

<https://doi.org/10.15407/dopovidi2025.03.017>

УДК 621.762:544.01

Н.В. Бошицька, <https://orcid.org/0000-0003-2241-1161>

І.В. Кононко, <https://orcid.org/0000-0003-1976-7116>

В.Д. Кліпов, <https://orcid.org/0000-0002-5634-1512>

Н.В. Кононко, <https://orcid.org/0000-0002-2065-0540>

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

E-mail: nata25lia@gmail.com

Композиційний порошковий матеріал скловуглець-залізо з хімічною стійкістю в біологічних середовищах для медичного призначення

Представлена членом-кореспондентом НАН України О.М. Григор'євим

Розроблено технологію одержання композиційного порошкового матеріалу скловуглець-залізо модифікованим методом термічної деструкції хімічно чистої сахарози $C_{12}H_{22}O_{11}$ у спеціальних технологічних умовах і отримано дослідні зразки з вмістом металевої складової у вихідному продукті 7,7 та 14,5 мас. %. Методами рентгеноструктурного аналізу та розрахунків областей когерентного розсіювання встановлено, що основою металевої фази в досліджуваних композитах є магнетит Fe_3O_4 з розміром частинок 10–40 нм. Доведено, що розроблені порошки зберігають фазовий склад після взаємодії з плазмою крові людини і при цьому їх питома поверхня практично не змінюється, що свідчить про достатню стабільність розмірів частинок після взаємодії з досліджуваними модельними середовищами. Дослідження фільтратів неорганічних і біологічних середовищ після взаємодії з композиційними порошками скловуглець-залізо показало, що залізо з композита вивільняється в плазму крові приблизно в 4,6 раза більше порівняно з водою і фізіологічним розчином і є практично однаковим для зразків з 7,7 та 14,5 мас. %, що може бути пов'язано з наявністю в плазмі крові залізо зв'язувальних білків. Згідно з літературними даними, залізо в таких білках, білкових сполуках, структурах міститься у зв'язаному і легкозасвоюваному організмом стані. Методами електронної мікроскопії встановлено, що отримані композиційні порошки скловуглець-залізо після взаємодії з модельними біологічними середовищами не утворювали морфологічні частинки, що могли б пошкодити тканини і клітини організму. На основі отриманих експериментальних даних доведено, що розроблений композиційний порошковий матеріал скловуглець-залізо, з фазовою, морфологічною та достатньою хімічною стійкістю в біологічних середовищах, є перспективним для подальших розробок у галузі медицини.

Ключові слова: композиційний матеріал, скловуглець, оксиди заліза, фізико-хімічні властивості, модельні біологічні середовища організму

Ц и т у в а н н я: Бошицька Н.В., Кононко І.В., Кліпов В.Д., Кононко Н.В. Композиційний порошковий матеріал скловуглець-залізо з хімічною стійкістю в біологічних середовищах для медичного призначення. *Допов. Нац. акад. наук Укр.* 2025. № 3. С. 17—24. <https://doi.org/10.15407/dopovidi2025.03.017>

© Видавець ВД «Академперіодика» НАН України, 2025. Стаття опублікована за умовами відкритого доступу за ліцензією CC BY-NC-ND (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>)

Вступ. Незважаючи на те що вуглець використовується протягом тисячоліть, багато його властивостей та модифікації були відкриті відносно недавно. Серед них скловуглець, що є алотропною модифікацією неграфітоподібного вуглецю і поєднує в собі властивості як графіту (хорошу електропровідність, термостійкість і термостабільність), так і скла (високу твердість і корозійну стійкість) [1—3].

Скловуглець отримують у процесі карбонізації високомолекулярних вуглеводнів (сітчастих полімерів, фенолформальдегідної смоли, целюлози чи сахарози) шляхом термічної переробки, що запобігає утворенню рідкої фази [1]. Ця форма вуглецю має хорошу біологічну сумісність з тканинами та рідинами живого організму, що дає змогу використовувати її в медичній практиці, зокрема як мікроелектроди для стимуляції мозку в діапазоні нейронних сигналів [4], а також у надміцних мікроґратках в електромеханічних системах медичних імплантатів, у мікростентах судин та мікроскафолдах для регенерації кісткових тканин [5]. Також матеріали на основі скловуглецю використовують як складові штучних шлуночків і клапанів серця, векторів генної інженерії, електрохімічних перетворювачів для новітніх біосенсорів у кардіології та стоматології [6, 7], які пролонговано працюють у внутрішньому середовищі організму завдяки своїй хімічній стійкості у крові та тканинній рідині.

Нині активно розвиваються методи отримання металовуглецевих, зокрема залізовуглецевих, композитів [8, 9]. За допомогою сучасних технологій розроблені і широко використовуються методи отримання шаруватих вуглецевих матеріалів з розподіленими в них частинками металів [6]. Додавання металевої складової в скловуглецеву матрицю дасть змогу розробити нові класи надцільних і міцних матеріалів, позбавлених крихкості та здатних протистояти підвищеному тиску під час функціонування у внутрішньому середовищі організму.

Мета дослідження — розроблення композиційного порошкового матеріалу скловуглець-залізо (КПМСЗ) з хімічною та морфологічною стійкістю в біологічних та неорганічних середовищах для подальшого використання в медичній практиці.

Матеріали та методи. Для отримання скловуглецевої матриці використано метод термічної деструкції хімічно чистої сахарози $C_{12}H_{22}O_{11}$. Для створення композита скловуглець-залізо до розчину шихти додавали солі оцтовокислого заліза $Fe(CH_3COO)_2$. Отриману суміш, постійно перемішуючи, нагрівали (4—6 год) до температури карамелізації, що становить $186^\circ C$ (в інертному середовищі азоту або аргону), за якої відбувається плавлення вуглеводу і його розкладання з відщепленням парів води. При цьому на етапі розкладання розчинних солей заліза одночасно утворюються металеві частинки, які рівномірно розподіляються в композиті, заповнюючи пори матриці — скловуглецю. Відомо, що з підвищенням концентрації металевих частинок у метал-скловуглецевих композитах понад 20 мас. % відбувається коагуляція частинок заліза [9]. Тому ми підбирали таку концентрацію солі оцтовокислого заліза $Fe(CH_3COO)_2$, щоб отримати вміст металевої складової у вихідному продукті в діапазоні 5—20 мас. %, а саме — 7,7 та 14,5 мас. %.

Морфологію отриманих порошків досліджували методом електронної мікроскопії за допомогою растрового електронного мікроскопа “Superprobe 733” (“JEOL”, Японія) та трансмісійного електронного мікроскопа (HRTEM).

Загальне залізо у фільтраті визначали спектрофотометрично за стандартною методикою, яка базується на утворенні комплексної сполуки заліза із сульфосаліциловою кислотою. Оптичну густину вимірювали на фотоелектрокалориметрі ФЕК-56ПМ (синій світлофільтр $\lambda_{ef} = 440$ нм, кювета з товщиною шару 20 мм) [10].

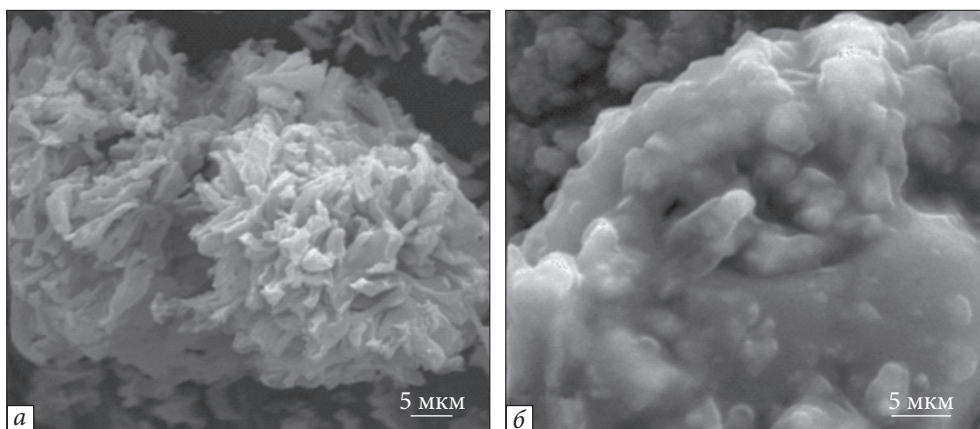


Рис. 1. Мікрофотографії зразків КПМСЗ з вмістом заліза 7,7 мас. %: *а* — вихідний зразок; *б* — зразок після взаємодії з плазмою крові людини

Фазовий склад отриманих порошків досліджували методом рентгеноструктурного аналізу з використанням рентгенівського дифрактометра ДРОН-3.0 з K_{α} -випромінюванням і комп'ютерної програми аналізу та оброблення дифракційних даних. Область когерентного розсіювання ($D_{\text{ОКР}}$) розраховували за уширенням рентгенівських ліній за формулою Шеллякова—Шеррера [11].

Питому поверхню порошків до і після взаємодії з біологічними та неорганічними середовищами визначали за методом BET [12].

Взаємодію отриманих композиційних скловуглецевих порошків (вміст заліза 7,7 та 14,5 мас. %) з біологічними та неорганічними середовищами досліджували за температури 37—38 °C у термостаті ТВ3-25 протягом 100 год. Як біологічне середовище використовували плазму крові людини свіжозаморожену, а неорганічні середовища — дистильовану воду та фізіологічний розчин (водний розчин 0,9 % NaCl) як модельний розчин тканинної рідини організму людини. Досліджували як фільтрати біологічних та неорганічних середовищ, так і тверді залишки порошків до та після взаємодії.

Результати та їх обговорення. Отримано кілька дослідних партій композиційних порошків на основі скловуглецю з різним вмістом металевої складової. Згідно з результатами електронно-мікроскопічного дослідження, вихідні зразки мають пластинчато-голчасту форму частинок і утворюють пухкі агломерати графенових площин, згорнутих у клубкоподібні утворення з розміром частинок < 1 мкм (рис. 1, *а*).

Після взаємодії з плазмою крові людини морфологія частинок втрачає голчасту форму, набуваючи оплавленого вигляду (див. рис. 1, *б*). Можна припустити, що під час подальшої взаємодії з плазмою крові порошок буде розчинятися рівномірно, не утворюючи гострих форм, здатних пошкодити тканини і клітини організму.

Дослідження фазового складу отриманих вихідних композиційних порошків на основі скловуглецю (з 7,7 та 14,5 мас. % Fe) показало, що залізо міститься в них у вигляді магнетиту Fe_3O_4 (рис. 2, таблиця). На рентгенограмах вихідних зразків КПМСЗ спостерігаються тільки лінії магнетиту Fe_3O_4 (див. рис. 2, *а*). Оскільки рентгенограми досліджуваних зразків з вмістом 7,7 та 14,5 мас. % Fe практично ідентичні, на рис. 2 наведено лише рентгенограми порошків з 7,7 мас. % Fe. Після взаємодії зазначених порошків з водою та фізіологіч-

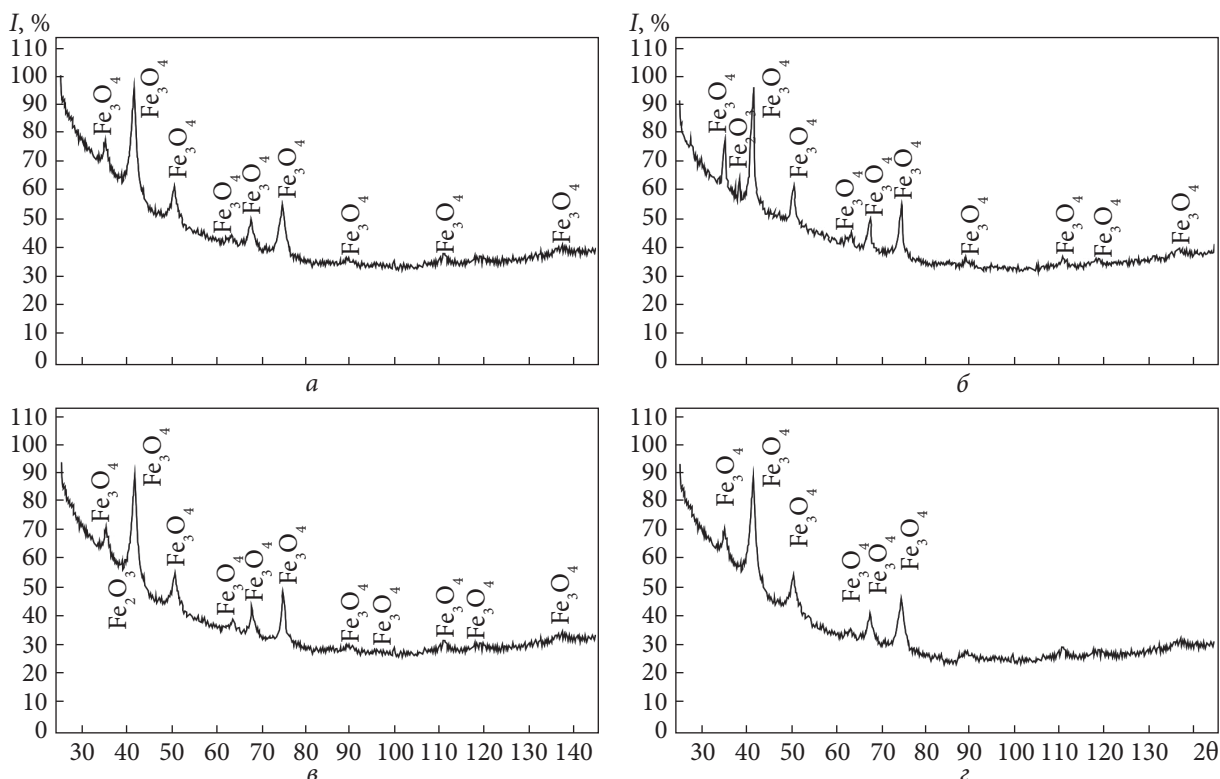


Рис. 2. Фазовий склад отриманих порошків на основі скловуглецю з вмістом 7,7 мас. % Fe: а — вихідний; б — після взаємодії з H_2O ; в — після взаємодії з водним розчином 0,9 % NaCl; з — після взаємодії з плазмою крові людини

Фазовий склад та питома поверхня отриманих зразків композиційного порошкового матеріалу скловуглець-залізо (вихідних та після взаємодії з біосередовищами організму)

Зразок	Вміст оксидів заліза, %	Размір частинок, D_{OKP} , нм	Питома поверхня, m^2/g
КПМСЗ з вмістом 7,7 мас. % Fe			
Вихідний	Fe_3O_4 ; 100	35	50,1
Після взаємодії з водою	Fe_3O_4 ; ~ 99 Fe_2O_3 ; ~ 1	14	53,6
Після взаємодії з фізіологічним розчином	Fe_3O_4 ; ~ 90 Fe_2O_3 ; ~ 10	25	55,6
Після взаємодії з плазмою крові	Fe_3O_4 ; 100	33	—
КПМСЗ з вмістом 14,5 мас. % Fe			
Вихідний	Fe_3O_4 ; 100	39	49,8
Після взаємодії з водою	Fe_3O_4 ; ~ 98 Fe_2O_3 ; ~ 2	12	54,4
Після взаємодії з фізіологічним розчином	Fe_3O_4 ; ~ 88 Fe_2O_3 ; ~ 12	29	54,9
Після взаємодії з плазмою крові	Fe_3O_4 ; 100	36	52,0

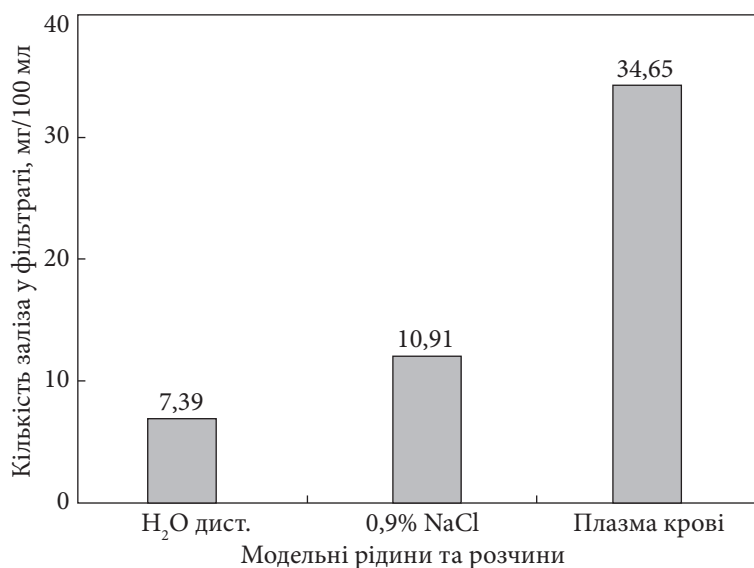


Рис. 3. Загальна кількість заліза у фільтраті біологічних і неорганічних середовищ після взаємодії з КПМС3

ним розчином на рентгенограмах виявлялася ще одна оксидна фаза — Fe_2O_3 , що свідчить про часткове окиснення Fe_3O_4 (див. рис 2, б, в). У плазмі крові фазовий склад одержаних порошків залишався без змін (див. рис 2, г).

За розрахунками області когерентного розсіювання ($D_{\text{ОКР}}$) отриманих порошків, розмір частинок магнетиту Fe_3O_4 у них розміщений у нанорозмірній області і становить 35 і 39 нм для КПМС3 з 7,7 і 14,5 мас. % Fe відповідно (див. таблицю). Розмір частинок і величина питомої поверхні отриманих зразків КПМС3, як впливає з аналізу даних таблиці, не залежать від кількості залізовмісної фази в порошку — за концентрацій Fe 7,7 та 14,5 мас. % вони залишаються практично однаковими (див. таблицю).

Отже, після взаємодії з плазмою крові фазовий склад, розмір частинок та питома поверхня КПМС3 не змінюються. Окиснення магнетиту Fe_3O_4 в композиційному матеріалі відбувалося у воді і, більшою мірою, у фізіологічному розчині. При цьому питома поверхня збільшувалася неістотно: з 50,1 м²/г у вихідному порошку до 53,6 та 55,6 м²/г у зразках КПМС3 з вмістом 7,7 мас. % Fe після контакту з водою та фізрозчином відповідно і з 49,8 м²/г у вихідному зразку до 54,4 та 54,9 м²/г у КПМС3 з вмістом 14,5 мас. % Fe. На підставі отриманих даних можна відзначити, що розроблені композиційні порошки зберігають достатню стабільність розмірів частинок після взаємодії з досліджуваними модельними середовищами.

Оскільки останнім часом матеріали на основі скловуглецю використовують у кардіології, отоларингології, стоматології, однією з найважливіших умов використання їх у внутрішньому середовищі організму людини є хімічна стійкість у крові та тканинній рідині.

Встановлено, що порошок КПМС3 дуже слабо взаємодіє з водою та фізіологічним розчином. Так, кількість заліза у фізіологічному розчині після 100 год взаємодії становить 7,39 мг/100 мл для порошку КПМС3, що містить 7,7 мас. % Fe, і 7,76 мг/100 мл для зразка з вмістом 14,5 мас. % Fe. Стійкість обох зразків КПМС3 у плазмі крові людини практично однакова, а саме: для КПМС3 з вмістом 7,7 мас. % Fe кількість заліза у фільтраті становить 34,65 мг/100 мл, для КПМС3 з вмістом 14,5 мас. % Fe — 38,11 (рис. 3). Можна припустити,

що кількість заліза 7,7 мас. % у композиційній системі скловуглець-залізо відповідатиме вимогам до матеріалів медичного призначення.

Згідно з даними [13], у плазмі крові міститься низка залізов'язувальних білків як клітинної, так і позаклітинної природи: феритин — сполука феруму з білком крові, що є структурою сталого складу і містить 25 катіонів Fe^{3+} , гемопротейни, залізовмісні ферменти негемінової групи (сукцинатдегідрогеназа, ацетилкоензим А-дегідрогеназа, коферменти нікотин-, цитохром С-редуктаза та ін.), гемосидерин та трансферин. Можна припустити, що вказані білки зв'язуються із залізом, утворюючи колоїдні міцели, що перешкоджає окисненню поверхні порошків і при цьому сприяє вивільненню заліза з композита в плазму крові, і залізо в таких білках знаходиться у зв'язаному і легкозасвоюваному організмом стані. Зокрема, білок феритин здатний зв'язати до 25 катіонів Fe^{3+} . Водночас через велику площу поверхні наночастинки металів або оксидів адсорбують на собі білки, що може спричинити їхню агрегацію й осадження. Зважаючи на це, можна рекомендувати білки плазми крові для подальших досліджень як *in vitro* модель для експрес-оцінки безпеки та біосумісності розроблених наноконпозиційних порошкових матеріалів для здоров'я людини і тварин.

Автори роботи вважають перспективними подальші дослідження отриманого композиційного порошкового матеріалу скловуглець-залізо для з'ясування можливості використання в медицині.

Висновки.

1. Розроблено технологію отримання композиційного порошкового матеріалу скловуглець-залізо (КПМСЗ) методом термічної деструкції хімічно чистої сахарози $\text{C}_{12}\text{H}_{22}\text{O}_{11}$ у спеціальних технологічних умовах.

2. Методом рентгеноструктурного аналізу встановлено, що залізо в розробленому композиційному матеріалі міститься у вигляді магнетиту Fe_3O_4 . Розрахунки областей когерентного розсіювання ($D_{\text{ОКР}}$) свідчать про те, що розмір частинок у КПМСЗ лежить в області 10—40 нм.

3. Доведено, що КПМСЗ зберігають фазовий склад після взаємодії з плазмою крові людини і при цьому питома поверхня досліджуваних порошків практично не змінюється, що свідчить про достатню стабільність розмірів частинок після взаємодії з досліджуваними модельними середовищами.

4. Методами електронної мікроскопії встановлено, що отримані композиційні порошки після взаємодії з модельними біологічними середовищами не містять голчатих, гострих форм, здатних пошкодити тканини і клітини організму. Можна припустити, що внаслідок взаємодій частинок з білками змінилась форма частинки на більш округлу з утворенням “білкового ореолу”.

5. Отриманий КПМСЗ, зважаючи на його фазову, морфологічну та хімічну стійкість у біологічних середовищах, є перспективним для подальших досліджень з використанням білків плазми крові як *in vitro* моделі для експрес-оцінки безпеки та біосумісності для здоров'я людини й тварин і розробок у галузі медицини.

ЦИТОВАНА ЛІТЕРАТУРА

1. Чигвінцева О.П., Токар А.В., Рула І.В., Бойко Ю.В. Хімія біогенних елементів. Частина II. Елементи-органогени. Дніпро: “Середняк Т.К.”, 2021. 154 с.
2. Uskoković V. A historical review of glassy carbon: Synthesis, structure, properties and applications. *Carbon Trends*. 2021. 5. 100116. <https://doi.org/10.1016/j.cartre.2021.100116>
3. Скловуглець. ООО “Графіт-Мастер”. Україна. URL: <https://graphite.in.ua/ua/a169117-steklouglerod.html> (Дата звернення: 25.03.2025).
4. Smajdor J., Paczosa-Bator B., Grabarczyk M., Piech R. Glassy carbon electrode modified with CB/TiO₂ layer for sensitive determination of sumatriptan by means of voltammetry and flow injection analysis. *Sensors*. 2023. 23, № 12. 5397. <https://doi.org/10.3390/s23125397>
5. Jurkiewicz K. Preparation, properties and structure of hard carbon materials for medical applications: Extended abstract of Doctor thesis / Institute of Physics Department of Biophysics and Molecular Physics Faculty of Mathematics, Physics and Chemistry University of Silesia. Chorzów, 2017. 84 p.
6. Celzard A., Maréché J.F., Furdin G. Modelling of exfoliated graphite. *Prog. Mater. Sci.* 2005. 50, № 1. P. 93—179. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2004.01.001>
7. Jenkins G.M., Grigson C.J. The fabrication of artifacts out of glassy carbon and carbon-fiber-reinforced carbon for biomedical applications. *J. Biomed. Mater. Res.* 1979. 13, № 3. P. 371—394. <https://doi.org/10.1002/jbm.820130304>
8. Лазаренко О.А., Вовченко Л.Л., Овсієнко І.В., Мацуї Л.Ю. Полімерні композити нановуглець-метал: структура і електричні властивості. Київ — Вінниця: ТОВ “ТВОРИ”, 2018. 200 с.
9. Міщенко В.М., Горбик П.П., Махно С.М., Мазуренко Р.В., Абрамов М.В. Синтез і магнітні характеристики композитів типу вуглецеві нанотрубки/магнетит і активоване вугілля/магнетит. *Поверхня*. 2015. Вип. 7(22). С. 227—237.
10. Циганок Л.П., Бубель Т.О., Вишнікін А.Б., Вашкевич О.Ю. Аналітична хімія. Хімічні методи аналізу : навч. посіб. Дніпропетровськ: ДНУ ім. О. Гончара, 2014. 252 с.
11. Мудрий С.І., Кулик Ю.О., Якимович А.С. Рентгеноструктурний аналіз у матеріалознавстві. Львів: ЛНУ імені Івана Франка, 2017. 225 с.
12. Некрасов О.П., Веретенченко Б.А. Поверхневі явища і дисперсні системи : навч. посіб. Харків: НТУ “ХПІ”, 2018. 112 с.
13. Улизько С.І. Метаболізм заліза у ссавців. *Аграрний вісник Причорномор’я. Ветеринарні науки*. 2011. Вип. 59. С. 148—153.

Надійшла до редакції 03.04.2025

REFERENCES

1. Chigvintseva, O. P., Tokar, A. V., Rula, I. V. & Boyko, Yu. V. (2021). Chemistry of biogenic elements. Part II. Organogenic elements. Dnipro: “Serednyak T.K.” (in Ukrainian).
2. Uskoković, V. (2021). A historical review of glassy carbon: Synthesis, structure, properties and applications. *Carbon Trends*, 5, 100116. <https://doi.org/10.1016/j.cartre.2021.100116>
3. Glassy carbon. Retrieved from <https://graphite.in.ua/ua/a169117-steklouglerod.html>
4. Smajdor, J., Paczosa-Bator, B., Grabarczyk, M. & Piech, R. (2023). Glassy carbon electrode modified with CB/TiO₂ layer for sensitive determination of sumatriptan by means of voltammetry and flow injection analysis. *Sensors*, 23, No. 12, 5397. <https://doi.org/10.3390/s23125397>
5. Jurkiewicz, K. (2017). Preparation, properties and structure of hard carbon materials for medical applications. (Extended abstract of Doctor thesis). Institute of Physics Department of Biophysics and Molecular Physics Faculty of Mathematics, Physics and Chemistry University of Silesia, Chorzów.
6. Celzard, A., Maréché, J. F. & Furdin, G. (2005). Modelling of exfoliated graphite. *Prog. Mater. Sci.*, 50, No. 1, pp. 93-179. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2004.01.001>
7. Jenkins, G. M. & Grigson, C. J. (1979). The fabrication of artifacts out of glassy carbon and carbon-fiber-reinforced carbon for biomedical applications. *J. Biomed. Mater. Res.*, 13, No. 3, pp. 371-394. <https://doi.org/10.1002/jbm.820130304>

8. Lazarenko, O. A., Vovchenko, L. L., Ovsienko, I. V. & Matsui, L. Yu. (2018). Nanocarbon-metal polymer composites: structure and electrical properties. Kyiv — Vinnytsia: "TVORY" (in Ukrainian).
9. Mishchenko, V. N., Gorbik, P. P., Makhno, S. N., Mazurenko, R. V. & Abramov, N. V. (2015). Synthesis and magnetic properties of composites type of carbon nanotube/magnetite and activated carbon/magnetite. Surface, No. 7(22), pp. 227-237 (in Ukrainian).
10. Tsyganok, L. P., Bubel, T. O., Vyshnikin, A. B. & Vashkevich, O. Yu. (2014). Analytical chemistry. Chemical methods of analysis: a study guide. Dnipropetrovsk: DNU named after O. Honchara (in Ukrainian).
11. Mudryi, S.I., Kulyk, Yu.O. & Yakymovych, A. S. (2017). X-ray structural analysis in materials science. Lviv: Ivan Franko Lviv National University (in Ukrainian).
12. Nekrasov, O. P. & Veretenchenko, B.A. (2018). Surface phenomena and dispersed systems: textbook. Kharkiv: NTU "KhPI" (in Ukrainian).
13. Ulizko, S. I. (2011). Iron metabolism in mammals. Ahrarnyi visnyk Prychornomoria, Veterynarni nauky, Iss. 59, pp. 148-153 (in Ukrainian).

Received 03.04.2025

N.V. Boshytska, <https://orcid.org/0000-0003-2241-1161>

I.V. Kononko, <https://orcid.org/0000-0003-1976-7116>

V.D. Klipov, <https://orcid.org/0000-0002-5634-1512>

N.V. Kononko, <https://orcid.org/0000-0002-2065-0540>

Frantsevich Institute for Problems of Materials Science of the NAS of Ukraine, Kyiv, Ukraine

E-mail: nata25lia@gmail.com

GLASSY CARBON-IRON POWDER COMPOSITE WITH CHEMICAL RESISTANCE IN BIOLOGICAL FLUIDS FOR MEDICAL PURPOSES

The technology for obtaining the composite powder glassy carbon-iron material (KPMSZ) by the modified method of chemically pure sucrose thermal destruction in the special technological conditions has been developed in the work. The experimental samples with a metal component content ranging from 7.7 to 14.5 wt. % in the initial product were obtained. Using the methods of X-ray structural analysis and coherent scattering regions calculations has been established that the metal phase in the investigated composites consists of a mixed-completed oxide $\text{FeO} \cdot \text{Fe}_2\text{O}_3$ with a particle size of 10-40 nm. It has been proven that the developed powders retain their phase composition after interaction with human blood plasma, and their specific surface area remains virtually unchanged. This indicates sufficient stability of particle sizes after interaction of the powders with the studied model biological media. The study of inorganic and biological media filtrates after their interaction with KPMSZ powders showed that iron was released from the composite into the blood plasma approximately 4.6 times more intensively than into water and physiological solution. Its level was practically the same for samples with 7.7 and 14.5 wt % and may be associated with the presence of iron-binding proteins in blood plasma. According to literature data, iron in such proteins exists in a bound form that is easily absorbed state by the body. Using electron microscopy method, it was established that after interaction with model biological environments, the resulting composite powders of glass carbon and iron did not form morphological particles that could damage body tissues and cells in the body. Based on the experimental data obtained, it was proven that the developed composite powdered glass-carbon-iron material, which possesses phase, morphological, and sufficient chemical stability in biological environments, is a promising material for further developments in the field of medicine.

Keywords: composite material, glassy carbon, iron oxides, physical and chemical properties, model biological fluids of the body.