

doi: <https://doi.org/10.15407/dopovidi2018.01.043>

УДК 621.762

Н.В. Бошицька

Інститут проблем матеріалознавства ім. І.М. Францевича НАН України, Київ

E-mail: nata25lia@gmail.com

Нанодисперсний феромагнітний порошок α -Fe, отриманий синтезом із цитратів заліза, для медичного призначення

Представлено членом-кореспондентом НАН України О.М. Григорьевим

Розроблено нанодисперсний феромагнітний порошок α -Fe з комплексом фізико-хімічних властивостей (фазовий склад, висока питома поверхня, хімічна стійкість у плазмі крові і тканинній рідині), необхідних для використання в медичних цілях. Нанодисперсний феромагнітний порошок α -Fe отримано методом низькотемпературного (350–400 °С) розкладання/відновлення солей цитратів у середовищі водню. Його питома поверхня 31,4 м²/г, фізико-хімічна стабільність у плазмі крові вища порівняно із стандартними порошками α -Fe — ПЖРВ 3.200.26 і карбонільним залізом (ТУ 6—09—3000—78). Завдяки високим показникам питомої поверхні і магнітних характеристик феромагнітний порошок α -Fe можна рекомендувати як магнітну основу для створення композиційних матеріалів медичного призначення.

Ключові слова: порошок заліза, феромагнітний порошок, стабільність.

Останніми роками дедалі ширше застосування в медицині — як магнітної основи для перенесення низки лікарських препаратів — знаходять композиційні нанорозмірні магнітні порошкові матеріали. Безперечною перевагою використання таких композиційних лікарських систем є підтримання належного рівня локальних концентрацій терапевтичних препаратів у зоні ураження за умов істотного зниження обсягу їх загального дозування та зменшення ефектів побічної дії на організм людини у цілому [1, 2].

Перші повідомлення про спрямовану доставку лікарських препаратів із використанням нанодисперсного оксиду заліза датуються 1965 р. [3]. Пізніші ж дослідження *in vivo* [4, 5] показали, що використання магнітних суспензій на основі заліза як магнітної основи для локалізації та перенесення хімотерапевтичних засобів в онкологічній практиці забезпечує необхідну концентрацію і пролонговану дію лікарського препарату в зоні ураження.

Відомо [6, 7], що нанорозмірні частинки заліза є біологічно активними агентами і залежно від їх кількості, хімічного складу та наявності домішок вони можуть активувати або ж, навпаки, пригнічувати ті чи інші функції життєво важливих органів. Тому при введенні в організм певної кількості порошку заліза необхідно, передусім, мати чітке уявлення про його поведінку в таких біосередовищах, як кров, тканинні й міжклітинні рідини та лімфа.

© Н.В. Бошицька, 2018

Метою дослідження є розробка і отримання нанодисперсного феромагнітного порошку α -Fe з комплексом фізико-хімічних властивостей (фазовий склад, висока питома поверхня, хімічна стійкість у плазмі крові й тканинній рідині), необхідних для використання в медичних цілях.

Основні матеріали та методи досліджень. Основними об'єктами досліджень були порошки:

заліза різного фазового складу та дисперсності, отримані розкладом/відновленням солей цитратів заліза у відновному середовищі водню;

крупнодисперсного заліза марки ПЖРВ 3.200.26 (ГОСТ 9849–86), одержаного методом розпилення водою в умовах високих тисків (Казенний завод порошкової металургії, Бровари, Україна);

карбонільного заліза (ТУ 6–09–3000–78), отриманого термічним розкладанням пентакарбонілу заліза згідно з рівнянням $\text{Fe}(\text{CO})_5 = \text{Fe} + 5\text{CO}$.

На відміну від традиційних методів отримання порошків заліза шляхом термічного розкладу його солей [8], у дослідженні для синтезу нанодисперсного порошку на основі заліза було використано комбінацію методу розкладання і відновлення цитратної солі заліза $\text{Fe}_3\{\text{C}_3\text{H}_5(\text{O})(\text{COO})_3\}_2$ у відновному середовищі водню і модифікованої методики подальшої пролонгованої пасивації поверхні утвореного порошку заліза шляхом контрольованого заміщення захисного середовища водню повітряною сумішшю. Розкладання солі цитрату заліза проводили в атмосфері водню в діапазоні температур 250–450 °С у спеціально сконструйованому захисному герметичному муфелі, в якому забезпечували створення контрольованого газового середовища.

Рентгеноструктурні дослідження отриманих порошків проводили за допомогою рентгєнівського дифрактометра ДРОН-3.0 в $\text{Co } K_\alpha$ -випромінюванні [9].

Виміри магнітних характеристик порошків – питомої намагніченості насичення, залишкової індукції, коерцитивної сили – здійснювали з використанням балістичного магнітометра в діапазоні полів до 800 кА/м при кімнатній температурі [10].

Електронно-мікроскопічні дослідження порошків проведені на сканувальному електронному мікроскопі JSM 6360 LA, з системою рентгєноспектрального енергодисперсійного мікроаналізу JED-2200, прискорювальна напруга становила 15 кВ, діаметр електронного зонда – 4 нм [11].

Результати досліджень і їх обговорення. З метою контролю за фазовим складом та дисперсністю одержаного порошку відбирали зразки синтезованого продукту при 250, 300, 325, 400 і 450 °С. Температурний інтервал експерименту в 50 °С обрано для точного підбору та оптимізації умов синтезу нанорозмірних порошків заліза, які за своїми розмірами, морфологією частинок, фазовим та хімічним складом можуть бути використані в медичних цілях.

Результати рентгєнофазового аналізу зразків, одержаних у діапазоні температур 250–450 °С шляхом розкладання / відновлення цитратних солей у водні, показали, що порошки, синтезовані при 250 і 300 °С, містять тільки кристалічну фазу оксикарбїду заліза FeC_2O_4 (табл. 1).

Згідно з даними хімічного аналізу кількість заліза в порошках, синтезованих при 250 °С, становить 59,4 % (мас.), а вуглецю – 11,84 % (мас.) (табл. 2). В порошках, синтезованих при 30 °С, кількість заліза збільшується в середньому до 63,07 % (мас.), а при 325 °С – збіль-

шується неістотно порівняно зі зразками, одержаними під впливом нижчих температур, і становить в середньому 72,41 % (мас.) (див. табл. 2).

За результатами рентгенофазового аналізу, порошок, синтезований при 325 °С, містить фази FeC_2O_4 , α -Fe і Fe_3O_4 . З підвищенням температури синтезу до 350 °С спостерігається зменшення на рентгенограмах порошоків кількості кристалічної фази оксикарбиду заліза FeC_2O_4 (див. табл. 1).

Проведено електронно-мікроскопічні дослідження мікроструктури одержаних порошоків у діапазоні збільшень $\times 1000$ та визначено хімічний склад порошоків на довільно обраних ділянках дослідних зразків (рис. 1). Показано, що порошок, одержаний при 400 °С, є пористою структурою з розмірами деяких структурних елементів $\sim 0,1\text{--}0,2$ мкм (див. рис.1), близькими до розмірів областей когерентного розсіювання (ОКР), виміряних за допомогою рентгенівського методу (див. табл.1). Кількість заліза в зразку більша порівняно з порошками, отриманими під впливом нижчих температур, і становить у середньому 97,58 % (мас.). Кількість загального вуглецю в порошках знижується зі збільшенням температури синтезу і в цьому порошоку становить 0,65 % (мас.) (див. табл. 2).

Згідно з даними рентгенофазового аналізу, порошки, синтезовані при 400 і 450 °С, складаються тільки з кристалічної фази α -Fe (див. табл. 1).

Таблиця 1. Фазовий склад і розмір областей когерентного розсіювання ($D_{\text{окр}}$) порошоків, одержаних синтезом із цитратів заліза

Режим синтезу, t , °С, 2 год	Фазовий склад, % (мас.)	Вміст фаз, %	$D_{\text{окр}}$, нм
250	FeC_2O_4	100	50
300	FeC_2O_4	100	50
325	FeC_2O_4	70	60
	α -Fe	10	50
	Fe_3O_4	20	—
350	α -Fe	98	150
	Fe_3O_4	2	—
400	α -Fe	100	180
450	α -Fe	100	1100

Таблиця 2. Фазовий та поелементний склад (% (мас.)) і питома поверхня ($\text{м}^2/\text{г}$) порошоків заліза, синтезованих при різних температурах

t , °С	C	O	Fe	Інші домішки	Питома поверхня
250	11,84	26,43	59,40	1,33	9,88
300	9,85	22,56	63,07	4,52	15,07
325	6,10	19,64	72,41	1,85	28,0
350	1,65	4,50	91,72	2,13	30,3
400	0,65	2,44	97,58	2,33	31,4
450	0,67	1,99	96,15	1,19	30,7

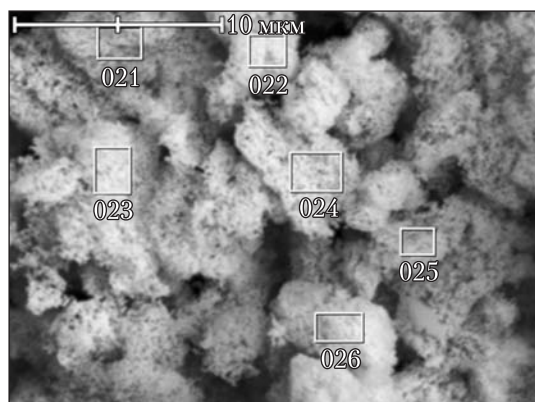
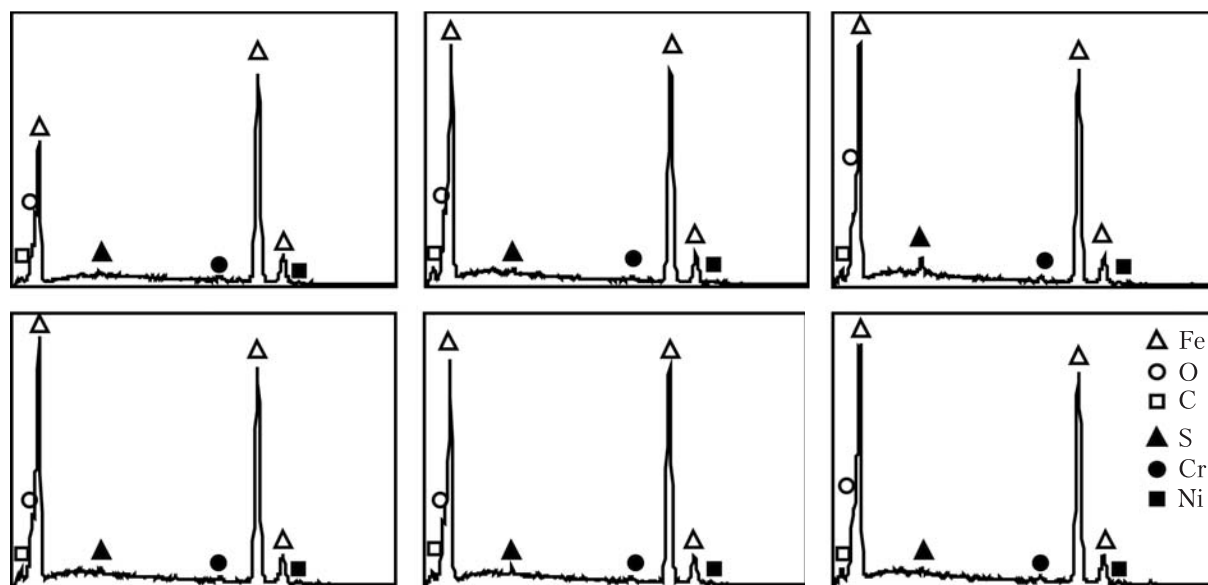


Рис. 1. Мікрофотографія та хімічний склад на довільно вибраних ділянках зразка порошку заліза, одержаного синтезом із солей цитрату заліза при 400 °С (збільшення $\times 3000$)



№	C	O	S	Cr	Fe	Ni	Сума
021	0,42	1,47	0,28	0,98	96,28	0,56	100
022	0,71	2,90	0,31	0,77	94,65	0,67	100
023	0,85	2,81	1,18	1,01	93,51	0,64	100
024	0,71	2,43	0,39	0,80	94,98	0,69	100
025	0,69	2,52	0,40	0,77	95,30	0,33	100
026	0,50	2,63	0,43	0,85	95,07	0,52	100

Встановлено, що з підвищенням температури синтезу кількість оксикарбиду FeC_2O_4 зменшується, тоді як α -Fe збільшується, що зумовлено інтенсифікацією дифузійних процесів, які призводять до формування наведених кристалічних фаз (див. табл. 1).

Питома поверхню порошків, синтезованих при різних температурах, визначали газохроматографічним методом за тепловою десорбцією азоту [12]. Як видно з наведених даних (див. табл. 2), питома поверхня порошків зростає зі збільшенням температури розкладання

Рис. 2. Залежність питомої намагнізованості порошоків, одержаних синтезом із солей цитрату заліза, від напруги магнітного поля при температурах ($^{\circ}\text{C}$): 1 – 250; 2 – 300; 3 – 325; 4 – 400; 5 – 450

з утворенням декількох фаз і досягає максимальних значень 31,4 та 30,7 $\text{м}^2/\text{г}$ з переходом до однофазної системи при 400 і 450 $^{\circ}\text{C}$ відповідно.

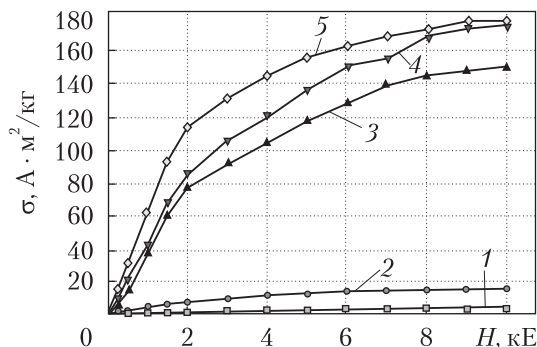
Залежність питомої намагніченості порошоків, отриманих шляхом розкладання / відновлення солей цитрату заліза в діапазоні температур 250, 300, 325, 400 і 450 $^{\circ}\text{C}$, від напруги магнітного поля показано на рис. 2. Побудовані криві мають вигляд, характерний для феромагнітних матеріалів, за винятком порошоків, синтезованих при 250 і 300 $^{\circ}\text{C}$ (див. рис. 2, криві 2, 3), які не містять феромагнітних фаз. Характерно, що з підвищенням температури синтезу криві залежності питомої намагнізованості зміщуються вгору за віссю ординат у бік збільшення їхніх абсолютних значень (що також відповідає зростанню величини питомої намагніченості одержаних порошоків).

Цей експериментальний факт повністю узгоджується з результатами рентгенофазового аналізу і зумовлений збільшенням кількості феромагнітної α -фази в порошках з підвищенням температури синтезу (див. табл. 1). Показано, що зі збільшенням температури синтезу також підвищується рівень залишкової індукції B_r (табл. 3) з тих самих причин [13]. Коерцитивна сила H_c , пов'язана з розмірами частинок порошоків, збільшується з підвищенням температури синтезу до 35 $^{\circ}\text{C}$ (розмір ОКР 150 нм) і досягає максимального значення 120 Е, а при 400 $^{\circ}\text{C}$, коли відзначається незначне збільшення розміру частинок (розмір ОКР 180 нм), зменшується і становить 65 Е. Залишкова індукція B_r найвища при 400 $^{\circ}\text{C}$, коли в системі наявна тільки нанорозмірна фаза α -Fe.

З подальшим підвищенням температури синтезу до 450 $^{\circ}\text{C}$ значення питомої намагнізованості σ_s та залишкової індукції B_r синтезованих порошоків, пов'язані з вмістом у них феромагнітної фази, залишаються практично без змін, а коерцитивна сила H_c продовжує зменшуватися через збільшення розміру частинок порошоків. Таким чином, порошок, синтезований при 400 $^{\circ}\text{C}$, має найвищі магнітні характеристики (див. табл. 3).

Результати поелементного аналізу (див. табл. 2) свідчать про те, що вміст основних елементів в одержаних порошках залежить від температури синтезу: чим вона вища, тим менше в порошках вуглецю та кисню і тим більше заліза. Цей висновок повністю узгоджується з результатами рентгенофазового аналізу й пов'язаний із розкладом оксидів і карбідів заліза та збільшенням кількості фази α -Fe у порошках (див. табл. 1).

Як вже зазначалося, нанодисперсний порошок α -Fe, отриманий шляхом розкладання / відновлення цитратних солей при 400 $^{\circ}\text{C}$ у середовищі водню, являє собою пористу структуру з розмірами структурних елементів $\sim 0,1\text{--}0,2$ мкм, близькими до розмірів областей когерентного розсіювання ($D_{\text{окр}}$), обчислених за допомогою рентгенівського методу (див. рис. 1, табл. 1). В роботі досліджено інтенсивність взаємодії порошку α -Fe з неорганічними та біологічними середовищами: плазмою крові й фізіологічними розчинами 0,9 % NaCl та Рінгера.



Методами рентгенофазового аналізу доведено, що синтезований порошок кристалічної фази α -Fe після взаємодії з фізіологічними розчинами 0,9 % NaCl та Рінгера повністю окиснюється, лінії α -Fe на дифрактограмах зникають, у твердих залишках виявляється лише фаза Fe_3O_4 (рис. 3, б, в). Після взаємодії з плазмою крові людини порошок, що складається з феромагнітної α -фази заліза, окиснюється не повністю, на дифрактограмах присутні лінії α -фази Fe, Fe_3O_4 та FeO у співвідношенні 59 : 39 : 2 відповідно (див. рис. 3, г).

Проведено порівняльний аналіз нанодисперсного порошку α -Fe з порошками крупнодисперсного заліза марки ПЖРВ 3.200.26 (ГОСТ 9849–86), одержаного методом розпилення водою в умовах високих тисків (Казенний завод порошкової металургії, Бровари, Україна), та карбонільного заліза (ТУ 6–09–3000–78), отриманого термічним розкладанням пентакарбонілу заліза за рівнянням $\text{Fe}(\text{CO})_5 = \text{Fe} + 5\text{CO}$. Дані хімічного аналізу фільтратів біологічних та неорганічних середовищ свідчать про те, що досліджуваний порошок α -Fe (H_2) розчинюється в плазмі крові з меншою інтенсивністю, ніж крупнодисперсні порошки (табл. 4), виділяючи у фільтрат 94,2 мг/100 мл заліза, тоді як крупнодисперсні порошки марки ПЖРВ 3.200.26 та карбонільного заліза виділяють у фільтрат плазми крові 130,25 та 183,13 мг/100 мл відповідно.

Можна припустити, що нанодисперсний порошок α -Fe активно взаємодіє з плазмою крові людини, утворюючи з присутніми в ній білками колоїдні комплекси, які перешкоджають процесам подальшого розчинення порошку. Крупнодисперсні порошки, розмір частинок яких лежить в діапазоні 200–240 мкм, не здатні утворювати колоїдні міцели через власні крупні розміри; вони розчиняються в плазмі крові, взаємодіючи з присутніми в ній водою, солями тощо.

Методом електронної мікроскопії проведено порівняльне дослідження морфології частинок порошку α -Fe вихідного та після взаємодії з фізіологічними розчинами і плазмою крові (рис. 4). Показано, що вихідний порошок, який складається з конгломератів розмірами в діапазоні 2,0–2,5 мкм (див. рис. 4, а), після взаємодії з фізіологічними розчинами подрібнюється, поверхня стає пухкою, розмір конгломератів становить близько 0,5–0,1 мкм (б). Після взаємодії з плазмою крові частинки порошку практично зберігають свою форму, розмір конгломератів знаходиться в діапазоні 1,0–2,0 мкм (див. рис. 4, в).

Таким чином, низькотемпературний розклад цитратної солі заліза $\text{Fe}_3\{\text{C}_3\text{H}_5(\text{O})(\text{COO})_3\}_2$ у відновному середовищі водню за певних технологічних умов дає можливість одержати на-

Таблиця 3. Магнітні властивості порошоків, одержаних шляхом розкладання/відновлення цитратів заліза

Режим синтезу, t , °C, 2 год	σ_s , А·м ² /кг	H_c , Е	B_r , Гс
250	0,5	—	—
300	4,1	—	—
325	15,8	20	58,8
350	150	120	666
400	177,6	100	1522
450	179,6	65	1599

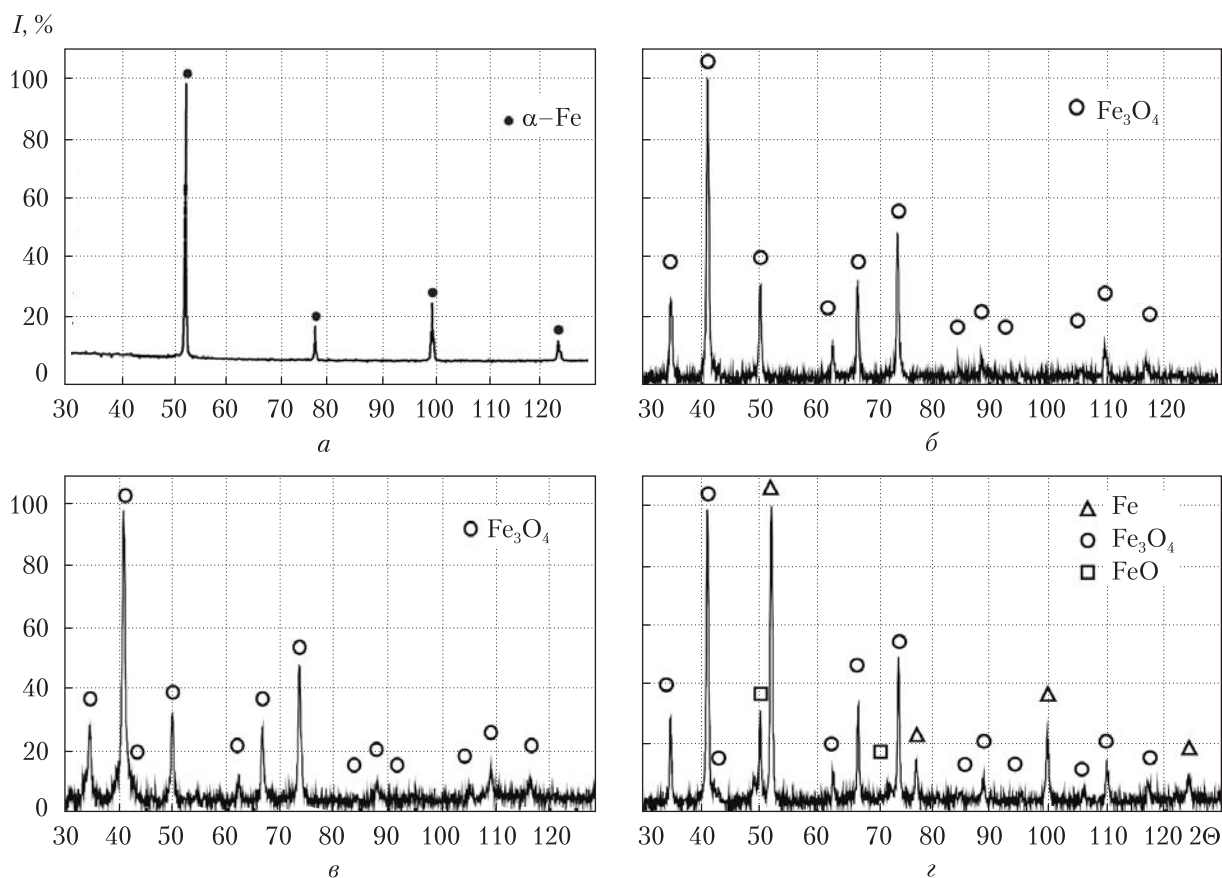


Рис. 3. Рентгенограми порошку, отриманого розкладанням/відновленням цитратів заліза при 400 °С у середовищі водню: *a* – вихідного; *б, в* – після взаємодії з розчинами 0,9 % NaCl та Рінгера відповідно; *г* – після взаємодії з плазмою крові людини

Таблиця 4. Кількість загального заліза у фільтратах плазми крові та неорганічних середовищах після взаємодії з досліджуваними порошками

Порошок	Середовище	Fe _{заг} у фільтраті, мг / 100 мл
α -Fe, синтез з цитратів, $t = 400$ °С (H ₂)	Рінгера	47,3
	0,9% NaCl	38,1
	Плазма крові	94,2
α -Fe, марка ПЖРВ 3.200.26	Рінгера	39,89
	0,9% NaCl	30,2
	Плазма крові	130,25
α -Fe, карбонільне залізо	Рінгера	31,09
	0,9% NaCl	26,95
	Плазма крові	183,13

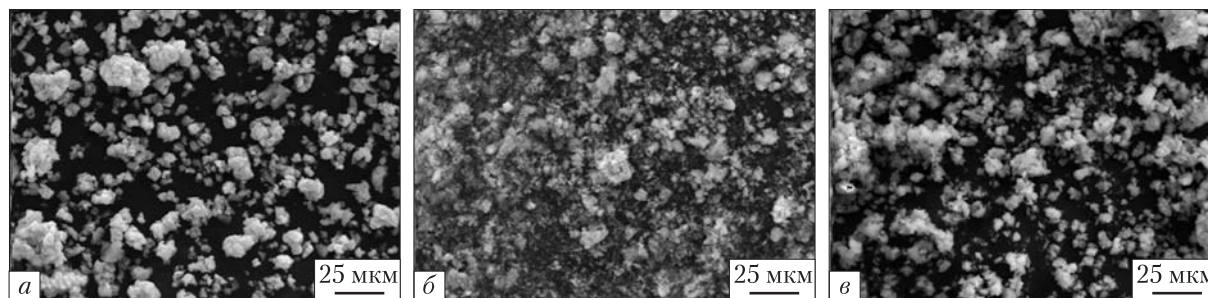


Рис. 4. Мікрофотографії порошоків заліза, отриманих синтезом з цитратів при 400 °С (H₂): а – вихідного; б – після взаємодії з 0,9% NaCl; в – після взаємодії з плазмою крові (збільшення ×600)

нодисперсний порошок заліза. В процесі синтезу порошоків з підвищенням температури в діапазоні 250–450 °С відбувається збільшення в них кількості феромагнітної α -фази. Згідно з даними рентгенофазового аналізу, порошки, синтезовані при 350, 400 і 450 °С, складаються лише з кристалічної фази α -Fe. Підвищення ж температури синтезу порошоків заліза зумовлює зростання величин їх питомої намагнітзованості і залишкової індукції (що зумовлено збільшенням кількості феромагнітної α -фази). Методом низькотемпературного (400 °С) розкладання/відновлення солей цитратів у середовищі водню отримано нанодисперсний феромагнітний порошок α -Fe з питомою поверхнею 31,4 м²/г, фізико-хімічна стабільність якого в плазмі крові вища порівняно зі стандартними порошками α -Fe – ПЖРВ 3.200.26 та карбонільним залізом (ТУ 6–09–3000–78). Зважаючи на високі значення питомої поверхні та магнітні характеристики феромагнітний порошок α -Fe можна рекомендувати як магнітну основу для створення композиційних матеріалів медичного призначення.

ЦИТОВАНА ЛІТЕРАТУРА

1. Митькина В. А. Химическая трансформация магнитных носителей лекарственных препаратов в модельных растворах и плазме крови. *Сиб. онкол. журн.* 2009. Прил. № 1. С. 136–137.
2. Рокко М., Уильямс Р., Аливисатос П. Нанотехнология в ближайшем десятилетии. Прогноз направления исследований. Москва: Мир, 2002. 158 с.
3. Gilchrist R.K., Shorey W.D., Hanselman R., De Peyster F.A., Yang J., Medal R. Effects of electromagnetic heating on internal viscera: a preliminary report to the treatment of human tumors. *Ann. Surg.* 1965. **161**, № 6. P. 890–895.
4. Andreas S., Lubbe M., Alexiou C., Bergemann C. Clinical applications of magnetic drug targeting. *J. Surg. Res.* 2001. **95**, № 2. P. 200–206.
5. Shapiro B., Probst R., Potts H., Diver D., Lubbe A. Control to concentrate drug-coated magnetic particles to deep-tissue tumors for targeted cancer chemotherapy. Proceeding of the 46th IEEE Conference on Decision and Control. New Orleans: LA, 2007. P. 3–30.
6. Jianwei Z., Jianming W., Tao T., Gao L., Haibin C., Shengquan Z. Experimental study on magnetic drug targeting in treating cholangiocarcinoma based on internal magnetic fields. *Chin.-Ger. J. Clin. Oncol.* 2006. **5**, № 5. P. 336–338.
7. Moroz S.K., Jones B.N. Numerical analysis of ferromagnetic embolisation hyperthermia for liver tumour therapy. *J. Surg. Oncol.* 2002. **80**, № 6. P. 149.
8. Звездина Н.Д., Мартынова Л.Е., Звездин К.А. Новые инструменты в медицине и биологии: использование магнитных наночастиц. *Нанотехника.* 2007. **2**, № 10. С. 33–42.
9. Лиопо В.А., Гимпель Н.Н., Васильев Е.К. Рентгеновский фазовый анализ с использованием базы данных. *Применение рентгеновских лучей в науке и технике.* Иркутск: ИГУ, 1995. С. 125–131.

10. Чечерников В.И. Магнитные измерения. Москва: Изд-во Моск. ун-та, 1969. 388 с.
11. Hayat M.A. Principles and techniques of electron microscopy: biological applications. Cambridge: Cambridge Univ. Press, 2000. 65 p.
12. Паничкина В.В., Уварова И.В. Методы контроля дисперсности и удельной поверхности металлических порошков. Киев: Наук. думка, 1973. Т. 1–2. 167с.
13. Толочко О.В., Ли Д.-В., Чой Ч.-Дж., Ким Д., Ариф М. Структура и магнитные свойства наночастиц на основе железа в оксидной оболочке. *Письма в ЖТФ*. 2005. **31**, вып. 18. С. 30–36.

Надійшло до редакції 15.09.2017

REFERENSES

1. Mytkina, V. A. (2009). Chemical transformation of magnetic carriers of medicinal preparations in model solutions and plasma of blood. *Sibirskiy oncol. zhurn.*, Suppl. 1, pp. 136-137 (in Russian).
2. Rokko, M., Williams, R. & Allvisatos, P. (2002). Nanotechnology in the nearest decade. Prognosis of direction of researches. Moscow: Mir (in Russian).
3. Gilchrist, R.K., Shorey, W.D., Hanselman, R.C., De Peyster, F. A., Yang, J. & Medal, R. (1965). Effects of electromagnetic heating on internal viscera a preliminary to the treatment of human tumors. *Ann. Surg.*, 161, No. 6, pp. 890-895.
4. Andreas, S., Lubbe, M., Alexiou, C. & Bergemann, C. (2001). Clinical applications of magnetic drug targeting. *J. Surg. Res.*, 95, No. 2, pp. 200-206.
5. Shapiro, B., Probst, R., Potts, H., Diver, D. & Lubbe, A. (2007). Control to concentrate drug-coated magnetic particles to deep-tissue tumors for targeted cancer. *Proceeding of 46th IEEE Conference on Decision and Control* (pp. 3-30). New Orleans.
6. Jianwei, Z., Jianming, W., Tao, T., Gao, L., Haibin, C. & Shengquan, Z. (2006). Experimental study on magnetic drug targeting in treating cholangiocarcinoma based on internal magnetic fields. *Chin.-Ger. J. Clin. Oncol.*, 5, No. 5, pp. 336-338.
7. Moroz, S. K. & Jones, B. N. (2002). Numerical analysis of ferromagnetic embolisation hyperthermia for liver tumour therapy. *J. Surg. Oncol.*, 80, No. 6, pp. 149.
8. Zvezdina, N. D., Martynova, L.E. & Zvezdin, K. A. (2007). New instruments are in medicine and biology : the use of magnetic nanoparticles. *Nanotekhnika*, 2, No. 10, pp. 33-42 (in Russian).
9. Liopo, V. A., Gympel, N. N. & Vasyliov, E. K. (1995). X-rayed phase analysis with the use of database. In *Application of x-rays is in science and technique* (pp. 125-131). Irkutsk: IGV (in Russian).
10. Chechernikov, V. I. (1969). *Magnetic measuring*. Moscow: Izd-vo Mosk. Un-ta (in Russian).
11. Hayat, M. A. (2000). Principles and techniques of electron microscopy: biological applications. Cambridge: Cambridge Univ. Press.
12. Panichkina, V. V. & Uvarova, I. V. (1973). Methods of control of dispersion and specific surface of metallic powders. Vol. 1-2. Kiev: Naukova Dumka (in Russian).
13. Tolochko, O. V., Lee, D. W., Choi, C.-J., Kim, D. & Arif, M. (2005). Structure and magnetic properties of iron based nanoparticles with oxide shells. *Tech. Phys. Lett.*, 31, No. 9, pp. 779-781.

Received 15.09.2017

Н.В. Бошицкая

Институт проблем материаловедения им. И.Н. Францевича НАН Украины, Киев
E-mail: nata25lia@gmail.com

НАНОДИСПЕРСНЫЙ ФЕРРОМАГНИТНЫЙ ПОРОШОК α -Fe,
ПОЛУЧЕННЫЙ СИНТЕЗОМ ИЗ ЦИТРАТОВ ЖЕЛЕЗА,
ДЛЯ МЕДИЦИНСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ

Разработан нанодисперсный ферромагнитный порошок α -Fe с комплексом физико-химических свойств (фазовый состав, высокая удельная поверхность, химическая стойкость в плазме крови и тканевой жидкости, активное растворение в желудочном соке, химическая чистота), необходимых для использования в медицинских целях. Нанодисперсный ферромагнитный порошок α -Fe получен методом низкотемпера-

турного (350–400 °С) разложения/восстановления солей цитратов в среде водорода. Его удельная поверхность составляет 31,4 м²/г, физико-химическая стабильность в плазме крови выше по сравнению со стандартными порошками α -Fe — ПЖРВ 3.200.26 и карбонильным железом (ТУ 6–09–3000–78). Благодаря высоким показателям удельной поверхности и магнитных характеристик ферромагнитный порошок α -Fe можно рекомендовать в качестве магнитной основы при создании композиционных материалов медицинского назначения.

Ключевые слова: порошок железа, ферромагнитный порошок, стабильность.

N.V. Boshytska

Frantsevich Institute for Problems of Material Science of the NAS of Ukraine, Kiev

E-mail: nata25lia@gmail.com

NANODISPERSIBLE FERROMAGNETIC POWDER α -Fe SYNTHESIZED FROM CITRATES OF IRON FOR MEDICAL APPLICATIONS

A nanodispersible ferromagnetic powder α -Fe with the complex of physical and chemical properties (phase composition, high specific surface, chemical stability in plasma of blood and tissue liquid, active dissolution in gastric juice, chemical cleanness) necessary for the use in medical aims is created. The method of low-temperature (350–400 °С) decomposition/renewal of salts of citrates in the environment of hydrogen allowed us to get a nanodispersible ferromagnetic powder α -Fe with the specific surface of 31.4 м²/g. Its physical and chemical stability in plasma of blood is higher, as compared to standard powders α -Fe 3.200.26 and carbonic-iron (6-09-3000-78). The high specific surface and magnetic properties allow us to recommend a ferromagnetic powder α -Fe as a magnetic basis in the creation of composition materials for medical applications.

Keywords: powder of iron, ferromagnetic powder, stability.