

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

СУЧАСНІ ТЕХНОЛОГІЇ У ПРОМИСЛОВОМУ ВИРОБНИЦТВІ

МАТЕРІАЛИ
та програма

V Всеукраїнської міжвузівської
науково-технічної конференції
(м. Суми, 17–20 квітня 2018 р.)



Суми
Сумський державний університет
2018

АПАТИТ-БІОПОЛІМЕРНІ МАТЕРІАЛИ ТА ПОКРИТТЯ ДЛЯ БІОМЕДИЦИНИ

Панченко В. А., студ., гр. МТ-41; Дядюра К. О., професор, СумДУ, м. Суми

У світі активно розробляється широкий спектр різних біоматеріалів для клінічного використання, зокрема в травматології, ортопедії та стоматології. Статистична оцінка хірургії нещасних випадків свідчить, що близько 9 % усіх хірургічних операцій після нещасних випадків спрямовані на відновлення втраченої кісткової тканини. Зростання поширеності пухлинних захворювань опорно-рухового апарату та вдосконалення хірургічної тактики також потребують значної кількості остеопластичного матеріалу.

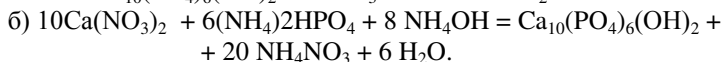
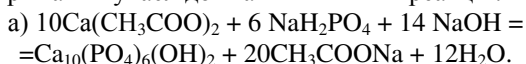
Одним із важливих завдань сучасного медичного матеріалознавства є створення біосумісних матеріалів для тканинної інженерії з метою заміщення кісткових дефектів та дефектів м'яких тканин у практиці хірургічної та пластичної медицини. Бажаним також є те, щоб матеріал мав здатність до біодеградації, тобто сам виводився з організму після формування кісткової тканини. Складність проблеми зумовлена умовами функціонування біоматеріалів в організмі людини: рН розчинів тканин змінюється від 1 до 9; кістки знаходяться під тиском ~ 4 МПа (хрящі, зв'язки мають пікові стреси від 40 до 60 МПа); середнє навантаження на стегнові суглоби втричі перевищує вагу тіла тощо. Ці вимоги потребують дуже специфічного синтезу біоматеріалів з точки зору складу, форми, фізичних і біохімічних властивостей. Значно підвищити біосумісність можна, використовуючи апатитні композити, що близькі за своїми структурними і складовими характеристиками до мінералізованих колагенових фібрил – другого ієрархічного рівня структури кісткової тканини.

Основною мінеральною складовою кісткової тканини є біоактивний гідроксиапатит (ГА) у вигляді нанодисперсних (10– 35 нм) частинок, що залежать як від віку, так і навколишнього середовища. Наноструктуровані матеріали на основі ГА та інших фосфатів кальцію зарекомендували себе як нетоксичні, біосумісні з нативною кістковою тканиною та здатні до резорбції.

Титан та його сплави широко використовуються як матеріали для імплантатів в ортопедії та стоматології завдяки їх високій біосумісності, корозійній стійкості та відмінним механічним властивостям. Найкращі властивості поєднані у сплаві Ti_6Al_4V . Хімічне перетворення імплантата і вихід іонів металу визначається оксидним шаром та його межею поділу з біологічним середовищем. Оксид є більш інертним і біосумісним, ніж сплав, і демонструє корозійну стійкість. Осадження гідроксиапатиту на відповідний субстрат має за мету зменшити ризик відторгнення імплантата організмом та вихід іонів металів у навколишні тканини та забезпечити краще вживляння імплантата у кісткову тканину. Металічний субстрат забезпечує необхідну міцність імплантата.

Останнім часом усе більшого використання набувають імплантати на основі магнію, схильні до біодеградації. Однак їх надзвичайно висока здатність до корозії вимагає використання покриттів для їх захисту. Існує багато технологій нанесення ГА та інших кальцій-фосфатних покриттів на металеві субстрати. Біоміметичні технології синтезу дозволяють отримувати новітні нанокompatитні апатит-полімерні матеріали за кімнатної температури без використання концентрованих кислот, лугів та інших токсичних матеріалів. Можливість утворення як покриттів, так і осаду заданої кристалічної структури, фазового складу та морфології є важливим аспектом під час створення біоматеріалів, оскільки всі параметри отриманого покриття можуть істотно впливати на його біологічну активність та поведінку в організмі. Технологічна схема синтезу пористого біоматеріалу на основі біополімерів хітозану, альгінату натрію і гідроксилапатиту розроблена в лабораторії «Біонанокompatит» Сумського державного університету. Покриття отримували методом термодепозиції, що базується на осадженні кальцій-фосфатів із водного розчину на нагріті металеві субстрати.

ГА був отриманий унаслідок таких хімічних реакцій:



Особливості кристалічної будови $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ є такими, що найбільш рухливими елементами ґратки є катіон кальцію та гідроксил-іон.

Технологічний режим:

- рН = 11–12 з додаванням 10 М водного розчину NaOH;
- прогрів при $T = 80\text{ }^\circ\text{C}$ протягом 10 хв;
- зістарювання протягом 12–24 год;
- промивання деіонізованою водою;
- відпал при $900\text{ }^\circ\text{C}$ протягом 1 год.

Результати проведених досліджень демонструють, що частинки гідроксилапатиту мають ниткоподібну структуру, їх середня довжина становить 80 нм. Кристалічність та Ca/P-відношення залежить від рН, температури, типу та концентрації реагуючих компонентів.

Результати свідчать, що в зразках, синтезованих за різними технологіями, та прогрітих при $T = 900\text{ }^\circ\text{C}$ протягом 1 години розмір кристалітів для відповідних площин є дещо меншим при синтезі б). Так, для ГА (площина 121) при синтезі а) розмір кристалітів 48–53 нм, а для синтезу б) в цій самій площині 36–46 нм; для ТСП (площина 104) при синтезі а) розмір кристалітів становить 29–43, при синтезі б) ця фаза відсутня.

Отримані результати є дуже важливими для глибокого розуміння біохімічних процесів, що покладені в основу нормального і патологічного метаболізму кістки.