

# **PROMISING WAYS OF IMPROVING SCIENCE AND SCIENTIFIC SOLUTIONS**

Abstracts of XXV International Scientific and Practical Conference

Warsaw, Poland

(June 26 – 28, 2023)

18.	Гузар У.Є., Тихоновський М.Ю. ОСОБЛИВОСТІ АНТИКРИЗОВОГО МЕНЕДЖМЕНТУ В ІНДУСТРІЇ ГОСТИННОСТІ УКРАЇНИ У ПЕРІОД ВОЄННОГО СТАНУ	88
MEDICINE		
19.	Акентьев С.О., Березова М.С. ДЕТОКСИКАЦІЯ МЕТОДАМИ ЕФЕРЕНТНОЇ ТЕРАПІЇ ПРИ СИНДРОМІ ПЕЧІНКОВО-НИРКОВОЇ НЕДОСТАТНОСТІ	90
20.	Косінов О.С., Міщенко О.М. СТВОРЕННЯ ТА АНАЛІЗ ОПТИМІЗОВАНОГО КІСТКОВОГО КОМПЗИТУ З ПІДВИЩЕНИМ ЕФЕКТОМ БІОСУМІСНОСТІ	93
21.	Поплавська К.С. РЕГЕНЕРАЦІЯ КІСТКИ ПІСЛЯ ІМПЛАНТАЦІЇ ЦЕМЕНТІВ НА ОСНОВІ МЕТАСТАБІЛЬНОГО ТРИКАЛЬЦІЙФОСФАТУ (ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ)	96
22.	Удод О.А., Драмарецька С.І. ОСОБЛИВОСТІ ДИСТАНЦІЙНОГО НАВЧАННЯ ЗДОБУВАЧІВ ВИЩОЇ ОСВІТИ В ОХОРОНІ ЗДОРОВ'Я	98
23.	Прокопенко Ю. В., Риков С. О., Натрус Л. В. ВПЛИВ ГОМОЦИСТЕІНЕМІЇ НА ПРОГРЕСУВАННЯ ДІАБЕТИЧНОЇ РЕТИНОПАТІЇ У ПАЦІЄНТІВ НА ЦУКРОВИЙ ДІАБЕТ 2 ТИПУ ІЗ РІЗНИМИ ВАРІАНТАМИ ПОЛІМОРФІЗМІВ ГЕНІВ ФОЛАТНОГО ЦИКЛУ	101
PEDAGOGY		
24.	Litvinchuk A. ENHANCING STUDENT SUCCESS THROUGH FLEXIBLE LEARNING	103
25.	Nyshanbayeva K.U., Amirbekuly A. METHODOLOGICAL PREREQUISITES FOR CONSTRUCTIVE TEACHING OF MATHEMATICS.	106
26.	Kharevych I. PSYCHOLOGICAL AND PEDAGOGICAL TRAINING AND ITS PLACE IN THE PROFESSIONAL TRAINING OF FUTURE THEOLOGISTS	109

## СТВОРЕННЯ ТА АНАЛІЗ ОПТИМІЗОВАНОГО КІСТКОВОГО КОМПОЗИТУ З ПІДВИЩЕНИМ ЕФЕКТОМ БІОСУМІСНОСТІ

**Косінов О.С.**

аспірант кафедри стоматології післядипломної освіти ЗДМФУ

**Міщенко О.М.**

проф., зав.каф. стоматології післядипломної освіти ЗДМФУ

Відновлення пошкодженої або втраченої кістки в щелепно-лицьовій ділянці є серйозною клінічною проблемою. Атрофія щелеп, пов'язана зі значною втратою кісткової тканини, викликає особливе занепокоєння старіючого населення. Збільшення обсягу кістки в основному застосовується у процедурах дентальної імплантації, оскільки успішна довгострокова імплантаційна терапія залежить від адекватного обсягу кістки у місці встановлення імплантату. [1] За останні десятиліття було розроблено різні хірургічні методи для збільшення обсягу альвеолярної кістки до або під час встановлення імплантату. Ці методи включають методи пластики [2], дистракційний остеогенез [3], розщеплення кістки [4] и спрямовану кісткову регенерацію (НКР) [5, 6]. Клінічна доля імплантованого матеріалу вирішальною мірою залежить від його механічних властивостей і властивостей навколишньої тканини. [7] Поведінка внутрішньої чи трансплантованої популяції клітин по відношенню до імплантованого матеріалу є дуже важливим фактором при розробці каркасів для інженерії кісток і хрящів [8] Дослідження ряду біорозкладних та біорезорбованих полімерів показало, що поверхневі властивості матеріалу важливі для його правильної імплантації та покриття місцевими клітинами. [9].

**Мета:** створення та аналіз оптимізованого процесу синтезу кісткового композиту з підвищеним ефектом біосумісності

У нашому дослідженні гідроксиапатит з дефіцитом кальцію отримано шляхом вологого осадження. Синтез проводили при контролі перемішування, швидкості додавання, рН і температури наступної реакції:  $9\text{CaCl}_2 + 5\text{NaH}_2\text{PO}_4 + 13\text{NaOH} + \text{NaHCO}_3 \rightarrow \text{Ca}_9\text{Na}(\text{PO}_4)$

У результаті синтезу рН реакційної середовища стабілізували лише на рівні  $>11$  з допомогою розчину гідроксиду натрію. Через 2 години рН знижували до 9. Суспензію витримували протягом 24 годин при кімнатній температурі. Верхній розчин видаляли декантацією. Отриманий осад тричі промивали водою деіонізованою до рН розчину, рівного 7, а потім використовували у вигляді суспензії.

Отриману суспензію гідроксиапатиту з дефіцитом кальцію змішували з 3% водним розчином натрію альгінату у співвідношенні 3:1. Отриману суміш краплями додавали до 0,1 М розчину  $\text{CaCl}_2$ , отримуючи гранули ГК в альгінатній

оболонці. Їх заморожували при температурі  $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$  протягом ночі з наступним сушінням при  $60\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Отримані зразки прожарювали при  $900\text{ }^{\circ}\text{C}$  для отримання суміші ГА і  $\beta$ -ТКФ та видалення органічної фази. Висушені зразки подрібнювали в дрібний порошок та використовували для дослідження характеристик.

Морфологічний аналіз одержаного гідроксиапатиту проводили за допомогою скануючої електронної мікроскопії (SEO-SEM Inspect S50-B) з використанням енергодисперсійного спектрометра AZtecOne з детектором X-MaxN20 (Oxford Instruments plc, Абінгдон, Великобританія). Рентгенофазовий аналіз (РФА) проводили на рентгенівському дифрактометрі ДРОН-3М («Буревісник»), підключеному до автоматизованої системи управління експериментом та обробки даних. Використовували  $\text{CuK}\alpha$ -випромінювання (довжина хвилі  $0,154\text{ нм}$ ) з методом фокусування Бреґг-Брентано. Струм і напруга рентгенівської трубки становили  $20\text{ мА}$  та  $40\text{ кВ}$  відповідно. Сканування проводили в режимі безперервної реєстрації з кроком  $0,02\text{ }^{\circ}$  та швидкістю сканування  $1\text{ }^{\circ}/\text{хв}$  у діапазоні  $2\theta\text{ }20\text{--}80\text{ }^{\circ}$ . Усі експериментальні дані обробляли за допомогою пакету програм DifWin-1. Ідентифікацію фаз проводили з використанням карткового каталогу JCPDS (Joint Committee on Powder Diffraction Standards) [10].

Структурні компоненти молекул ідентифікували методом інфрачервоної спектроскопії з перетворенням Фур'є на приладі ThermoNicolet Nexus 470, придбаному Thermo Fisher Scientific (Waltham, MA, USA), оснащеному адаптером НПВО. Вимірювання та аналіз спектрів проводилися за допомогою програмного забезпечення, що додається до приладу. Спектри записували у спектральному діапазоні  $550\text{--}4000\text{ см}^{-1}$  з номінальною роздільною здатністю  $4\text{ см}^{-1}$  та  $32$  сканами для кожного вимірювання. Усі зразки перед аналізом висушили [10].

**Висновок:** Розробка та оцінка нового наноматеріалу для трансплантації кісткової тканини НА/ $\beta$ -ТСП з дефіцитом кальцію, представленого в цьому дослідженні, продемонструвала його потенціал для широкого клінічного застосування в щелепно-лицевій хірургії та загальній практиці ортопедії. Двоетапний синтез зі стадіями заморожування та прожарювання призводить до отримання високопористого наноматеріалу з ефективними остеокондуктивними властивостями, тоді як фаза  $\beta$ -ТСП забезпечує матеріал із високою біосумісністю, остеоіндуктивними властивостями та здатністю до згортання крові. Фаза ГК врівноважує механічні властивості та забезпечує структурну цілісність на всіх етапах остеогенезу. Клінічні випробування показали передові біоіндуктивні властивості, індукуючи рекрутинг остеогенних клітин, пряму активацію остеогенезу та ангіогенезу без значної імунної реакції. Унікальне поєднання структурної цілісності, властивостей деградації та біоактивної відповіді робить цей біонаноматеріал перспективним кандидатом для широкого спектру клінічних застосувань у регенерації та нарощуванні кісткової тканини. Необхідні подальші дослідження, щоб вивчити весь його потенціал і оптимізувати його клінічне застосування.

1. Lekholm, I., Ericsson, R., Adell, J., Slots, J., The condition of the soft tissues at tooth and fixture abutments supporting fixed bridges a microbiological and histological study, *J. Clin. Periodontol.* 13 (6) (1986) 558–562.
2. L. Cordaro, D.S. Amadé, M. Cordaro, Clinical results of alveolar ridge augmentation with mandibular block bone grafts in partially edentulous patients prior to implant placement, *Clin. Oral Implants Res.* 13 (1) (2002) 103–111.
3. A. Rachmiel, S. Srouji, M. Peled, Alveolar ridge augmentation by distraction osteo- genesis, *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 30 (6) (2001) 510–517.
4. M. Simion, M. Baldoni, D. Zaffe, Jawbone enlargement using immediate implant placement associated with a split-crest technique and guided tissue regeneration, *Int. J. Periodont. Restor. Dentist.* 12 (6) (1992) 462–473
5. D. Buser, K. Dula, U.C. Belser, H.P. Hirt, H. Berthold, Localized ridge augmentation using guided bone regeneration. II. Surgical procedure in the mandible, *Int. J. Periodont. Restor. Dentist.* 15 (1) (1995) 10–29.
6. C.H. Hämmerle, T. Karring, Guided bone regeneration at oral implant sites, *Periodontol* 2000 (17) (1998) 151–175.
7. Meyer U, Kleinheinz J, Joos U (2004b) Biomechanical and clinical implications of distraction osteogenesis in craniofacial surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 32: 140–149.
8. Heungsoo Shin, Seongbong Jo, Antonios G. Mikos. Biomimetic materials for tissue engineering , *Biomaterials*. Volume 24, Issue 24, November 2003, Pages 4353-4364 [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(03\)00339-9](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(03)00339-9)
9. D. W. Hutmacher, “Scaffolds in Tissue Engineering Bone and Cartilage,” *Biomaterials*, Vol. 21, No. 24, 2000, pp. 2529-2543.
10. Yanovska, A.; Husak, Y.; Mishchenko, O.; Gudakov, A.; Oleshko, O.; Yusupova, A.; Vielikov, M.; Radwan-Prag~Bowska, J.;
11. Pia h@tkowski, M.; Janus, L.; et al. Cell viability and collagen deposition on hydroxyapatite coatings formed on pretreated substrates. *Mater. Chem. Phys.* 2020, 258, 123978.