

УДК 541.14

ВЛИЯНИЕ ДНК НА ФЛУОРЕСЦЕНЦИЮ КОМПОЗИТНЫХ ПЛЕНОК ZnO, СОДЕРЖАЩИХ НАНОРАЗМЕРНЫЕ АЛМАЗЫ

© 2021 г. Е. А. Борулева^{1, 2*}, И. А. Наговицын^{2, 3}, Г. К. Чудинова^{1, 3}, А. В. Лобанов^{2, 4, 5}¹Национальный исследовательский ядерный университет “МИФИ”, Москва, Россия²Федеральный исследовательский центр химической физики им. Н.Н. Семёнова Российской академии наук, Москва, Россия³Институт общей физики им. А.М. Прохорова Российской академии наук, Москва, Россия⁴Московский педагогический государственный университет, Москва, Россия⁵Российский экономический университет им. Г.В. Плеханова, Москва, Россия*E-mail: katrinboruleva@gmail.com

Поступила в редакцию 19.03.2021;

после доработки 13.04.2021;

принята в печать 20.04.2021

Золь-гель методом получены двухслойные пленки ZnO, включающие наноразмерные алмазы, полученные методом детонационного синтеза (далее – ДНА) со средним размером частиц 10 нм. Затравочный слой на стеклянной подложке не содержал ДНА, второй – получали из смеси $Zn(NO_3)_2 \cdot 6H_2O$, гексаметилентетрамина, поливинилпирролидона (12600 г/моль) и 10–80 г/л ДНА. Структуру и свойства пленок контролировали методами сканирующей электронной и атомно-силовой микроскопии. Обнаружено, что рост количества ДНА в пленке приводит к тушению люминесценции ZnO ($\lambda_{ex} = 260$ нм, $\lambda_{em} = 363$ нм) в 2.7–25.1 раз. При концентрации ДНА 80 г/л наблюдали уменьшение ширины оптической запрещенной зоны от 3.324 до 3.298 эВ. Установлено, что на люминесценцию пленок оказывают влияние малые концентрации ДНК, нанесенные на поверхность методом спин-коатинга.

Ключевые слова: флуоресценция, наночастицы оксида цинка, наноразмерные алмазы, сканирующая электронная микроскопия, атомно-силовая микроскопия, биосенсоры, ДНК.

DOI: 10.31857/S0207401X21110029

ВВЕДЕНИЕ

Оксид цинка (ZnO), как прямозонный полупроводник с большой шириной запрещенной зоны ($E_g = 3.37$ эВ), обладает специфическими оптическими и люминесцентными свойствами, например, фотолюминесценцией в ультрафиолетовом диапазоне спектра, большой энергией связи экситонов (60 эВ при комнатной температуре) [1]. Материалы на основе ZnO используются в оптоэлектронике и люминесцентной биосенсорике [2]. Фотолюминесценция ZnO характеризуется узкой интенсивной полосой в ультрафиолетовой области (360–380 нм) и широкой полосой в видимом диапазоне спектра (480–530 нм).

Низкоразмерные структуры на основе оксида цинка могут быть использованы в качестве носителей биологических матриц благодаря высокой химической стабильности и биосовместимости. Химическое действие наночастиц ZnO было зарегистрировано лишь при высоких концентрациях (более 100 мкг/мл), что дает возможность использовать малые количества этих структур для биоаналитических измерений *in vivo* [3–5]. Ос-

новными преимуществами ZnO по сравнению с аналогами, которые используются в биоаналитических устройствах, являются: простота, дешевый синтез и возможность низкоразмерного масштабирования с различной морфологией.

Отмечено, что в материалах оксида цинка, включающих различные допанты, наблюдается изменение оптических, электрических, физико-химических свойств [6]. Композитные структуры ZnO с наноразмерными алмазами, полученные методом детонационного синтеза (далее – ДНА), по сравнению с однокомпонентными структурами самого ZnO обладают большей площадью удельной поверхности, значительными изменениями структуры и электрических свойств [7]. Так, недавно получены композитные системы с повышенной устойчивостью к фотокоррозии [8]. Усиление фототоклика при взаимодействии ZnO и наноалмазов позволяет использовать такие системы для разработки эмиссионных катодов, фотодетекторов и биосенсоров [3, 9]. Пленки наноалмазов за счет высокой степени упорядоченности, развитой поверхности и наличия на поверхности активных

химических групп (разных в зависимости от типа наноструктуры) используются в качестве биосенсорных элементов для детектирования белков, ДНК, вирусов. Кроме того, наноалмазы обладают низкой цитотоксичностью [4].

Исследование люминесцентных свойств ДНА при взаимодействии с различными биологическими компонентами позволяет проводить визуализацию внутриклеточных процессов *in vivo*. Наноразмерным алмазам свойственно отсутствие заметного поглощения в диапазоне от ультрафиолетовой до инфракрасной области спектра [10–12], что позволяет точно регистрировать значения маломасштабного оптического поглощения и интенсивности люминесценции при взаимодействии с биообъектами. Установлено, что взаимодействие ДНА с биообъектами может существенно влиять на степень их агрегации и оптические характеристики [13].

Частицы ДНА имеют высокую удельную поверхность (250–350 м²/г), сверхмалый размер первичных частиц (4–6 нм), лабильный функциональный покров и инертное ядро. Наличие этих свойств делает ДНА перспективными для создания систем определения и доставки биологически активных и лекарственных веществ, люминесцентных маркеров, в частности, для изучения клеточных взаимодействий. Имобилизацию биологически активных и лекарственных веществ осуществляют химическим связыванием или с помощью адсорбции. Частицы ДНА с их уникальными свойствами перспективны для создания новых композитных материалов, например, для допирования ими материалов на основе ZnO.

В настоящее время проводятся многочисленные работы по исследованию процессов самосборки ДНК, в частности, при взаимодействии с различными наноразмерными структурами. Таким образом, возможно получение широкого спектра наноматериалов. Активно исследуются как собственные проводящие свойства ДНК, так и ее комплексов с наноразмерными объектами [14–18]. Такие комплексы, полученные на “платформе” ДНК, могут применяться в оптоэлектронных устройствах (химические датчики), использоваться для доставки лекарственных препаратов [19]. Цель настоящей работы – получение золь-гель методом двуслойных пленок ZnO с добавлением ДНА, определение влияния ДНА на структуру и оптические свойства композитных пленок, а также отклика на малые количества ДНК, нанесенных на поверхность пленок.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ

В работе использованы наноразмерные алмазы, полученные детонационным синтезом в компании

Adamas Nanotechnologies (США). Характерный размер наночастиц составляет в среднем 10 нм.

Тонкие пленки оксида цинка были получены двухстадийным способом. На первом этапе слой затравки-золя наносили на стеклянные подложки (15 × 15 мм) методом спин-коатинга на центрифуге “Элекон” ЦЛМН-Р10-02 (Россия) при скорости вращения подложки в горизонтальной плоскости в 2500 об/мин. Для этого использована смесь 1 М ацетата цинка Zn(CH₃COO)₂ · 2H₂O и моноэтаноламина (МЭА) в 2-этоксиганоле.

Мольное соотношение МЭА : Zn(CH₃COO)₂ · 2H₂O составляло 5 : 2. Полученный раствор перемешивали при комнатной температуре в течение 1 ч и выдерживали в течение 48 ч. Перед нанесением золя стеклянные подложки кипятили в течение 20 мин в смеси дистиллированной воды, H₂O₂ (37 мас.%) и NH₃ · H₂O (25 мас.%), взятых в соотношении 4 : 1 : 1. Затем подложки тщательно промывали горячей дистиллированной водой и сушили на воздухе при комнатной температуре. Полученную затравочную пленку высушивали в течение 60 мин при 180°C и отжигали в муфельной печи ЭКПС-10 (Россия) в течение 3 ч при 380°C.

На втором этапе для формирования структурированной на наноразмерном уровне пленки ZnO готовили 10 мл смеси водного раствора Zn(NO₃)₂ · 6H₂O, гексаметилентетрамина (ГМТ), поливинилпирролидона (ПВП, средняя молекулярная масса – 12600 г/моль) и различного объема (1–16 мл) наноалмазов (2 мг/мл). Раствор аммиака добавляли для корректировки значения pH раствора (10.5). Концентрация нитрата цинка составляла 0.025 М. В приготовленную смесь погружали подложки с затравочным слоем и выдерживали на водяной бане (85°C, 60 мин). Затем подложки промывали деионизованной водой и сушили на воздухе при комнатной температуре.

На композитные пленки ZnO/ДНА наносили растворы ДНК (10⁻¹⁰ и 10⁻¹² мг/мл) методом спин-коатинга, скорость вращения основы центрифуги составляла 2000 об/мин, объем осажденного раствора – 50 мкл. Исходную навеску ДНК тимуса теленка (Sigma-Aldrich) разводили в водно-солевом растворе NaCl (0.09%) до концентрации 2 мг/мл и обрабатывали ультразвуком (42 кГц) на установке Branson 1510 (США) в течение 40 мин. Затем методом последовательного разбавления получали растворы с концентрациями ДНК, равным 10⁻¹⁰ и 10⁻¹² мг/мл.

Спектры пропускания измеряли на спектрофотометре UV-1800 (Shimadzu), спектры флуоресценции образцов – с помощью спектрофлуориметра RF-5300pc (Shimadzu). Интенсивность флуоресценции регистрировали с интервалами 0.2 нм, щели возбуждения и регистрации – 3 и 5 нм соответственно. Для обработки данных примени-

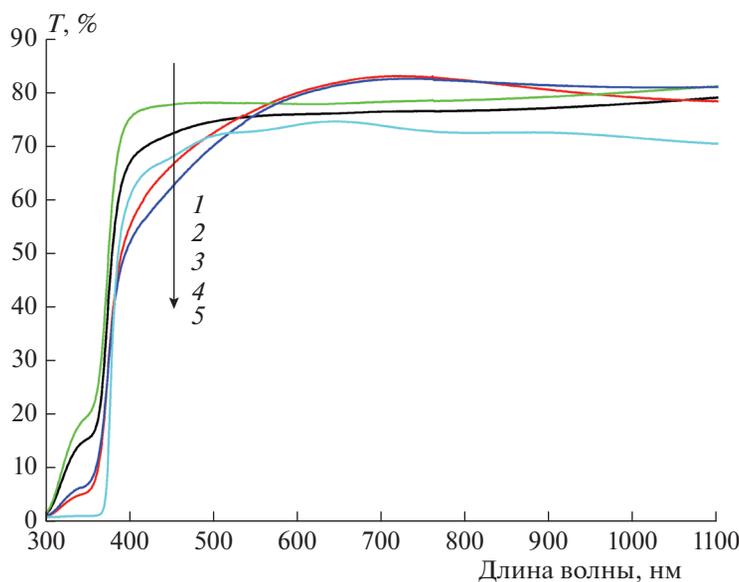


Рис. 1. Спектры пропускания композитных материалов ZnO/ДНА с разными объемами раствора ДНА, добавленного в реакцию смесь: 1 – 4 мл (зеленый), 2 – 1 мл (черный), 3 – 8 мл (голубой), 4 – 2 мл (красный), 5 – 6 мл (синий).

ли программу Origin 8.1. Для расчета максимумов флуоресцентных полос использовались спектры, обработанные методом сглаживания кривой “усреднения по соседству” (количество пикселей для усреднения составляло 20). Интегральную флуоресценцию оценивали как площадь под кривой зависимости интенсивности флуоресценции от длины волны в диапазоне длин волн 340–400 нм. Использование интегральной интенсивности удобно для унификации результатов, в том числе для ситуаций, когда использовались различные устройства с разными оптическими характеристиками. Структуру пленок изучали на микроскопе P4-SPM-MDT (NT-MDT, Россия) в режиме силового сканирования с использованием программы P7-SPM.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Спектры оптического пропускания пленок оксида цинка, допированных разными количествами ДНА, в диапазоне 300–1000 нм представлены на рис. 1. Допирование пленок ZnO наноалмазами приводит к увеличению коэффициента пропускания в УФ-диапазоне (350 нм) от значений, близких к 0, для пленок с 8 мл ДНА, 4% – для пленок с 2 и 6 мл ДНА и 12 и 20% – для пленок с 1 и 4 мл ДНА соответственно. В видимом диапазоне спектра прозрачность растет от 40 до 80%.

Величина оптической запрещенной зоны (E_g) образцов подсчитывалась из производной коэффициента пропускания (T) по энергии (E), с учетом того, что оксид цинка – прямозонный полупроводник. Величина E_g для ZnO по литературным дан-

ным составляет 3.37 эВ [1]. При добавлении в реакцию смесь для приготовления пленок от 1 до 6 мл ДНА величина E_g в пленках ZnO/ДНА составляет 3.324 эВ. График зависимости коэффициента пропускания от энергии для пленки ZnO, допированной ДНА, приведен на рис. 2. Увеличение объема вводимого раствора ДНА до 8 мл приводит к уменьшению E_g на 0.026 эВ.

Известен ряд причин, приводящих к снижению ширины запрещенной зоны. Прежде всего, это увеличение концентрации собственных носителей заряда. Уменьшение ширины запрещенной зоны приводит также к тому, что оксид цинка кристаллизуется в другой кристаллической решетке за счет сильного влияния кристаллического поля алмазной наночастицы [20].

Спектры флуоресценции – фотолюминесценции (ФЛ) – пленок оксида цинка, допированных разными количествами ДНА, в интервале 340–390 нм приведены на рис. 3. Положение максимума полосы зависит от добавленного количества наноалмазов. При добавлении к исходной смеси 1 мл ДНА наблюдается максимальная интенсивность ($I = 590$ отн. ед.) ФЛ при $\lambda_{max} = 363$ нм; добавка 2 мл ДНА приводит к падению интенсивности ФЛ в 3.3 раз ($I = 177$ отн. ед.) по сравнению с добавкой в 1 мл ДНА. Добавление 4 и 6 мл ДНА приводит к тушению ФЛ оксида цинка в 3.5 и 2.75 раз соответственно. Добавление 8 мл ДНА приводит к исчезновению полосы при 363 нм и образованию пика на длине волны 380.6 нм с интенсивностью $I = 56$ отн. ед. Таким образом, по мере увеличения количества допанта интенсивность ФЛ снижается на 62–68% (2–6 мл ДНА), а

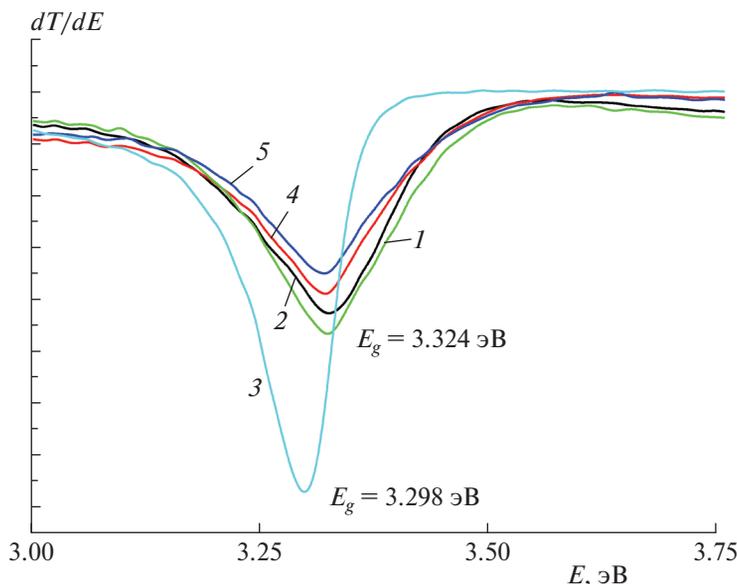


Рис. 2. Зависимость коэффициента пропускания (T) от энергии (E) для пленки ZnO, легированной разными объемами ДНА: 1 – 4 мл, 2 – 1 мл, 3 – 8 мл, 4 – 2 мл, 5 – 6 мл.

при максимальном количестве добавленного допанта (8 мл) – на 96% (рис. 3б).

Известно, что нанодиазмы, подобные тем, которые использовались в настоящей работе, не обладают собственной люминесценцией, но оказывают влияние на люминесцентные свойства при взаимодействии с другими объектами [21]. Как видно из рис. 3, зависимость интенсивности ФЛ от количества допанта нелинейна, причем увеличение количества ДНА в пленке заметно влияет на интенсивность флуоресценции. Фотолюминесцентные свойства оксида цинка сильно зависят от способа получения, а также от дефектов кристаллической решетки. Так, при избытке кислорода оксид цинка люминесцирует с максимумом полосы при 527 нм, при избытке цинка этот максимум располагается при 490 нм [22, 23].

В нашей работе мы получали оксид цинка, который находится в непосредственном окружении агрегатов ДНА. Они оказывают влияние на фотолюминесцентные свойства оксида цинка, поэтому мы предположили, что пики, которые хорошо разрешаются в области 400–500 нм (рис. 4а), могут различаться за счет взаимодействия кристаллической решетки оксида цинка с разными по количеству входящими в агрегат ДНА. Во всех случаях наблюдали полосы с максимумами при 452, 471 и 484 нм (рис. 4б). Можно предположить, что это – флуоресценция комплексов оксида цинка с ДНА.

Известно, что положение максимума полосы ФЛ оксида цинка в области 400–500 нм зависит от дефектов в его кристаллической решетке, в частности от избытка кислорода и цинка в ней ($\lambda_{max} = 490$ нм) [22, 23]. Оксид цинка, выращен-

ный гидротермальным методом, имеет несколько полос ФЛ с максимумами при 502, 510, 525 и 540 нм [24–27]. Не обладая собственной ФЛ, нанодиазмы при взаимодействии с другими объектами, обладающими люминесценцией, могут оказывать влияние на флуоресцентные свойства объекта.

Было выявлено, что отклик композитных пленок на присутствие биомолекул, таких как ДНК, показывает как взаимодействие их с ДНК влияет на фотолюминесценцию допированного нанодиазмами оксида цинка. Так, например, интенсивность фотолюминесценции пленок оксида цинка, приготовленных из смесей с 1 мл ДНА, равна 730 отн. ед. Нанесение на поверхность таких пленок ДНК в концентрации 10^{-10} г/л приводит к снижению интенсивности ФЛ в 1.7 раз (420 отн. ед.), а нанесение ДНК в концентрации 10^{-12} г/л приводит к дальнейшему падению интенсивности в 3.2 раз (230 отн. ед.) и батохромному сдвигу полосы ФЛ на 9 нм (от 363 до 372 нм). На рис. 5 видно, что для пленок из смесей с 2 мл ДНА интенсивность ФЛ для концентрации ДНК 10^{-10} г/л равна 200 отн. ед., что в 1.2 раз больше ФЛ без ДНК (170 отн. ед.). ДНК в концентрации 10^{-12} г/л, напротив, приводит к тушению ФЛ до 79 отн. ед. (в 2.2 раз) для той же концентрации допанта с батохромным смещением полосы на 10 нм (от 362 до 372 нм).

Для пленок из смесей оксида цинка с ДНА в количестве 4 и 6 мл нанесение 10^{-10} г/л ДНК увеличивает ФЛ в 1.2 и 1.1 раз соответственно, тогда как нанесение ДНК в концентрации 10^{-12} г/л увеличивает ФЛ в 3.3 и 1.3 раз соответственно. Как отмечено выше, при добавлении 8 мл ДНА в реак-

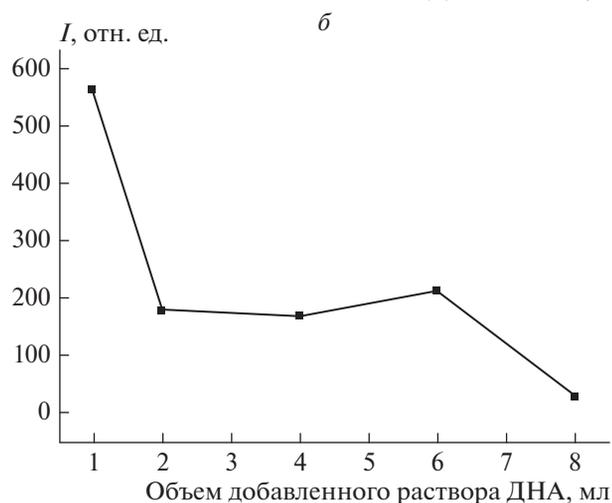
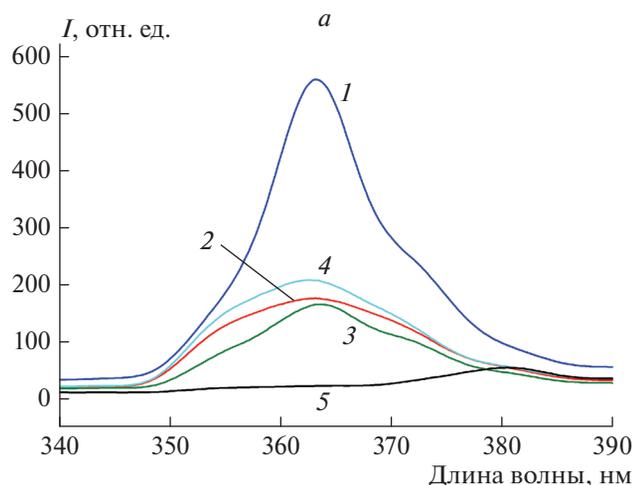


Рис. 3. Спектры фотолуминесценции пленок ZnO, легированных ДНК, на стеклянных подложках в УФ-диапазоне. Объем добавленного раствора ДНК в реакционной смеси для подготовки пленки (а): 1 – 1 мл, 2 – 2 мл, 3 – 4 мл, 4 – 6 мл, 5 – 8 мл; зависимость интенсивности ФЛ в максимуме полосы при 363 нм.

ционную смесь происходит исчезновение пика ФЛ пленок при 363 нм. Добавка ДНК в обеих концентрациях приводит к восстановлению этого пика. Плечо при 363 нм у пленок из смесей с 8 мл ДНК (30 отн. ед.) при добавлении ДНК превращается в пики при 363 нм с интенсивностью ФЛ 60 отн. ед. для 10^{-10} г/л и 50 отн. ед. для 10^{-12} г/л. Пик интенсивности ФЛ при 380 нм в присутствии ДНК уменьшается в 1.4 и 1.6 раз соответственно.

Зависимости интегральной интенсивности ФЛ (площади под кривой спектра ФЛ в области 400–500 нм) оксида цинка от количества ДНК в пленке, в том числе под действием ДНК, приведены на рис. 6. Зависимость интегральной ФЛ (рис. 6) незначительно, но отличается от зависимости интенсивности в максимуме полосы (рис. 3б). Интересно, что меньшая концентрация ДНК в рас-

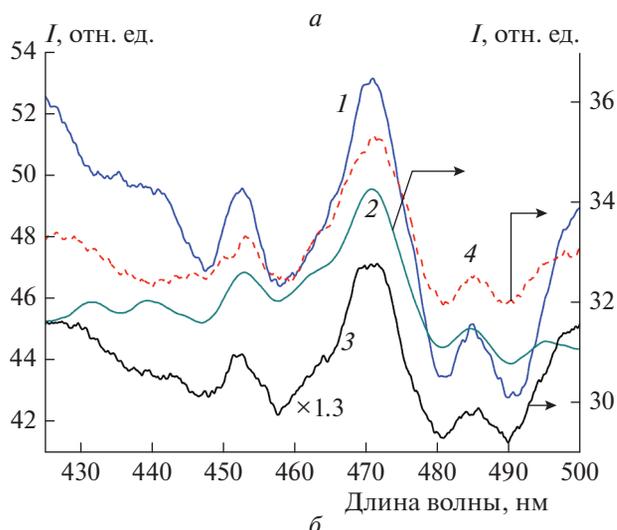


Рис. 4. Спектры фотолуминесценции пленок ZnO, легированных ДНК, на стеклянных подложках в видимой области спектра 400–500 нм. Объем раствора ДНК в реакционной смеси для подготовки пленки (а): 1 – 1 мл, 2 – 2 мл, 3 – 4 мл, 4 – 6 мл; общий вид спектра ФЛ пленок ZnO, легированных ДНК (б).

творе, наносимом на поверхность пленок, приводит к наибольшим изменениям величины ФЛ, причем величина тушения или возгорания ФЛ под действием ДНК снижается с ростом количества ДНК в пленке.

Результаты исследования пленок методом атомно-силовой микроскопии (АСМ) приведены на рис. 7 и 8. Пленки, хотя и содержат некоторое количество микрокристаллов, обладают удовлетворительной равномерностью и поверхностью, структурированной на наноразмерном уровне (табл. 1). Нанесение малых количеств ДНК на поверхность заметно влияет на морфологию образца. На рис. 8б показаны эллиптические структуры, которые, по-видимому, являются агрегатами ДНК. Сворачивание ДНК в “клубок” зависит от многих причин, самой простой из которых является по-

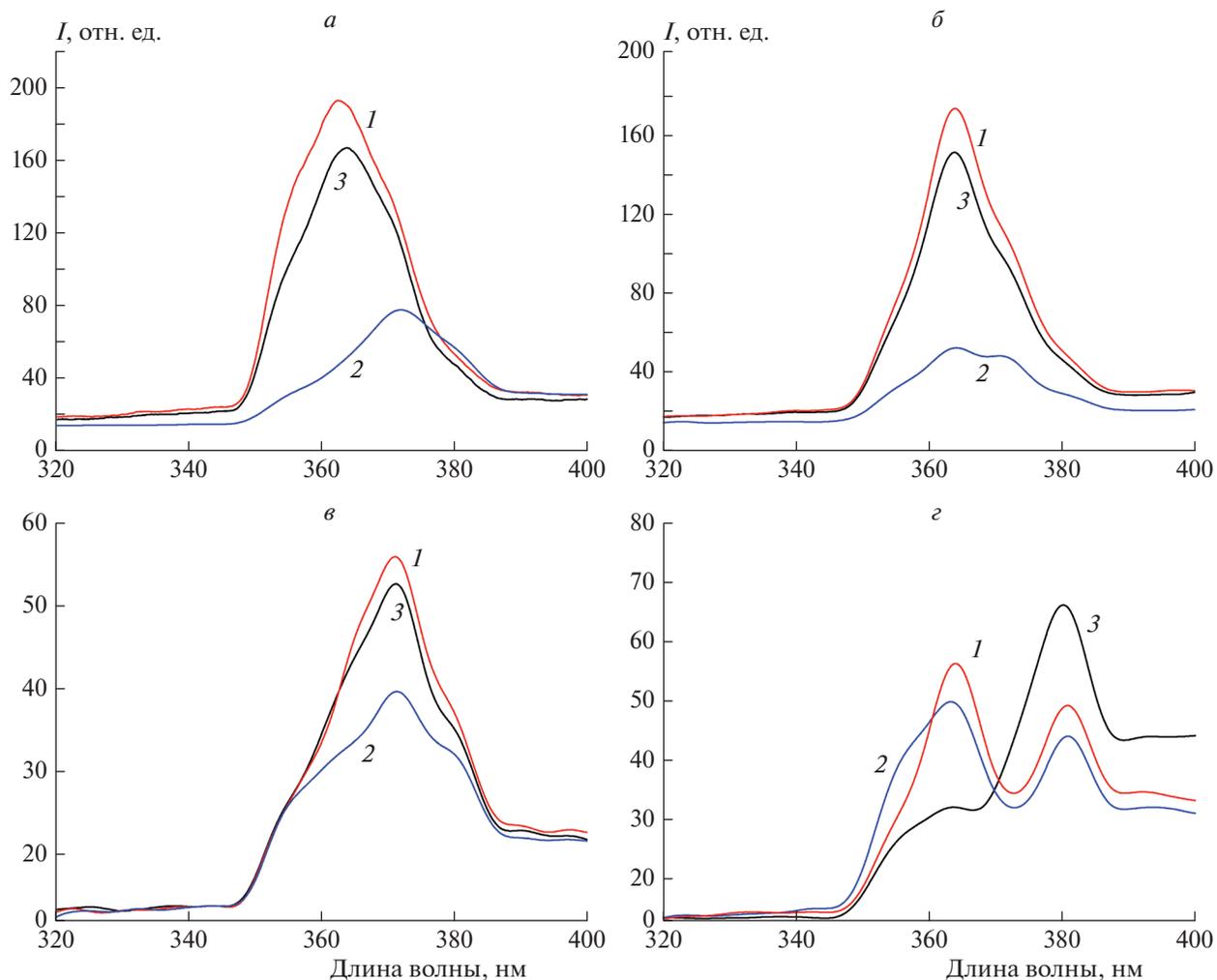


Рис. 5. Спектры фотолюминесценции пленок ZnO, легированных ДНА (черные (3), без ДНК) на стеклянных подложках, и пленки ZnO/ДНА с ДНК на поверхности. Концентрации ДНК – 10^{-10} г/л (1, красный), 10^{-12} г/л (2, синий). Объем раствора ДНА в реакционной смеси для подготовки пленки: а – 2 мл, б – 4 мл, в – 6 мл, г – 8 мл.

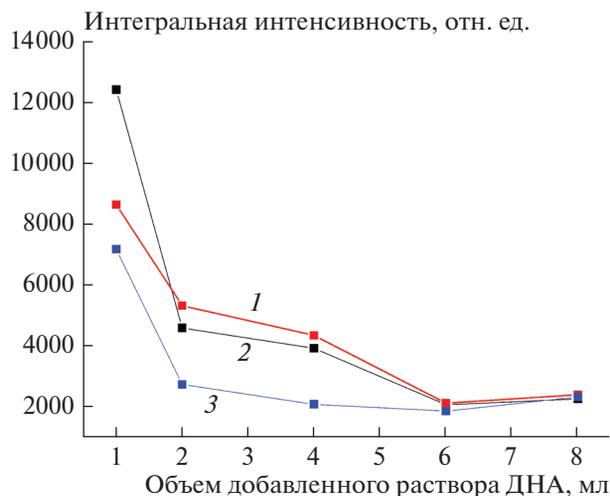


Рис. 6. Зависимость интегральной интенсивности (400–500 нм) ФЛ оксида цинка от количества ДНА в пленках при разных концентрациях ДНК: 1 (красная) – 10^{-10} г/л; 2 (черная) – 10^{-12} г/л; 3 (синяя) – без ДНК.

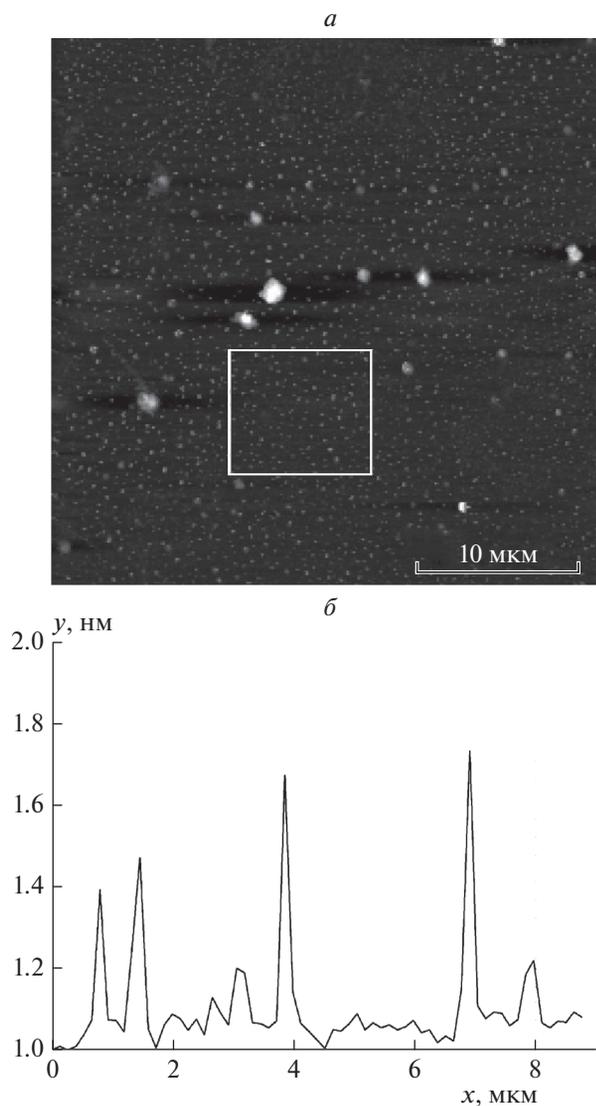


Рис. 7. АСМ-изображение пленки ZnO/ДНА (*а*); профиль поверхности по центру выделенной области по горизонтали (*б*).

лярность полученной поверхности (подобные же агрегаты были описаны в работе [28]).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящей работе были получены пленки ZnO, допированные детонационными наноалмазами, изучена фотолюминесценция пленок и влияние на них малых количеств ДНК. Включение ДНА в пленки заметно влияет на их оптические характеристики и структуру ZnO. Для разработки чувствительных элементов в большей степени пригодны пленки с малым содержанием ДНА из-за наиболее интенсивной люминесценции в ультрафиолетовой области и значительного ее изменения под действием ДНК.

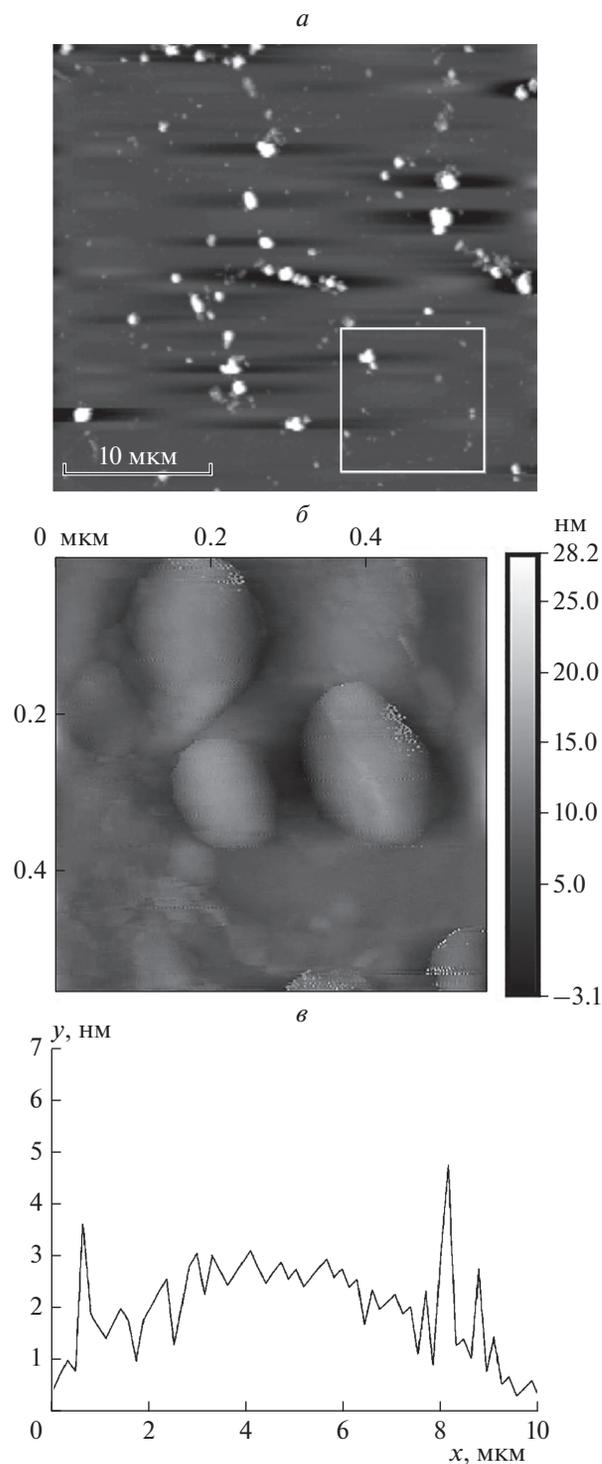


Рис. 8. АСМ-изображение пленки ZnO/ДНА с нанесенной на поверхность ДНК (*а*, *б*); профиль поверхности по центру выделенной области по горизонтали (*в*).

Отметим, что необходимы более детальные исследования влияния различных концентраций ДНК на ультрафиолетовую ФЛ пленок ZnO/ДНА. Пленки с большим содержанием ДНА перспективны для разработки оптоэлектронных устройств

Таблица 1. Параметры поверхности пленок ZnO/ДНА

Образец	S_q	S_a	S_p	S_v	S_z
	нм				
ZnO/ДНА	9.0	4.8	81.9	11.4	93.3
ZnO/ДНА/ДНК	16.2	5.8	202	28	230

Примечание: S_q – среднеквадратичная шероховатость, S_a – средняя (арифметическая) шероховатость, S_p – максимальная высота пика, S_v – максимальная глубина впадины, S_z – максимальная высота.

из-за возможности уменьшения величины оптической запрещенной зоны.

Подобные материалы с развитой поверхностью представляют интерес для создания и использования их в области фундаментальных исследований, например, для установления механизмов формирования наноразмерных супрамолекулярных комплексов [29, 30], создания поверхностей для селективного образования и стабилизации структур определенного типа [31, 32]. Фундаментальные исследования изменения люминесцентных свойств композитных материалов на основе ZnO при взаимодействии с биомакромолекулами, биоорганическими соединениями перспективны в области моделирования процессов переноса энергии в природных биофизических системах, определения фотофизических свойств наноразмерных агрегатов спектральными методами.

Работа выполнена в рамках гранта УМНИК-19 15262ГУ/2020.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Rodnyi P.A., Chernenko K.A., Venetsev I.D. // Opt. Spectrosc. 2018. V. 125. P. 372; <https://doi.org/10.1134/S0030400X18090205>
- Shanmugam N.R., Muthukumar S., Prasad S. // Future Sci. OA. 2017. V. 3(4). P. FSO196; <https://doi.org/10.4155/fsoa-2017-0006>
- Lin J.-C., Huang B.-R., Lin T.-C. // J. Electrochem. Soc. 2013. V. 160. P. 509.
- Siddiqui S., Dai Z., Stavis C.J. et al. // Biosens. Bioelectron. 2012. V. 35. P. 284.
- Belorus A., Moshnikov V.A., Pastukhov A. et al. // IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIConRus). Moscow: IEEE, 2019; <https://doi.org/10.1109/EIConRus.2019.8657149>
- Mangalam V., Pita K. // Materials. 2019. V. 12. P. 1997; <https://doi.org/10.3390/ma12121997>
- Jiang H., Li L., Feng S., Lu W. // Physica E: Low-dimensional Systems and Nanostructures. 2018. V. 104. P. 314; <https://doi.org/10.1016/j.physe.2018.07.041>
- Liu J., Wang P., Qu W. et al. // Appl. Catal. B. 2019. V. 257. P. 117880; <https://doi.org/10.1016/j.apcatb.2019.117880>
- Nahlik J., Laposa A., Voves J. et al. // IEEE Sens. J. 2019. V. 19. P. 5587; <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2893572>
- Yang W., Auciello O., Butler J.E. et al. // Nat. Mater. 2002. V. 1. P. 253; <https://doi.org/10.1038/nmat779>
- Härtl A., Schmich E., Garrido J.A. et al. // Nat. Mater. 2004. V. 3. P. 736; <https://doi.org/10.1038/nmat1204>
- Долматов В.Ю. // Успехи химии. 2007. Т. 76. С. 375.
- Nebel C., Shin D., Rezek B. // J. R. Soc. Interface. 2007. V. 4. P. 439; <https://doi.org/10.1098/rsif.2006.0196>
- Shenderova O., McGuire G. // Biointerphases. 2015. V. 10. P. 030802; <https://doi.org/10.1116/1.4927679>
- Jiménez-Monroy K.L., Renaud N., Drijkoningen J. et al. // J. Phys. Chem. A. 2017. V. 121. P. 1182; <https://doi.org/10.1021/acs.jpca.7b00348>
- Ponomarev O.A., Shigaev A.S., Zhukov A.I., Lakhno V.D. // Mat. Biol. Bioinform. 2013. V. 8. P. 135.
- Fink H., Schönenberger C. // Nature. 1999. V. 398. P. 407; <https://doi.org/10.1038/18855>
- Bayrak T., Jagtap N.S., Erbe A. // Intern. J. Mol. Sci. 2018. V. 19. P. 3019; <https://doi.org/10.3390/ijms19103019>
- Yoo S., Dugasani S.R., Chopade P. et al. // ACS Omega. 2019. V. 4. P. 6530; <https://doi.org/10.1021/acsomega.9b00319>
- Yakovlev R.Yu., Dogadkin N.N., Kulakova I.I. et al. // Diamond Relat. Mater. 2015. V. 55. P. 77; <https://doi.org/10.1016/j.diamond.2015.03.010>
- Boruleva E.A., Nagovitsin I.A., Chudinova G.K. // Laser Phys. Lett. 2019. V. 16. P. 055601; <https://doi.org/10.1088/1612-202X/ab13b4>
- Rodnyi P.A., Khodyuk I.V. // Opt. Spectrosc. 2011. V. 111. P. 776; <https://doi.org/10.1134/S0030400X11120216>
- Denisov N.M., Chubenko E.B., Bondarenko V.P., Borisenko V.E. // Semiconductors. 2018. V. 52. P. 723.
- Hassanpour A., Guo P., Shen S., Bianucci P. // Nanotechnology. 2017. V. 28. P. 435707; <https://doi.org/10.1088/1361-6528/aa849d>

25. *Yim K.G., Kim M.S., Jae-Young Leem J.-Y.* // J. Nanosci. Nanotechnol. 2013. V. 13. P. 3586;
<https://doi.org/10.1166/jnn.2013.7321>
26. *Kasumov M.* // Tech. Phys. 2012. V. 57. P. 1304;
<https://doi.org/10.1134/S1063784212090137>
27. *Djurisić A.B., Leung Y.-H.* // Small. 2006. V. 2(8–9). P. 944;
<https://doi.org/10.1002/smll.200600134>
28. *Chudinova G.K., Nagovitsyn I.A., Kononov M.A. et al.* // Bull. Lebedev Phys. Inst. 2007. V. 34. P. 366;
<https://doi.org/10.3103/S1068335607120068>
29. *Бердникова Н.Г., Донцов А.Е., Ерохина М.В. и др.* // Хим. физика. 2019. Т. 38. № 12. С. 48;
<https://doi.org/10.1134/S0207401X19120045>
30. *Матиенко Л.И., Миль Е.М., Бинюков В.И.* // Хим. физика. 2020. Т. 39. № 6. С. 87;
<https://doi.org/10.31857/S0207401X20060084>
31. *Костров А.Н., Айбуш А.В., Гостев Ф.Е. и др.* // Хим. физика. 2019. Т. 38. № 5. С. 71;
<https://doi.org/10.1134/S0207401X19050054>
32. *Гришин М.В., Гатин А.К., Сарвадий С.Ю. и др.* // Хим. физика. 2020. Т. 39. № 7. С. 63;
<https://doi.org/10.31857/S0207401X20070067>