

А. И. Галеева, А. Э. Заворотько, Ю. Г. Галяметдинов

ВЛИЯНИЕ УГЛЕРОДНЫХ ТОЧЕК НА ФАЗОВОЕ ПОВЕДЕНИЕ И ТРАНСПОРТ КСИМЕДОНА ПОСРЕДСТВОМ ЛИОТРОПНЫХ ЖИДКОКРИСТАЛЛИЧЕСКИХ СИСТЕМ

Ключевые слова: лиотропные жидкие кристаллы, углеродные точки, гибридные лиотропные среды, C₁₂EO₈, ксимедон, релизинг.

В современной биомедицине всё большее внимание уделяется разработке тераностических систем, объединяющих доставку лекарственных препаратов и возможность визуализации их распределения и высвобождения. Среди различных типов носителей особое место занимают лиотропные жидкокристаллические (ЛЖК) системы, способные инкапсулировать как гидрофильные, так и гидрофобные вещества и обеспечивать их контролируемое высвобождение. Дополнительные возможности открывает введение в такие системы люминесцентных наночастиц, выступающих в качестве оптических меток. В настоящей работе проведено сравнительное исследование двух ЛЖК-систем на основе неионогенного поверхностно-активного вещества C₁₂EO₈, содержащих 1 мас.% ксимедона в качестве модельного лекарственного вещества. Методами поляризационной оптической микроскопии и дифференциальной сканирующей калориметрии обнаружено, что введение углеродных точек снижает температуру фазового перехода в изотропное состояние. Рассчитанные термодинамические характеристики фазовых переходов для лиомезофаз указывают на снижение тепловых эффектов для модифицированных сред. Исследование высвобождения с использованием диффузионных ячеек Франца показало, что система без углеродных точек демонстрирует пролонгированное высвобождение ксимедона в воде, тогда как система с люминофором — более быстрое. Люминесцентный мониторинг подтвердил, что углеродные точки сохраняют свои эмиссионные свойства на протяжении всего эксперимента, позволяя отслеживать систему в реальном времени. Ксимедон также обладает собственной люминесценцией, что обеспечивает двойной оптический отклик. Таким образом, изученные системы представляют две комплементарные тераностические стратегии: пролонгированное высвобождение без дополнительной оптической метки и более быстрое высвобождение со встроенным люминесцентным мониторингом. Выбор способа доставки определяется конкретной терапевтической задачей.

A. I. Galeeva, A. E. Zavorotko, Yu. G. Galyametdinov

EFFECT OF CARBON DOTS ON THE PHASE BEHAVIOR AND TRANSPORT OF XYMEDONE THROUGH LYOTROPIC LIQUID CRYSTAL SYSTEMS

Key words: lyotropic liquid crystals, carbon dots, hybrid lyotropic media, C₁₂EO₈, xymedone, releasing

In modern biomedicine, increasing attention is being paid to the development of theranostic systems that combine drug delivery with the ability to visualize their distribution and release. Among various types of carriers, lyotropic liquid crystalline (LLC) systems occupy a special place due to their ability to encapsulate both hydrophilic and hydrophobic substances and provide controlled release. Additional opportunities are opened by the introduction of luminescent nanoparticles into such systems, acting as optical labels. In this work, a comparative study of two LLC systems based on the nonionic surfactant C₁₂EO₈ containing 1 wt.% xymedone as a model drug was carried out. Using polarized optical microscopy and differential scanning calorimetry, it was found that the introduction of carbon dots reduces the phase transition temperature to the isotropic state. The calculated thermodynamic characteristics of the phase transitions for the lyomesophases indicate a decrease in thermal effects for the modified media. Release studies using Franz diffusion cells showed that the system without carbon dots exhibits prolonged release of xymedone in water, whereas the system with the luminophore exhibits faster release. Luminescent monitoring confirmed that the carbon dots retain their emission properties throughout the experiment, allowing real-time tracking of the system. Xymedone also possesses its own luminescence, providing a dual optical response. Thus, the studied systems represent two complementary theranostic strategies: prolonged release without an additional optical label and faster release with built-in luminescent monitoring. The choice of delivery method is determined by the specific therapeutic task.

Введение

В последние годы активно развивается направление тераностики, объединяющее терапевтическую функцию с возможностью визуализации [1-3]. В свою очередь, среди преимуществ трансдермального способа введения лекарственных средств (ЛС) можно выделить снижение влияния побочных эффектов, минимизацию местного раздражения, а также возможность пролонгированного высвобождения благодаря резервуарной функции кожи.

Однако эффективность трансдермального транспорта ограничена ввиду высокой барьерной функции рогового слоя. Одним из наиболее перспективных

подходов к преодолению данного ограничения является применение наноразмерных люминесцентных носителей, позволяющих не только расширить спектр доступных лекарственных средств, но и придать такой транспортной системе возможность флуоресцентной визуализации.

В ряду структурированных сред, способных к направленному транспорту ЛС, особое место занимают лиотропные жидкие кристаллы (ЛЖК). Они способны эффективно инкапсулировать гидрофильные и липофильные молекулы, обеспечивать направленный транспорт через роговой слой кожи, а также контролировать высвобождение компонентов, что

открывает возможность как направленного, так и системного терапевтического воздействия [4].

Монододециловый эфир октаэтиленгликоля ($C_{12}EO_8$) выделяется среди лиотропных мезофаз ввиду способности к образованию различных типов структуры, а также мягкому взаимодействию с липидными бислоями. Эффективная солюбилизация гидрофобных лекарственных средств, а также сохранение упорядоченности при введении значительного количества «гостевых» компонентов [5-7] делают $C_{12}EO_8$ перспективной основой для создания систем контролируемой доставки.

Наряду с ЛЖК-системами все больший интерес исследователей привлекают к себе углеродные точки. Ряд преимуществ – высокая фотостабильность, настраиваемая люминесценция, а также низкая токсичность и биосовместимость [8-10] – позволяют создавать на их основе гибридные композитные материалы, сочетающие в себе структурированную платформу для лекарственного средства и встроенную оптическую метку для биовизуализации.

В настоящей работе впервые исследованы фазовое поведение и кинетика высвобождения ксимедона (модельного лекарственного средства) из гибридных систем на основе $C_{12}EO_8$, допированных углеродными точками. Установлено, что добавление люминофора дестабилизирует мезофазу, о чём свидетельствует снижение температуры перехода в изотропную фазу. Вместе с тем система приобретает чувствительность к температуре и ионной силе среды. При сравнении двух процессов высвобождения (с углеродными точками и без) установлено, что на основе данного ПАВ возможно получение как транспортной системы с пролонгированным действием, так и с возможностью люминесцентного мониторинга и ускоренным действием.

В качестве модельного лекарственного средства был использован ксимедон, обладающий противовоспалительным, ранозаживляющим действием [11,12].

Экспериментальная часть

Для создания лиотропных жидкокристаллических систем использовались монододециловый эфир тетраэтиленгликоля $C_{12}H_{25}(CH_2CH_2O)_8OH$ с содержанием 99,999% фирмы «Merck». $C_{12}EO_8$ применялся без дополнительной обработки. Ксимедон (N-(β-оксипропил)-4, 6-диметилдигидропиримидон-2) хроматографической степени очистки синтезирован в ИОФХ им. акад. Арбузова КНЦ РАН.

Системы получали смешением компонентов при заданных массовых соотношениях, центрифугировании и последующим выдерживанием в термостате при 25 °C в течение 14 дней. В качестве люминесцентной метки для создания тераностической платформы были использованы углеродные точки, обладающие излучением в «синей» области спектра (440 нм). Данные наночастицы были выбраны благодаря способности эффективно диспергироваться в водных средах и демонстрировать устойчивую люминесценцию при изменении температурных условий. Углеродные точки (bCD) были получены ранее и описаны

в работе [13]. В данной работе использовались водные растворы углеродных точек с массовой концентрацией 0,1 мг/мл.

Определение типа лиомезофаз и гомогенности систем проводили методом политермической оптической микроскопии на поляризационном микроскопе Olympus BX51 с нагревательной системой Linkam. Температуры фазового перехода мезофаз – изотропная жидкость регистрировали с точностью $\pm 2^\circ C$.

Термический анализ проводили на дифференциальном сканирующем микрокалориметре теплового потока ДСК-500 (разработка Самарского государственного технического университета, Россия; регистрационный номер типа средства измерений № 97345-25). Скорость сканирования температуры составляла 5 °C/мин во всех экспериментах. Обработку термограмм (определение температур начала, пика и конца перехода, интегрирование площади пиков для расчёта энтальпии) выполняли с использованием ПО DSC Tool. Относительная погрешность измерения удельной теплоты фазовых переходов $\pm 5\%$.

Исследование кинетики высвобождения лекарственного средства проводили при помощи модельной системы с использованием ячейки Франца. В работе была использована мембрана (PTFE, размер пор 0,45 мкм, диаметр 16,6 мм), имитирующая роговой слой кожи [14-16]. В качестве приемной среды применяли дистиллированную воду (pH = 5,8) и трис-солевой буфер (pH = 7,4).

Концентрацию целевого компонента C_k (моль/л) в приёмной среде оценивали с помощью УФ-спектроскопии. Значения концентрации рассчитывались по уравнению (1):

$$C = A_{\max} / \varepsilon_{\max} \cdot l, \quad (1)$$

где A – оптическая плотность при $\lambda_{\max}$, l – ширина ячейки, ε – молярный коэффициент экстинкции, определенный по линейной калибровочной кривой ксимедона ($\varepsilon = 7200 \text{ M}^{-1}\text{cm}^{-1}$ при $\lambda = 300 \text{ nm}$).

Количество вещества Q , диффундирующего через единицу площади поверхности мембраны за время t , рассчитывается по уравнению (2):

$$Q = C_k \cdot V / S_0, \quad (2)$$

где C_k – экспериментально определенная концентрация ксимедона в приемной среде в момент времени t , V – объем приемной среды (8 см³), S_0 – площадь диффузии, равная площади отверстия ячейки Франца (2,16 см²).

Спектры поглощения систем регистрировали на сканирующем двухлучевом спектрофотометре «Lambda 35» («Perkin Elmer»). Спектры люминесценции регистрировали на сканирующем спектрофлуориметре «Cary Eclipse» («Varian»).

Обсуждение результатов

Гибридная платформа создана на основе жидкокристаллической системы $C_{12}EO_8/H_2O/\text{dec}$. Выбор монододецилового эфира октаэтиленгликоля обусловлен его способностью к самоорганизации в различные мезофазы, возможностью имитировать структуру мембран и сохранять упорядоченность при введении «гостевых» компонентов, что важно для создания систем доставки.

Как было показано нами ранее в работе [17], олигоэтиленоксиды способны к образованию стабильной жидкокристаллической фазы, обусловленной введением деканола в бинарную систему ПАВ-вода.

Для определения возможности создания на их основе тераностических платформ с отслеживаемой доставкой лекарственного средства, в базовые системы были введены 1 %мас. ксимедона. Установлено, что присутствие ксимедона приводит к снижению температуры фазового перехода с 42,9°C до 38,3°C (рис. 1).



Рис. 1 – Микрофотографии системы $C_{12}EO_8/Xym/H_2O/C_{10}H_{21}OH$ (44/1/50/5 %мас.) и $C_{12}EO_8/Xym/bCD+H_2O/C_{10}H_{21}OH$ (44/1/50/5 %мас.) в поляризованном свете (x100)

Fig. 1 – Micrographs of the $C_{12}EO_8/Xym/H_2O/C_{10}H_{21}OH$ (44/1/50/5 wt.) and $C_{12}EO_8/Xym/bCD+H_2O/C_{10}H_{21}OH$ (44/1/50/5 wt.) systems in polarized light (x100)

Таким образом, данная система обладает жидкокристаллическими свойствами при температуре человеческого организма, что позволяет осуществлять пролонгированное высвобождение лекарственного средства.

Для определения и подтверждения температур, а также термодинамических характеристик фазовых переходов некоторых ЛЖК были проведены калориметрические исследования.

Рассчитанные термодинамические характеристики фазовых переходов для лиомезофаз приведены в таблице 1.

Таблица 1 - Термодинамические характеристики фазовых переходов ЛЖК

Table 1 - Thermodynamic Properties of Phase Transitions in Lyotropic Liquid Crystals

Система	$T_{\text{пом}}, ^\circ\text{C}$	$T_{\text{дск}}, ^\circ\text{C}$	$\Delta H, \text{Дж/г}$
$C_{12}EO_8/H_2O$ (45/55 %мас.)	57,7	57,0	19,26
$C_{12}EO_8/Xym/H_2O/C_{10}H_{21}OH$ (44/1/50/5 %мас.)	38,3	38,8	0,41
$C_{12}EO_8/Xym/bCD+H_2O/C_{10}H_{21}OH$ (44/1/50/5 %мас.)	35,0	50,2	7,90

Установлено, что внедрение в систему лекарственного вещества приводит к снижению значений тепловых эффектов, что свидетельствует о дефектности надмолекулярной организации. Внедрение ксимедона и углеродных точек нарушает плотную упаковку молекул ПАВ, уменьшая долю упорядоченных доменов в системе.

На основании полученных данных о фазовых переходах обеих систем был проведен эксперимент по диффузии ксимедона в водную среду. Кинетику высвобождения исследовали с использованием ячеек Франца при 25°C и 37°C, что соответствует комнатной и физиологической температурам.

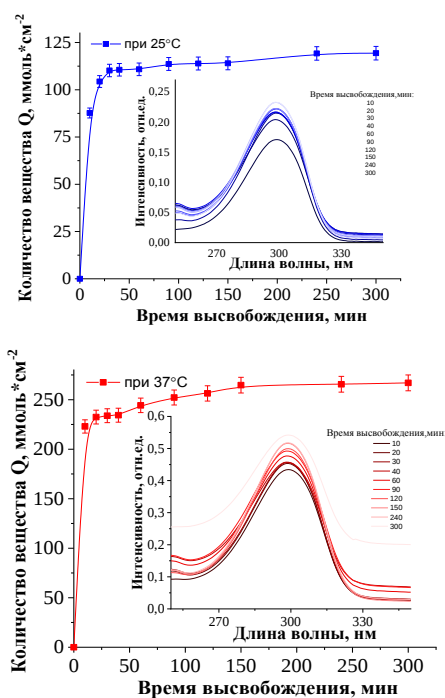


Рис. 2 – Кинетические кривые высвобождения ксимедона из системы $C_{12}EO_8/Xym/H_2O/C_{10}H_{21}OH$ (44/1/50/5 %мас.) и $C_{12}EO_8/Xym/bCD+H_2O/C_{10}H_{21}OH$ (44/1/50/5 %мас.) в водную среду при 25°C и 37°C и их спектры поглощения

Fig. 2 – Release profiles of xymedone release from the $C_{12}EO_8/Xym/H_2O/C_{10}H_{21}OH$ system (44/1/50/5% wt.) and $C_{12}EO_8/Xym/bCD+H_2O/C_{10}H_{21}OH$ (44/1/50/5 %мас.) into an aqueous medium at 25°C and 37°C and their absorption spectra

Как в случае комнатной, так и при физиологической температуре наблюдается мгновенный выброс вещества с достижением 90% при 20 минутах.

На следующем этапе была исследована диффузия ксимедона в водную среду для системы $C_{12}EO_8/Xym/bCD+H_2O/C_{10}H_{21}OH$ (44/1/50/5 %мас.) (рис. 4). Для определения влияния на скорость диффузии природы приемной среды, был проведен сравнительный анализ высвобождения ксимедона из той же системы в трис-солевой буферный раствор.

Как следует из рисунка 4, для системы $C_{12}EO_8/Xym/bCD+H_2O/C_{10}H_{21}OH$ (44/1/50/5 %мас.) наблюдается достижение 90% количества лекарственного средства в приемной среде через 120 минут после начала эксперимента.

Определение возможности отслеживания транспорта полученным систем в организме было установлено с помощью спектров люминесценции (рис. 5).

На рисунке 5 показано, что сам ксимедон так же обладает излучением при 350 нм. Углеродные точки же демонстрируют люминесценцию на 425 нм, что

обусловлено изменением окружения по сравнению с водными средами [18]. Максимум интенсивности из-

лучения как для ксимедона, так и для С-точек достигается к 30 минутам и далее находится в пределах погрешности в течение всего эксперимента.

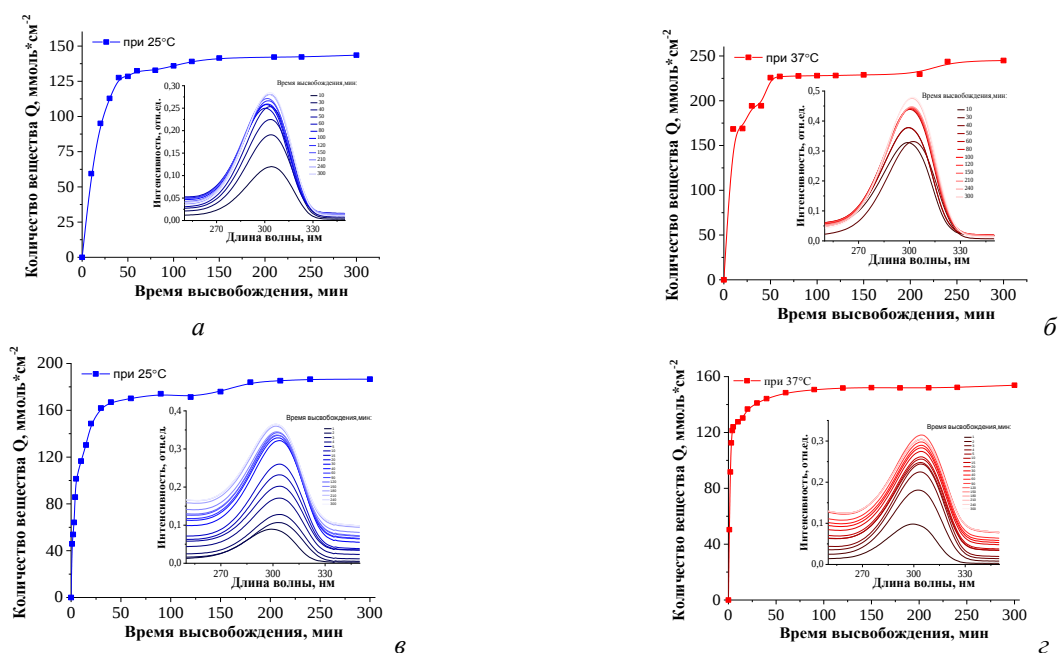


Рис. 4 – Кинетические кривые высвобождения ксимедона из системы $C_{12}EO_8/Xym/bCD+H_2O/C_{10}H_{21}OH$ (44/1/50/5 %мас.) в водную среду (а, б), в буфер (в, г) при 25°C и 37°C и их спектры поглощения

Fig. 4 – Release profiles of xymedone release from the $C_{12}EO_8/Xym/bCD+H_2O/C_{10}H_{21}OH$ system (44/1/50/5% wt.) into an aqueous medium (a, б), into a buffer (в, г) at 25°C and 37°C and their absorption spectra

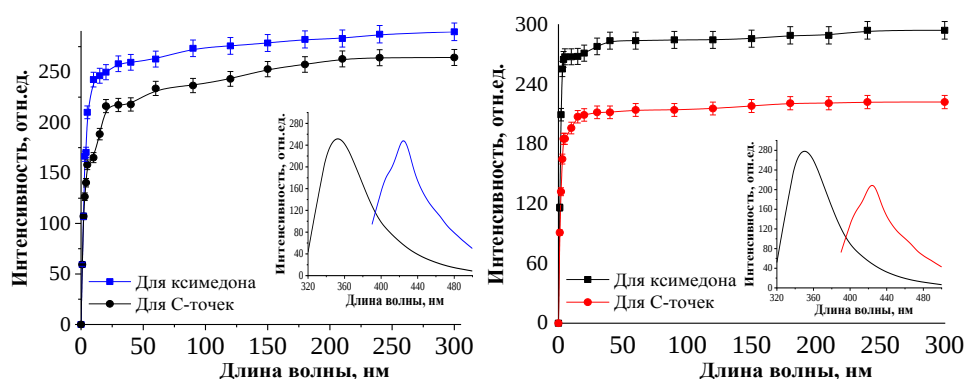


Рис. 5 – Зависимость максимумов интенсивности люминесценции ксимедона и углеродных точек в системе $C_{12}EO_8/Xym/bCD+H_2O/C_{10}H_{21}OH$ (44/1/50/5 %мас.) от времени высвобождения при 25°C и 37°C и их спектры при 210 минутах

Fig. 5 – Dependence of the luminescence intensity maxima of xymedone and carbon dots in the $C_{12}EO_8/Xym/bCD+H_2O/C_{10}H_{21}OH$ (44/1/50/5% wt.) system on the release time at 25°C and 37°C and their spectra at 210 minutes

Выводы

Таким образом, в данной работе была исследована возможность создания тераностической платформы на основе поверхностно-активного вещества $C_{12}EO_8$, допированную углеродными точками для отслеживания транспорта системы *in vivo*.

При этом, система без углеродных точек демонстрирует более длительный процесс диффузии лекарственного вещества через модельную мембрану. Введение люминофора приводит к снижению темпера-

туры перехода в изотропную жидкость ниже физиологической с сохранением люминесцентных свойств, что позволяет производить ускоренное высвобождение с возможностью мониторинга. Так варьируя состав ЛЖК систем появляется возможность регулировать скорость высвобождения лекарственного вещества в зависимости от требований предъявляемых к тераностической среде.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации в рамках Государственного

задания № 075-00021-26-00 от 12.01.2026 (FZSG-2026-0003).

Литература

1. B. K. Kashyap, V. V. Singh, M. K. Solanki, A. Kumar, J. Ruokolainen, K. K. Kesari, *ACS omega*, 2023, 8, 16, 14290-14320 (2023). DOI: 10.1021/acsomega.2c07840.
2. P. Huang, C. Wang, H. Deng, Y. Zhou, X. Chen, *Accounts of chemical research*, 56, 13, 1766-1779 (2023). DOI: 10.1021/acs.accounts.3c00122.
3. H. Huang, J. F. Lovell, *Advanced functional materials*, 27, 2, 1603524 (2017). DOI: 10.1002/adfm.201603524.
4. Y. Q. Yu, X. Yang, X. F. Wu, Y. B. Fan, *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9, 646554 (2021). DOI: 10.3389/fbioe.2021.646554.
5. S. Urundur, V. T. Banala, R. P. Shukla, S. Gautam, D. Marwaha, N. Rai, M. Sharma, S. Sharma, P. Ramarao, P. R. Mishra, *Acta Biomaterialia*, 113, 522-540 (2020). DOI: 10.1016/j.actbio.2020.06.023.
6. R. Baldha, G. S. Chakraborty, S. Rathod, *AAPS PharmSciTech*, 26, 2, 58 (2025). DOI: 10.1208/s12249-025-03058-y.
7. V. Nardello-Rataj, L. Leclercq, *International Journal of Pharmaceutics*, 511, 1, 550-559. DOI: 10.1016/j.ijpharm.2016.07.045 (2016).
8. W. Su, H. Wu, H. Xu, Y. Zhang, Y. Li, X. Li, L. Fan, *Materials Chemistry Frontiers*, 4, 3, 821-836 (2020). DOI: 10.1039/C9QM00658C.
9. G. Singh, S. Kumar, P. Malik, *Journal of Molecular Liquids*, 384, 122225 (2023). DOI: 10.1016/j.molliq.2023.122225.
10. A. I. Galeeva, R. I. Khusnutdinova, A. S. Krupin, Yu. G. Galyametdinov, *Liquid Crystals and their Applications*, 25, 2, 20-29 (2025). DOI: 10.18083/LCAppl.2025.2.20.
11. С. Г. Измайлов, Г. А. Измайлов, М. Ю. Аверьянов, В. Резник, *Н. Новгород: НГМА*, 188. (2001).
12. Д. А. Пантелеев, Н. Б. Мельникова, *Биорадикалы и антиоксиданты*, 8, 4, 26-36 (2021).
13. A. E. Zavorotko, A. S. Krupin, Y. G. Galyametdinov, *Doklady Physical Chemistry*, 520, 2, 46-51 (2025). DOI: 10.1134/S0012501625600299.
14. M. E. Dillon, *Polymer Materials Science and Engineering*, 62, 814-818 (1990).
15. A. Olejnik, I. Nowak, *Applied Surface Science*, 355, 686-697 (2015). DOI: 10.1016/j.apsusc.2015.07.145.
16. N. M. Selivanova, A. I. Galeeva, M. A. Ziganshin, Yu. G. Galyametdinov, *The Journal of Physical Chemistry B*, 128, 20, 5127-5134 (2024). DOI: 10.1021/acs.jpcc.4c00929.
17. Н. М. Селиванова, М. А. Кузовкова, А. И. Галеева, Ю. Г. Галяметдинов, *Вестник Казанского технологического университета*, 18, 19-26 (2011).
18. H. Wang, C. Sun, X. Chen, Y. Zhang, V. L. Colvin, Q. Rice, J. Seo, S. Feng, S. Wang, W. W. Yu, *Nanoscale*, 9, 5, 1909-1915 (2017).

References

1. B. K. Kashyap, V. V. Singh, M. K. Solanki, A. Kumar, J. Ruokolainen, K. K. Kesari, *ACS omega*, 2023, 8, 16, 14290-14320 (2023). DOI: 10.1021/acsomega.2c07840.
2. P. Huang, C. Wang, H. Deng, Y. Zhou, X. Chen, *Accounts of chemical research*, 56, 13, 1766-1779 (2023). DOI: 10.1021/acs.accounts.3c00122.
3. H. Huang, J. F. Lovell, *Advanced functional materials*, 27, 2, 1603524 (2017). DOI: 10.1002/adfm.201603524.
4. Y. Q. Yu, X. Yang, X. F. Wu, Y. B. Fan, *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9, 646554 (2021). DOI: 10.3389/fbioe.2021.646554.
5. S. Urundur, V. T. Banala, R. P. Shukla, S. Gautam, D. Marwaha, N. Rai, M. Sharma, S. Sharma, P. Ramarao, P. R. Mishra, *Acta Biomaterialia*, 113, 522-540 (2020). DOI: 10.1016/j.actbio.2020.06.023.
6. R. Baldha, G. S. Chakraborty, S. Rathod, *AAPS PharmSciTech*, 26, 2, 58 (2025). DOI: 10.1208/s12249-025-03058-y.
7. V. Nardello-Rataj, L. Leclercq, *International Journal of Pharmaceutics*, 511, 1, 550-559. DOI: 10.1016/j.ijpharm.2016.07.045 (2016).
8. W. Su, H. Wu, H. Xu, Y. Zhang, Y. Li, X. Li, L. Fan, *Materials Chemistry Frontiers*, 4, 3, 821-836 (2020). DOI: 10.1039/C9QM00658C.
9. G. Singh, S. Kumar, P. Malik, *Journal of Molecular Liquids*, 384, 122225 (2023). DOI: 10.1016/j.molliq.2023.122225.
10. A. I. Galeeva, R. I. Khusnutdinova, A. S. Krupin, Yu. G. Galyametdinov, *Liquid Crystals and their Applications*, 25, 2, 20-29 (2025). DOI: 10.18083/LCAppl.2025.2.20.
11. S. G. Izmailov, G. A. Izmailov, M. Yu. Averyanov, V. Reznik, *N. Novgorod: NGMA*, 188. (2001).
12. D. A. Panteleev, N. B. Melnikova, *Bioradicals and Antioxidants*, 2021, 8, 4, 26-36 (2021).
13. A. E. Zavorotko, A. S. Krupin, Y. G. Galyametdinov, *Doklady Physical Chemistry*, 520, 2, 46-51 (2025). DOI: 10.1134/S0012501625600299.
14. M. E. Dillon, *Polymer Materials Science and Engineering*, 62, 814-818 (1990).
15. A. Olejnik, I. Nowak, *Applied Surface Science*, 355, 686-697 (2015). DOI: 10.1016/j.apsusc.2015.07.145.
16. N. M. Selivanova, A. I. Galeeva, M. A. Ziganshin, Yu. G. Galyametdinov, *The Journal of Physical Chemistry B*, 128, 20, 5127-5134 (2024). DOI: 10.1021/acs.jpcc.4c00929.
17. N. M. Selivanova, M. A. Kuzovkova, A. I. Galeeva, Yu. G. Galyametdinov, *Herald of Kazan Technological University*, 18, 19-26 (2011).
18. H. Wang, C. Sun, X. Chen, Y. Zhang, V. L. Colvin, Q. Rice, J. Seo, S. Feng, S. Wang, W. W. Yu, *Nanoscale*, 9, 5, 1909-1915 (2017).

© **А.И. Галеева** – канд. хим. наук, доцент кафедры Физической и коллоидной химии (ФКХ), Казанский национальный исследовательский технологический университет (КНИТУ), Казань, Россия, galeeva-alija@mail.ru; **А. Э. Заворотко** – аспирант кафедры ФКХ, КНИТУ, zavorotko@mail.ru; **Ю. Г. Галяметдинов** – д-р хим. наук, профессор кафедры ФКХ, КНИТУ, г.н.с. лаборатории квантовой оптики в алмазах, Казанский физико-технический институт им. Е.К. Завойского ФИЦ КазНЦ РАН, Казань, Россия, yugal2002@mail.ru.

© **A.I. Galeeva** – PhD (Chemical Sci.), Associate professor, the department of Physical and Colloid Chemistry (PCC), Kazan National Research Technological University (KNRTU), Kazan, Russia, galeeva-alija@mail.ru; **A. E. Zavorotko** – PhD-student of the PCC department, KNRTU, zavorotko@mail.ru; **Yu. G. Galyametdinov** – Doctor of Sciences (Chemical Sci.), Full Professor of the PCC department, KNRTU; Chief Researcher of the Laboratory of Quantum Optics in Diamonds, Zavoisky Physical-Technical Institute, FRC Kazan Scientific Center of RAS, Kazan, Russia, yugal2002@mail.ru.

Дата поступления рукописи в редакцию – 01.06.26.

Дата принятия рукописи в печать – 14.06.26.