

УДК 53.043

ПРИМЕНЕНИЕ РАЗЛИЧНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЙ ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ ОБОСОБЛЕННЫХ ИЛИ ОРИЕНТИРОВАННЫХ МАГНИТНЫХ НАНОЧАСТИЦ

© 2023 г. И. М. Долуденко^{1, 3, *}, Д. Р. Хайретдинова^{1, 2}, Д. Л. Загорский¹, А. Ризванова^{1, 2},
А. Э. Муслимов¹, В. М. Каневский¹, Л. В. Панина²

¹Федеральное государственное учреждение
“Федеральный научно-исследовательский центр “Кристаллография и фотоника” Российской академии наук”,
Москва, Россия

²Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования
“Национальный исследовательский технологический университет “МИСИС”, Москва, Россия

³Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования
“Национальный исследовательский университет “Высшая школа экономики”, Москва, Россия

*E-mail: doludenko.i@yandex.ru

Поступила в редакцию 28.09.2022 г.

После доработки 27.10.2022 г.

Принята к публикации 25.11.2022 г.

Методом матричного синтеза были получены гетероструктурные нанопроволоки с чередованием медных и никелевых слоев; никелевые слои были затем выделены в виде магнитных наночастиц цилиндрической формы. С целью изучения возможности использования полученных наночастиц в медицине, а именно для адресной доставки лекарств и гипертермии, решались задачи их разделения (преодоления агломерации) и пространственной ориентации соответственно.

DOI: 10.31857/S0367676522700569, EDN: HEVEYH

ВВЕДЕНИЕ

Наноразмерные магнитные структуры интересны и как объекты теоретического изучения, и как кандидатные материалы для широкого спектра практических применений. Один из типов таких структур – вытянутые, одномерные нити, нанопроволоки (НП) – обладает уникальными магнитными свойствами, обусловленными малыми размерами и высоким аспектным отношением. Такие материалы могут быть получены методом матричного (темплатного) синтеза: заполнение требуемым материалом пор в специально подготовленной матрице (темплате). Гальваническое осаждение металлов в поры трековых мембран впервые описано в работах [1, 2]. Свойства получаемых материалов могут варьироваться в широких пределах в зависимости от используемых матриц (определяющих форму НП и плотность их расположения) и используемого электролита и условий синтеза [3, 4].

Получаемые структуры имеют широкий круг потенциальных применений за счет того, что возможно изменение их магнитных свойств в широких пределах. Например, создание новых типов магнитомягких материалов (микро-магнитопрыводов, экранов, поглотителей излучения) и маг-

нитожестких материалов (постоянных микромагнитов) становится возможным за счет того, что большую роль начинает играть высокое аспектное соотношение. Другие применения связаны с развитой поверхностью – на основе массивов НП (не только магнитных) могут быть созданы эмиттеры [5], охладители, поверхности с каталитическими свойствами [6]. Еще одно направление применений связано с наличием большого числа гетеропереходов в слоевых НП. Это дает возможность создания датчиков и сенсоров [7], излучателей [8].

Важное направление применения магнитных наночастиц в биологии и медицине связано с гипертермией и адресной доставкой лекарств. Так, суть гипертермии состоит в локальном повышении температуры. Одной из задач в данном случае является терапия рака, производимая за счет избирательного уничтожения больших клеток. Эффект может быть достигнут, например, за счет помещения в нужную область организма магнитных частиц и последующего контролируемого нагрева (раковые клетки более чувствительны к нагреву). Нагрев при этом достигается за счет воздействия внешнего переменного магнитного поля.

Применение НП для гипертермии обусловлено их магнитными свойствами. В этом случае основными механизмами выделения тепла являются неелевская и броуновская релаксации, выделение тепла из-за потерь на гистерезис. Для успешного применения в гипертермии магнитных наночастиц важна ярко выраженная магнитная анизотропия частиц и их коэрцитивная сила. Именно нанопроволоки обладают повышенной магнитной анизотропией за счет вклада магнитной анизотропии формы. Анизотропию формы, и, соответственно, коэрцитивную силу, можно контролировать, варьируя геометрию НП. Последнее легко осуществляется в методе матричного синтеза за счет подбора нужного диаметра пор матриц и контроля процесса осаждения нанопроволок для регулирования их длины.

В работе [9] приведен обзор различных подходов к гипертермии, рассмотрены различные функциональные элементы, в том числе магнитные частицы и нанопроволоки, гипертермия рассмотрена в комбинации с адресной доставкой таких частиц.

В обзорной работе по гипертермии [10] рассмотрена основная идея подхода-нагрев организма (чаще какой-либо его части) до температур так называемого “терапевтического окна” – 40–44°C – области температур, в которой погибают раковые клетки, являющиеся более чувствительными к высоким температурам, при этом здоровые клетки остаются неповрежденными. Отмечено, что использование магнитных наночастиц является лишь одним из подходов. Нагрев в этом случае происходит за счет преобразования энергии внешнего переменного магнитного поля в тепловую за счет потерь на гистерезис при перемагничивании наночастиц. В [11] исследованы воздействия магнитных полей с различными параметрами на нанопроволоки различной геометрии. Показано, что эффективность преобразования энергии сильно зависит от геометрических параметров НП. Следует учитывать, что не все материалы, из которых изготавливаются ферромагнитные НП, являются пригодными для внедрения их в биологические структуры (особенно в здоровые клетки), так как имеют повышенную цитотоксичность. Наименьшую цитотоксичность среди материалов группы железа имеет никель. В статье [12] рассмотрен конкретный пример применения никелевых НП (полученных электроосаждением в поры ПОА) для гипертермии. В обзоре [13] подчеркивается преимущество НП по сравнению с другими наночастицами: они имеют повышенную площадь поверхности, высокий магнитный момент. Отметим и повышение в этом случае энерговыделения при воздействии внешнего магнитного поля – оно проявляется за

счет более прямоугольной петли гистерезиса. В работе [14] проведено моделирование магнитных свойств и тепловыделения в никелевых наночастицах различной формы: показано, что наиболее эффективное преобразование энергии достигается в вытянутых частицах эллипсоидальной формы. Преимущества использования магнитных НП цилиндрической формы не только в медицине, но и в электронике, рассмотрены в статье [15].

Другим актуальным применением частиц является адресная доставка лекарств: для этой цели могут использоваться различные приемы. Использование магнитных наночастиц, в частности НП, является одним из них. Один из самых распространенных методов, послынное нанесение оболочек на капсулу, рассмотрен в [15].

В этом случае магнитная частица прикрепляется на оболочку капсулы с лекарством и “ведется” постоянным магнитным полем в требуемое место организма, где капсула активизируется. Обзор методов доставки приводится, например, в работе [16]. Часто для адресной доставки требуется внедрение магнитной частицы в носитель, в капсулу – так называемая “инкапсуляция”.

В предыдущей работе авторов [17] предложен еще один прием – получение цилиндрических магнитных наночастиц (ЦМНЧ) калиброванного размера. Для этого синтезируется массив слоев НП, состоящих из чередующихся слоев магнитного металла (никеля, определенной длины) и немагнитных прослоек (медных спейсеров). На последующем этапе медные прослойки удаляются путем избирательно травления меди (“разрезания” по “жертвенному” слою) и образуются отдельные никелевые частицы правильной цилиндрической формы и калиброванного размера. Некоторые частные вопросы получения длинных НП из слоев никеля и меди, а также регулирования толщины этих слоев, описаны авторами настоящей работы в [18]. Внедрение таких частиц в полиэлектролитную капсулу позволит не только доставить ее в нужное место (приложение постоянного магнитного поля) но и произвести ее разрушение (разрыв, приводящий к выделению лекарственного вещества) за счет вращения в переменном магнитном поле [19]. Отметим, что прием разделения слоев НП путем удаления “жертвенного” слоя ранее был предложен в [20], однако это разделение проводилось для НП, уже закрепленных на поверхности для других целей.

Подводя итог, можно утверждать, что для медицинских задач магнитные наночастицы, полученные методом матричного синтеза, имеют ряд преимуществ в силу контролируемости и воспроизводимости их получения, их вытянутых размеров и правильной геометрической формы.

Однако, следует отметить, что получение НП для данных задач имеет существенную особен-

ность. Известно, что НП непосредственно после получения остаются в полимерной матрице, покрытой общим основанием (обычно это контактный слой из меди). Затем, для ряда задач (магнитометрия, рентгеноструктурные исследования, магнитные экраны) контактный слой удаляется и НП остаются в полимерной матрице. В других случаях удаляется полимерная матрица, при этом НП (в виде массива) остаются зафиксированными на общем медном основании (поверхности для эмиссии, катализа), либо связанными контактными областями (генерация излучения). В обоих этих случаях НП, несмотря на их магнитное взаимодействие, остаются отделенными друг от друга и определенным образом ориентированными. Для медицинских применений требуется получение единичных НП, не связанных друг с другом. Однако после удаления и полимерной матрицы, и медного основания сразу же возникают проблемы агломерации (слипания частиц) и их разориентации. Подобное взаимодействие делает практически невозможным получение обособленных магнитных наночастиц, а именно такие частицы могут успешно использоваться для гипертермии и инкапсуляции.

Для нагрева за счет эффекта гипертермии нужно эффективное преобразование энергии внешнего переменного магнитного поля в тепловую энергию. Процесс происходит за счет тепловых потерь на перемагничивание, которые пропорциональны площади петли гистерезиса. Увеличение последней может быть достигнуто за счет увеличения коэрцитивной силы – однако этот параметр ограничен 100 Э из-за ограничения величины магнитных полей, применение которых безвредно для организма.

Другим способом может быть точная ориентировка всех анизотропных магнитных частиц (НП) вдоль выбранного направления. Это приведет к увеличению остаточной намагниченности массива наночастиц при приложении поля вдоль оси легкого намагничивания, что увеличит площадь петли гистерезиса, которая определяет эффективность нагрева.

Для адресной доставки необходимо внедрение магнитных частиц в полиэлектролитную капсулу. При этом ориентация частиц не играет роли, а основной задачей является их разделение из агломерата на обособленные частицы. Без достижения данной цели внедрение наночастиц в оболочку полиэлектролитных микрокапсул будет затруднено их магнитным взаимодействием. При этом актуальность использования ЦМНЧ обуславливается их магнитной анизотропией, которая позволит создать повышенный механический момент при вращении в переменном магнитном поле.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В качестве матрицы применялись полупромышленные трековые мембраны производства ОИЯИ, г. Дубна. Мембраны из ПЭТФ имели следующие параметры: толщина 12 мкм, диаметр пор 100 нм; плотность пор – $1.2 \cdot 10^9$ пор \cdot см⁻². Для проведения процесса электроосаждения с одной стороны матрицы методом термического распыления в вакууме наносился тонкий проводящий слой меди. В дальнейшем напыленный слой гальванически укреплялся в растворе $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ для создания сплошного проводящего слоя толщиной несколько микрон, который и являлся в дальнейшем рабочим электродом. Выбор никелевых наночастиц обусловлен его малой цитотоксичностью, а также их малой коэрцитивной силой. Для проведения процессов электроосаждения применялся электролит следующего состава: $\text{NiSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$ – 196 г/л; $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ – 6.25 г/л; H_3BO_3 – 31.6 г/л.

Электроосаждение

Использовалась гальваническая ячейка производства СКБ ИК РАН. При этом площадь образца составляла 2 см², а объем электролита – 30 мл. В качестве источника тока для проведения электроосаждения применялся потенциостат-гальваностат Р-2Х компании Elins. Процесс проводился по двухэлектродной схеме, в качестве анода применялась медь, что позволяло стабилизировать концентрацию ее ионов в электролите. Электроосаждение НП проводилось послойно в поры трековых мембран. При этом последовательное осаждение различных металлов достигалось путем изменения потенциала во время роста. Так, для осаждения медных слоев подавалось напряжение 0.7 В, для никелевых – 1.8 В. Стоит отметить, что переключение потенциала происходило в зависимости от протекшего заряда. Он напрямую связан по закону Фарадея с массой осаждаемого вещества. Это было необходимо для получения слоев калиброванного и постоянного размера. Заряд для осаждения слоя меди составлял 135 мКл, что соответствовало 50 нм осаждаемого материала; для слоя никеля заряд составлял 690 и 2050 мКл для осаждения магнитных слоев длиной 400 и 1200 нм соответственно. Такой режим позволял в одном поровом канале синтезировать большое количество ЦМНЧ.

Удаление матрицы и медных слоев

После электроосаждения матрица удалялась в концентрированном растворе щелочи NaOH (240 г/л) при температуре 60°C в течение 4 ч. На следующем этапе массивы слоевых нанопроволок на медном основании помещались в вод-

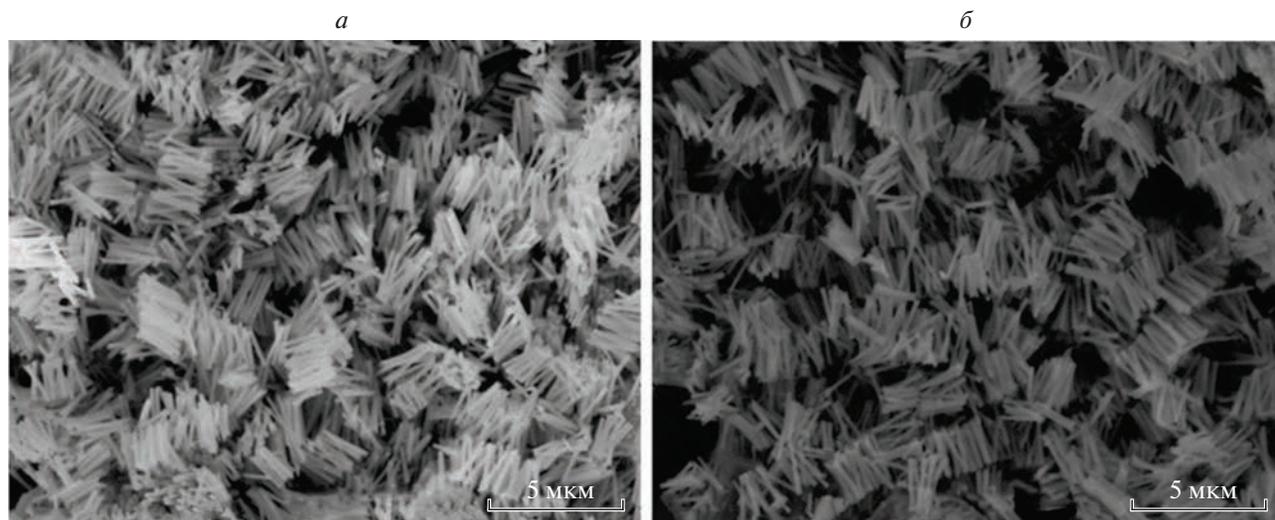


Рис. 1. Пример полученных микрофотографий ЦМНЧ при их выкладке в постоянном магнитном поле: с линиями магнитной индукции, направленными перпендикулярно предметному стеклу (*а*); с линиями магнитной индукции, направленными параллельно предметному стеклу (*б*).

ный раствор NH_4OH (150 г/л) с добавлением 1 г/л $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ для селективного удаления меди. Стоит отметить, что при этом происходило растворение как медного основания, так и медных прослоек в самой НП. Получившаяся взвесь ЦМНЧ выделялась из раствора с помощью постоянного магнита.

После получения отдельных ЦМНЧ они подвергались воздействиям различных типов, которые описаны ниже.

Микроскопия

Исследования методом сканирующей электронной микроскопии проводилось на растровом электронном микроскопе JEOL JSM 6000 Plus. Использовался стандартный режим вторичных электронов, при ускоряющем напряжении 15 кВ. Увеличения варьировались от 500 до 10000 крат.

ЭКСПЕРИМЕНТ И РЕЗУЛЬТАТЫ

Ориентация наночастиц

На первом этапе работы проводились эксперименты с ЦМНЧ длиной 1200 нм, так как ранее было показано, что для таких частиц коэрцитивная сила не превосходит 100 Э. Изучалась возможность ориентации ЦМНЧ в постоянных магнитных полях с возможностью дальнейшей их фиксации. Для проведения исследования взвесь наночастиц в капле воды помещалась на предметное стекло. Далее к образцу прикладывалось постоянное магнитное поле. Были использованы два способа расположения магнитов. В первом случае образец находился над полюсом магнита, а линии

магнитной индукции были направлены перпендикулярно предметному стеклу. Во втором случае линии магнитной индукции проходили вдоль поверхности стекла с взвесью наночастиц. Величина максимальной магнитной индукции в обоих случаях составляла 0,2 Тл.

Во время высыхания капли наночастицы собирались в скопления, вытянутые по направлению линий магнитной индукции. При этом в первом случае основная масса частиц находилась в центре капли. Во втором — агломераты наночастиц распределялись по всей капле равномерно.

После высыхания капли частицы переносились на проводящий скотч для проведения СЭМ-исследований. Примеры получаемых микрофотографий представлены на рис. 1.

Результаты показали, что наночастицы в агломератах располагаются не упорядоченно. Их разориентировка может быть связана с неоднородностью магнитного поля, прикладываемого к образцам, а также особенностями матрицы с высокой плотностью пор. Предварительные эксперименты показали, что применение ультразвуковой обработки перед ориентацией ЦМНЧ может повысить их сонаправленность.

Преодоление агломерации

На втором этапе исследования решалась задача уменьшения агломерации наночастиц. При этом использовались частицы меньшей длины (400 нм). Такие частицы применимы для задач локальной доставки лекарств, определяемой, в том числе, и размерами транспортной капсулы. Предварительные эксперименты показали, что

ЦМНЧ, находясь в жидкости, слипаются между собой за счет их магнитного взаимодействия. Это приводит к затруднениям в процессе внедрения их в оболочку полиэлектролитных капсул.

Для предотвращения агломерации применялся ряд методов. Так, проводилось предварительное размагничивание наночастиц синусоидально затухающим магнитным полем, при этом использовался бытовой демагнитайзер. Использовалась обработка ультразвуком взвеси наночастиц перед выкладкой, а также воздействие переменного вращающегося магнитного поля при высыхании капли.

Предполагалось, что размагничивание наночастиц перед выкладкой должно минимизировать их магнитное взаимодействие, предотвратит их агломерацию и позволит выделять отдельные наночастицы из взвеси. Микроскопия показала, что размагничивание не приводит к уменьшению агломерации. Образцы, таким образом не отличаются от контрольных образцов, которые выкладывались на поверхность без предварительной обработки, а также без воздействий в процессе высыхания капли со взвесью наночастиц. На СЭМ изображениях поверхности наблюдаются агломераты хаотично распределенных наночастиц. Можно предположить, что эффективность метода уменьшается из-за того, что размагничивание проводилось на частицах, находящихся в жидкости.

В работе применялась ультразвуковая обработка взвеси наночастиц – использовалась ультразвуковая ванна с частотой волн 35 кГц. Воздействие длилось в течение 20 мин и проводилось перед выкладкой ЦМНЧ на поверхность. Предполагалось, что ультразвуковое воздействие приведет к уменьшению агломерации. Результаты СЭМ исследования полученных образцов представлены на рис. 2.

Результаты показывают, что данный метод не предотвращает агломерацию полностью. Однако она заметно уменьшается: скопления наночастиц становятся меньше и более разреженными. Предполагается, что в момент обработки ультразвуком большая часть ЦМНЧ была разделена и находилась в обособленном состоянии, а наблюдаемая агломерация происходила за счет намагниченности ЦМНЧ уже в процессе высыхания образцов.

Предполагается, что приложение внешнего вращающегося магнитного поля приводит к разделению агломератов ЦМНЧ за счет двух эффектов. Первый заключается в упорядочении цилиндрических наночастиц по линиям магнитной индукции. При этом цилиндрические магнитные наночастицы будут однонаправленны, что приведет к их разделению за счет отталкивания одноименных магнитных полюсов. Вторым эффектом, необходимым для большего разупорядочения

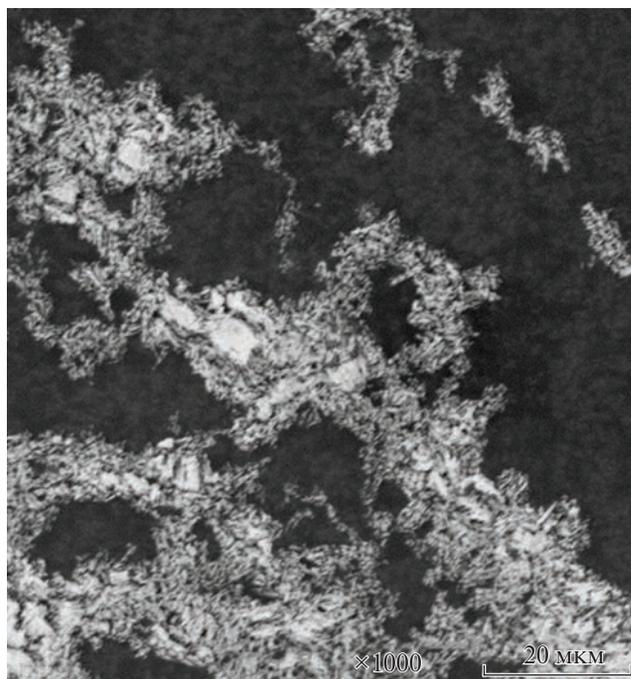


Рис. 2. Применение ультразвуковой обработки перед выкладкой ЦМНЧ.

ЦМНЧ, является вращение такого магнитного поля, необходимое для устранения притягивания ЦМНЧ к области наибольшего модуля индукции и снижения магнитной анизотропии итогового образца.

В работе для исследования результативности данного метода к образцам было приложено поле с максимальной индукцией в 0.01 Тл с частотой вращения 10 Гц. Было показано, что при применении подобного метода наночастицы располагаются равномерно на поверхности стекла, за исключением области в центре, где наблюдается скопление частиц и объединение их в агломераты. Предполагается, что это связано со стягиванием наночастиц в месте максимального модуля индукции. Для минимизации подобного эффекта в дальнейшем стекло нагревалось для ускорения процесса высыхания капли. Примеры микроскопии таких образцов представлены на рис. 3.

По результатам микроскопии видно, что применение данного метода позволяет практически полностью устранить агломерацию ЦМНЧ. В данном случае частицы расположены равномерно по всей поверхности образца, у них нет выбранной ориентации, что позволит применять подобный метод уже для внедрения ЦМНЧ в оболочку полиэлектролитных капсул. Следует, однако, отметить, что в последнем случае достигнуты лучшие параметры по расположению наночастиц, однако их адгезия к поверхности является недостаточной для проведения дополнительных

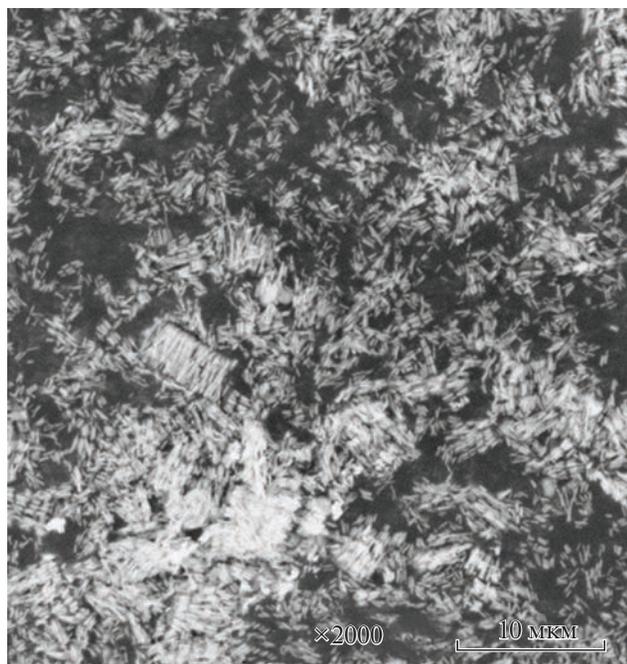


Рис. 3. Приложение вращающегося магнитного поля во время высыхания взвеси ЦМНЧ.

исследований (например, магнитометрии). Подбор подложек и приемов фиксации является одной из целей дальнейшей работы.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Для эффективного использования для задач биологии необходимо было решить ряд задач, связанных с их магнитным взаимодействием. Так, для гипертермии нужны ориентированные магнитные наночастицы. В работе были рассмотрены методы ориентации частиц за счет приложения постоянного магнитного поля. Было выдвинуто предположение о том, что наиболее эффективным будет являться комбинация воздействия постоянного поля и предварительная обработка ультразвуком.

Для предотвращения агломерации ЦМНЧ для адресной доставки лекарств наиболее результативным оказался метод помещения их в переменное вращающееся магнитное поле. Данный метод позволил равномерно распределить наночастицы по поверхности стекла и устранил большую часть агломератов. Подобный метод может быть применен для внедрения ЦМНЧ в оболочку полиэлектролитных капсул.

Исследование выполнено при поддержке Российского научного фонда (проект № 22-22-00983). Авторы также выражают благодарность

Апелю П.Ю. (ОИЯИ, г. Дубна) за предоставленные трековые мембраны.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Chakavarti S.K., Vetter J.* // Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. B. 1991. V. 62. No. 1. P. 109.
2. *Martin S.* // Science. 1994. V. 268. No. 5193. P. 1961.
3. *Vazquez M.* Magnetic nano- and microwires: design, synthesis, properties and applications. Elsevier: Woodhead Publishing, 2015. 815 p.
4. *Lupu N.* Electrodeposited nanowires and their applications. Croatia: InTech, 2010. 236 p.
5. *Oleinikov V.A., Zagorski D.L., Bedin S.A. et al.* // Radiat. Meas. 2008. V. 43. Art. No. S635.
6. *Панов Д.В., Бычков В.Ю., Тюленин Ю.П. и др.* // Поверхность. Рентген., синхротрон., нейтрон. иссл. 2021. № 12. С. 12; *Panov D.V., Bichkov V. Yu., Tulenin Yu.P. et al.* // J. Surf. Inv. X-ray Synchrotron Neutron Tech. 2022. V. 15. No. 6. P. 1264.
7. *Fert A., Piraux L.* // JMMM. 1999. V. 200. No. 1–3. P. 338.
8. *Гуляев Ю.В., Чigareв С.Г., Панас А.И. и др.* // ПЖТФ. 2019. Т. 45. № 6. С. 27. *Gulyaev Yu.V., Chigarev S.G., Panas A.I. et al.* // Tech. Phys. Lett. 2019. V. 45. No. 3. P. 271.
9. *Kumar C.S., Mohammad F.* // Adv. Drug Deliv. Rev. 2011. V. 63. No. 9. P. 789.
10. *Ortega D., Pankhurst Q.A.* Magnetic hyperthermia, in nanoscience. V. 1. Nanostructures through chemistry. Cambridge: Royal Society of Chemistry, 2013. P. 60.
11. *Alonso J., Khurshid H., Sankar V. et al.* // J. Appl. Phys. 2015. V. 117. No. 15. Art. No. 17D113.
12. *Choi D.S., Park J., Kim S. et al.* // J. Nanosci. Nanotechnol. 2008. V. 8. No. 3. P. 2323.
13. *Nana A.B.A., Marimuthu T., Kondiah P.P.D. et al.* // Cancers. 2019. V. 11. No. 12. Art. No. 1956.
14. *Chen Y., Harpel A., Stadler B.J.H.* // AIP Advances. 2022. V. 12. No. 3. Art. No. 035007.
15. *Moreno J.A., Bran C., Vazquez M., Kosel J.* // IEEE Trans. Magn. 2021. V. 57. No. 4. Art. No. 800317.
16. *Ефремова М.В., Мажуга А.Г., Головин Ю.И., Клячко Н.Л.* // Природа. 2016. № 7. С. 3.
17. *Долуденко И.М., Михеев А.В., Бурмистров И.А. и др.* // ЖТФ. 2020. Т. 90. № 9. С. 1435; *Doludenko I.M., Mikheev A.V., Burmistrov I.A. et al.* // Tech. Phys. 2020. V. 65. No. 9. P. 1377.
18. *Жигалина О.М., Долуденко И.М., Хмеленин Д.Н. и др.* // Кристаллография. 2018. Т. 63. № 3. С. 455; *Zhigalina O.M., Doludenko I.M., Khmelinin D.N. et al.* // Crystallography Rep. 2018. V. 63. No. 3. P. 480.
19. *Долуденко И.М., Загорский Д.Л., Трушина Д.Б., Бурмистров И.А.* Способ получения наностержней никеля с регулируемым аспектным отношением. Пат. РФ № 2724264, кл. C25C 1/08, B82B 3/00. 2020.
20. *Yao H., Xie L., Cheng Y. et al.* // Mater. Des. 2017. V. 123. No. 5. P. 165.

Application of various influences to obtain isolated or oriented nanoparticles**I. M. Doludenko^{a, c, *}, D. R. Khairetdinova^{a, b}, D. L. Zagorsky^a, A. Rizvanova^{a, b},
A. E. Muslimov^a, V. M. Kanevsky^a, L. V. Panina^b**^a *Federal Scientific Research Centre "Crystallography and Photonics" of Russian Academy of Sciences, Moscow, 119333 Russia*^b *National University of Science and Technology "MISIS", Moscow, 119049 Russia*^c *National Research University "Higher School of Economics", Moscow, 101000 Russia***e-mail: doludenko.i@yandex.ru*

Heterostructural nanowires with alternating copper and nickel layers were obtained by matrix synthesis, then were cut into cylindrical magnetic nanoparticles of calibrated sizes. For their use in medicine, the tasks of their separation (overcoming agglomeration) and spatial orientation for targeted drug delivery and hyperthermia, respectively, were solved.