

УДК 546.723.722-31

СИНТЕЗ ПОРОШКОВ МАГНЕТИТА ЖИДКОФАЗНЫМ ОКИСЛЕНИЕМ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ УЛЬТРАЗВУКА

**Шут В. Н.¹, д.ф.-м.н., проф., Мозжаров С. Е.¹, с.н.с.,
Кашевич И. Ф.², к.ф.-м.н., доц., Сипаков И. Е.², маг.**

¹*Витебский государственный технологический университет,
г. Витебск, Республика Беларусь*

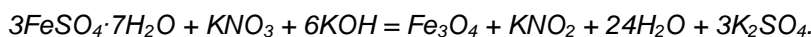
²*Витебский государственный университет имени П. М. Машерова,
г. Витебск, Республика Беларусь*

Реферат. Описана методика получения порошков магнетита методом жидкофазного окисления при воздействии ультразвука и методика покрытия частиц порошка поливиниловым спиртом. Исследована дисперсность полученных порошков. Показано, что воздействие ультразвука позволяет получить порошки магнетита со средним размером частиц 1.99 мкм.

Ключевые слова: магнетит, дисперсность, жидкофазное окисление, ультразвук.

Суперпарамагнитные порошки оксида железа являются единственными клинически одобренными наночастицами оксидов металлов и наиболее широко используемыми в различных биомедицинских применениях [1,2]. Самым распространенным способом получения наноразмерного порошка оксида железа (II III), магнетита – метод соосаждения, в основе которого лежит процесс осаждения солей двух- и трехвалентного железа концентрированным водным раствором аммиака. Использование ультразвука при осуществлении синтеза позволяет интенсифицировать процесс получения магнитных наночастиц, и добиться монодисперсности полученного продукта. Средний размер частиц, синтезированных методом соосаждения, составляет от 2 до 25 нм [3–7]. В этой области размеров частицы магнетита при комнатной температуре находятся в суперпарамагнитном состоянии и характеризуются практически нулевой остаточной намагниченностью. Однако, для каждого конкретного применения, в частности для адресного терапевтического воздействия, магнитные наночастицы должны иметь разные свойства. Так, в работе [8] детально проанализированы условия транспорта магнитных носителей по кровеносным сосудам и условия их удержания магнитным полем. Сила, обусловленная приложенным внешним насыщающим магнитным полем и удерживающая носитель в кровотоке, пропорциональна объему частицы и значению её удельной намагниченности насыщения. То есть, для эффективного удержания частицы в кровотоке её размеры необходимо увеличить до определенного предела.

Метод жидкофазного окисления, также используемый для получения магнетита, дает более крупные частицы [9]. Реакция, которая происходит при использовании этого метода, выглядит следующим образом:



Для проведения реакции $\text{FeSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$ растворяется в дистиллированной воде, нагревается до 75 °С и в этот раствор доливается нагретый раствор KNO_3 и KOH . Реакционная смесь нагревается до 90 °С и выдерживается при этой температуре в течение 10 мин при постоянном перемешивании. Полученный осадок отстаивается, многократно промывается и высушивается. Средний геометрический диаметр частиц полученного порошка, определенный с помощью прибора ANALYSETTE 22 MicroTec plus фирмы «FRITSCHE» (рисунок 1), равен 2,89 мкм.

Проведенная нами оптимизация данного метода предполагает использование ультразвука. При этом раствор $\text{FeSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$ обрабатывается ультразвуком в течение двух минут (объем раствора 50 мл, концентрация соли 1,4 %), затем в течение трех минут при воздействии ультразвука доливаются 30 мл раствора KNO_3 и KOH (концентрация KNO_3 –

0,1 %, концентрация КОН – 1,4 %). Полученный продукт осаждается в магнитном поле, многократно промывается и высушивается. Выход порошка магнетита, при такой загрузке реакционного сосуда, 0,6 г. Средний геометрический диаметр частиц полученного порошка равен 1,99 мкм (рисунок 2б). На рисунке 2а, для сравнения, приведен график Fritch-анализа порошка магнетита полученного методом соосаждения при воздействии ультразвука (средний геометрический диаметром частиц 495 нм).

Для применений *in vivo* частицы высокодисперсных магнитных материалов должны быть покрыты биосовместимым материалом для защиты от биоразложения и предотвращения их коагуляции. Это можно сделать как в процессе получения, так и при переводе частиц в коллоидное состояние в дисперсионной среде. Применяемые покрытия можно разделить на органические (сурфактанты и полимеры) и неорганические (кремнезем, углерод, благородные металлы). Наиболее распространенными органическими покрытиями наночастиц являются декстран, полиэтиленгликоль (ПЭГ), крахмал, поливиниловый спирт, гепарин, высшие карбоновые кислоты, в том числе лимонная кислота [10–12].

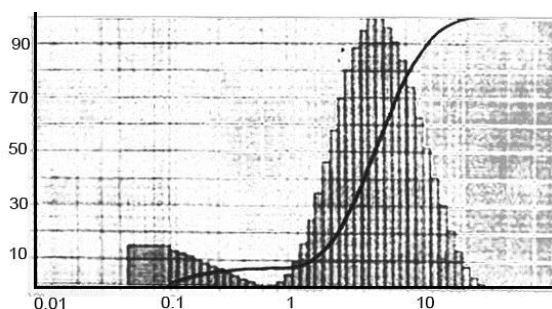


Рисунок 1 – График Fritch-анализа порошка магнетита полученного методом жидкофазного окисления

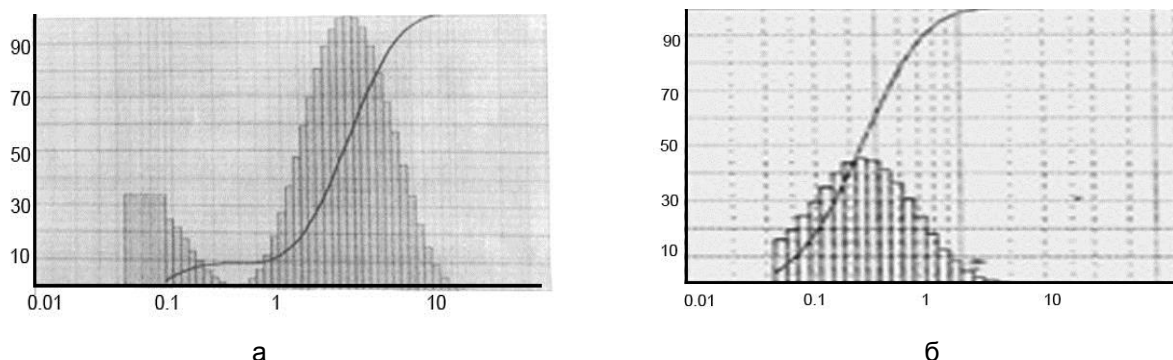


Рисунок 2 – График Fritch-анализа порошка магнетита полученного при воздействии ультразвука: а – методом жидкофазного окисления, б – методом соосаждения

Помимо защиты от агрегации, окисления, кислотной и щелочной коррозии покрытие может играть роль спейсера для присоединения фармацевтических агентов или биомолекул к магнитному носителю. Благодаря покрытию можно модифицировать поверхность наночастиц различными функциональными группами: азидо-, амино-, карбоксильными, сульфгидрильными, гидроксильными, имидными и другими, что позволяет ковалентно связывать наночастицы с биомолекулами или лекарственными средствами. Дополнительной важной функцией покрытия наночастиц является повышение их биосовместимости.

Для стабилизации полученных порошков мы использовали поливиниловый спирт, обладающий биоразлагаемостью и гидрофильными свойствами, а для предотвращения деградации связи наночастица-полимер, в качестве сшивающего агента глутаровый альдегид [13]. ПВС растворяется в дисциллированной воде при нагревании и перемешивании, в раствор добавляется порошок магнетита, а затем, при воздействии ультразвука последовательно добавляется глутаровый альдегида и серная кислота. Твердая фаза осаждается в магнитном поле, осадок промывается этиловым спиртом, затем дистиллированной водой и сушится под вакуумом.

Порошки, модифицированные ПВС с глутаровым альдегидом, исследовались на дифференциальном сканирующем калориметре STA 449F фирмы «NETZSCH». Кривые термогравиметрического анализа (ТГ) показывающие изменение (уменьшение/увеличение) массы образцов при нагревании/охлаждении, а также кривые дифференциальной сканирующей калориметрии (ДСК), отражающие тепловые эффекты (экзопики вверх, эндопики вниз), вызванные химическим и фазовыми превращениями образцов в ходе нагрева/охлаждения представлены на рисунке 3.

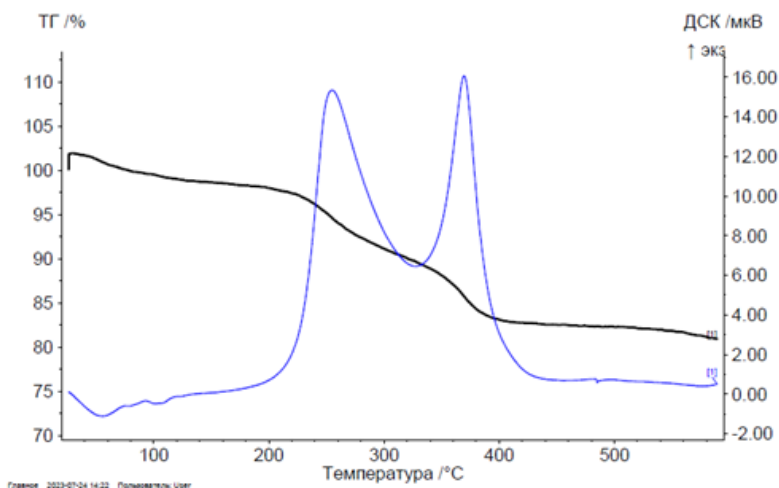


Рисунок 3 – Кривые ДСК и ТГ для порошка полученного методом окисления и модифицированного ПВС с глутаровым альдегидом

ТГ-анализ модифицированного порошка показал уменьшение массы при нагревании до 600 °С на 15 %, в основном за счет выгорания органической составляющей (ПВС и глутаровый альдегид).

Заключение. Разработаны метод получения порошков магнетита методом жидкофазного окисления при воздействии ультразвука и метод покрытия поверхности частиц порошка ПВС. Получены частицы оксида железа со средним диаметром (по результатам Fritch-анализа) 1,99 мкм, что позволит эффективно удерживать такие частицы в кровотоке. ТГ-анализ модифицированного порошка показал уменьшение массы при нагревании до 600 °С на 15 %, в основном за счет выгорания органической составляющей (ПВС и глутаровый альдегид).

Список использованных источников

1. Beryll, C. C. Functionalisation of magnetic nanoparticles for applications in biomedicine- Topical review / Catrine C. Beryll , Adam S. G. Curtis // J. Phys. D: Appl. Phys. – 36 . – 2003. – R198–R206.
2. Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine – Topical review // Q. A. Pankhurst [et al.] // J. Phys. D: Appl. Phys. – 36 . – 2003. – R167–R181.
3. Шут, В. Н. Морфология и дисперсность порошков магнетита, полученных при воздействии ультразвука / В. Н. Шут, С. Е. Мозжаров, В. Ф. Куксевич // Вестник Полоцкого государственного университета. Серия С. Фундаментальные науки. Физика. 2019, № 4, С. 96 – 100.
4. Берковский, Б. М., Медведев, В. Ф., Краков, М. С. Магнитные жидкости. – М. : Химия, – 1989. – 239 с.
5. Николаев, В. И., Шипилин, А. М., Захарова, И. Н. / Об оценке размеров наночастиц с помощью эффекта Мессбауэра // Физика твёрд. тела. – 2001. – Т. 43, №. 8. – С. 1455–1457.
6. Модифицирование поверхности нанокристаллического магнетита изопропилатом алюминия / А. Л. Петрановская, Д. Г. Усов, Н. В. Абрамов, Ю. О. Демченко, П. П. Горбик, О. М. Кордубан // Химия, физика и технология поверхности: Межвед. Сб. Науч. Тр. ИХП им. А.А. Чуйко НАН Украины. – К. : Наук. думка, 2007. – № 13. – С. 310–321.
7. Thach C. V., Hai N. H., Chau N. / Size Controlled Magnetite Nanoparticles and Their Drug

- Loading Ability // Journal of the Korean Phys. Soc. – 2008. – V. 52, № 5. – P. 1332–1335.
8. Нанокomпозиты медико-биологического назначения на основе ультрадисперсного магнетита / А. П. Шпак, П. П. Горбик, В. Ф. Чехун, Л. Г. Гречко, И. В. Дубровин, А. Л. Петрановская, Л. Ю. Вергун, О. М. Кордубан, Л. Б. Лерман // Физикохимия наноматериалов и супрамолекулярных структур. – Киев : Наук. думка, – 2007. – Т.1. – С. 45–87.
9. Юртов, Е. В., Мурадова, А. Г., Зайцева, М. П. РХТУ им. Менделеева. Способ получения магнетита. Патент № 2620422 РФ, МПК-2015.01 С1; Заявл.05.07.2016; Опубл. 25.15.2017, Бюл.№ 15.
10. Medical Application of Functionalized Magnetic Nanoparticles / Akira Ito [et al.] // Journal of bioscience and bioengineering. – 2005. – Vol. 100, № 1. – P. 1–11.
11. Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine – Topical review // Q. A. Pankhurst [et al.] // J. Phys.D: Appl. Phys. – 36. – 2003. – R167–R181.
12. Bruce, Ian J. Surface Modification of Magnetic Nanoparticles with Alkoxysilanes and Their Application in Magnetic Bioseparations // Ian J. Bruce, Tapas Sen // Langmuir. – 2005. – 21. – P. 7029–7035.
13. Synthesis and Characterization of Fe₃O₄ Nanoparticles using Polyvinyl Alcohol (PVA) as Capping Agent and Glutaraldehyde (GA) as Crosslinker / Lale Budi Hutami Rahayu [et al.] // International Conference on Chemistry and Material Science (IC2MS) // 2017 IOP Publishing IOP Conf. Series : Materials Science and Engineering 299. – 2018.

3.3 Физическая культура и спорт

УДК 796.012.234

АНАЛИЗ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ГИБКОСТИ СТУДЕНТОК 1–3 КУРСА

*Храмцова К. Д., студ., Бандаревич Е. В., преп.,
Гусаков И. Г., ст. преп., Ребизова Е. А., ст. преп.*

*Витебский государственный технологический университет,
г. Витебск, Республика Беларусь*

Реферат. В статье рассматривается важность гибкости в физическом воспитании, проанализированы текущие результаты выполнения упражнения «наклон вперед из положения сидя» студентками 1–3 курсов четырех факультетов ВГТУ, на основе которых представлена оценка в соответствии с нормами, приведенными в комплексе ГТО Республики Беларусь.

Ключевые слова: гибкость, наклон вперед, норматив, комплекс ГТО.

Одним из важнейших направлений физического воспитания является развитие гибкости, которая определяется как способность опорно-двигательного аппарата человека достигать наибольшую амплитуду при движении.

Существует три разновидности гибкости, каждая из которых может быть у человека развита в большей или меньшей степени:

1) динамическая (кинетическая) гибкость – возможность выполнения динамических движений в суставе по полной амплитуде;

2) статически-активная гибкость – способность принятия и поддержания растянутого положения только мышечным усилием;

3) статически-пассивная гибкость – способность принятия растянутого положения и его поддержания своим собственным весом, удержанием руками или с помощью снарядов или партнёра [1].

Исходя из этих разновидностей выделяют динамическую и статическую растяжку. Целью динамической растяжки является повышение эластичности и придание тонуса опорно-двигательного аппарата посредством активных движений с максимальной амплитудой. Целью статической – растяжение мышечных волокон, максимальное расслабление опорно-двигательного аппарата и сокращение мышечных спазмов, в частности после физической