешивания с микропорошком и последующего экспонирования лазерным излучением БИК диапазона). (b) – Фото чашек Петри с микробиологическими посевами без обработки (control) и (c) – после облучения наносекундным лазером с добавлением микрочастиц Gd_2O_3:Yb (PA + laser + Gd_2O_3:Yb). Каждая белая точка обозначает колонию бактерий

примере культуры грамотрицательных бактерий PA. Для этого исследовались бактериологические посевы контрольного образца PA, образца PA после облучения в БИК области спектра, образца PA при смешивании с микрочастицами Gd_2O_3:Yb, а также образца PA, смешанного с микрочастицами Gd_2O_3:Yb, после лазерной обработки (режим гипертермии). Результаты бактериологического посева представлены на рис. 4. Видно, что число колониеобразующих единиц в миллилитре в необработанном образце составляет 2×10^6 КОЕ/мл, так же, как и в образцах после смешивания с микропорошком, что свидетельствует об отсутствии токсичности Gd_2O_3:Yb *per se*. Экспонирование образца PA без микропорошка также не привело к уменьшению количества КОЕ/мл. Тем не менее при экспонировании бактерий, смешанных с раствором микропорошка, значение КОЕ/мл снижается до 3×10^5. Снижение КОЕ/мл также наблюдается на фотографиях чашек Петри, где изначальное количество колоний в необработанном образце (рис. 4b) визуально больше числа колоний, выросших при посеве образца после смешивания с микропорошком и последующего экспонирования (рис. 4c). Таким образом, в результате добавления микрочастиц и их последующего лазерно-индуцированного нагрева происходит снижение бактериальной обсемененности на 90 %, что является многообещающим результатом, открывающим перспективу использования метода фотоиндуцированной гипертермии с использованием микрочастиц Gd_2O_3:Yb.

4. Заключение. Полученные в рамках представленных пилотных исследований результаты говорят о высоком потенциале использования микропорошков оксида гадолиния, легированных ионами иттербия, для проведения фотоиндуцированной гипертермии биообъектов. Потенциал использования обусловлен уникальными свойствами микропорошка $Gd_2O_3:Yb^{3+}$, который обладает химической стойкостью в биологических средах, отсутствием токсичности и полосами поглощения и люминесценции в спектральной области, соответствующей области прозрачности биологических тканей. Кроме того, наличие оптической анизотропии и парамагнитных свойств легированного оксида гадолиния создает дополнительные степени свободы для использования этого материала с целью реализации гипертермии биообъектов. Таким образом, исследование физических свойств микропорошка Gd_2O_3:Yb^{3+} является актуальной научной задачей, решение которой позволяет определить условия реализации различных режимов гипертермии на всех стадиях проведения терапии.

С этой целью в работе проведено всестороннее исследование наноструктурированных микропорошков, а также проанализированы их морфологические, структурные и оптические свойства. Впервые показана возможность возбуждения стоксовой и антистоксовой люминесценции на ионах иттербия в микропорошках оксида гадолиния в БИК области спектра, соответствующего области прозрачности биоткани. Следует отметить, что именно возбуждение антистоксовой люминесценции позволяет получить необходимую максимальную температуру микропорошка, соответствующую температуре денатурации белков. В настоящей работе показано, что при длительном (более 100 с) облучении микропорошка Gd_2O_3:Yb наблюдается изменение формы спектров антистоксовой люминесценции, ассоциированные с нагревом микропорошка в диапазоне от 27 °C до 63 °C. Зависимость спектров антистоксовой люминесценции от температуры микропорошка позволяет осуществлять точный контроль температуры микропорошка методами удаленной люминесцентной термометрии, что важно для регулирования режимов гипертермии. Вместе с тем режим стоксового возбуждения люминесценции микропорошка Gd2O3:Yb позволяет получить более высокие температуры этого материала для реализации различных температурных режимов гипертермии. Реализация различных температурных режимов гипертермии будет зависеть от длины волны и длительности экспозиции излучения накачки.

В настоящей работе впервые демонстрируется возможность реализации метода фотоиндуцированной гипертермии с использованием микропорошка Gd_2O_3:Yb на примере культуры грамотрицательных бактерий PA. Показано, что экспонирование смеси микропорошка и бактерий наносекундным лазером на длине волны 1064 нм вызывает уменьшение популяции бактерий на 90 %. Полученные результаты подтверждают эффективность и перспективность предложенного метода фотоиндуцированной гипертермии с использованием микропорошков оксида гадолиния, легированных ионами иттербия.

Авторы выражают благодарность ЦКП "Нанотехнологии" Университета ИТМО за исследования методами сканирующей электронной микроскопии и рентгенофлуоресцентной спектроскопии.

Финансирование работы. Исследование выполнено при финансовой поддержке грантов Российского научного фонда # 24-79-00225 и # 24-25-00403.

Конфликт интересов. Автор данной работы заявляет, что у него нет конфликта интересов.

1. A. Włodarczyk, S. Gorgon, A. Radon, and K. Bajdak-Rusinek, Nanomaterial **12**(11), 1807 (2022).
2. C. Christophi, A. Winkworth, V. Muralihdaran, and P. Evans, Surgical oncology **7**, 83 (1998).
3. B. V. Harmon, Y. S. Takano, C. M. Winterford, and G. C. Gobe, Int. J. Radiat. Biol. **59**(2), 849 (1991).
4. K. S. Sellins and J. J. Cohen, Radiat. Res. **126**(1), 88 (1991).
5. T. S. Herman, B. A. Teicher, M. Jochelson, J. Clark, G. Svensson, and C. N. Coleman, Int. J. Hyperth **4**(2), 143 (1988).
6. J. Overgaard, D. G. Gonzalez, M. C. Hulshof, G. Arcangeli, O. Dahl, O. Mella, S. M. Bentzen, Int. J. Hyperthermia **12**(1), 3 (1996).
7. C. S. S. R. Kumar and F. Mohammad, Adv. Drug Deliv. Rev. **63**(9), 789 (2011).
8. Y. Li, Y. Zhu, C. Wang, Y. Shen, L. Liu, S. Zhou, P. F. Cui, H. Hu, P. Jiang, X. Ni, L. Qiu, and J. Wang, Mol. Pharm. **19**(3), 819 (2022).
9. I. Ali, Y. Pan, Y. Jamil, J. Chen, A. A. Shah, M. Imran, U. Alvi, N. Nasir, and Z. Shen, J. Phys. Condens. Matter **650**, 414503 (2023).
10. Y. Yang, C. Wang, N. Wang, J. Li, Y. Zhu, J. Zai, J. Fu, and Y. Hao, J. Nanobiotech. **20**(1), 195 (2022).
11. T. K. Nguyen, H. T. Duong, R. Selvanayagam, C. Boyer, and N. Barraud, Sci. Rep. **5**(1), 18385 (2015).
12. L. Mocan, F. A. Tabaran, T. Mocan, T. Pop, O. Mosteanu, L. Agoston-Coldea, C. T. Matea, D. Gonciar, C. Zdrehus, and C. Iancu, Int J. Nanomed. **2017**, 2255 (2017).
13. S. Zhao, N. Hao, J. X. J. Zhang, P. J. Hoopes, F. Shubitidze, and Z. Chen, J. Nanobiotechnol. **19**, 63 (2021).
14. R. Das, J. A. Masa, V. Kalappattil, Z. Nemati, I. Rodrigo, E. Garaio, J. Á. Garcia, M. H. Phan, and H. Srikanth, Nanomaterials **11**, 1380 (2021).
15. X. Zuo, H. Ding, J. Zhang, T. Fang, and D. Zhang, Results Phys. **32**, 105095 (2022).
16. V. A. Oleshchenko, A. Y. Kharin, A. F. Alykova, N. V. Karpov, A. A. Popov, V. V. Bezotosnyi, S. M. Klimentov, I. N. Zavestovskaya, A. V. Kabashin, and V. Yu. Timoshenko, Appl. Surf. Sci. **516**, 145661 (2020).
17. S. George, A. Srinivasan, S. V. Tulimilli, S. V. Madhunapantula, and S. J. Palantavida, J. Mater. Chem. B **11**(29), 6911 (2023).

18. A. P. Sangnier, S. Preveral, A. Curcio, A. K. A. Silva, C. T. Lefevre, D. Pignol, Y. Lalatonne, and C. Wilhelm, J. Control. Release **279**, 271 (2018).
19. D. Jaque, L. M. Maestro, B. del Rosal, P. Haro-Gonzalez, A. Benayas, J. L. Plaza, E. M. Rodríguez, and J. G. Solé, Nanoscale **6**(16), 9494 (2014).
20. H. Rodríguez-Rodríguez, G. Salas, and J. R. Arias-Gonzalez, J. Phys. Chem. Lett. **11**(6), 2182 (2020).
21. A. Moussaoui, D. V. Bulyga, S. K. Evstropiev, A. I. Ignatiev, N. V. Nikonorov, Y. F. Podruhin, and R. V. Sadovnichii, Ceram. Int. **47**, 34307 (2021).
22. D. Luo, S. Cui, Y. Liu, C. Shi, Q. Song, X. Qin, T. Zhang, Z. Xue, and T. Wang, J. Am. Chem. Soc. **140**, 14211 (2018).
23. S. K. Pandey, S. Singh, and S. K. Mehta, J. Colloid Interface Sci. **529**, 496 (2018).
24. D. C. Brown, R. L. Cone, Y. Sun, and R. W. Equall, IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron. **11**, 604 (2005).
25. D. V. Bulyga and S. K. Evstropiev, Rev. Chem. Intermed. **47**, 3501 (2021).
26. G. P. Bodey, R. Bolivar, V. Fainstein, and L. Jadeja, Reviews of Infectious Diseases **5**(2), 279 (1983).
27. G. Leniec, S. M. Kaczmarek, and G. Boulon, Proc. SPIE **5958**, 595825 (2005).
28. A. Ivanov, Y. Rozhdestvensky, and E. Perlin, J. Opt. Soc. Am. B **33**, 1564 (2016).
29. U. Demirbas, J. Thesinga, M. Kellert, F. X. Kartner, and M. Pergament, Opt. Mater. Express **10**, 3403 (2020).
30. D. V. Seletskiy, R. Epstein, and M. Sheik-Bahae, Rep. Prog. Phys. **79**(9), 096401 (2016).
31. D. Shcherbinin, V. Sidelnikov, S. Rudyi, V. Rybin, and A. Ivanov, J. Phys. Conf. Ser. **2680**, 012041 (2024).
32. A. O'Toole, E. B. Ricker, and E. Nuxoll, Biofouling **31**, 665 (2015).
33. M. C. Allwood and A. D. Russell, Adv. Appl. Microbiol. **12**, 89 (1970).