05

Получение массивов железо-кобальтовых нанопроволок и изучение их нагрева в переменном магнитном поле

© С.О. Комарова,[1,3] Д.Л. Загорский,[2,5] Л.В. Панина,[1,4] Д.Р. Хайретдинова,[1,2,4]
В.А. Архипов,[1] В.М. Каневский[2]

[1] Национальный исследовательский технологический университет МИСИС,
119049 Москва, Россия
[2] Национальный исследовательский центр „Курчатовский институт“,
123182 Москва, Россия
[3] Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет (ЛЭТИ),
197022 Санкт-Петербург, Россия
[4] Балтийский федеральный университет им. Иммануила Канта,
236041 Калининград, Россия
[5] Российский государственный университет нефти и газа (национальный исследовательский университет),
119991 Москва, Россия
e-mail: dzagorskiy@gmail.com

Поступило в Редакцию 29 апреля 2026 г.
В окончательной редакции 29 апреля 2026 г.
Принято к публикации 29 апреля 2026 г.

Ферромагнитные нанопроволоки являются эффективными для нагрева в переменных магнитных полях, что обусловлено высокой намагниченностью насыщения и анизотропией формы. Методом матричного синтеза на основе трековых мембран получены нанопроволоки состава $Fe_{0.92}Co_{0.08}$, с двумя диаметрами (65 и 100 nm) и с различной длиной (от 1 до 5 μm); образцы аттестованы методами электронной микроскопии и вибрационной магнитометрии. Для массивов таких нанопроволок, находящихся в полимерной матрице, исследован процесс нагревания, происходящий за счет гистерезисных потерь в переменном магнитном поле с амплитудой 250 Oe и частотой 390 kHz. Показано, что на начальном этапе скорость нагрева составляет несколько градусов в секунду с последующим выходом на плато за счет теплообмена. Оцениваются возможности и перспективы применения образцов на основе нанопроволок в качестве нагревателей, в частности для магнитной гипертермии.

Ключевые слова: нанопроволоки, матричный синтез, гистерезисные потери, гипертермия.

DOI: 10.61011/JTF.2026.09.63490.134-26

Введение

Синергетика электромагнетизма, нанотехнологий и биомедицины оказывает широкое влияние на многие области науки и техники. Одной из таких областей, которая непрерывно развивается в течение последних нескольких десятилетий, является биомагнетизм, в котором магнитные наноструктуры используются для исследования биологических систем. При этом важно иметь такие наноструктуры, которые могут выполнять различные функции. В этом отношении представляют интерес магнитные нанопроволоки (НП), обладающие высокой намагниченностью, анизотропией формы, в сочетании с простотой и экономичностью их синтеза [1].

Предыдущие исследования показали, что цепочечные структуры более эффективны в биомедицинских применениях, чем наночастицы [2]. Во-первых, особая форма и большая площадь поверхности могут быть использованы для связывания с определенными химическими или биологическими молекулами. Магнитные НП, которые можно сравнить с цепочечными структурами, обладают большими магнитными моментами и анизотропией формы, что позволяет при их использовании получать большие силы и моменты вращения. Таким образом, вращающиеся магнитные НП могут быть потенциальными кандидатами для механического воздействия на ткани (например, опухоли) с меньшими побочными эффектами. В работе [3] сравнивалась нагревательная способность магнитных наночастиц различной формы и было обнаружено, что цилиндрические частицы с высоким аспектным отношением обладают наилучшей нагревательной способностью. Недавние исследования [4] также показали, что эффективность нагрева цепочек частиц выше, чем отдельных частиц, благодаря дипольным взаимодействиям, которые могут влиять на магнитную восприимчивость, температуру блокировки и движение частиц в жидкости. Соответственно более эффективной является и гипертермия при использовании НП [1,5]. В настоящей работе исследуются параметры нагрева НП из сплава FeCo в зависимости от их диаметра и длины.

Эффект выделения тепла при воздействии на НП внешних переменных электромагнитных полей обусловлен двумя основными механизмами, основанными на генерации токов Фуко и гистерезисных потерях при

перемагничивании [6]. В случае магнитных частиц нанометровых размеров первым механизмом нагрева в определенном интервале магнитных полей и частот можно пренебречь. При рассмотрении второго механизма выделяют следующие процессы: потери на гистерезис в многодоменных частицах, релаксационные потери в однодоменных частицах и фрикционные потери при изменении положения частицы.

Ключевым параметром, определяющим количество тепла, выделяемого наночастицей под воздействием радиочастотного поля, является удельная скорость поглощения (specific adsorbtion rate — SAR). SAR определяется как количество энергии, поглощаемое на единицу массы наночастиц за один цикл намагничивания. SAR зависит от физико-химических характеристик как наночастиц (размер, магнитный момент, форма, время релаксации), так и окружающей матрицы, в которую они встроены (вязкость, теплообмен). В предыдущих работах [7] было продемонстрировано, что использование суперпарамагнитных частиц оксидов железа в практических применениях является по своей сути сложным. Статические магнитные свойства таких частиц характеризуются безгистерезисными кривыми намагничивания, а динамическая магнитная восприимчивость в значительной степени зависит от размеров частиц, которые трудно контролировать. Эффективность нагрева повышается при образовании цепочек частиц благодаря дипольным взаимодействиям, но это требует повышенных концентраций. Многие из этих проблем могут быть решены при использовании НП. Например, было доказано, что показатель SAR выше у наноструктур, обладающих высокой анизотропией формы — т.е. у НП [8–12]. Высокое аспектное соотношение увеличивает не только магнитную анизотропию, но и релаксацию, обусловленную вязкостью среды. Кроме того, матричный способ получения НП позволяет строго контролировать их размеры.

Метод матричного синтеза для получения НП состоит в заполнении пор в заранее приготовленной матрице требуемым материалом [13,14]. Используется гальваническое осаждение материала, при котором получаются реплики поровых каналов — структуры, как правило, цилиндрической формы (нити, стержни) [15,16]. Геометрические размеры отдельных НП могут варьироваться в достаточно широких пределах: диаметр — от нескольких десятков нанометров до нескольких микрон, а длина — до нескольких десятков микрон. Отметим, что на промежуточном этапе получается так называемый „металл–полимерный композит“ — НП в полимерной матрице. На его основе могут быть изготовлены устройства, в которых контролируемый нагрев происходит за счет джоулева тепла, выделяющегося при пропускании тока через массив параллельных НП [17] или через пересекающиеся НП [18,19].

Важным фактором является выбор материала. Часто для магнитной гипертермии используется железо или его соединения, что обусловлено их биосовместимостью, а также отработанными технологиями получения различных железосодержащих материалов. В большинстве работ используются наночастицы оксидов железа с большим магнитным моментом, такие как магнетит (Fe_3O_4) и маггемит (γFe_2O_3) (см., например, обзор [20]). В работе [21] для частиц железа, покрытых оболочкой из окисла железа, дополнительно к возможности гипертермии продемонстрирована возможность адресной доставки частиц в градиентном магнитном поле. Значительное внимание уделяется комбинированным воздействиям, таким как многофункциональность подхода: показана возможность других механизмов терапии — фототермии (тепловыделение при воздействии инфракрасного излучения) и магнитомеханического воздействия (вращение вытянутых частиц в низкочастотном поле, приводящее к избирательному повреждению раковых клеток). Важность такой многофункциональности отмечена и в работе [12].

Другим перспективным материалом являются магнитомягкие сплавы на основе железа и кобальта, которые характеризуются незначительной кристаллической анизотропией и высокой намагниченностью насыщения [22].

Железо-кобальтовые НП синтезировались и изучались в ряде работ: например, особенности получения НП эквиатомного состава были описаны в [23]. В последующих работах [24,25] было показано, как элементный состав НП зависит от состава электролита. Во всех случаях содержание железа в НП превышало его содержание в электролите, что обусловлено так называемым эффектом аномального соосаждения, однако эти отличия были невелики и не превышали 10 %. Значительное внимание уделялось исследованию магнитных свойств таких НП. Процессы намагничивания зависят от диаметра НП, в частности, существует критический диаметр, который описывает границу размера между ферромагнитной ориентацией по длине НП и образованием вихрей. При диаметре выше критического переключение происходит посредством распространения этого вихря в виде доменной стенки. Это приводит к снижению коэрцитивной силы и позволяет реализовать перемагничивание в меньших полях. Для ансамбля НП процессы перемагничивания также зависят от магнитостатического взаимодействия между ними. Опубликовано всего несколько работ, в которых НП из железо-кобальтового сплава применялись для гипертермии. В работе [5] FeCo НП выращены с использованием другой матрицы — пористого оксида алюминия. Было получено увеличение SAR до ~ 1500 W/g для НП диаметром 300 nm при амплитуде переменного поля 300 Oe и частоте 310 kHz. Настоящая работа посвящена продолжению изучения возможностей применения массивов НП, выращенных в полимерной матрице, для гипертермии, причем с использованием сплава с большим содержанием железа. Близкие к железу сплавы Fe–Co сохраняют высокую намагниченность, что важно для эффективного нагрева в магнитном поле. С другой стороны, добавление кобальта

(8 at.%) улучшает магнитную анизотропию и стабилизирует структуру, не приводя к излишнему увеличению коэрцитивной силы. Такой сплав также менее склонен к окислению, чем чистое железо, что важно для потенциального биомедицинского применения. Исходя из этого в настоящей работе были исследованы железокобальтовые НП с малым содержанием кобальта и с диаметрами 65 и 100 nm, для которых реализуется вихревая магнитная структура с низкой коэрцитивной силой, что позволяет реализовать нагрев в относительно небольших магнитных полях.

1. Материалы и экспериментальные методы

Для получения образцов использовались трековые мембраны, произведенные в ОИЯИ (г. Дубна) на основе тонкой полимерной пленки из ПЭТФ толщиной $12\,\mu$m. Использовались матрицы с диаметрами пор 65 и 100 nm, с плотностями пор $4.5 \cdot 10^9$ и $1.2 \cdot 10^9\,\mathrm{cm}^{-2}$ соответственно. Отметим, что для этих матриц пористости (отношения площади пор к общей площади поверхности) отличаются не более чем в полтора раза.

Для последующего гальванического процесса поверхность мембран с одной стороны металлизировалась двухэтапным способом. На первом этапе методом термического распыления в вакууме (установка ВУП-4) на поверхность наносился тонкий слой меди. На последующем этапе толщина слоя значительно увеличивалась путем гальванического осаждения меди в электрохимической ванне. Итоговая толщина слоя меди на мембране, готовой к использованию для синтеза образцов, составляла порядка $2\,\mu$m.

Основной этап получения образца заключался в заполнении пор трековой мембраны требуемыми металлами — железом и кобальтом. Этот процесс проводился уже с другой стороны мембраны. Использовался электролит, содержащий соли железа и кобальта, при этом соотношение ионов составляло 9 : 1 (соответственно) для получения НП из сплава FeCo с малым содержанием кобальта. Электрохимическое осаждение такого состава хорошо контролируется, позволяет получать однородные НП с заданными параметрами. Также в электролит входили лаурилсульфат натрия и борная кислота в качестве смачивающей и стабилизирующей добавок соответственно.

В качестве источника использовался потенциостат-гальваностат Elins P-2X (Россия), работавший в потенциостатическом режиме. Процесс проводился в гальванической ячейке, при комнатной температуре, по двухэлектродной схеме, при разности потенциалов 1.5 V. В процессе использовался железный анод — этот выбор был обусловлен значительным преобладанием железа в составе НП. Процесс управлялся ПК, подключенным к ячейке, что позволяло поддерживать требуемые параметры и контролировать процесс путем записи зависимости силы тока от времени.

Исследования топографии полученных образцов были проведены с помощью сканирующего электронного микроскопа JEOL JSM 6000 plus, работающего в режиме вторичных электронов с ускоряющим напряжением 15 kV. Прибор был оборудован приставкой энергодисперсионного рентгеновского анализа для контроля состава образцов. Изучение полученных образцов проводилось после выделения массива НП на подложке. Для этого полимерная матрица удалялась путем ее селективного растворения в концентрированном растворе щелочи (6N NaOH, $t = 60\,^\circ$C, в течение четырех часов).

Для изучения магнитных свойств измерялись петли гистерезиса с помощью вибрационного магнитометра МВ-07. В настоящей работе были изучены образцы с НП, находящимися в ростовой матрице. Образцы предварительно закреплялись на подложке, что обеспечивало дополнительную жесткость образцу и препятствовало появлению дополнительных шумов на графиках. Измерения проводились в однородном магнитном поле с амплитудой 13 kOe для двух ориентаций образца по отношению к направлению поля.

Для исследования нагрева в переменном магнитном поле также использовались образцы с НП в матрице, что позволяло контролировать ориентацию НП по отношению к полю. Нагрев осуществлялся с использованием генератора переменного магнитного поля TOR Ultra. Измерения проводились при ориентации магнитного поля параллельно поверхности матрицы. Максимальная амплитуда поля составляла $H_0 = 250$ Oe при частоте $f = 390$ kHz. При этом даже для максимальных параметров поля и частоты соблюдается критическое значение произведения $fH_0 < 10^{10}\,\mathrm{A/(m \cdot s)}$, что соответствует безопасному режиму. Для контроля температуры применялся тепловизор Seek Thermal.

2. Результаты и обсуждение

На рис. 1 приведен пример графика полученной зависимости силы тока от времени электроосаждения в матрицу с порами диаметром 65 nm.

Хроноамперограммы для всех образцов имели сходный вид, отличаясь длиной горизонтального участка кривой. Этот участок соответствует заполнению пор. Участок роста тока, начинающийся после него, соответствует росту металла за пределами пор, что является недопустимым. Таким образом, полученные графики позволяют определить максимально допустимую длительность процесса (в приведенном примере он составляет 150 s), а также длительность процессов для получения НП определенной длины.

Были получены СЭМ-изображения всех образцов, один из примеров показан на рис. 2.

Используя эти изображения, можно соотнести время роста и длину получаемых образцов. Анализ полученных

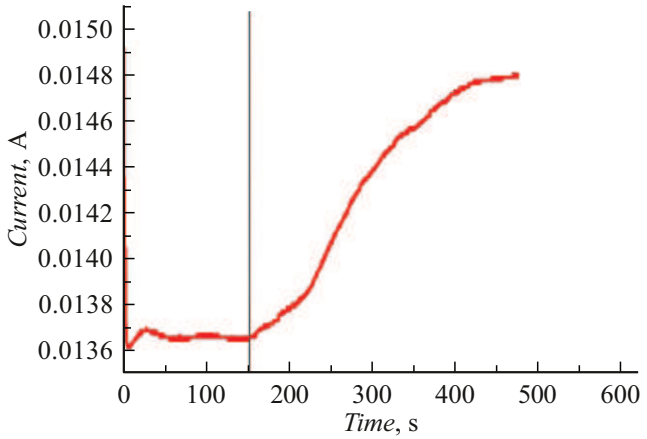

Рис. 1. Хроноамперограмма осаждения бинарного сплава в поры полимерной матрицы с диаметром пор 65 nm.

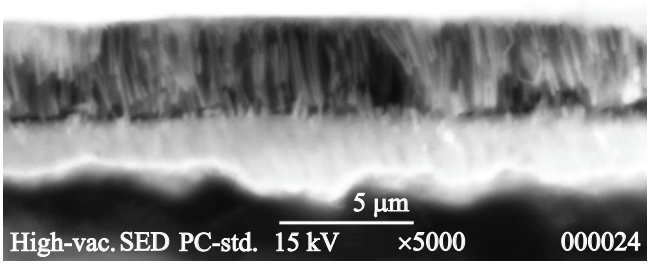

Рис. 2. Пример СЭМ-изображения массива НП диаметром 100 nm с длиной 3.1 μm.

результатов позволяет сделать вывод о приблизительно равномерном росте НП в использованных условиях электроосаждения. Для НП с диаметром 100 nm, длина варьировалась от 4.2 до 5.2 μm, и для НП с диаметром 65 nm — от 2.5 до 4.4 μm.

Проведенный элементный анализ позволил определить состав НП — 92 % железа и 8 % кобальта.

Для исследования магнитных свойств были измерены статические кривые намагничивания, которые представлены на рис. 3 для НП с различной геометрией и для двух ориентаций магнитного поля.

Полученные петли гистерезиса для всех случаев характеризуются наклонной формой и малыми значениями остаточной намагниченности для обоих направлений магнитного поля. Такое поведение намагниченности может быть обусловлено как вихревой магнитной структурой, обусловленной магнитостатическими взаимодействиями внутри НП, так и магнито-дипольными взаимодействиями соседних НП, поскольку они довольно близко расположены в матрице, на расстоянии порядка их диаметра. Небольшие значения остаточной намагниченности важны при использовании НП в растворе для практических применений. Коэрцитивная сила оказывается несколько больше для ориентации магнитного поля в плоскости матрицы, что может быть обусловлено наклоном пор относительно вертикального направления. Для полученных НП коэрцитивная сила слабо зависит от длины [26]. Аналогичное поведение намагниченности для НП из FeCo наблюдалось в ряде работ [26,27]. С точки зрения применения для гипертермии важно, что наблюдаются небольшие значения коэрцитивной силы порядка 200–250 Oe для всех случаев. Вообще говоря, H_c не является характеристикой материала и может зависеть от частоты. Однако в рассматриваемом диапазоне частот для FeCo НП эта зависимость несущественна для длины менее 10 μm [10,28], так что статические петли могут использоваться для оценки значения SAR.

Изучен эффект нагревания образца (композит, НП в полимерной матрице) при воздействии на него внешнего переменного магнитного поля (детали измерений описаны в разделе Эксперимент). Полученные результаты для образцов с различной длиной НП представлены на рис. 4 (диаметр НП 100 nm) и рис. 5 (диаметр НП 65 nm). На рис. 4 приведен также результат для контрольного образца — „пустая“ полимерная матрица (без НП).

Анализ приведенных результатов показывает, что при воздействии магнитного поля происходит нагрев всех образцов с НП. Контрольный образец без НП не нагревается. Процесс нагрева за счет перемагничивания НП зависит от теплообмена со средой. На начальном этапе (первые несколько секунд) этот обмен минимальный и происходит быстрый линейный рост температуры. Начальное изменение температуры $\partial T/\partial t$ происходит со скоростью несколько градусов в секунду, что обусловлено высокой концентрацией НП в матрице. Далее следовало бы ожидать плавного выхода на насыщение, однако наблюдаются участки с дополнительными плато. Это можно объяснить тем, что в обсуждаемых экспериментах матрица с НП находилась в неизолированной камере, а температура измерялась тепловизором вне матрицы, т. е. в теплообмене участвовали две среды. Также в начальные моменты до установления стационарной температуры значения температуры не были одинаковы вдоль поверхности матрицы, что указывает на неоднородный теплообмен. В качестве значений температуры использовались усредненные величины. Однако важно, что выход температуры на насыщение происходит довольно быстро, в течение не более 25 s.

Калориметрические измерения как правило используются для определения SAR:

$$\mathrm{SAR} = \frac{C}{p}\frac{\partial T}{\partial t}.$$

Здесь C — эффективная теплоемкость матрицы с НП, p — массовая доля FeCo НП. При этом скорость изменения температуры берется на начальном линейном участке. Оценки SAR данным методом для рассматриваемых систем дают достаточно маленькие значения. Так, для НП с диаметром 100 nm и длиной 5.2 μm достигается максимальное значение порядка 35 W/g. В данном

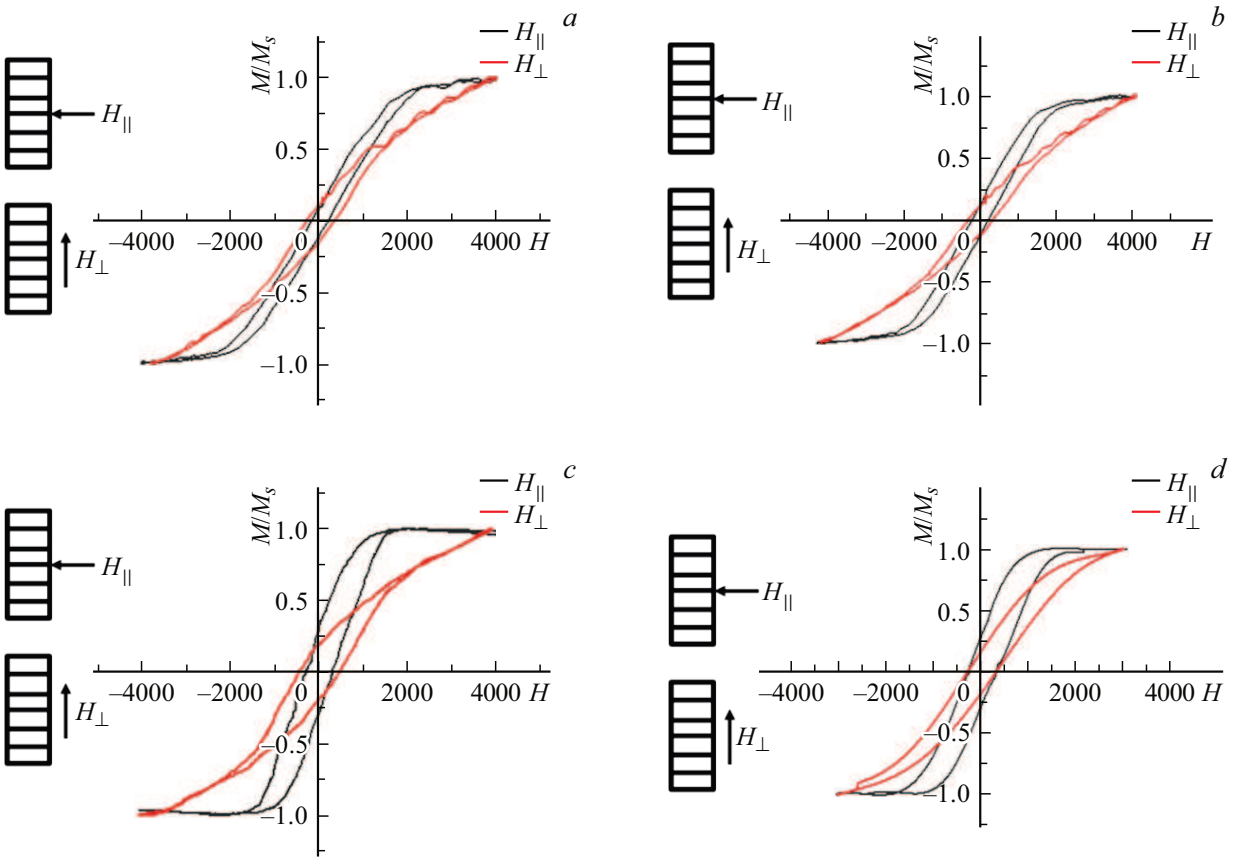

Рис. 3. Петли гистерезиса массива НП с различной геометрией: *a* — диаметр 100 nm, длина 2.4 μm; *b* — диаметр 100 nm, длина 4.6 μm; *c* — диаметр 65 nm, длина 2.5 μm; *d* — диаметр 65 nm, длина 4.4 μm.

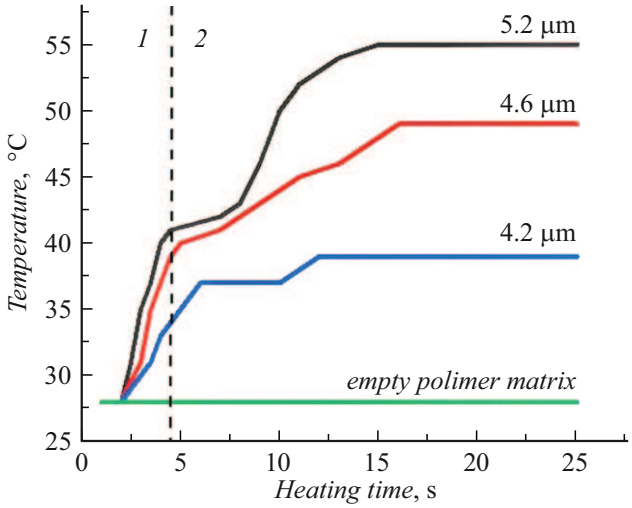

Рис. 4. Графики нагрева массива НП с диаметром 100 nm и с разной длиной.

случае имеет место сложный характер теплообмена, как обсуждалось выше. Поскольку в данной установке потери тепла не минимизированы, система не являлась адиабатической. В этом случае калориметрические оценки могут давать непредвиденные ошибки.

Значение SAR можно также оценить из динамических петель гистерезиса

$$\mathrm{SAR} = f\mu_0 \oint M\,dH/\rho,$$

ρ — плотность НП в матрице, f — частота изменения магнитного поля. Поскольку коэрцитивная сила слабо

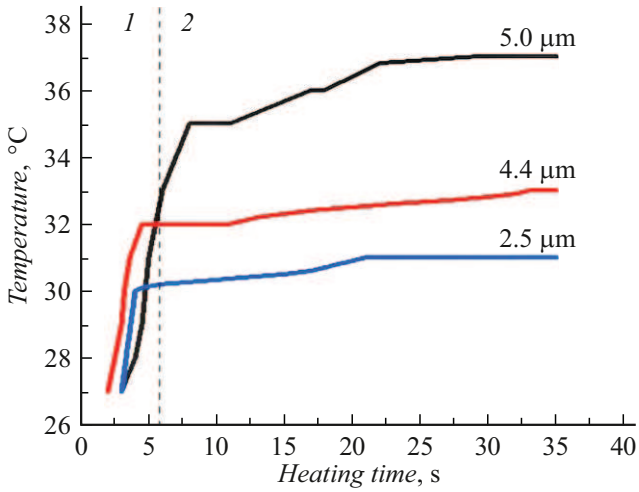

Рис. 5. Графики нагрева массива НП с диаметром 65 nm и с разной длиной.

Значения SAR для двух типов НП различной длины

Диаметр НП, nm	Длина НП, μm	Массовая доля НП, p, (%)	Площадь петли в направлении IP, erg/g	SAR_{FeCo}, W/g
100	4.2	0.18	26 000	181
	4.6	0.19	25 500	191
	5.2	0.29	17 296	143
65	2.5	0.18	15 400	107
	3.1	0.21	28 500	236
	3.8	0.25	27 500	267
	4.4	0.28	25 200	273

зависит от частоты, можно использовать статические петли в диапазоне значений магнитного поля, не превышающего амплитуду переменного поля. Расчет удобнее проводить в системе СГС выражая намагниченность в emu/g. Тогда выражение для SAR, выраженное в W/g имеет вид

$$\mathrm{SAR} = (10^{-7})pf \oint M\,dH.$$

Принимая, что для используемого сплава намагниченность насыщения порядка 150 emu/g, и интегрируя статическую петлю, измеренную в перпендикулярном направлении, при изменении поля от −250 до 250 Oe, получим искомые значения SAR, представленные в таблице. Видно, что для НП с диаметром 65 nm наблюдается монотонный рост значений SAR с увеличением длины, тогда как для НП с диаметром 100 nm такая закономерность не выявлена. Это обусловлено тем, что с увеличением диаметра НП образуется более сложная доменная структура по длине НП, и гистерезис в перпендикулярном направлении уменьшается.

Полученные значения SAR оказываются такого же порядка, что и для НП состава $Fe_{65}Co_{35}$, приведенными в работе [5] для аналогичных геометрических параметров, однако намагниченных в продольном направлении. Следует отметить, что значения SAR выше для НП меньшего диаметра, что важно для биологических применений.

Рассматривая перспективы биомедицинского применения нанопроволок, можно предположить, что оптимальными свойствами (температурой выхода на плато в диапазоне 40 °C–46 °C) обладает образец с НП с диаметром 100 nm и длиной 4.6 μm. Тем не менее не стоит исключать возможность использования образцов с температурой, превышающей допустимые терапевтические значения, поскольку взаимодействие наночастиц с клеточной культурой способно снижать эффективность нагрева. Кроме того, в реальных приложениях концентрация НП должна быть снижена.

Следует отметить, что описанные исследования проведены для массивов НП, находящихся в полимерной матрице. Очевидно, что для практического применения НП должны быть отделены друг от друга — до получения единичных НП или небольших агрегатов НП. Исследование таких образцов, а также измерение в условиях *in vitro* и *in vivo* являются целью последующих экспериментов.

Выводы

Показано, что образцы композитного материала „полимерная матрица–нанопроволоки из железокобальтового сплава“ могут эффективно нагреваться в переменном магнитном поле. Достигалась высокая скорость нагрева в несколько градусов в секунду с последующим выходом на плато, что обусловлено эффективным теплообменом. Максимальные температуры зависят от концентрации НП и их геометрических размеров. Использование НП в матрице позволило контролировать их положение относительно направления переменного магнитного поля. Было показано, что эффективный нагрев, характеризующийся удельной скоростью поглощения SAR, возможен и при перпендикулярной ориентации НП. Максимальное значение SAR = 273 W/g получено для НП с диаметром 65 nm и длиной 4.4 μm. В целом значения SAR оказались выше для НП меньшего диаметра, что важно для биологических применений.

Финансирование работы

Работа по синтезу и аттестации образцов проведена в рамках выполнения государственного задания НИЦ „Курчатовский Институт“ — НИОТКР № 123061500015-8. Исследование магнитных свойств выполнено при финансовой поддержке Российского научного фонда (проект 21-72-20158-П).

Благодарности

Авторы благодарят П.Ю. Апеля (ОИЯИ, г. Дубна) за предоставление сертифицированных мембран.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

[1] A. Mukhtar, K. Wu, X. Cao, L. Gu. Nanotechnology, **31** (43), 3001 (2020). DOI: 10.1088/1361-6528/aba1ba

[2] W-S. Lin, H.-M. Lin, H.-H. Chen, Y.-K. Hwu, Y.-J. Chiou. J. Nanomater., **2013**, 237439 (2013). DOI: 10.1155/2013/237439

[3] R. Das, J.A. Masa, Z. Nemati, V. Sankar, D. Torres, M.-H. Phan, E. Garaio, J.A. Garcia, J.L.S. Llamazares, H. Srikanth. J. Phys. Chem. C, **120** (18), 10086 (2016).

[4] D. Serantes, K. Simeonidis, M. Angelakeris, O. Chubukalo-Fesenko, M. Marciello, M.P. Morales, D. Baldomir, C. Martinez-Boubeta. J. Phys. Chem. C, **118** (11), 5927 (2014). DOI: 10.1021/jp410717m

[5] J. Alonso, H. Khurshid, V. Sankar, Z. Nemati, M.H. Phan, E. Garayo, J.A. Garcia, H. Srikanth. J. Appl. Phys., **117**, 17D113-1 (2015). DOI: 10.1063/1.4908300

[6] R.A. Raimundo, V. Silva, L.S. Ferreira, F.J.A. Loureiro, D.P. Fagg, D.A. Macedo, U.U. Gomes, R.M. Gomes, M.M. Soares, M.A. Morales. J. Alloys Comp., **940**, 168783 (2023). DOI: 10.1016/j.jallcom.2023.168783

[7] R. Di Corato, A. Espinosa, L. Lartigue, M. Tharaud, S. Chat, T. Pellegrino, C. Menager, F. Gazeau, C. Wilhelm. Biomaterials, **35** (24), 6400 (2014). DOI: 10.11669/cpj.2023.20.002

[8] N.F. Borrelli, A.A. Luderer, J.N. Panzarino. Phys. Med. Bio., **29** (5), 487 (1984). DOI: 10.1088/0031-9155/29/5/001

[9] C. Martinez-Boubeta, K. Simeonidis, A. Makridis, M. Angelakeris, O. Iglesias, P. Guardia, A. Cabot, L. Yerda, S. Estrade, F. Piero, Z. Saghi, P.A. Midgley, I. Conde-Lebaran, D. Serantes, D. Baldomir. Sci. Rep., **3**, 1652 (2013). DOI: 10.1038/srep01652

[10] Y. Chen, B.J.H. Stadler. Int. J. Hypertermia, **40** (1), 2223371 (2023). DOI: 10.1080/02656736.2023.2223371

[11] J. Moreno, C. Bran, M. Vazquez, J. Kozel. IEEE Trans. Magnetics, **57** (4), 800317 (2021). DOI: 10.1109/TMAG.2021.3055338

[12] A.B.A. Nana, T. Marimuthu, P.P.D. Kondiah, Y.E. Choonara, L.C. Du Toil, V. Pillay. Cancer, **1956**, 11 (2019).

[13] C.R. Martin. Science, **266** (5193), 1961 (1994). DOI: 10.1126/science.266.5193.1961

[14] S.K. Chakarvarti, J. Vetter. Nucl. Instr. Meth. Phys. Res., **62** (1), 109 (1991). DOI: 10.1016/0168-583X(91)95936-8

[15] M. Vázquez (ed.). *Magnetic nano-and microwires: design, synthesis, properties and applications* (Woodhead Publishing, 2020), Second Edition, p. 997. ISBN: 9780081028339

[16] N. Lupu (ed.). *Electrodeposited nanowires and their applications* (InTech, Croatia, 2010), 236 p. DOI: 10.5772/39476

[17] E. Kozhina, D. Panov, N. Kovalets, P. Apel, S. Bedin. Nanotechnology, **35**, 035601-1 (2024).

[18] I.M. Doludenko, I.S. Volchkov, B.A. Turenko, I.O. Koshelev, P.L. Podkur, D.L. Zagorskiy, V.M. Kanevskii. Mat. Chem. Phys., **287**, 126285 (2022). DOI: 10.1016/j.matchemphys.2022.126285

[19] P.Y. Apel. Mat. Chem. Phys., **339**, 130681 (2025). DOI: 10.1016/j.matchemphys.2025.130681

[20] Z. Farzanegan, M. Tahmasbi. Appl. Rad. Isotopes, **198**, 110873 (2023). DOI: 10.1016/j.apradiso.2023.110873

[21] A.I. Martinez-Banderas, A. Aires, M. Quintanilla, J.A. Holguin-Lerma, C. Lozano-Pedraza, F.J. Teran, J.A. Moreno, J.E. Perez, B.S. Ooi, T. Ravasi, J.S. Merzaban, A.L. Cortajarena, J. Kosel. ASC Appl. Mater. Interfaces, **11**, 43976 (2019).

[22] A.R. Aarathy, M.S. Gopika, S.S. Pillai. Sensor Lett., **18** (12), 861 (2020). DOI: 10.1166/sl.2020.4297

[23] I. Shao, M.W. Chen, R.C. Cammarata, P.C. Searson, S.M. Prokes. J. Electrochem. Soc., **154** (11), D572 (2007). DOI: 10.1149/1.2772201

[24] N. Mansouri, N. Benbrahim-Cherief, E. Chainet, F. Charlot, T. Encinas, S. Boudinar, B. Benfedda, L. Hamadou, A. Kadri. JMMM, **1**, 165746 (2020). DOI: 10.1016/j.jmmm.2019.165746

[25] И.М. Долуденко, Д.Л. Загорский, К.В. Фролов, И.В. Перунов, М.А. Чуев, В.М. Каневский, Н.С. Ерохина, С.А. Бедин. ФТТ, **62** (9), 1474 (2020). DOI: 10.21883/FTT.2020.09.49772.04H [I.M. Doludenko, D.L. Zagorskii, K.V. Frolov, I.V. Perunov, M.A. Chuev, V.M. Kanevskii, N.S. Erokhina, S.A. Bedin. Phys. Solid State, **62** (9), 1639 (2020). DOI: 10.1134/S1063783420090061]

[26] Д.Р. Хайретдинова, И.М. Долуденко, И.С. Волчков, Д.А. Улыбышев, Л.В. Панина, В.М. Каневский. Письма в ЖТФ, **52** (5), 40 (2026). DOI: 10.61011/PJTF.2026.05.62336.20516

[27] L. Elbaile, R.D. Crespo, V. Vega, J.A. Garcıa. J. Nanomater., **13**, 198453 (2012). DOI: 10.1155/2012/198453

[28] J.A. Fernandez-Roldan, D. Serantes, R.P. Real, M. Vazquez, O. Chubukalo-Fesenko. Appl. Phys. Lett., **112**, 212402 (2018). DOI: 10.1063/1.5025922