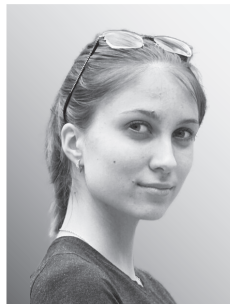




АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ КОМПЛЕКСНОГО ХІМІЧНОГО АНАЛІЗУ КОМПОЗИЦІЙНИХ СИСТЕМ НА ОСНОВІ ГІДРОКСИАПАТИТУ

Ю.О. Федоренко, аспірант Одеського національного політехнічного університету
В.М. Тіхенко, доктор технічних наук, професор Одеського національного політехнічного університету
Н.В. Бошицька, кандидат технічних наук, Інститут проблем матеріалознавства ім. І.М. Францевича НАНУ, м. Київ



Ю.О. Федоренко



В.М. Тіхенко



Н.В. Бошицька

Статтю присвячено обробці експериментальних даних, отриманих при комплексному хімічному аналізі взаємодії композиційних систем на основі гідроксиапатиту та рідин, які імітують внутрішнє середовище живого організму. Встановлено, що інтенсивність цієї взаємодії залежить від температури активації порошкових систем, фазового складу, хімічного складу реакційних середовищ. Доведено, що композиційна система гідроксиапатит +10 % базальтової луски, яка отримана при температурі 900 °С, є найперспективнішим матеріалом для внутрішньокісткової реконструктивної хірургії.

The article describes the processing of experimental data, obtained in the complex chemical analysis of the interactions of composition systems based on hydroxiapatite and fluid, which imitate the internal environment. It is established, that the intensity of this interaction depends on the temperature of activation of the powder, phase composition, chemical composition of the reaction environments. It is proved, that the composition system HA +10 % of PB obtained at the temperature of 900 °C is the most advanced material for intrabone reconstruction surgery.

Вступ

З розвитком реконструктивної хірургії постає проблема розробки та дослідження нових матеріалів

медичного призначення. Для сучасного медичного матеріалознавства створення нових композиційних, дисперсно-зміцнених матеріалів на основі фосфатів кальцію є актуальним питанням [1–3].

Проведено низку робіт [4–6], присвячених цій проблематиці. На базі Інституту проблем матеріалознавства ім. І.М. Францевича було розроблено дисперсно-зміцнену базальтовою лускою (БЛ) композиційну систему на основі гідроксиапатиту (ГАП), яка задовольняє механічним вимогам до остеопластичних матеріалів. На сьогодні встановлено біосумісність із живим організмом лише ГАП, тоді як БЛ вже застосовують для поліпшення механічних властивостей матеріалів, які використовуються у різних галузях як несучі елементи. Водночас, не проведено жодних досліджень безпечності БЛ для середовищ живого організму. Тому метою роботи було обробити результати комплексного хімічного аналізу та проаналізувати поведінку БЛ не тільки в живому організмі, а й у композиційній системі.

Виклад основного матеріалу

На попередньому етапі лабораторного експерименту встановлено, що найбільшу фізико-хімічну стабільність має БЛ, яку оброблено при температурному режимі 900 °С [6]. На рис. 1 наведено діаграму, що відображає вміст заліза та кремнію

у розчині Рінгера-Локка, який за своїм хімічним складом найближчий до плазми крові людини.

Наступним кроком стало дослідження фізико-хімічної стійкості композиційних систем ГАП+БЛ у біологічних і неорганічних середовищах живого організму в експерименті *in vitro* [7]. Визначено кількість загального заліза (Fe), кремнію (Si) та кальцію (Ca) у фільтратах фізіологічних розчинів і плазми крові.

У загальному випадку хімічний аналіз розглядається як інформаційний процес, кінцевий результат якого може бути зареєстрованим у формі інформації про якісний та кількісний склад конкретного об'єкта. Реальним відображенням цієї інформації є аналітичний сигнал, який реєструється візуально (якісний хімічний аналіз) або на приладі (у нашому випадку — це фотоелектрокалориметр), що відображає фізичні властивості досліджуваного об'єкта.

Для визначення вмісту заліза використовували: світлофільтр № 4, аліквоту 1/45, кювету 10 мл та значення титру $T_{Fe} = 0,00001155$ г/мл.

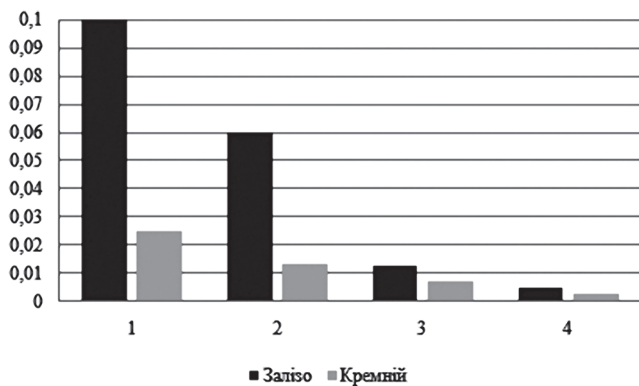


Рис. 1. Діаграма вмісту заліза та кремнію в 100 мл розчину Рінгера-Локка: 1 — вихідна порода; 2 — аморфно-кристалічна БЛ; 3 — кристалічно-аморфна БЛ; 4 — аморфно-кристалічна БЛ

Кількість заліза вимірювали в динаміці: через 24, 72, 120 та 240 годин. Через 5 діб визначали кількість заліза в 45 мл розчину. При розрахунках вмісту елемента в пробах через 10 діб враховано, що об'єм розчинів зменшився після попередніх вимірювань.

Так, для системи ГАП+БЛ 10 % 700 °C кількість заліза у фільтраті плазми крові становить 0,0092 мг/100 мл та 0,0089 мг/100 мл перші 24 та 72 години відповідно.

Система ГАП+БЛ 10 % 900 °C є більш стабільною: кількість заліза у фільтраті через 24 години становить 0,0083 мг/100 мл, а через 240 годин — 0,0079 мг/100 мл. Найбільшу стабільність проявляє система ГАП+БЛ 10 % 1200 °C: перші 24 години кількість заліза у фільтраті плазми крові становить 0,0051 мг/100 мл, а через 72 години — 0,0048 мг/100 мл.

Згідно з даними хімічного аналізу встановлено, що для однакових температурних режимів обробки досліджуваної композиційної системи розчинність наближено однакова, натомість із підвищенням температури активації стабільність системи збіль-

шується, про що свідчить зменшення кількості заліза у фільтратах.

На основі результатів хімічного аналізу встановлено, що всі досліджувані композиційні системи є достатньо стабільними по кремнію, оскільки у фільтратах біологічних середовищ було знайдено його незначні сліди. На рис. 2 наведено порівняльну інтенсивність розчинення порошків по залізу та кремнію на 10 добу дослідження у плазмі крові людини.

Як видно із отриманих даних (рис. 2), найбільша інтенсивність розчинення для заліза та кремнію спостерігається для композиційної системи ГАП+БЛ 700 °C і становить наближено 0,0082 мг/100 мл та 0,0055 мг/100 мл відповідно, тоді як для температур 900 та 1200 °C вона значно менша: 0,007...0,004 мг/100 мл для заліза та 0,004...0,0025 мг/100 мл для кремнію (рис. 2).

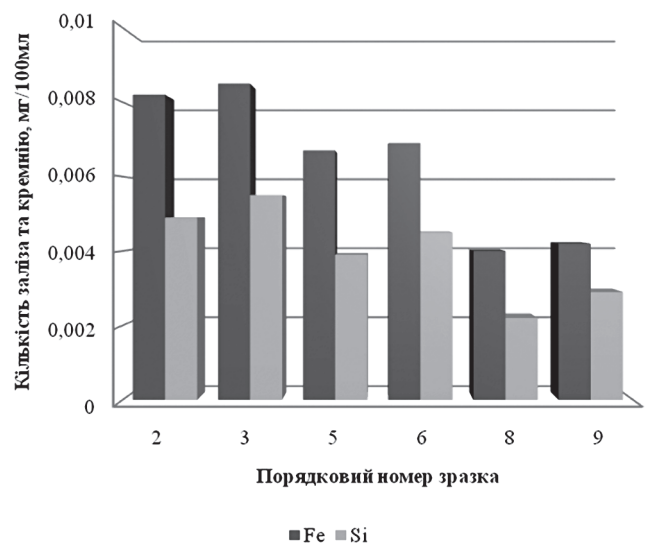


Рис. 2. Порівняльна інтенсивність розчинення композиційних систем ГАП+БЛ за кремнієм та залізом у плазмі крові на 10 добу: 2 — ГАП+БЛ 5 % 700 °C; 3 — ГАП+БЛ 10 % 700 °C; 5 — ГАП+БЛ 5 % 900 °C; 6 — ГАП+БЛ 10 % 900 °C; 8 — ГАП+БЛ 5 % 1200 °C; 9 — ГАП+БЛ 10 % 1200 °C

Оскільки всі досліджувані системи є стабільними по кремнію, у роботі проведено порівняльне дослідження інтенсивності розчинення порошків за залізом та кальцієм у розчині Рінгера-Локка та плазмі крові (рис. 3, 4).

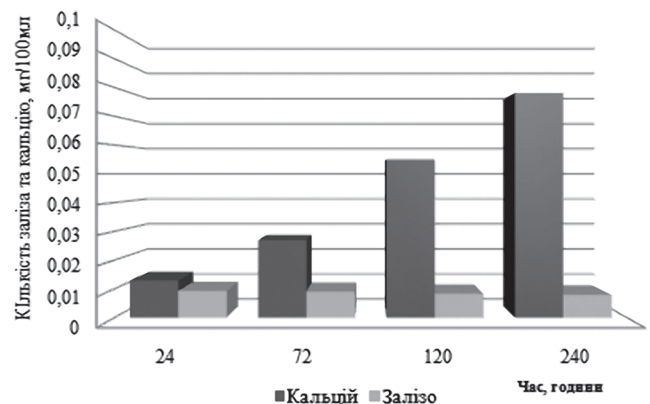


Рис. 3. Інтенсивність розчинення по кальцію та залізу зразка ГАП+БЛ 10 % 900 °C у плазмі крові людини

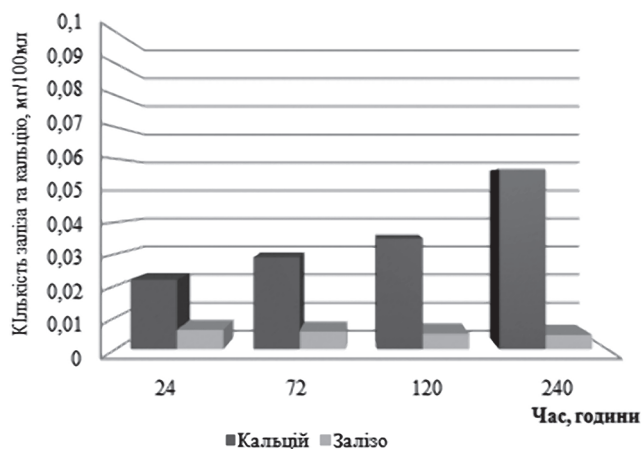


Рис. 4. Інтенсивність розчинення по кальцію та залізу зразка ГАП+БЛ 10 % 900 °С у розчині Рінгера

На основі отриманих результатів встановлено, що вміст кальцію та заліза у плазмі крові людини через 10 діб максимальний для систем ГАП+БЛ 5 % та 10 % 700 °С (див. таблицю).

Кількість загальних елементів у фільтраті плазми крові після взаємодії з композиційними системами ГАП+БЛ різного співвідношення через 10 діб

Зразок композиційної системи	Кількість загальних елементів у фільтраті плазми крові, мг/100 мл		
	Fe	Ca	Si
ГАП+5 % БЛ, 700 °С	0,0082	0,085	0,0049
ГАП+10 % БЛ, 700 °С	0,0085	0,093	0,0055
ГАП+5 % БЛ, 900 °С	0,0067	0,069	0,0039
ГАП+10 % БЛ, 900 °С	0,0069	0,078	0,0045
ГАП+5 % БЛ, 1200 °С	0,004	0,049	0,0022
ГАП+10 % БЛ, 1200 °С	0,0042	0,003	0,0029

Зі збільшенням періоду перебування імплантату в організмі людини концентрація кальцію підвищується. Це можна пояснити тим, що при взаємодії гідроксиапатиту з білками утворюються нові фракції кальцію, а це свідчить про виконання своєї ролі імплантованого матеріалу. Такий ефект забезпечить позитивну динаміку регенерації кісткової тканини.

Висновок

Проведено постановку експерименту щодо дослідження поведінки дисперсно-зміцненої базальтовою лускою композиційної системи на основі ГАП із середовищами, які імітують рідини живого організму. Обробка експериментальних даних

показала, що інтенсивність взаємодії порошкових систем ГАП+БЛ різного співвідношення з біологічними середовищами залежить від температури активації порошкових систем, їх фазового складу та хімічного складу реакційних середовищ. Найбільш інтенсивно всі досліджені порошкові системи взаємодіють із розчином Рінгера-Локка та плазмою крові людини.

Найбільшу фізико-хімічну стабільність у біологічних середовищах виявлено для систем ГАП+БЛ із масовими частками базальтової луски 5 та 10 % за температурного режиму обробки в 900 та 1200 °С. Результати роботи можуть бути використані в медичній галузі, зокрема, в стоматології, шелепно-лицевій хірургії, травматології та ортопедії.

Список літератури

1. *Путляев В.И.* Новое поколение кальций-фосфатных биоматериалов: роль фазового и химического составов / В.И. Путляев, Т.В. Сафронова // *Стекло и керамика.*— 2006.— № 3.— С. 30–33.
2. *Ginebra M.* Calcium Phosphate Cements as Bone Drug Delivery Systems: a Review / M. Ginebra, T. Traykova, J. Planell // *J. Controlled Release.*— 2006.— V. 113, No 2.— P. 102–110.
3. *Баринов С.М.* Керамічні і композиційні матеріали на основі фосфатів кальцію для медицини / С.М. Баринов // *Успіхи хімії.*— 2010.— № 79.— 30 с.
4. *Biomaterials as Scaffold for Bone Tissue Engineering* / M. Schieker, H. Seitz, L. Drosse [et al.] // *Eur. J. Trauma.*— 2006.— V. 32, № 2.— P. 114–124.
5. *Uvarova I.* Functional Nanomaterials for Biomedical Application / I. Uvarova, N. Boshytskaya, T. Yarmola // *Encyclopedia of Nanoscience and Nanotechnology:* edited by H. Nalwa. — 2011. — V. 14. — P. 331–384.
6. *Композиционные материалы на основе гидроксиапатита, упрочненные частицами титана* / А.А. Егоров, В.В. Смирнов, В.С. Комлев, С.М. Баринов // *Онкохирургия.*— 2013.— № 1.— С. 83.
7. *Порівняльна характеристика фізико-хімічної стабільності базальтової луски різної модифікації у фізіологічних розчинах* / Ю.О. Федоренко, Н.В. Бошицька, І.В. Уварова [та ін.] // *Доповіді Національної академії наук України.*— 2015.— № 5.— С. 78.