

ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ И МАГНИТНЫЕ СВОЙСТВА

УДК 537.622.4

НАНОКОМПОЗИТЫ СО СТРУКТУРОЙ МАГНИТНОЕ ЯДРО–ЗОЛОТАЯ ОБОЛОЧКА ДЛЯ ФОТОТЕРМИИ

© 2022 г. Л. В. Панина^{a, b, *}, В. К. Беляев^a, А. Аникин^a, А. Шумская^c, А. Г. Козлов^d, А. В. Огнев^d,
А. Рогачев^c, И. Корольков^{e, f}, М. Здоровец^{e, f}, А. Козловский^{e, f}, В. В. Родионова^a

^aБалтийский федеральный университет им. Иммануила Канта, ул. А. Невского, д. 14, Калининград, 236041 Россия

^bНациональный исследовательский технологический университет “МИСиС”,
Ленинский просп., д. 4, Москва, 119991 Россия

^cИнститут химии новых материалов НАН Беларуси, ул. Ф. Скорины, д. 36, Минск, 220141 Беларусь

^dДальневосточный федеральный университет, ул. Мордовцева, д. 12, Владивосток, 690950 Россия

^eАстанинский филиал Института ядерной физики, ул. Абылай Хана, 2/1, Нур-Султан, 010000 Казахстан

^fЕвразийский Национальный университет, ул. Сатбаева 2, Нур-Султан, 010000 Казахстан

*e-mail: drlpanina@gmail.com

Поступила в редакцию 19.07.2022 г.

После доработки 13.10.2022 г.

Принята к публикации 24.10.2022 г.

Исследованы структурные, магнитные и оптические свойства мезомасштабных частиц в форме слоевых дисков Au/Fe/Au и Ni@Au нанотрубок. Диски произведены методом электронной литографии с последующим напылением функциональных слоев. Ni-нанотрубки были получены методом шаблонного синтеза с использованием электрохимического осаждения в поры ионно-трековых мембран. Извлекали из шаблонов и полученные порошки покрывали золотом методом химической модификации. Ферромагнитные структуры с покрытием плазмонными металлами демонстрируют высокую эффективность фототермического преобразования в области плазмонного резонанса. В совокупности с магнитными свойствами, такими как вихревое магнитное состояние, эти структуры перспективны для биомедицинских приложений.

Ключевые слова: ферромагнитные микродиски, вихревая магнитная структура, нанотрубки, плазмонный резонанс, фототермическое преобразование

DOI: 10.31857/S0015323022600927

ВВЕДЕНИЕ

Магнитные наноматериалы открывают новые возможности для усовершенствования методов лечения онкологических заболеваний. В большинстве экспериментальных работ до сих пор используют суперпарамагнитные наночастицы (НЧ) оксидов железа с различными покрытиями [1, 2]. При приложении переменного магнитного поля происходит процесс намагничивания НЧ. По мере того, как НЧ возвращаются в свое релаксированное состояние, вырабатывается тепловая энергия [3–5]. Поскольку процесс происходит под действием радиочастотного магнитного поля, проникновение в ткани практически не ограничено. В дополнение к неинвазивному характеру, этот метод генерации тепловой энергии с помощью магнитных НЧ можно контролировать дистанционно и активировать по требованию. Тем не менее относительно низкая эффективность передачи энергии через магнитные НЧ является ограничивающим фактором для большин-

ства терапевтических применений, что приводит к необходимости использования относительно больших количеств наночастиц [6] с сопутствующим потенциалом побочных эффектов.

Для повышения эффективности необходимо повысить параметр тепловыделения, определяемый как удельный коэффициент поглощения (УКП) электромагнитной энергии, который может зависеть от размера частиц, состава, внешнего магнитного поля. Многие исследования были направлены на разработку различных частиц с оптимизированными параметрами, но результаты показали их незначительный эффект на УКП [7]. Более значительное влияние на УКП оказывает увеличение констант намагниченности насыщения и анизотропии. Одни из самых высоких значений УКП были получены для наночастиц со структурой ядро–оболочка, состоящих из двух магнитных материалов с различным значением анизотропии $\text{CoFe}_2\text{O}_4/\text{MnFe}_2\text{O}_4$ (УКП ~ 2500 Вт/г) [8].

Более перспективными являются исследования, направленные на комбинирование нескольких механизмов нагревания и/или дополнительных методов терапии с использованием многофункциональных архитектур [9, 10]. Дополнительно к магнитной гипертермии, можно использовать фототермальную терапию [11, 12] или оказывать магнитомеханическое воздействие для точечного разрушения патологических клеток [13]. Гипертермия используется также совместно с адресной доставкой лекарственных средств или проведения скрининговой диагностики.

В подобных исследованиях используют мезомасштабные частицы, например, ферромагнитные нанопровода и нанотрубки (НТ) [14, 15]. Такие частицы имеют длину до 10 микрон и диаметр в диапазоне от 10 до 500 нм. Основное преимущество НТ заключается в большой площади поверхности по отношению к объему, что важно для доставки лекарств. Использование переходных металлов способствует повышению намагниченности насыщения, а высокое аспектное отношение обеспечивает высокую магнитную анизотропию. Эти факторы приводят к повышенным значениям параметров тепловыделения.

Представляют интерес и ферромагнитные частицы в форме микродисков [16, 17], которые производят методами литографии. Минимуму энергии соответствует вихревое распределение магнитных моментов в плоскости дисков, т.е. в отсутствие внешнего магнитного поля намагниченность равна нулю. Это важно для предотвращения агломерации. При приложении переменного магнитного поля вихри микродиска смещаются, создавая колебание, передающее механическую силу клетке.

Ферромагнитные частицы определенной формы могут быть покрыты плазмонными металлами (Au, Ag) для реализации плазмонного резонанса и эффективной трансформации электромагнитной энергии в тепловую [18]. Когда энергия падающего света совпадает с резонансной частотой свободных электронов, в металлических НЧ наблюдается локализованный плазмонный резонанс (см. обзор [19]). Возбуждение плазмонных колебаний вызывает сильное поглощение и рассеяние падающего света, причем условия резонанса зависят от состава материала, размера и морфологии, а также диэлектрической проницаемости окружающей среды. Энергия, поглощенная плазмонными НЧ, затем может быть высвобождена либо за счет переизлучения фотонов (люминесценция), либо за счет генерации фононов (тепло).

Эффект фототермической конверсии использовался для избирательного уничтожения раковых клеток [20, 21], контролируемого высвобождения гена [22] и доставки лекарств [23], изображения биологических компонентов на основе

фототермического интерференционного контраста [24]. Решающим фактором для успешного использования Au плазмонных наноструктур во всех этих приложениях является эффективность фототермического преобразования [25].

В работе исследуются структурные, оптические и магнитные свойства микродисков, состоящих из слоев Au/Fe/Au, а также нанотрубок из Ni, покрытых слоем Au. Особое внимание уделяется эффективности фототермического преобразования этих наночастиц.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДИКА ИЗМЕРЕНИЙ

Для создания многослойных частиц в виде дисков использован метод электронно-лучевой литографии. Заданные участки поверхности полимера (электронрезист), чувствительного к электронному излучению, подвергали воздействию электронным пучком. Использован электронный микроскоп FEI Scios 2, оснащенный внешним скан-генератором E-line, фирмы Raith. В качестве электронрезиста использован 8%-полиметил-метакрилат-анизол марки 495-PMMA A8 фирмы Microchem (позитивный электронрезист). Толщина резиста на кремниевой подложке была порядка 600 нм. Для формирования дисков использована гексагональная решетка, размер ячеек которой меняли от 300 до 700 нм. Качество нанесения электронрезиста на подложку проверяли при помощи сканирующего электронного микроскопа. Напыление функциональных слоев золота (15 нм), железа (90 нм) и золота (15 нм) было выполнено в сверхвысоковакуумной напылительной системе "Омикрон" с магнетронными источниками. Перед напылением были предварительно исследованы скорости осаждения материалов функциональных слоев путем напыления однокомпонентных тонких пленок и проверкой толщины методом атомно-силовой микроскопии. Отделение дисков от подложки проводили с помощью ультразвука в растворе изопропанола в течение 20 мин при температуре 60°C.

Синтез Ni НТ с Au-покрытием осуществляется двухступенчатым методом. На первом этапе изготавливают Ni НТ путем электроосаждения никеля в поры ионно-трековых мембран (ИТМ) [26, 27]. ИТМ были изготовлены путем облучения тонкой полимерной пленки из полиэтилентерефталата толщиной 12 мкм быстрыми тяжелыми ионами. Размер пор (400 ± 20 нм) и их плотность ($\sim 4 \times 10^7/\text{см}^2$) определяются параметрами облучения и последующего процесса травления. Для электрохимического осаждения на ИТМ методом магнетронного напыления был нанесен 10 нм катодный золотой слой. Осаждение проводили из электролита $\text{NiSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$ (110 г/л), H_3BO_3 (25 г/л),

$C_6H_8O_6$ (3 г/л) при температуре 25°C и разности потенциалов 1.75 в течение 11 мин до получения длины нанотрубок 11.5 ± 0.5 мкм. После окончания осаждения шаблоны растравливали в 5%-ном растворе NaOH в течение 2 ч при температуре 85–90°C и промывали в дистиллированной воде. Полученный порошок Ni NT массой 102 ± 5 мг обрабатывали 1% раствором HF в течение 60 с (6 мл). Затем суспензию разделяли на три порции и подливали различное количество 0.01 М водного раствора $HAuCl_4$: 1 мл (тип 1), 2 мл (тип 2), 4 мл (тип 3) при постоянном интенсивном перемешивании до обесцвечивания растворов [28, 29]. Полученные порошки декантировали, промывали трижды в дистиллированной воде. Состав полученных нанотрубок исследовали методом энергодисперсионного анализа (ЭДА, JED-2300 AnalysisStation).

Морфологические особенности полученных наноструктур изучали с использованием сканирующей электронной микроскопии (СЭМ, Jeol 6000). Морфология поверхности дисков также исследована методами атомно силовой микроскопии (АСМ, NT-МДТ Ntegra Aura).

Магнитные свойства наноструктур изучали с помощью вибрационного магнитометра (Lake-Shore 7400, Cryogenic LTD). Кривые перемагничивания измеряли при комнатной температуре с максимальным приложенным полем напряженностью 1 Тл. Разрешающая способность магнитометров была на уровне 10^{-6} э.м.е.

Оптические свойства наноструктур исследованы методом спектроскопии коэффициента поглощения света в диапазоне длин волн от 500 до 1000 нм. Экспериментальная установка состояла из галогенной лампы с монохроматором MS5204i в качестве источника света, оптомеханического прерывателя для модуляции светового пучка с частотой 423 Гц, кюветы из плавленого кварца объемом 150 мкл с длиной пути пропускания 10 мм и лавинного фотодиода Thorlabs APD130A2 с синхронным усилителем SR830 в качестве системы обнаружения. Спектры пропускания света водной суспензии микродисков состава Au/Fe/Au с концентрацией 15 мкг/мл были получены методом спектроскопии коэффициента пропускания света в видимом и ближнем инфракрасном диапазоне длин волн. Данные спектральные зависимости были использованы для расчетов оптической плотности микродисков по формуле: $\lg(I_0/I)$, где I_0 – интенсивность падающего света, I – интенсивность света, прошедшего через образец. Полученные спектры были нормированы на спектр пропускания дистиллированной воды, которую использовали для получения суспензии микродисков.

Для исследования фототермии выполняли циклы лазерного нагрева коллоидных растворов наночастиц с последующим охлаждением. Использова-

ли 808 нм лазерный диод (Thorlabs L808P500MM) с максимальной выходной оптической мощностью 700 мВт. Температура раствора определяется с помощью ИК-камеры. Функция зависимости температуры раствора от времени определяется многими параметрами, среди которых необходимо выделить коэффициент фототермической конверсии частиц, являющийся мерой их фототермической эффективности η . Он равен отношению энергии поглощенного излучения к энергии выделившегося в растворе тепла. Большие значения коэффициента предпочтительны для фототерапии: чем эффективнее наночастицы трансформируют падающее излучение в тепло, тем меньшая интенсивность излучения требуется для достижения нужных температур, и тем меньше будет степень нежелательного нагрева окружающих тканей. Значение η можно определить, используя модель энергетического баланса [25]. Для раствора с наночастицами массы m_s и теплоемкостью C_s , находящегося в кювете массы m_c с теплоемкостью C_c , уравнение теплового баланса имеет вид:

$$(m_s C_s + m_c C_c) \frac{d\Delta T}{dt} = Q_{\text{laser}} - Q_{\text{loss}}, \quad (1)$$

где ΔT – изменение температуры раствора, Q_{laser} – поток тепловой энергии, приходящий за счет внешнего облучения, Q_{loss} – поток энергии, уходящий за счет диссипации в окружающее пространство, который можно описать двумя вкладками $Q_{\text{laser}} = Q_1 + Q_2$. Один из них, Q_1 , соответствует поглощению света частицами в растворе, а другой, Q_2 – поглощению света стенками кюветы и раствором. Как правило, вклад Q_2 небольшой, но пренебрегать им нельзя, так как поглощение частицами также мало. Если принять долю лазерной энергии, поглощаемой стенками кюветы и раствором, равной ξ , то

$$Q_2 = I\xi, \quad (2)$$

где I – мощность лазерного излучения, падающего на систему. Значение Q_2 определяется экспериментально, проводя измерения без частиц. Вклад Q_1 записывается в виде [30]:

$$Q_1 = I(1 - \xi)(1 - 10^{-A_\lambda})\eta, \quad (3)$$

где A_λ – коэффициент оптической экстинкции раствора с частицами на длине волны λ падающего излучения, измеряемый фотодиодом в ходе эксперимента. Коэффициент η определяет долю поглощенной частицами энергии. Около 2% излучения, прошедшего через раствор, отражается от границы раствор/кювета и обратно. При расчетах коэффициента конверсии этот малый вклад в нагрев не учитывали. Рассеивание энергии Q_{loss}

в основном происходит за счет теплопроводности и теплового излучения. Тепловое излучение пропорционально ΔT^4 . В проводимом эксперименте, ввиду небольшой разницы температур (не более 10 градусов), этой составляющей можно пренебречь. В линейном приближении:

$$Q_{\text{loss}} = h\Delta T. \quad (4)$$

Параметр h , характеризующий перенос тепла в системе, определяется экспериментально. Для этого, когда температура выходит на плато, лазерное излучение отключается ($Q_{\text{laser}} = 0$). Уравнение (1) принимает вид:

$$(m_s C_s + m_c C_c) \frac{d\Delta T}{dt} = -h\Delta T. \quad (5)$$

Интегрируя это уравнение, получим:

$$\Delta T \sim \exp\left(-\frac{t}{\tau}\right), \quad \tau = \frac{m_s C_s + m_c C_c}{h}. \quad (6)$$

Значение τ определяется, аппроксимируя кривую охлаждения $\ln(\Delta T)$ линейной функцией, по углу наклона

$$\ln(\Delta T) = -\frac{t}{\tau}.$$

Параметр ξ определяется при выполнении эксперимента с раствором без частиц. В этом случае уравнение (1) имеет вид:

$$(m_s C_s + m_c C_c) \frac{d\Delta T}{dt} = I\xi - h\Delta T. \quad (7)$$

Когда повышение температуры выходит на насыщение, левая часть уравнения (7) становится равной нулю. Таким образом, ξ определяли по максимальной разнице температур для этого случая $\Delta T_{\text{max},0}$.

После того как определены параметры ξ, h , можно определить искомый параметр η , рассматривая выход температуры на насыщение в общем случае ΔT_{max} :

$$\eta = \frac{h\Delta T_{\text{max}} - I\xi}{I(1 - \xi)(1 - 10^{-4k})}. \quad (8)$$

ПОЛУЧЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И АНАЛИЗ

На рис. 1 представлены АСМ- и СЭМ-изображения поверхности подложки с дисками (1а), подложки после отделения дисков (1б, 1в) и отдельных дисков (1г). На подложках с дисками видна регулярная гексагональная сетка. Размер ячейки составлял порядка 1 микрона. Провалы в структуре видны только по границам между ячейками. Глубина провалов между соседними дисками, прикрепленными к подложке, была оценена с

помощью АСМ и составила 116 нм. После отделения дисков в подложке видны провалы внутри гексагональной структуры в местах, где были диски. Изображения отдельных дисков подтверждают, что их форма в плоскости близка к круглой.

На рис. 2 показаны изображения порошков Ni@Au нанотрубок, полученных при различных условиях синтеза (различное количество водного раствора HAuCl_4 , см. методику): типы 1, 2, 3. При увеличении концентрации соли золота в растворе синтеза золотое покрытие на поверхности магнитных НТ имеет различную морфологию. При низких концентрациях (тип 1) формируется гладкая тонкая пленка, равномерно распределенная по поверхности Ni НТ (рис. 2а, определение толщины покрытия вызывает сложности). При увеличении концентрации (тип 3) образуется наноструктурированный слой, состоящий из конгломератов наночастиц золота в форме игл и наростов произвольной формы со средними размерами до 150 нм (рис. 2в).

По результатам ЭДА соотношение золото/никель в образцах составляет: 7/93 (тип 1), 12/88 (тип 2), 18/82 (тип 3). Таким образом, при изменении морфологии золотого покрытия никелевых НТ от тонкой пленки до игольчатого наблюдается увеличение содержания золота в составе образца.

Зависимости магнитного момента подложки до и после отделения дисков при приложении магнитного поля в плоскости образца представлены на рис. 3а. Отчетливо видно, что петля гистерезиса подложки с дисками (черная кривая) формируется вкладами от двух магнитных фаз, одна из которых переключается в поле $H_{\text{sw1}} \approx 350$ Э, а вторая в поле $H_{\text{sw2}} \approx 68$ Э. Второй вклад остается после отделения дисков от подложки (красная кривая) и характеризует перемагничивание гексагональной ячеистой структуры. Резкое уменьшение магнитного момента после отделения дисков также подтверждает отделение значительной части ферромагнитного материала от подложки. При этом изображения, полученные методом СЭМ и АСМ, подтверждают сохранение гексагональной структуры. Можно предположить, что кривые намагничивания упорядоченных дисков (за вычетом вклада от второй фазы) будут иметь почти нулевую намагниченность в отсутствие поля, что подтверждает формирование вихрей. В случае железа и большой намагниченности насыщения, формирование вихрей при уменьшении поля из насыщения происходит при полях порядка нескольких килоэрстед. Намагниченность в поле, перпендикулярном поверхности, ведет себя стандартным образом для этой конфигурации в обоих случаях — безгистерезисные линейные кривые (рис. 3б). Достижение насыщения требует

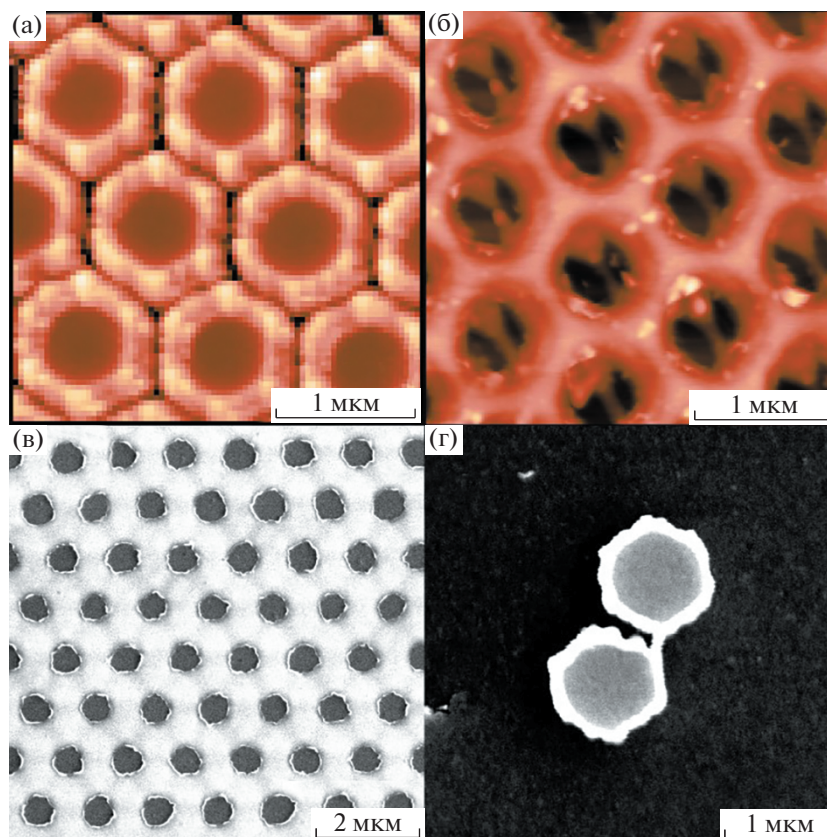


Рис. 1. (а) АСМ-изображение подложки с дисками; (б) АСМ-изображение подложки после отделения дисков; (в) СЭМ-изображение подложки после отделения дисков; (г) СЭМ-изображение отдельных дисков.

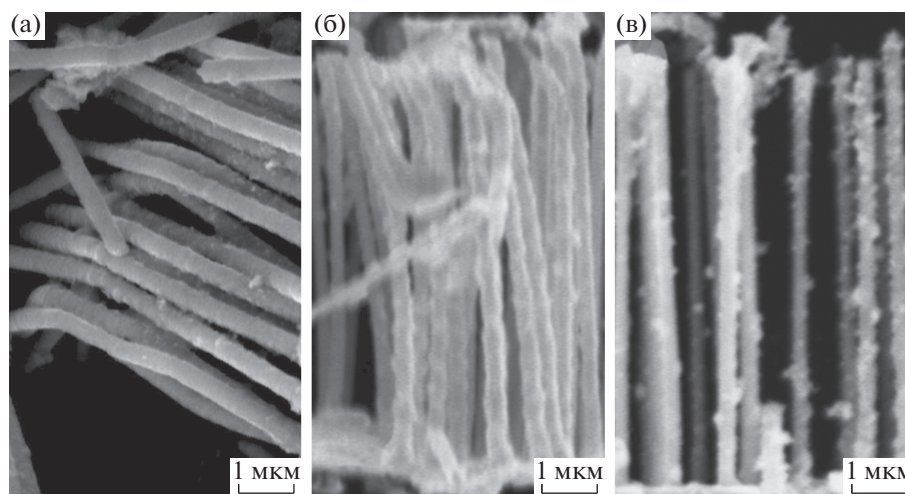


Рис. 2. СЭМ-изображения Ni@Au нанотрубок, полученных при различных условиях: (а) тип 1; (б) тип 2; (в) тип 3.

более высоких полей намагничивания, порядка 22 кЭ для Fe.

Кривые намагниченности порошков нанотрубок Ni@Au исследуемых типов представлены на рис. 4. Порошки модифицированных золотом на-

нотрубок никеля представляют собой неориентированные нано- и микроструктуры, в которых не наблюдается изменение кривых намагничивания по отношению к направлению магнитного поля. При изменении количества золота в составе порошков, а также толщины пленки золотого покры-

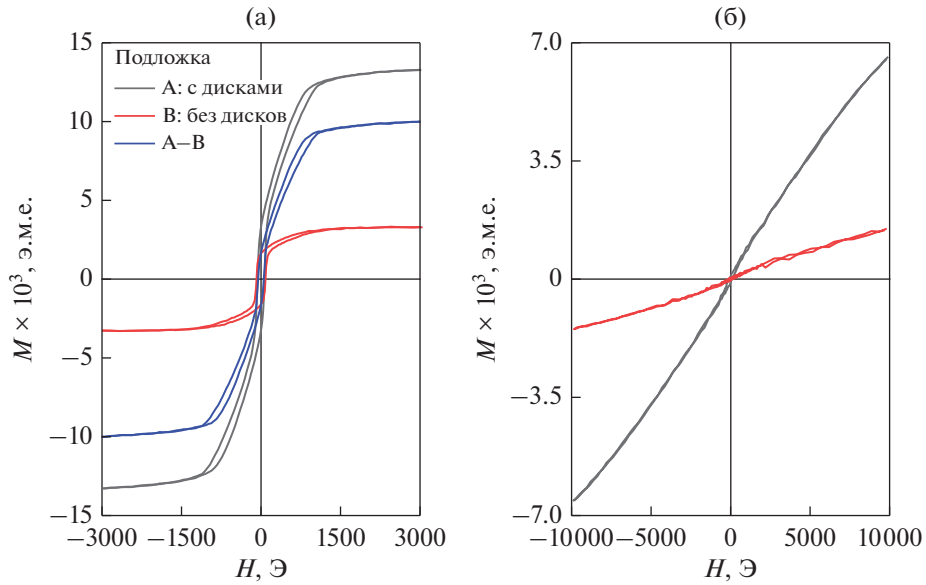


Рис. 3. Петли гистерезиса подложки до (черная кривая) и после (красная кривая) отделения дисков, а также их разница (синяя кривая). Магнитное поле приложено в плоскости подложки (а) и перпендикулярно ей (б).

тия и ее морфологии, кривые намагниченности изменяются незначительно: коэрцитивная сила возрастает от 7.8 до 8.9 Э. Отношение остаточной намагниченности к намагниченности насыщения составляет порядка 0.32. Следует отметить, что эти параметры оказались значительно ниже, чем для решеток НТ, упорядоченных в шаблоне.

Исследования спектральных зависимостей оптической плотности растворов с дисками показали наличие широкого максимума поглощения в области длин волн порядка 750 нм (рис. 5). Это находится в соответствии с теоретическими расчетами электрической поляризации Au частиц в форме эллипсоидов, выполненными в квазистатическом приближении. Электрическая поляризуемость частиц зависит от направления электри-

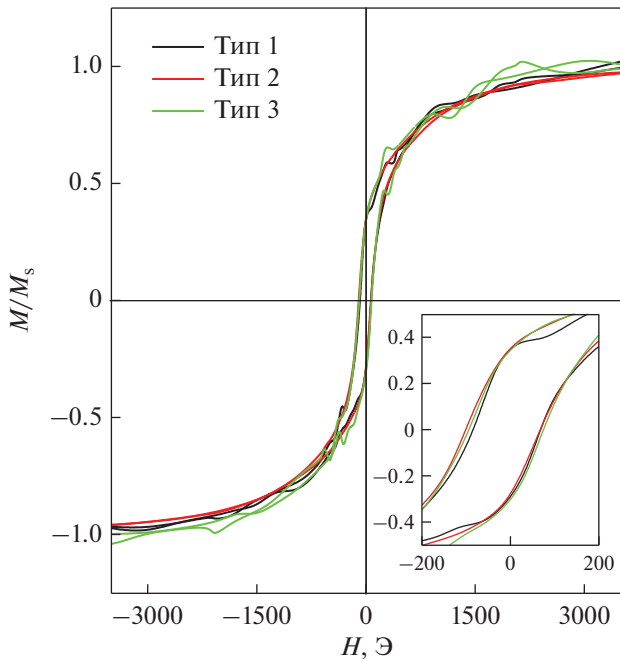


Рис. 4. Кривые перемангничивания порошков нанотрубок различных типов. На вставке – более подробно в малых полях.

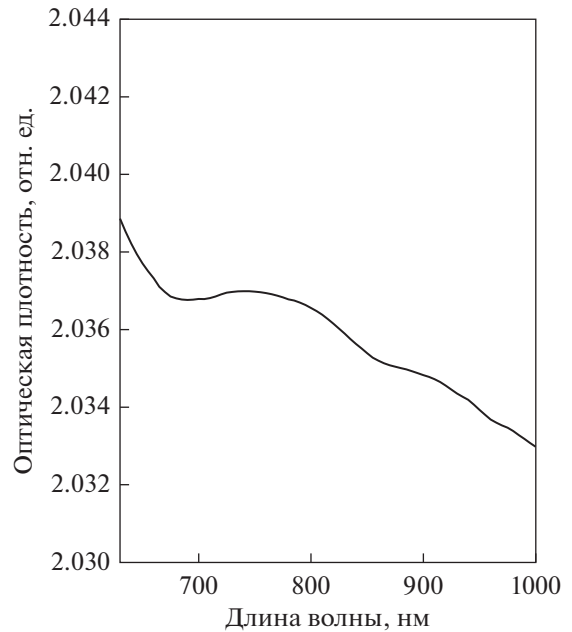


Рис. 5. Спектральная зависимость оптической плотности Au/Fe/Au дисков в дистиллированной воде.

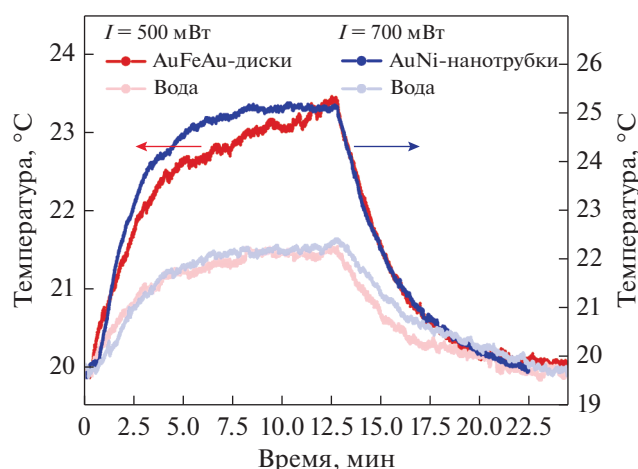


Рис. 6. Циклы нагрева/охлаждения водных суспензий с Au/Fe/Au дисками (левая шкала) в концентрации 15 мкг/мл и Ni@Au НТ типа 2 (правая шкала) в концентрации 50 мкг/мл по сравнению с дистиллированной водой. Объем образцов 100 мкл.

ческого поля, соответственно, плазмонный резонанс возникает на разных длинах волн для различной ориентации частиц в растворе. Рассматривая диски как сплюснутые эллипсоиды, можно получить, что мнимая часть поляризуемости максимальна для электрического поля в плоскости дисков, и для Au-дисков (толщина/диаметр = 0.1) в воде максимум приходится на длину волны 804 нм. Однако при перпендикулярном поле максимум мнимой части поляризуемости соответствует значительно меньшим длинам волн (~560 нм). Это объясняет широкие максимумы поглощения для дисков в растворе. Низкое поглощение и изменение оптической плотности обусловлены малой концентрацией дисков в растворе (15 мкг/мл).

Аналогично для нанотрубок, расчеты резонансной длины волны в зависимости от направления электрического поля дают следующие значения: для поля вдоль оси – 760 нм, для перпендикулярного поля – 530 нм. Соответственно, спектры поглощения также характеризуются широким максимумом в области 670 нм.

Кривые нагрева/охлаждения водных растворов дисков и НТ, полученные в ходе двух различных экспериментальных серий, представлены на рис. 6. В серии с дисками мощность лазерного пучка составляла 500 мВт, а в серии с НТ – 700 мВт. Данные температурного нагрева/охлаждения и соответствующие коэффициенты оптической экстинкции для каждого из образцов были использованы для определения коэффициентов фототермической конверсии. Для дисков он составил $19 \pm 2\%$, для НТ (типа 2) – $15 \pm 2\%$. Сравнительно небольшие значения полученных коэффициентов могут быть связаны с тем, что длина волны лазера была выше средней резонансной длины волны, осо-

бенно в случае растворов с НТ. Имеются также данные, что фототермическая конверсия уменьшается с увеличением эффективного радиуса частиц [30].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Мезомасштабные магнитоплазмонные частицы двух типов – слоистые Au/Fe/Au микродиски и Ni@Au НТ были синтезированы, проведено исследование их структурных, магнитных и оптических свойств с целью оценки потенциала для биомедицинских применений.

Кривые перемагничивания микродисков на подложке соответствуют вихревой магнитной структуре, которую можно использовать для локализованных механических воздействий.

При определенной поляризации света максимальная плазмонная резонансная длина волны составляет 804 и 760 нм соответственно для дисков и НТ, что лежит в области прозрачности биологических тканей. Проведены эксперименты по определению коэффициента фототермического преобразования используемых наноструктур. Для коллоидных растворов исследуемых наноструктур коэффициент фототермического преобразования на длине волны 808 нм составлял порядка 15 и 19% для НТ и дисков соответственно. Сравнительно небольшие значения коэффициентов могут быть связаны с тем, что в растворах с произвольной ориентацией частиц длина волны облучения не соответствовала резонансной длине для всех частиц. Дальнейшие исследования необходимы для определения оптимальных условий эффективной фототермической конверсии.

Благодарности: Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 21-72-20158.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Zenga H., Sun S., Li J., Wang Z.L., Liu J.P. Tailoring magnetic properties of core/shell nanoparticles // Appl. Phys. Lett. 2004. V. 25. P. 792–794.
2. Kafrouni L., Savadogo O. Recent progress on magnetic nanoparticles for magnetic hyperthermia // Progress in biomaterials. 2016. V. 5. P. 147–160.
3. Hergt R., Dutz S., Muller R., Zeisberger M. Magnetic particle hyperthermia: nanoparticle magnetism and materials development for cancer therapy // J. Phys.: Condens. Matter. 2006. V. 18. P. S2919–S2934.
4. Fortin J.-P., C., Servais J., Ménager C., Bacri J.-C., Gazeau F. Size-sorted anionic iron oxide nanomagnets as colloidal mediators for magnetic hyperthermia // J. Am. Chem. Soc. 2007. V. 129. P. 2628–2635.
5. Rosensweig R.E. Heating magnetic fluid with alternating magnetic field // J. Magn. Mater. 2002. V. 252. P. 370–374.

6. *Hergt R., Dutz S.* Magnetic particle hyperthermia—biophysical limitations of a visionary tumour therapy // *J. Magn. Mater.* 2007. V. 311. P. 187–191.
7. *Pradhan P., Giri J., Samanta G., Sarma H.D., Mishra K.P., Bellare J., Banerjee R., Bahadur D.* Comparative evaluation of heating ability and biocompatibility of different ferrite-based magnetic fluids for hyperthermia application // *J. Biomed. Mater. Res.* 2007. V. 81B. P. 12–22.
8. *Lee J.-H., Jang J.-T., Choi, J.-S., Moon S.-H., Noh S.-H., Kim J.-W., Kim J.-G., Park K.-I., Cheon J.* Exchange-coupled magnetic nanoparticles for efficient heat induction // *Nature Nanotech.* 2011. V. 6. P. 418–422.
9. *Efremova M.V., Naumenko V.A., Spasova M., Garaniina A.S., Abakumov M.A., Blokhina A.D. et al.* Magnetite-Gold nanohybrids as ideal all-in-one platforms for theranostics // *Sci. Rep.* 2018. V. 8. P. 11295.
10. *Espinosa A., Corato R. Di, Kolosnjaj-Tabi J., Flaud P., Pellegrino T., Wilhelm C.* Duality of Iron Oxide Nanoparticles in Cancer Therapy: Amplification of Heating Efficiency by Magnetic Hyperthermia and Photothermal Bimodal Treatment // *ACS Nano.* 2016. V. 10. P. 2436.
11. *Cheng Y., Muroski M.E., Petit D., Mansell R., Vemulkar T., Morshed R.A., Han Y., Balyasnikova I.V., Horbinski C.M., Huang X., Zhang L., Cowburn R.P., Lesniak M.S.* Rotating magnetic field induced oscillation of magnetic particles for in vivo mechanical destruction of malignant glioma // *J. Controlled Release.* 2016. V. 223. P. 75–84.
12. *Espinosa A., Kolosnjaj-Tabi J., Abou-Hassan A., Plan Sangnier A., Curcio A., Silva A.K.A., Di Corato R., Neveu S., Pellegrino T., Liz-Marzán L.M., Wilhelm C.* Magnetic (Hyper)Thermia or Photothermia? Progressive Comparison of Iron Oxide and Gold Nanoparticles Heating in Water, in Cells, and In Vivo // *Adv. Funct. Mater.* 2018. V. 28. P. 1–16.
13. *Shin T.-H., Choi Y., Kim S., Cheon J.* Recent advances in magnetic nanoparticle-based multi-modal imaging // *Chem. Soc. Rev.* 2015. V. 44. P. 4501–4516.
14. *Nana A.B.A., Marimuthu T., Kondiah P.P.D., Choonara Y.E., Du Toit L.C., Pillay V.* Multifunctional Magnetic Nanowires: Design, fabrication, and future prospects as cancer therapeutics // *Cancers* 2019. V. 11. P. 1956–1979.
15. *Lisjak D., Mertelj A.* Anisotropic magnetic nanoparticles: a review of their properties, syntheses and potential applications // *Prog. Mater. Sci.* 2018. V. 95. P. 286–328.
16. *Kim D.-H., Rozhkova E.A., Ulasov I.V., Bader S.D., Rajh T., Lesniak M.S., Novosad V.* Biofunctionalized magnetic-vortex microdiscs for targeted cancer-cell destruction // *Nat. Mater.* 2010. V. 9. P. 165.
17. *Pichot S.L., Bentouati S., Ahmad S.S., Sotiropoulo M., Jena R., Cowburn R.* Versatile magnetic microdiscs for the radio enhancement and mechanical disruption of glioblastoma cancer cells // *RSC Advances.* 2020. V. 10. P. 8161–8171.
18. *Pondman K., Maijenburg W., Celikkol B., Pathan A.A., Kishore U., Ten Haken B., Ten Elshof A.* Au Coated Ni Nanowires with Tuneable Dimensions for Biomedical Applications // *J. Mater. Chem.* 2013. V. 1. P. 6129–6136.
19. *Amendola V., Pilot R., Frasconi I M., M Maragò O., Iati M.A.* Surface plasmon resonance in gold nanoparticles: a review // *J. Phys.: Condens. Matter* 2017. V. 29. P. 203002–203050.
20. *Gobin A.M., Lee M.H., Halas N.J., James W.D., Drezek R.A., West J.L.* Near-infrared resonant nanoshells for combined optical imaging and photothermal cancer therapy // *Nano Lett.* 2007. V. 7. P. 1929.
21. *Maltzahn G., Centrone A., Park J.-H., Ramanathan R., Sailor M.J., Hatton T.A., Bhatia S.N.* SERS-coded gold nanorods as a multifunctional platform for densely multiplexed near-infrared imaging and photothermal heating // *Adv. Mater.* 2009. V. 21. P. 3175.
22. *Lee S.E., Liu G.L., Kim F., Lee L.P.* Remote Optical Switch for Localized and Selective Control of Gene Interference // *Nano Lett.* 2009 V. 9. P. 562.
23. *Bikram M., Gobin A.M., Whitmire R.E., West J.L.* Temperature-sensitive hydrogels with SiO₂–Au nanoshells for controlled drug delivery // *J. Controlled Release* 2007. V. 123. P. 219.
24. *Berciaud S., Cognet L., Blab G.A., Lounis B.* Photothermal heterodyne imaging of individual nonfluorescent nanoclusters and nanocrystals // *Phys. Rev. Lett.* 2004. V. 93. P. 257402.
25. *Roper D. K., Ahn W., Hoepfner M.* Microscale heat transfer transduced by surface plasmon resonant gold nanoparticles // *J. Phys. Chem.* 2007. V. 111. P. 3636–3641.
26. *Korolkov I.V., Gorin Y.G., Yeszhanov A.B., Kozlovskiy A.L., Zdorovets M.V.* Preparation of PET track-etched membranes for membrane distillation by photo-induced graft polymerization // *Mater. Chem. Phys.* 2018. V. 205. P. 55–63.
27. *Miyazaki T., Takenaka M.* Precise small-angle X-ray scattering evaluation of the pore structures in track-etched membranes: Comparison with other convenient evaluation methods // *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B.* 2017. V. 394. P. 121–125.
28. *Osminkina L.A., Zukovskaja O., Agafilushkina S.N., Stranik O., Gonchar K.A., Yakimchuk D., Chermoshentsev D.A., Dyakov S.A., Nikolay A., Weber K., Popp J., May D.C., Sivakov V.* Gold nanoflowers grown in a porous Si/SiO₂ matrix: The fabrication process and plasmonic properties // *Appl. Surf. Sci.* 2019. V. 507. P. 144989.
29. *Shumskaya A., Korolkov I., Rogachev A., Ignatovich Zh., Kozlovskiy A., Zdorovets M., Anisovich M., Bashouti M., Shalabny A., Busool R., Khubezhov S., Yakimchuk D., Bundyukova V., Panina L.V., Kaniukov E.* Synthesis of Ni@Au core-shell magnetic nanotubes for bioapplication and SERS detection // *Colloids Surf. A.* 2021. V. 626. P. 127077.
30. *Chen H., Shao L., Ming T., Sun Z., Zhao C., Yang B., Wang J.* Understanding the photothermal conversion efficiency of gold nanocrystals // *Small* 2010. V. 6. P. 2272–2280.