

ХАРАКТЕРИСТИКИ ПОРОШКОВ МАГНЕТИТА, ПОЛУЧЕННЫХ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ УЛЬТРАЗВУКА

*Шут В.Н., д.ф.-м.н., проф., Кузнецов А.А., д.т.н., проф.,
Мозжаров С.Е., науч. сотр., Куксевич В.Ф., ст. преп.*

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

Реферат. В статье описана методика получения порошков магнетита химическим и сонохимическим (при воздействии ультразвука) методами. Исследованы дисперсность и морфология полученных порошков. Показано, что воздействие ультразвука позволяет получить порошки магнетита со средним размером частиц ~ 25 нм.

Ключевые слова: магнитные материалы, наночастицы, магнетит, биомедицина, ультразвуковая обработка.

Магнитные материалы и наночастицы на их основе имеют широкий спектр практических применений в микроэлектронике, цифровой технике, биомедицинских приложениях [1]. Для каждого конкретного применения, магнитные наночастицы должны иметь разные свойства. В большинстве приложений магнитные материалы работают лучше всего, если их размер ниже некоторого критического значения, зависящего от состава материала (10–20 нм). Ультрамелкодисперсные частицы имеют тенденцию образовывать агломераты, что бы уменьшить поверхностную энергию. Более того, «голые» металлические наночастицы химически высокоактивны и легко окисляется на воздухе, что обычно приводит к потере магнетизма и диспергируемости. Поэтому для многих приложений крайне важно разработать стратегии защиты для химической стабилизации магнитных наночастиц против деградации во время или после синтеза. Дополнительно, для биомедицинских применений магнитные наночастицы должны быть нетоксичными и неиммуногенными [2,3].

В настоящее время синтезирован широкий спектр магнитных наночастиц: на основе металлов Co, Fe, Ni, оксидов железа, а также ряда ферритов $MgFe_2O_4$, $CoFe_2O_4$, $MnFe_2O_4$, $LiFe_5O$ [6-9]. Оксидные частицы обладают более слабыми магнитными свойствами, чем наночастицы на основе металлов, однако они более устойчивы к окислению, обладают низкой токсичностью и хорошей биосовместимостью. Наиболее широкое применение в биомедицине получили суперпарамагнитные наночастицы оксида железа, что обусловлено их низкой токсичностью и стабильностью магнитных характеристик (синтетические частицы $\gamma-Fe_2O_3$ (маггемит), Fe_3O_4 (магнетит) или $\alpha-Fe_2O_3$ (гемматит). Суперпарамагнитные порошки оксида железа являются единственными клинически одобренными наночастицами оксидов металлов и наиболее широко используемыми в различных биомедицинских применениях [4,5].

Большинство наноструктурных материалов все чаще получают с помощью методов, основанных на ультразвуковых эффектах, возникающих в жидких средах. В данной работе приведены результаты исследований влияния ультразвуковой обработки на дисперсность и морфологию порошков магнетита, показана возможность их применения для разделения клеток крови.

Известно, что при использовании хлоридов железа (II и III) для получения магнитной жидкости на основе Fe_3O_4 , в процессе осаждения на поверхности магнетита адсорбируются ионы $(FeCl)^+$, $(FeCl)_2^+$, $(FeClOH)^+$, ухудшающие магнитные свойства. Некоторые исследователи для получения магнетита высокой чистоты с улучшенными свойствами исключают Cl^- -ионы из исходного раствора или же пытаются уменьшить их содержание, используя для осаждения $FeSO_4 \cdot 7H_2O$ и $FeCl_3 \cdot 6H_2O$ [18]. Подобный подход использовали и мы [6]. Для этого 0,278 г. $FeSO_4 \cdot 7H_2O$ и 0,540 г. $FeCl_3 \cdot 6H_2O$ с молярным соотношением (1:2) растворяли в 50 мл бидистиллированной воды при комнатной температуре. Полученный раствор разделяли на две части по 25 мл. В одну часть при перемешивании одновременно вливали 10 мл 1 %-го раствора аммиака. Выпавший осадок отделяли с помощью магнита, многократно промывали водным раствором этилового спирта и высушивали в вакууме. стакан со второй частью раствора солей железа термостатировали, опускали в него

ультразвуковой диспергатор и при интенсивной кавитации с помощью шприца медленно, в течение 5 минут, вводили 10 мл 1 %-го раствора аммиака. Полученный осадок, также, отделяли с помощью магнита, многократно промывали водным раствором этилового спирта и высушивали в вакууме.

Микроскопические исследования полученных порошков проводились на сканирующем электронном микроскопе высокого разрешения "Mira" фирмы "Tescan" (Чехия). Для анализа размеров частиц использовался прибор ANALYSETTE 22 MicroTec plus фирмы «FRITSCH».

На рисунке 1 а показаны результаты гранулометрического анализа магнетита, полученного при воздействии ультразвука. Среднеарифметический диаметр полученного магнетита составлял 490 нм. Для сравнения, на рисунке 1 б приведены результаты гранулометрического анализа магнетита, полученного без ультразвука – среднеарифметический диаметр 4,7 мкм. Метод лазерного сканирования не дает представления о морфологии частиц. Образовавшиеся конгломераты считаются за частицу крупных размеров. Соответственно, измеренный средний размер частиц получается большим, чем при микроскопическом анализе, результаты которого представлены ниже.

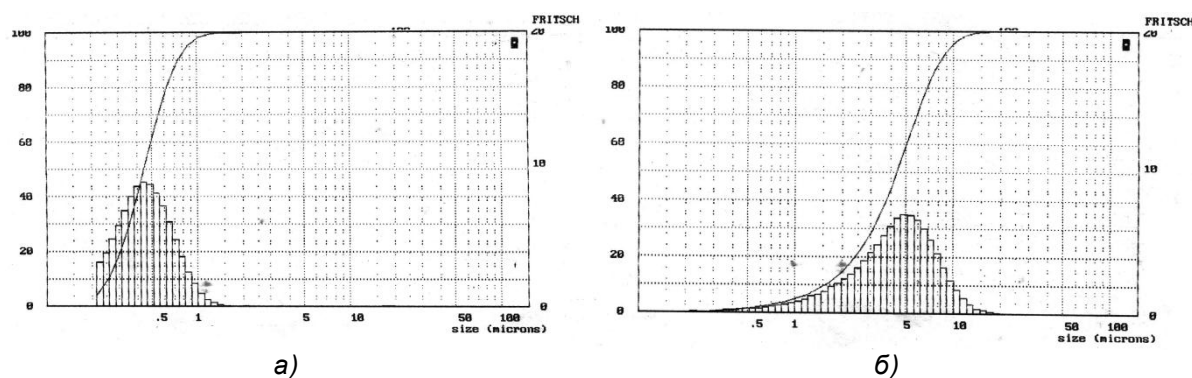


Рисунок 1 – Графики Fritsch-анализа порошка магнетита, полученного при воздействии ультразвука (а) и без ультразвука (б)

На рисунке 2 приведены СЭМ-фотографии порошков магнетита, полученных без применения ультразвука и с использованием УЗ-колебаний.

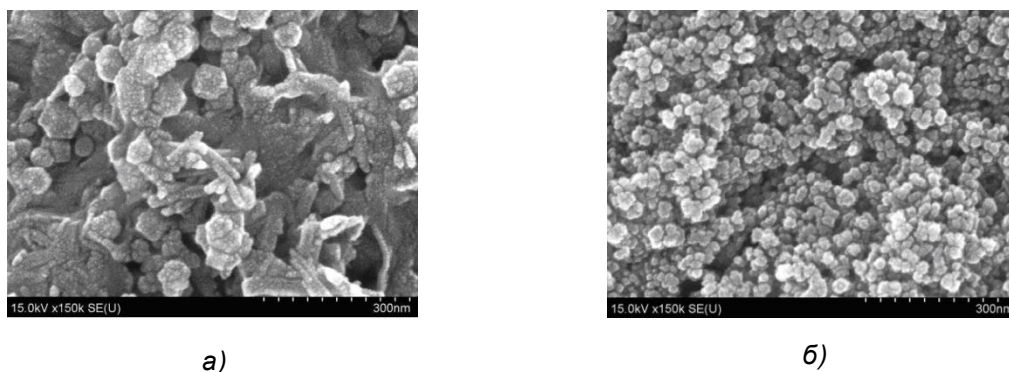


Рисунок 2 – Морфология порошков магнетита, полученных без применения ультразвука (а) и с использованием УЗ-колебаний (б)

Из сравнения СЭМ фотографий видно, что ультразвук оказывает очень сильное влияние на дисперсность и морфологию полученного порошка. Обычно реакции осаждения проходят в два этапа – образование зародыша (ядра) и затем его рост. Для того чтобы получить однородные по размерам частицы (достигнуть монодисперсности) в таком процессе, эти две стадии должны быть отделенными друг от друга, и, кроме того, следует избегать зародышеобразования в процессе роста кристаллитов. При возникновении кавитации каждый захлопывающийся пузырек представляет собой источник, генерирующий какое-то количество центров кристаллизации. Интенсивное перемешивание, сопровождающее кавитацию и образование большого количества зародышей, позволяет провести реакцию за

короткое время, что способствует монодисперсности полученного продукта. Средний размер частиц магнетита полученного в условиях воздействия УЗ составлял 20-25 нм. Вторая характерная особенность материалов, полученных при ультразвуковом воздействии, – округлая форма частиц (отсутствие острых углов). Известно, что при многократном воздействии импульсных нагрузок и замыкании кавитационных пузырьков на поверхности уже образовавшихся частиц, имеющих неровности, микротрещины и сrostки, происходит отщепление выступающих участков материала. Кроме того, имеет место измельчение за счет соударения частиц порошка при их беспорядочном движении под действием ультразвука. При этом скорость измельчения увеличивается за счет увеличения числа соударений кристаллов друг о друга. В результате происходит диспергация частиц и сглаживание их поверхности. Этот момент очень важен в контексте применения магнетита при адресном терапевтическом воздействии. Например, для терапевтического лечения опухолей управляемой локальной гипертермией – методом, основанном на разогреве магнитных материалов, введенных в зону опухоли, электромагнитными полями. В этом случае необходимо, с одной стороны, локализовать наночастицы в заданной области, а с другой равномерно распределить их. И этим требованиям соответствуют материалы, синтезированные при наложении ультразвуковых колебаний, поскольку они имеют нанометрические размеры и форму близкую к сферической.

Список использованных источников

1. Першина, А. Г. Использование магнитных наночастиц в биомедицине / А. Г. Першина [и др.]. // Бюллетень сибирской медицины. – 2008. – № 2. – С. 70–78.
2. Biological applications of magnetic nanoparticles / M. Colombo [et al.] // Chem. Soc. Rev. – 2012. – Vol. 41, № 11. – P. 4306–4334.
3. Bonnemain, B. Superparamagnetic Agents in Magnetic Resonance Imaging: Physicochemical Characteristics and Clinical Applications, a Review/ B. Bonnemain // Journal of Drug Targeting . – 1998. – Vol. 6, No. 3. – P. 167-174.
4. Berryl, C. C. Functionalisation of magnetic nanoparticles for applications in biomedicine- Topical review / Catrine. C. Berryl , Adam S. G. Curtis // J. Phys. D: Appl. Phys. – 36 . – 2003. – R198–R206.
5. Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine – Topical review // Q A Pankhurst [et al.] // J. Phys. D: Appl. Phys. – 36 . – 2003. – R167–R181.
6. 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.

УДК 621.317.73

РАЗРАБОТКА ПОРТАТИВНОГО ИЗМЕРИТЕЛЯ ИМПЕДАНСА НА БАЗЕ МИКРОСХЕМЫ AD5933

Джежора А.А., д.т.н., проф., Науменко А.М., к.т.н. доц., Леонов В.В., ст. преп., Темкин Д.А., студ.

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

Реферат. В статье рассмотрена конструкция портативного измерителя импеданса на базе микросхем AD5933 и ESP32. Проведены испытания устройства при измерении омического и реактивного сопротивления. Установлено, что разработанный измеритель импеданса позволяет получать стабильные результаты при измеряемом импедансе от 4,5 до 250 кОм. При работе с малым импедансом $Z = 1 - 4,5$ кОм и большим импедансом $Z = 250$ кОм – 5 МОм необходимо отдельно проводить калибровку для каждого измерительного диапазона. Данные ограничения, однако, не являются решающими при проектировании устройств технологического контроля материалов и изделий.

Ключевые слова: *электроемкостной преобразователь, относительная диэлектрическая проницаемость, измеритель иммитанса E7-20, адмиттанс.*