

П.П. Горбик, А.Л. Петрановська, Л.П. Сторожук, Н.Ю. Лук'янова, О.М. Кордубан, С.М. Махно, **О.О. Чуйко**, В.Ф. Чехун, А.П. Шпак

НАНОКОМПОЗИТИ НА ОСНОВІ МАГНЕТИТУ *

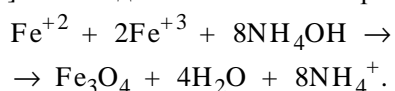
Одержано магніточутливий носій лікарських засобів на основі магнетиту з поліакриламідним шаром. Створено модель магнітокерованого лікарського препарату цитостатичної дії, що містить платидіам, та вивчено її властивості. Досліджено цитотоксичну дію одержаної моделі *in vitro* на клітини лінії MCF 7. Методами ІЧ-Фур'є спектроскопії, рентгенофазового та диференціального термічного аналізу, рентгенівської фотоелектронної спектроскопії вивчено будову полімерного шару при рідинно-фазовому модифікуванні поверхні магнетиту γ -амінопропілтриетоксисиланом.

Розвиток нанотехнологій відкриває реальні перспективи створення унікальних засобів для медицини та біології [1—4]. Їх впровадження становить основу сучасного прогресу в галузях діагностики і терапії захворювань, зокрема, на клітинному рівні.

Аналіз літературних даних свідчить, що дослідження, спрямовані на розробку магнітокерованих лікарських препаратів хіміотерапевтичної, діагностичної та гіпертермічної дії, є актуальними і широко проводяться в розвинених країнах світу, особливо в галузі онкології [5], що обумовило вибір напрямку досліджень, результати яких наведені нижче.

Метою роботи є розробка магніточутливих наноконструкцій на основі високодисперсного магнетиту для застосування в медицині та біології. Напрямок досліджень включає синтез нанорозмірного магнетиту, створення на його основі моделі магнітокерованого лікарського препарату цитостатичної та гіпертермічної дії, модифікацію поверхні магнетиту та її функціоналізацію.

Високодисперсний магнетит одержано за методикою [6] співосадженням солей за реакцією:



Для виготовлення носіїв лікарських препаратів використовували фракцію 30—50 нм, яка відповідає однодоменному стану, з питомою поверхнею $S = 90\text{—}180 \text{ м}^2/\text{г}$ (визначено за тепловою десорбцією аргону).

Рентгенофазовий аналіз магнетиту проводили на дифрактометрі ДРОН-4-07 з використанням мідного випромінювання аноду та Ni-філь-

тру у відбитих променях і фокусуванням рентгенівських променів за Брегом—Брентано.

Перед іммобілізацією лікарського препарату поверхню магнетиту додатково стабілізували, модифікуючи її поліакриламідом (ПАА). Нанесення мономеру акриlamіду (АА) і зшивального реагенту N,N'-метилен-*bis*-акриlamіду на поверхню магнетиту проводили на роторному випаровувачі при 30 °С. Поверхню магнетиту модифікували полімеризацією АА і N,N'-метилен-*bis*-акриlamіду в плазмі тліючого НВЧ-розряду при тиску $1 \cdot 10^{-1}$ Па і потужності випромінювача 20 і 40 Вт [7].

ІЧ-спектри вихідного магнетиту і модифікованого ПАА досліджували за допомогою Фур'є-спектрометра Perkin Elmer (модель 1720X) в діапазоні $400\text{—}4000 \text{ см}^{-1}$. Коерцитивну силу магнетит-поліакриламідних частинок визначали балістичним методом.

Для одержання моделі магнітокерованого лікарського засобу (ЛЗ) на нанорозмірні частинки магнетиту з поліакриламідним покриттям адсорбували платидіам, кількість якого визначали атомно-адсорбційним методом за допомогою спектрометра С-115, М-1 (з полум'яним атомізатором) дослідженням контактних рідин після адсорбції.

Адсорбцію платидіаму (Ptd) проводили у середовищі еталонного розчину (Ptd-L) (розчинник — вода для ін'єкцій, концентрація $C = 1 \text{ мг/мл}$ стандартного препарату) протягом 12 год в динамічному режимі при кімнатній температурі. Термін адсорбції вибирався з огляду на нестійку цитотоксичну активність стандартного розчину Ptd-L при тривалому зберіганні. Кількість адсорбованої речовини на поверхні магнетит-поліакриламідних частинок визначали вимірюванням концентрації Pt^{2+}

* Робота виконана в рамках комплексної Програми фундаментальних досліджень НАН України „Наносистеми, наноматеріали, нанотехнології” (тема „Створення магнітокерованих медико-біологічних наноконструкцій та дослідження їх властивостей”).

© П.П. Горбик, А.Л. Петрановська, Л.П. Сторожук, Н.Ю. Лук'янова, О.М. Кордубан, С.М. Махно, **О.О. Чуйко**, В.Ф. Чехун, А.П. Шпак, 2007

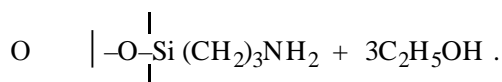
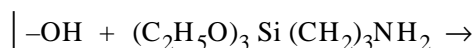
-йонів контактних розчинів до і після адсорбції.

Концентрування магнітних носіїв та їх фіксацію в заданій ділянці моделей кровоносних судин проводили за допомогою постійного магнітного поля відповідних індукції і градієнту.

Модель магнітокерowanego лікарського засобу цитотоксичної дії (магніточутливий композит з адсорбованим платидіамом) досліджувалась *in vitro* в Інституті експериментальної патології, онкології та радіобіології (ІЕПОР) ім. Р.Є. Кавецького НАН України. Для досліджень було використано клітинну лінію MCF-7 (рак молочної залози людини) з банку клітинних культур ІЕПОР НАН України.

Клітини лінії MCF-7 (концентрація складала $1 \cdot 10^5$ клітин/мл в об'ємі 100 мкл) висаджували в 96-лункові пластикові планшети. Клітини культивувались на модифікованому середовищі Dulbecco—ISCOV (Sigma, Germany) із додаванням 10 % ембріональної телячої сироватки та антибіотику гентаміцину в концентрації 40 мкг/мл в стандартних умовах при 37 °С та при насиченні повітря 5 % CO₂. Після 24-годинної адаптації клітин до умов культивування додавали досліджувані препарати для тестування (кожен в 4 паралелях, в 100 мкл) та інкубували в тих же умовах. Визначення цитотоксичності проводили через 24 год. Ефективність оцінювали за МТТ-колориметричним тестом. В основу методу покладено здатність мітохондріальних ферментів живої клітини перетворювати 3-[4,5-диметилтіазол-2-іл]-2,5-дифенілтетразоліум бромід (МТТ) — сіль жовтого кольору в кристалічний МТТ-формазан лілового кольору [8]. Для цього у лунки 96-лункового планшета додавали 20 мкл розчину МТТ (Sigma) (5 мг/мл фосфатно-сольового буферу) та інкубували протягом 3 год. Після центрифугування планшета (1500 об/хв, 5 хв) за допомогою напівавтоматичного відсмоктувача видаляли супернатант. Для розчинення кристалів формазану в кожен лунку додавали 100 мкл диметилсульфоксиду (Serva). Величину оптичного поглинання розчину вимірювали за допомогою мультилункового спектрофотометра при довжині хвилі 540 нм (ОП₅₄₀).

З метою функціоналізації носіїв та дослідження можливості створення магнітокерowanych адсорбентів великої ємності проводили модифікацію поверхні наночастинок магнетиту рідинно-фазовим способом — γ -амінопропілтриетоксисиланом (γ -АПС) у толуолі [9]. Реакцію поліконденсації здійснювали за схемою:



Концентрацію OH⁻-груп на поверхні наночастинок магнетиту розраховували за даними диференціального термогравіметричного аналізу (ДТГА). Вона складала 2.2 ммоль/г або 24 мкмоль/м² при $S_{\text{пит}}=90$ м²/г.

Одержані зразки досліджували методами дериватографії, рентгеноструктурного аналізу, ІЧ-Фур'є спектроскопії та рентгенівської фотоелектронної спектроскопії (РФС). Енергія зв'язку Fe2p-, Si2p-, O1s-рівнів досліджувалась на спектрометрі ЕС-2402 з аналізатором РНОIBOS-100 SPECS та магнієвим анодом ($E_{\text{MgK}\alpha}=1253.6$ еВ).

Для визначення вмісту функціональних груп на поверхні магнетиту використовували диференціальний термічний аналіз (ДТА) в поєднанні з диференціальним термогравіметричним аналізом. Термограми реєстрували на дериватографі Q-1500D фірми МОМ (Будапешт) в інтервалі температур 20—1000 °С за швидкості нагрівання 10 град/хв.

Досліджено кінетику полімеризації АА і N,N'-метилен-біс-акриламідів зі зміною їх вмісту (до 15 % від маси носія) на поверхні магнетиту при різних значеннях потужності випромінювача. Аналіз кінетичних кривих титрування залишку мономеру в неводному середовищі (метанолі) свідчить, що повна полімеризація біосумісного шару вибраної маси здійснюється протягом 120 с. Аналіз експериментальної залежності питомої намагніченості від напруженості магнітного поля вказує, що приріст маси ПАА покриття на поверхні частинок магнетиту до 50 % мало впливає на його магнітні характеристики.

З метою вивчення можливості використання нанорозмірного магнетиту для створення гіпертермічних зон в певних ділянках організму проведено дослідження нерезонансного (теплого) впливу електромагнітного випромінювання на м'язові тканини тварин (*in vitro*). Вивчено залежність температури м'язових тканин від часу опромінення електромагнітними хвилями довжиною 3 см. Для досліджень використовували зразки м'язових тканин масою 5 г. Площа опромінення складала ~2 см². Встановлено, що у випадку введення у м'язові тканини частинок дисперсного магнетиту (0.1 % мас.) поглинання електромагнітного випромінювання зростає, а швидкість нагрівання збільшується від 3 до 4 К/хв при потужності випромінювання 0.5 Вт.

Як уже відмічалось, в якості лікарського препарату було обрано платидіам. У сучасній хімію-

терапії комплексні сполуки платини являються одними з найбільш ефективних протипухлинних засобів. Випускається платидіам у формі ліофілізату у флаконах, співвідношення компонентів становить: 10 мг *цис*-платини, 100 мг манітолу і 90 мг хлорного натрію. Платидіам — це порошок злегка жовтуватого кольору, добре розчинний у воді, фізіологічних розчинах і диметилформаміді [10]. Діючою основою препарату є *цис*-платина $[Pt(NH_3)_2]Cl_2$ — жовто-оранжевий порошок, важко розчинний у воді в присутності хлор-йонів, без яких відбувається гідроліз із утворенням токсичних аквакомплексів. Тому його вводять тваринам у черевну порожнину у вигляді масляних суспензій чи в розчинах диметилсульфоксиду (ДМСО) [9].

Платидіам — високотоксична речовина. Параметри його гострої токсичності дуже низькі. Так, летальна доза для гризунів складає 12—14 мг/кг, для собак — біля 2.2 мг/кг, для мавп він ще більш токсичний. Хіміотерапевтичний індекс препарату також низький — порядку 4—8 [10]. Тому локалізація його в зоні ураження може дозволити отримати терапевтичний ефект при значному зменшенні загальної введеної дози і, відповідно, зменшенні токсико-алергічних реакцій організму.

Суттєво, що в структурі *цис*-платини є досить активні молекули аміаку, що можуть виступати як амінні ліганди.

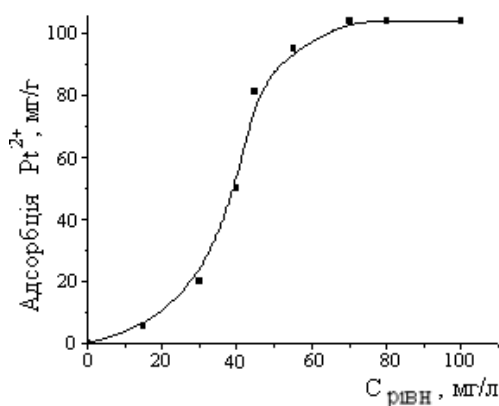


Рис. 1. Ізотерма адсорбції платидіаму на частинках магнетиту з поліакриамідним покриттям.

Адсорбцію платидіаму (рис. 1) на поверхні магнетит-поліакриамідних частинок проводили з водного розчину протягом 20 год у динамічному режимі при кімнатній температурі. *S*-подібний характер ізотерми свідчить про наявність сумісної адсорбції розчинника (фізіологічний розчин) і розчиненої речовини (платидіам). Такий механізм адсорбції пояснюється більш інтенсив-

ною взаємодією молекул розчиненої речовини і адсорбату. В подібних випадках молекули розчиненої речовини прагнуть розміститися на поверхні у вигляді певних структур — ланцюгів або кластерів [11].

Попередніми дослідженнями встановлено, що застосування розчину платидіаму (Ptd) з концентрацією 1.5 мкг/мл відповідає дозі IC_{50} (inhibitable concentration) для клітинної лінії MCF-7. Тому в подальших експериментах *in vitro* використовували виготовлений безпосередньо перед дослідом свіжий розчин Ptd (розчинник — вода для ін'єкцій) вказаної концентрації (доза D_3) та послідовно зменшуваних вдвічі концентрацій (доза D_2 , D_1 , відповідно).

Досліджено також вплив на клітинну лінію: розчину Ptd-L (розчинник — вода для ін'єкцій), виготовленого для адсорбції платидіаму на поверхню магніточутливих нанокмполімерів (концентрація — 1 мг/мл), термін „життя” розчину Ptd-L перед дослідом становив 14 год; магніточутливого носія з біосумісним поліакриламідним покриттям (без платидіаму) FeM; зразків типу V (суха речовина) — магніточутливих носіїв з поліакриламідним покриттям та адсорбованим із розчину Ptd-L протягом 12 год в динамічному режимі при кімнатній температурі платидіамом. Результати досліджень наведено в таблиці.

Застосування Ptd-розчину платидіаму, виготовленого екстероге в концентраціях D_1 , D_2 , D_3 , викликає пригнічення росту клітин на 32.5, 44.6, 57.4 % відповідно, причому пригнічення в концентрації D_3 відповідає показнику IC_{50} за умов досліду. Застосування розчину Ptd-L, виготовленого для адсорбції (термін використання 14 год), в концентраціях D_1 , D_2 , D_3 викликає пригнічення росту клітин, відповідно, на 8.7, 19.4, 24.6 %. Це вказує на зниження цитостатичної дії препарату в розчині при тривалому зберіганні. Вивчення впливу магніточутливого нанорозмірного носія з поліакриламідним покриттям FeM на клітинну лінію MCF-7 в досліджуваних концентраціях свідчить про їх біосумісність та відсутність цитостатичної дії. Дослідження зразка типу V (таблиця) показало, що в застосованих дозах D_1 , D_2 , D_3 він викликає пригнічення росту клітин на 9.7, 18.6, 24.2 %, що відповідає ефекту дії розчину платидіаму Ptd-L, з якого здійснювали адсорбцію лікарського препарату на їх поверхню. Отримані результати свідчать, що при тестуванні вказаного зразка відбувається практично повний вихід платидіаму з магніточутливого носія в культивоване середовище.

Вплив платидіаму, адсорбованого на феромагнітних носіях, на життєздатність клітин лінії MCF-7

Зразки	Кількість клітин, %					
	D_1		D_2		D_3	
	живих	загиблих	живих	загиблих	живих	загиблих
Ptd	67.5	32.5	55.4	44.6	42.6	57.4
Ptd-L	91.3	8.7	80.6	19.4	75.4	24.6
FeM	98.2	1.8	94.6	5.4	91.3	8.7
V	90.3	9.7	81.4	18.6	75.8	24.2

Аналіз отриманих даних свідчить, що підвищення цитостатичної дії магніточутливих нанокомпозитів — носіїв препарату платидіам, може бути досягнуто шляхом оптимізації розчинника, часу та температури адсорбції.

З метою функціоналізації поверхні магнетиту та виготовлення магніточутливих адсорбентів великої сорбційної ємності вивчали процеси хімічного модифікування нанорозмірного Fe_3O_4 γ -амінопропілтриетоксисиланом. У результаті модифікування γ -амінопропілтриетоксисиланом по-

верхня магнетиту набувала основного характеру за рахунок щеплення γ -амінопропільних груп. Одержані зразки досліджували методами дериватографії, рентгеноструктурного аналізу та методом ІЧ-Фур'є спектроскопії та РФС. Із застосуванням комплексу фізико-хімічних методів показано, що на поверхні магнетиту формується полімерне покриття $-\text{Si}-\text{O}-\text{Si}-$ з достатньо високим ступенем полімеризації.

Результати досліджень методом РФС зразків високодисперсного магнетиту, модифікованого γ -амінопропілтриетоксисиланом, наведені на рис. 2, а-г. Максимум $\text{Si}2p$ -лінії з $E_{3B}^* = 102$ eВ на рис. 2, а відповідає атомам кремнію у фрагменті $\text{O}-\text{Si}-\text{C}$, особливість з $E_{3B}^* = 103.5$ eВ — незначній кількості атомів кремнію у SiO_2 . На рис. 2, б представлено $\text{N}1s$ -спектр досліджуваного зразка. Сигнал в області $E_{3B} = 399.2$ eВ відповідає $\text{C}-\text{NH}_3^+$ -фрагменту, сигнал в області $E_{3B} = 399.9$ eВ пов'язаний з $\text{C}-\text{NH}_2$ -фрагментом. У високосиметричному фрагменті $\text{C}-\text{NH}_3^+$ електронна густина на атомі азоту повинна збільшуватись внаслідок зменшення ступеня делокалізації неподіленої пари при приєднанні протону $\text{NH}_2 \rightarrow \text{NH}_3^+$, і саме з цим пов'язано енергетичний зсув у бік менших значень E_{3B} для $\text{C}-\text{NH}_3^+$ відносно значень E_{3B} для $\text{C}-\text{NH}_2$.

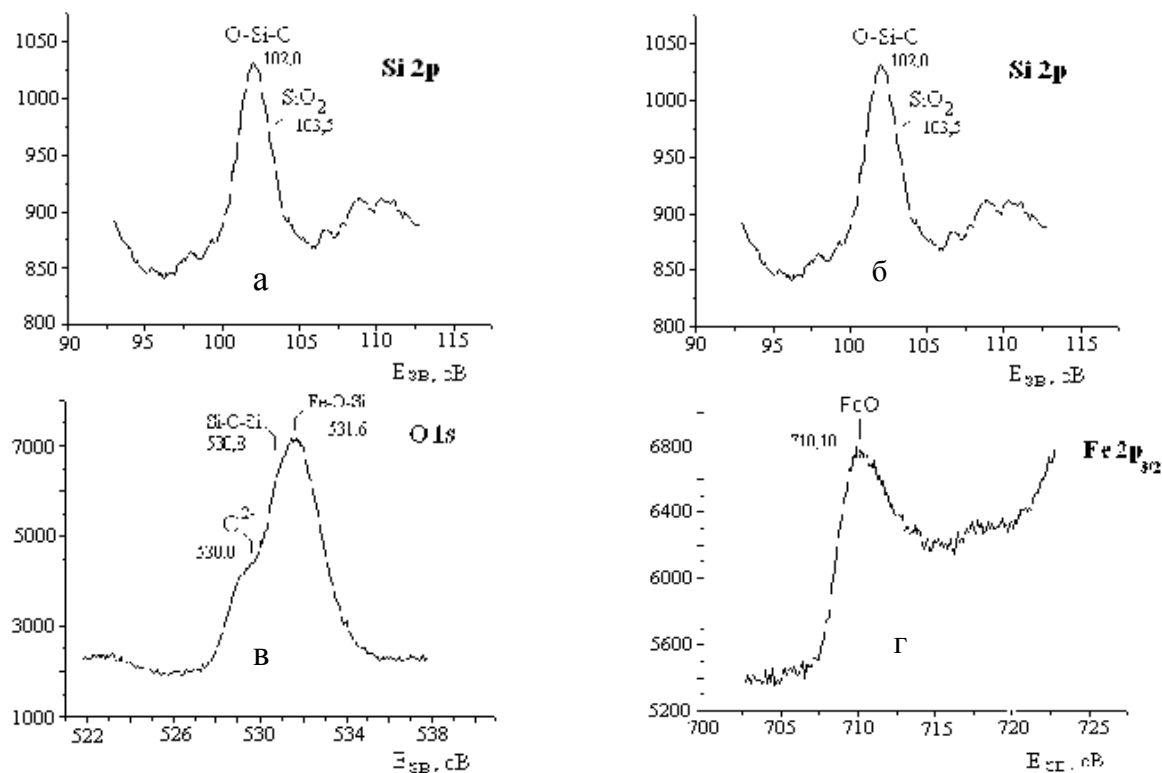


Рис. 2. РФС-спектри високодисперсного магнетиту, модифікованого γ -амінопропілтриетоксисиланом.

Структура $O1s$ -лінії (рис. 2, *в*) свідчить про наявність на поверхні досліджуваних наночастинок різних форм кисню: йонів O^{2-} у ґратці оксидів заліза з $E_{зв} = 529\text{--}530$ еВ, йонів кисню в $Si\text{--}O\text{--}Si$ фрагментах з $E_{зв} = 530.8$ еВ та йонів кисню в $Fe\text{--}O\text{--}Si$ фрагментах з $E_{зв} = 531.6$ еВ. Форма та положення максимуму $Fe2p$ -лінії ($E_{зв} = 710.1$ еВ, рис. 2, *з*) в зразку 2 відповідає FeO . Це може бути наслідком відновлення основної частини поверхневих йонів Fe^{3+} до Fe^{2+} -станів.

На підставі аналізу одержаних результатів запропоновано модель поверхні частинок високодисперсного магнетиту, модифікованих γ -АПС (рис. 3). Згідно з наведеною моделлю на поверхні частинок Fe_3O_4 утворюється моношар силосанових зв'язків, у яких атоми кремнію, з одного боку, через кисневі містки хімічно зв'язані з атомами заліза, а з іншого — утримують амінопропільні групи. Концентрація амінопропільних груп становить 2.2 ммоль/г, або 24 мкмоль/м² при $S_{пит} = 90$ м²/г, що відповідає концентрації гідроксильних груп на поверхні вихідного магнетиту. За резуль-

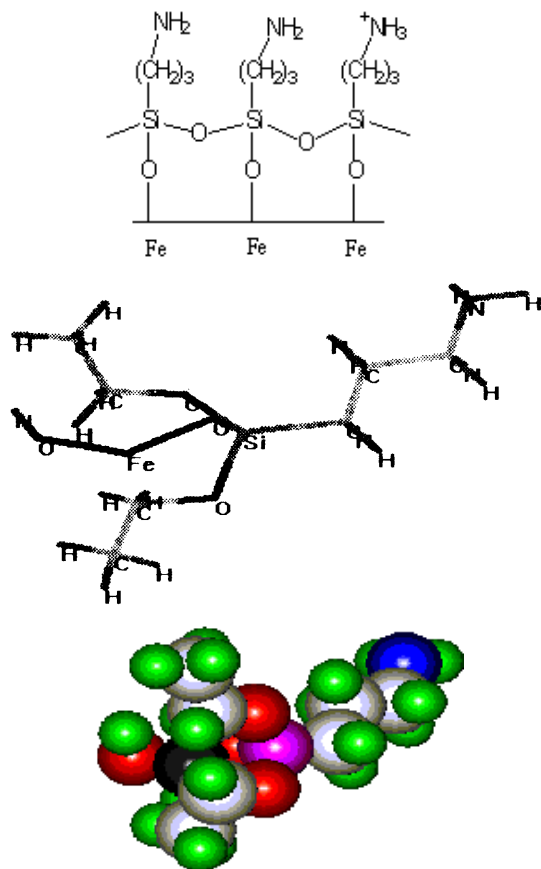


Рис. 3. Моделі поверхні високодисперсного магнетиту, модифікованого γ -амінопропілтриетоксисиланом.

татами розрахунку середня відстань між вказаними групами становить 0.263 нм.

З використанням програми Nucleus chem напівемперичного методу РМ 3 проведено квантово-хімічний розрахунок енергії молекули одержаного зразка, довжини хімічних зв'язків елементів у складі амінопропільної групи на поверхні магнетиту та кутів, що утворені ними. Їх значення дорівнюють, відповідно:

$$E = -2595.759 \text{ Дж}, \quad \lambda(N\text{--}Si) = 0.5226 \text{ нм}, \\ \lambda(N\text{--}Fe) = 0.7217 \text{ нм}, \quad \lambda(Si\text{--}O\text{--}Si) = 0.2901 \text{ нм}, \\ \angle SiCH_2CH_2 = 107.9^\circ, \quad \angle CH_2CH_2CH_2 = 111.1^\circ, \\ \angle CH_2CH_2NH_2 = 111.1^\circ.$$

Довжина зв'язку $\lambda(Si\text{--}O\text{--}Si) = 0.2901$ нм задовільно узгоджується з розрахованою за експериментальними результатами $\lambda_{експ}(Si\text{--}O\text{--}Si) = 0.263$ нм.

Таким чином, синтезовано високодисперсний ($S_{пит} = 90\text{--}180$ м²/г) магнетит. На поверхні зразків однодоменної фракції ($d \sim 30\text{--}50$ нм) методом полімеризації в НВЧ плазмі отримано покриття з поліакриламідом, на яке іммобілізовано медичний препарат платидіам. Досліджено цитотоксичну дію платидіаму, адсорбованого на магніточутливий носій, на клітинній лінії раку молочної залози людини MCF 7.

Застосування Ptd-розчину платидіаму, приготованого extempore, в концентрації D_2 викликає пригнічення росту клітин на 44.6 % , а в концентрації D_3 — на 57.4 % , що відповідає показнику IC_{50} за умов досліду.

Застосування FeM-магніточутливого нанорозмірного носія з біосумісним полімерним покриттям у досліджуваних концентраціях викликає пригнічення росту клітин на 1.8, 5.4 та 8.7 % відповідно, що свідчить про відсутність цитотоксичної дії (критерієм цитотоксичного ефекту вважають 25—35 %).

При дослідженні нанокompatитів — носіїв платидіаму (зразок V) встановлено, що в застосованих дозах відбувається пригнічення росту клітин на 9.7, 18.6 та 24.2 % , що відповідає ефекту дії розчину платидіаму (Ptd-L), виготовленого для адсорбції (термін „життя” розчину 14 год). Отримані результати вказують, що у досліджуваному зразку V відбувається повний вихід платидіаму з поверхні магніточутливого носія в культуральне середовище.

Поверхню високодисперсного магнетиту було модифіковано моношаром γ -амінопропілтриетоксисилану.

З використанням квантово-хімічних розрахунків та комп'ютерного моделювання запропо-

новано модель поверхні наноккомпозиту Fe_3O_4 — γ -амінопропілтриетоксисилан та встановлено кути між хімічними зв'язками амінопропільної групи та їх довжину.

РЕЗЮМЕ. Получен магниточувствительный носитель лекарственных средств на основе магнетита с полиакриламидным слоем. Создана модель магнитоуправляемого лекарственного препарата цитостатического действия, который содержит платидиам, и изучены его свойства. Исследовано цитостатическое действие полученной модели *in vitro* на клеточной линии MCF 7. Методами ИК-Фурье спектроскопии, рентгенофазового и дифференциального термического анализа, рентгеновской фотоэлектронной спектроскопии изучено строение полимерного слоя при модификации поверхности магнетита γ -аминопропилтриетоксисиланом жидкофазовым методом.

SUMMARY. It was obtained magnetic sensitive carrier for medical preparations on the basis of magnetite with polyacrylamide layer. It was created the model of ferred medical preparations with cytostatic effect, which contains platidiham and its properties have been studied. The ferreed drug model of cytostatic action was studied *in vitro* using an MCF-7 cell line (human breast cancer). The structure of polymeric layer was investigated under the fluid-phase modification of magnetite surface by γ -ami-

nopropyltriethoxysilan by means of infrared-Fourier spectroscopy, X-ray-phase analysis, differential thermal analysis methods and X-ray photoelectron spectroscopy.

1. Roco M.C., Williams R.S., Alivisatos P. Nanotechnology research directions. Vision for Nanotechnology R&D in the Next Decade. -Dordrecht: Kluwer Academic. Publ., 2002. -P. 156—171.
2. Аляутдин Р.Н., Кройтер Й., Харкевич Д.А. // Экспериментальная и клиническая фармакология. -2003. -66, № 2. -С. 65—68.
3. Горбик П.П., Дубровін І.В., Петрановська А.Л. та ін. // Доп. НАН України. -2005. -№ 4. -С. 224—228.
4. Петрановська А.Л., Федоренко О.М., Горбик П.П. та ін. // Медична хімія. -2005. -7, № 2. -С. 75—78.
5. Levy L., Sahoo Y., Kyoung-Soo Kim, Earl J. Bergey. // Chem. Mater. -2002. -14. - P. 3715—3721.
6. Свиридов В.В. Неорганический синтез. -Минск, 1996.
7. Сальянов Ф.А. Основы физики низкотемпературной плазмы, плазменных аппаратов и технологий. -М.: Наука, 1997.
8. Mosmann T. // J. Immunol. Methods. -1983. -65. -P. 55—63.
9. Хімія поверхності кремнезема / Под ред. А.А. Чуйко. -В 2-х т. -Киев: УкрИНТЭИ, 2001.
10. Крис Е.Е., Волченкова И.И., Григорьева А.С. и др. Координационные соединения металлов в медицине. -Киев: Наук. думка, 1986.
11. Парфум Г., Рочестер К. Адсорбция из растворов на поверхности твердых тел. -М.: Мир, 1986.

Інститут хімії поверхні НАН України, Київ
Інститут експериментальної патології, онкології і радіобіології
ім. Р.Є. Кавецького НАН України, Київ
Інститут металофізики ім. Г.В. Курдюмова НАН України, Київ

Надійшла 13.02.2006

УДК 541.128.13

О.В. Іщенко, А.В. Яцимирський

ПАЛАДІЄВІ ТА ПАЛАДІЙ-СРІБНІ КАТАЛІЗАТОРИ, НАНЕСЕНІ НА ВУГЛЕЦЕВІ НОСІЇ, В РЕАКЦІЇ ОКИСНЕННЯ СО

Досліджено каталітичну активність та стан поверхні (методами РФС та програмованої термодесорбції) нанесених на вуглецеві носії Pd та Pd-Ag-каталізаторів окиснення СО. Показана перспективність застосування кісточкового активованого вугілля (КАВ) як носія для створення високоактивних каталізаторів окиснення СО. В поверхневому шарі системи Pd-Ag—КАВ (Pd:Ag=1:9) утворюються кластери, на яких СО адсорбується у слабкій формі на атомі Pd, а кисень поряд на атомах Ag, що є сприятливим для каталітичного окиснення СО.

Реакція окиснення СО — це поширена реакція гетерогенного каталізу, вивчаючи яку можна наблизитись до з'ясування природи активного центра. З іншого боку, реакція окиснення СО — це екологічно важлива реакція, яка нейтралізує от-

руйний газ шляхом каталітичного процесу. З літератури [1, 2] відомо, що паладій та паладій-срібні каталізатори проявляють високу каталітичну активність в реакції окиснення СО. Було показано [3, 4], що паладій-срібні каталізатори з концент-

© О.В. Іщенко, А.В. Яцимирський, 2007