

*Синтезовано біоактивні кальційсилікофосфатні склокристалічні покриття по титану на основі стекол системи  $R_2O - RO - RO_2 - R_2O_3 - P_2O_5 - SiO_2$  та досліджено їх кристалізаційну здатність. Визначено вплив фазового складу на резорбцію дослідних склокристалічних покриттів у фізіологічних рідинах. Одержані результати доцільно використовувати при проектуванні складів біоактивних склокристалічних покриттів по титану при створенні ендопротезів для кульшового суглобу*

*Ключові слова: склокристалічні покриття по титану, резорбція, кристалізаційна здатність, фізіологічна рідина*

*Синтезированы биоактивные кальцийсилікофосфатные стеклокристаллические покрытия по титану на основе стекол системы  $R_2O - RO - RO_2 - R_2O_3 - P_2O_5 - SiO_2$  и исследована их кристаллизационная способность. Определено влияние фазового состава на резорбцию исследуемых стеклокристаллических покрытий в физиологических жидкостях. Полученные результаты целесообразно использовать при проектировании составов биоактивных стеклокристаллических покрытий по титану при создании эндопротезов для тазобедренного сустава*

*Ключевые слова: стеклокристаллические покрытия по титану, резорбция, кристаллизационная способность, физиологическая жидкость*

# ВПЛИВ ФАЗОВОГО СКЛАДУ НА РЕЗОРБЦІЮ КАЛЬЦІЙ-СИЛІКОФОСФАТНИХ СКЛОКРИСТАЛІЧНИХ ПОКРИТТІВ ПО ТИТАНУ

**Г. М. Шадрина**

Аспірант\*

E-mail: shadrinagalina@gmail.com

**О. В. Савова**

Кандидат технічних наук, доцент\*

**Д. Ю. Шемет\***

\*Кафедра технології кераміки, вогнетривів, скла та емалей

Національний технічний університет

«Харківський політехнічний інститут»

вул. Фрунзе, 21, м. Харків, Україна, 61002

## 1. Вступ

Серед широкого класу біосумісних кальційфосфатних матеріалів, які застосовуються в стоматології та ортопедії, особливе місце займають біоактивні склокристалічні покриття для захисту титану завдяки поєднанню медико-біологічних та фізико-хімічних властивостей комбінації елементів металевої основи і склокристалічного облицювання [1].

Використання титану та його сплавів у ортопедії та травматології відомо давно, і пов'язано це з його нетоксичністю, низьким модулем пружності та щільністю, а також високою питомою міцністю [2]. Однак, нездатність титану і його сплавів утворювати хімічні зв'язки з живою кісткою породжує проблему довготривалого використання титанових імплантатів, які підлягають циклічним навантаженням. Підвищення біосумісності імплантатів на основі титану та його сплавів намагаються вирішувати за рахунок створення пористих структур, а також шляхом поєднання металу з полімерами та біоактивними стеклами і керамікою.

Приймаючи до уваги вищевказане, були розпочаті спроби використання імплантатів на основі біоактивних склокристалічних покриттів по титановим сплавам у ортопедії для виготовлення ендопротезів кульшового суглобу [3]. Було встановлено, що концепція біоактивності, розроблена для об'ємних біосумісних імплантатів, може використовуватися також для ін-

терпретації функціонування покриттів на металевих імплантатах в умовах живого організму. Передбачається, що швидке зрощування композиту з кісткою відбувається за рахунок розчинення керамічного шару з наступним виникненням нових кристалів гідроксиапатиту кальцію (ГАП –  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ ), який, в свою чергу, взаємодіє з колагеном та забезпечує утворення повноцінної кістки [3]. З початку 90-х років минулого сторіччя у ортопедії та стоматології почали широко використовувати імплантати на основі титану та титанових сплавів, вкритих ГАП, який найчастіше наносять методом плазмового напилення [4]. Однак, при тривалому використанні вищевказаних композитів в умовах змінних навантажень може спостерігатися відшаровування матеріалу від металу-основи. Зниження міцності зв'язку при прямому нанесенні біоактивного апатитового матеріалу на титан пов'язано з невідповідністю температурного коефіцієнту лінійного розширення (ТКЛР) покриття та металу, і, як наслідок, виникненням компресійної напруги і утворенням на межі розподілу макропористої структури. Застосування склокристалічних градієнтних матеріалів по титану при виготовленні імплантатів дозволить збільшити міцність покриття створенням в поверхнево-му шарі напруги стиснення за рахунок забезпечення ТКЛР біоактивного покриття значенням  $8 \cdot 10^{-6} K^{-1}$ , яке є декілька нижчим даних значень для сплавів титану близько  $9 \cdot 10^{-6} K^{-1}$  [5], що обумовлює перспективність розробки таких матеріалів. Однак, проблемою при

імплантуванні покриттів подібного роду є тривалість їх зрощування з кісткою, яка на сьогоднішній день при використанні закордонних імплантатів складає близько 6 місяців.

Рішення даної проблеми може бути реалізовано шляхом забезпечення відповідного рівня резорбції склокристалічних покриттів по титану за рахунок відтворення певного співвідношення фазоутворюючих компонентів.

## 2. Постановка мети та методика дослідження

Метою даної роботи було дослідження впливу фазового складу на резорбцію склокристалічних покриттів по титану на основі стекел системи  $R_2O - RO - RO_2 - R_2O_3 - P_2O_5 - SiO_2$ . Наявність кристалічної фази було встановлено за допомогою рентгенофазового аналізу (РФА), який проводили на установці «ДРОН-3». Петрографічний аналіз здійснювали на оптичному мікроскопі МІН-8.

Рівень резорбції дослідних покриттів визначали за втратами та приростом маси у фізіологічних рідинах. Зважаючи на те, що плазма складається на 90÷92 % з води, доцільним є вивчення розчинності дослідних покриттів після витримки у дистильованій воді (ДВ) протягом 30 діб, яку визначали за втратами маси ( $V_{д.в}$ , %). Після витримки покриттів у ДВ визначали ступінь вилугування іонів кальцію  $Ca^{2+}$  з їх поверхні методом порівняння зі стандартним розчином на фотометричному полум'яному фотометрі ПФМ-УЧ.І., іонів фосфору  $Pr^{5+}$  – на фотоколориметрі КФК-2. Водневий показник (рН) дослідного розчину вимірювали на рН-метрі.

Оцінку біологічної дії склокристалічних покриттів у фізіологічних рідинах було проведено за методами екстремального розчину (прискорене вивчення деструкції) та моделюючого розчину (деструкція в реальному часі) за ISO 10993-14-2001, а також в модельній рідині організму (МРО) за ISO 23317:2012. У якості фізіологічного середовища за методом екстремального розчину використовують буферний розчин лимонної кислоти (ЛК) з низьким рН = 3. Рівень резорбції дослідних зразків було оцінено за втратами їх маси у ЛК ( $V_{л.к}$ , %) протягом 5 діб при температурі 37 °С. Метод моделюючого розчину моделює реальні умови, в основному рН, який відповідає нормальному рівню рН крові людини (рН=7,4). У якості розчинника використовують щойно приготований модельний розчин (МР) з використанням буферного розчину гідроксиметиламінометану (TRIS) та HCl. З метою моделювання умов живого організму (*in vivo*) використовують МРО на основі TRIS та HCl та катіонів  $Na^+$ ,  $K^+$ ,  $Mg^{2+}$ , аніонів  $Cl^-$ ,  $HCO_3^{2-}$ ,  $HPO_4^{2-}$ . Розчинність дослідних покриттів за даними методами визначали за приростом маси в МР ( $П_{м.р}$ , %) протягом 5 діб та за приростом маси в МРО ( $П_{м.р.о}$ , %) протягом 30, 60 та 180 діб при температурі 37 °С.

## 3. Експериментальна частина

Для синтезу модельних стекел як основи біоактивних склокристалічних покриттів по титану було обрано систему  $R_2O - RO - RO_2 - R_2O_3 - P_2O_5 - SiO_2$ , де  $R_2O -$

$Na_2O, K_2O; RO - CaO, ZnO, MgO, SrO; RO_2 - TiO_2, ZrO_2; R_2O_3 - Al_2O_3, B_2O_3$  з вмістом  $SiO_2$  45,0÷50,0 мас. %;  $P_2O_5$  3,0÷10,0 мас. %;  $Na_2O$  3,3÷10,0 мас. %;  $K_2O$  0,0÷5,0 мас. %;  $CaO$  10,0÷20,0 мас. %;  $ZnO$  0,0÷3,0 мас. %;  $MgO$  0,0÷13,8 мас. %;  $SrO$  0,0÷8,0 мас. %;  $TiO_2$  0,0÷5,0 мас. %;  $ZrO_2$  0,0÷5,0 мас. %;  $B_2O_3$  0,0÷7,0 мас. %;  $Al_2O_3$  0,0÷5,0 мас. %;  $CaF_2$  4,0÷6,0 мас. %.

З метою забезпечення кристалізації фосфатів кальцію при термообробці покриттів по титану у складах модельних стекел було обрано співвідношення  $CaO : P_2O_5 = 1,5 \div 3,3$ . У зв'язку з вимогами до токсичності для медичних виробів на основі стекел та кераміки, які обмежують кількість компонентів  $Al^{3+}$  та  $B^{3+}$ , що вилугуюються до 0,5 мг/мл за ГОСТ Р 52770-2007, для модельних стекел були розраховані значення структурних факторів  $\Psi_B$  та  $\Psi_{Al}$ , які свідчать про протікання цих процесів. Забезпечення даних показників в межах  $> 1$  дозволить створити умови для наявності у структурі скла тетраедрів  $[BO_4]$  та  $[AlO_4]$ , що сприятиме зміцненню структури скла та уповільнюватиме процеси вилугування. Значення показнику  $f_{Si} < 0,32$  для складів модельних стекел відповідає вимогам до біоактивних скломатеріалів з високою реакційною здатністю [6].

В обраній системі було синтезовано 10 складів модельних стекел з маркуванням Т в системі:  $R_b$  - резорбційний компонент ( $R_2O$ ) –  $R_z$ - резистивний компонент ( $SiO_2, R_2O_3$ ) – F - фазоутворюючий компонент ( $P_2O_5, RO, RO_2, CaF_2$ ) та досліджено їх кристалізаційну здатність після варки. Всі модельні стекла були зварені в однакових умовах при температурах 1300÷1480 °С в корундових тиглях з наступним охолодженням на металевому листі. За характером наявності кристалічної фази модельні стекла поділяються на знепрозорені – Т2, Т4, Т7, Т8, Т9, Т10, опалесцентні – Т1, Т5, Т6 та опалесцентне лікуюче скло – Т3 (рис. 1).

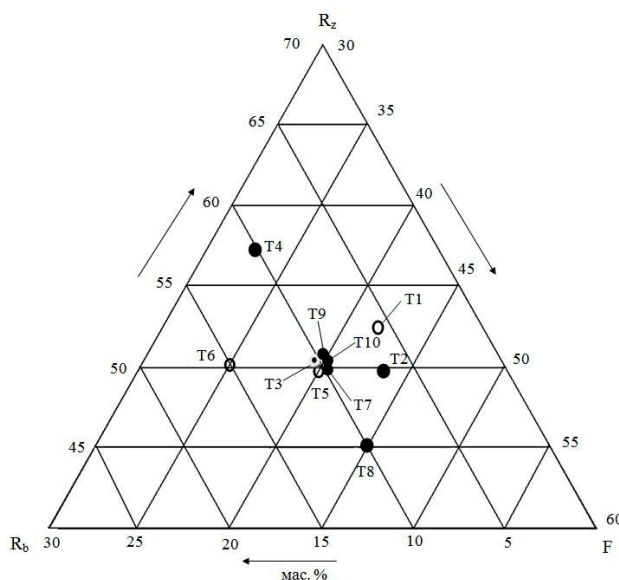


Рис. 1. Дослідна система резорбційний компонент ( $R_b$ ) – резистивний компонент ( $R_z$ ) – фазоутворюючий компонент (F): ● – знепрозорені стекла; ○ – опалесцентні стекла; ⊙ – опалесцентне лікуюче скло

Склокристалічні покриття по сплаву титану BT5 було одержано за шлікерною технологією, висушено при температурі 80÷120 °С та випалено при температурах 750÷1050 °С протягом 1÷1,5 хвилин. Маркування покриттів відповідає маркуванню стекол, на основі яких вони були одержані.

#### 4. Результати та їх обговорення

##### 4. 1. Дослідження кристалізаційної здатності модельних стекол та покриттів на їх основі

Особливістю структури модельних стекол після варки є наявність в них кристалічної фази ГАП, характер якої визначається вмістом та співвідношенням  $\text{CaO}:\text{P}_2\text{O}_5$ . За даними РФА зниження кристалізаційної здатності ГАП для стронційвмісних кальційсилікофосфатних стекол висококремнеземистої області Т1 і Т2 пояснюється наявністю оксиду стронцію в кількості 7÷8 мас. % і оксиду магнію понад 13 мас. %. Це пояснюється тим, що в силікофосфатних стеклах заміна  $\text{CaO}$  на  $\text{SrO}$  призводить до зниження температури ліквідуса, що сприяє зменшенню лінійної швидкості і температури росту кристалів [7]. Для скла Т2 деяке наближення співвідношення  $\text{CaO} : \text{P}_2\text{O}_5 = 2,5$  до стехіометричного для ГАП (1,67) декілька підвищує його кристалізаційну здатність у порівнянні зі склом Т1.

Для модельних стекол низькокремнеземистої області Т3, Т4, Т5, Т6, Т7, Т8, Т10 та для модельного скла Т9 з вмістом  $\text{SiO}_2 = 50$  мас.% характер фазоутворення визначається як співвідношенням  $\text{CaO} : \text{P}_2\text{O}_5$ , так і наявністю та вмістом каталізаторів кристалізації  $\text{TiO}_2$  та  $\text{ZrO}_2$ . Так їх введення до складу модельних стекол Т7 та Т10 призводить до підвищення кристалізаційної здатності.

Важливу роль в процесах фазоутворення в дослідних стеклах виконують оксиди алюмінію та бору. Вплив  $\text{Al}_2\text{O}_3$  на кристалізацію кальційсилікофосфатних стекол визначається їх складом і базується на його здатності підвищувати або знижувати в'язкість скломаси [8] в залежності від того який компонент скла буде замінено даним оксидом. Так для скла Т4 зі співвідношенням  $\text{CaO} : \text{P}_2\text{O}_5 = 2$  та з вмістом  $\text{Al}_2\text{O}_3 = 5$  мас. % заміна 5 мас. %  $\text{CaO}$  та 2 мас. %  $\text{CaF}_2$  на таку ж кількість  $\text{V}_2\text{O}_5$  призводить до підвищення його кристалізаційної здатності у порівнянні зі склом Т3. Заміна  $\text{Al}_2\text{O}_3$  на  $\text{MgO}$  в стеклах Т8 та Т9 позначається на підвищенні вмісту ГАП навіть без введення до складу  $\text{TiO}_2$  та  $\text{ZrO}_2$ , проте зміщує температуру кристалізації ГАП в область більш високих температур після термообробки. Зниження співвідношення  $\text{CaO} : \text{P}_2\text{O}_5$  до 1,5 і заміна 5 мас. %  $\text{CaO}$  на 5 мас.%  $\text{Na}_2\text{O}$  для скла Т6 при збереженні вмісту  $\text{Al}_2\text{O}_3 = 5$  мас. % сприяє зниженню кристалізаційної здатності ГАП після варки і незначному виділенню ренаніту після термообробки. Після термообробки для усіх дослідних склокристалічних покриттів спостерігається збільшення кількості кристалічної фази ГАП пропорційно його вмісту після варки.

За даними петрографічного аналізу встановлено, що для дослідних покриттів Т5 та Т6 характерним є вміст ГАП в межах 23÷26 % з розміром кристалів близько 1 мкм, для Т1 та Т2 – в межах 30÷37 % з розміром кристалів 2 мкм, для Т3 та Т4 – в межах 33÷40 % з розміром кристалів 3 мкм, а для покриттів

Т7, Т8, Т9 та Т10 – в межах 43÷55 % з розміром кристалів 3÷8 мкм. Таким чином, послідовне утворення кристалів ГАП в процесі охолодження дослідних стекол є визначальним фактором характеру кристалізації ГАП, його кількості і розміру після термообробки покриттів.

Отже, за результатами проведених досліджень встановлено, що для досягнення об'ємної тонкодисперсної кристалізації з продуктом ГАП у складі покриттів, як визначального прояву їх біоактивності, у кількості до 33 % необхідним є забезпечення співвідношення  $\text{CaO}:\text{P}_2\text{O}_5 = 2$  при вмісті  $\text{SiO}_2 = 45$  мас.% та  $\text{Al}_2\text{O}_3 = 5$  мас.% та наявності каталізатору кристалізації  $\text{TiO}_2 = 5$  мас. %.

##### 4. 2. Дослідження розчинності дослідних покриттів та кінетики осадження компонентів середовища на їх поверхні *in vitro*

За характером протікання процесу осадження на поверхні покриттів іонів кальцію і фосфору при переміщенні розчину цими компонентами внаслідок розчинення самого покриття *in vitro* можна судити про можливість утворення зв'язку біоматеріалу з кісткою [9].

Для дослідних покриттів розчинність в ДВ через 30 діб витримки складає близько 0,44 %, що вказує на незначний рівень їх резорбції (табл. 1).

Таблиця 1

Втрати маси, вихід іонів  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{P}^{5+}$  та рН розчину після витримки зразків дослідних покриттів у дистильованій воді та рівень резорбції за ISO 10993-14-2001

Маркування покриттів	Витримка у ДВ (30 діб)			рН	Рівень резорбції ISO 10993-14-2001	
	В <sub>дв</sub> , %	Вихід іонів кальцію та фосфору			В <sub>лк</sub>	П <sub>мр</sub>
		В <sub>Ca<sup>2+</sup></sub> , %	В <sub>P<sup>5+</sup></sub> , %			
Т1	0,434	0,06	0,19	7,37	0,802	2,08
Т2	0,430	0,06	0,20	7,38	0,798	2,05
Т3	0,420	0,08	0,23	7,23	0,689	1,27
Т4	0,393	0,07	0,24	7,13	0,634	1,17
Т5	0,433	0,12	0,29	7,45	0,878	2,54
Т6	0,442	0,11	0,27	7,33	0,891	2,42
Т7	0,420	0,07	0,22	7,22	0,690	1,27
Т8	0,406	0,05	0,21	7,2	0,626	0,98
Т9	0,407	0,06	0,21	7,15	0,687	1,34
Т10	0,425	0,08	0,23	7,25	0,692	1,28

Незначне підвищення розчинності серед дослідних склокристалічних покриттів спостерігається для Т1 та Т2, які характеризуються вмістом  $\text{R}_2\text{O} = 6,6$  мас. %, що пояснюється заміною в їх складі  $\text{Na}_2\text{O}$  та  $\text{CaO}$  на  $\text{SrO}$  та  $\text{MgO}$  при співвідношенні  $\text{MgO} : \text{SrO} = 1,73\div 1,9$  та  $\Sigma(\text{MgO}+\text{SrO}) = 20,4\div 21,8$  мас. %. Підвищення розчинності, яке спостерігається при заміні  $\text{CaO}$  на  $\text{MgO}$  пов'язано зі здатністю магнію утворювати з кремнієвою кислотою розчинні сполуки [10]. Заміна  $\text{Ca}^{2+}$  на більш рухливим катіон  $\text{Sr}^{2+}$  призводить до розширення сітки скла і, як результат, до зменшення взаємодії між атомами стронцію та немістковим киснем у сітці скла [7]. Збільшення кількості немісткового кисню в структурі скла свідчить про послаблення зв'язків кремнієвого каркасу, і, як наслідок, зниження хімічної стій-

кості та підвищення схильності до кристалізації [11]. Для дослідних покриттів Т5 та Т6 зниження показників водостійкості серед дослідних зразків пов'язано значною мірою зі зниженням їх кристалізаційної здатності. Для дослідних покриттів Т3, Т4, Т7, Т8, Т9 та Т10 низькі показники втрат маси в ДВ головним чином пов'язані з їх порівняно високою кристалізаційною здатністю, що підтверджується даними РФА.

Для встановлення впливу вилуговування на показник рН як необхідного фактору утворення апатитоподібного шару *in vitro* було визначено вихід іонів  $Ca^{2+}$ ,  $P^{5+}$  у ДВ після витримки зразків дослідних покриттів впродовж 30 дб (табл. 1). Відповідно до зміни показнику  $V_{д.в}$ , % змінюється і показник  $V_{Ca^{2+}}$  від 0,12 % для покриття Т5, до 0,06 % – для покриттів Т1 та Т2. При приведенні показнику  $V_{д.в}$  до 100 % для покриттів Т1 та Т2 показник  $V_{Ca^{2+}}$  складає 15 % від  $V_{д.в}$ , для покриття Т5 – 30 % від  $V_{д.в}$ . Вихід іонів  $P^{5+}$  для дослідних покриттів є вищим у порівнянні з виходом іонів  $Ca^{2+}$  і складає від 0,19 % для покриття Т1 до 0,29 % для покриття Т5, що пов'язано з вмістом оксиду фосфору у складі вихідного скла та структурною зв'язаністю кремнекисневого каркасу. Вихід іонів  $P^{5+}$  складає 50 % від  $V_{д.в}$  для покриттів Т1 та Т2 і 65 % від  $V_{д.в}$  для покриття Т5.

Відомо, що кристалізації ГАП сприяє відносна постійність рН (7,3) фізіологічних середовищ, тому  $pH = 7,15 \div 7,25$  для покриттів Т3, Т4, Т7, Т8, Т9, Т10 дозволить отримати апатитоподібний шар на поверхні імплантатів в умовах *in vivo*. Відомо, що іони кальцію витісняють іони гідрогену, що знижує кислотність, тобто робить розчин більш лужним. Тому значний вихід іонів  $Ca^{2+}$  для покриття Т5 позначається на підвищенні рН розчину до 7,45, що може негативно вплинути на процес апатитоутворення [10].

Для дослідних покриттів втрати маси в екстремальному розчині ЛК зменшуються з ростом в них кристалічної фази ГАП. Найвищими показниками  $V_{л.к}$  характеризуються дослідні покриття Т1, Т2 та Т5, Т6 і складають близько 0,8 %, найнижчими Т4 та Т8 – близько 0,6 %. Всі дослідні склокристалічні покриття після витримки в ЛК з  $V_{л.к} = 0,6 \div 0,9$  % (табл. 1) відносяться до медичних виробів з низьким рівнем деструкції за ISO 10993-14-2001.

Приріст маси в МР через 5 дб збільшується відповідно до росту розчинності дослідних покриттів у ДВ. Так, найбільший приріст маси спостерігається для покриттів Т1, Т2 та Т5, Т6 і складає 2,05÷2,54 %, найменший – для Т3, Т4, Т7, Т8, Т9 та Т10 і складає 0,98÷1,34 %.

З метою встановлення особливостей процесу апатитоутворення на поверхні дослідних покриттів *in vitro* було досліджено їх розчинність та кінетику осадження компонентів середовища на їх поверхні в МРО. Приріст маси в МРО після 30 дб витримки для усіх дослідних покриттів складає 1,0÷2,61 %. Приріст маси в МРО 90 та 180 дб є незначним для усіх дослідних покриттів і становить близько 1,0 % від  $P_{м.р.о}$  через 30 дб. В цілому для усіх дослідних зразків спостерігається загальний приріст маси через 180 дб, який складає 1,04÷2,66 %, що є свідченням протікання інтенсивних процесів розчинення покриттів в МРО та осадження на їх поверхні апатитового шару. Крива приросту маси, яка характеризує процес кінетики осадження компонентів МРО на поверхні дослідних покриттів впродовж 180 дб має параболічний характер з суттє-

вим зростанням цього процесу вже після 90 дб (рис. 2), що позитивно позначиться на строках зрощування імплантату з кісткою *in vivo*.

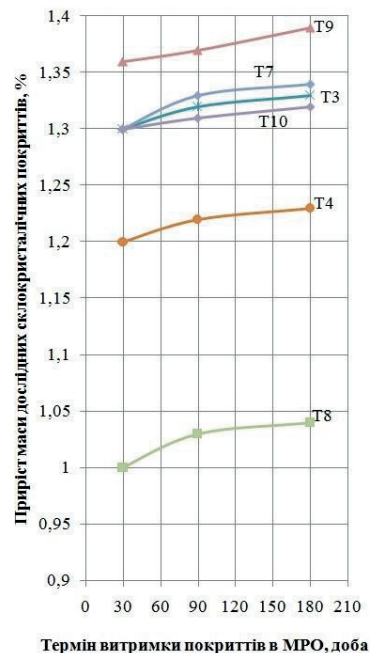


Рис. 2. Кінетика осадження компонентів середовища на поверхні покриттів *in vitro*

## 5. Висновки

Розроблено кальційсилікофосфатні склокристалічні покриття по титану та досліджено їх кристалізаційну здатність. Встановлено залежність резорбції від структури кальційсилікофосфатних склокристалічних покриттів та визначено, що забезпечення об'ємної тонкодисперсної кристалізації ГАП у кількості 33÷40 %, яке реалізується при співвідношенні  $CaO : P_2O_5 = 2$ , визначає можливість їх використання у якості медичних виробів з низьким рівнем деструкції.

Визначено оптимальний вихід іонів кальцію та фосфору впродовж 30 дб для забезпечення значення  $pH = 7,3$ . Досліджено розчинність кальційсилікофосфатних склокристалічних покриттів у фізіологічних рідинах та встановлено параболічний характер кінетики осадження компонентів середовища у модельній рідині організму впродовж 180 дб з його суттєвим зростанням вже після 90 дб, як прояв формування апатитоподібного шару на поверхні матеріалів за визначений період.

Одержані результати доцільно використовувати при проектуванні складів резорбційних біоактивних склокристалічних покриттів по титану при створенні ендопротезів для кульшового суглобу зі строками зрощування від 3 місяців.

## Література

1. Хлусов, И. А. Основы биомеханики биосовместимых материалов и биологических тканей: учебное пособие

- [Текст] / И. А. Хлусов, В. Ф. Пичугин, М. А. Рябцева. – Томск: Издательство Томского политехнического университета, 2007. – 149 с.
2. Breme, J. Titanium and titanium alloys. Biomaterials of preference [Текст] / J. Breme // In the Proceeding of the Sixth World Conference on Titanium. – Paris, 1988. – P. 57–67.
  3. Петровская, Т. С. Силикофосфатные стекла как компонент биоактивных покрытий [Текст] / Т. С. Петровская // Стекло и керамика. – 2002. – № 12. – С. 34–37.
  4. Шмелева, И. Н. Плазменное нанесение биоактивных покрытий на медицинские имплантаты и эндопротезы [Текст] / И. Н. Шмелева, Н. Ю. Михайленко, И. К. Батрак // Стекло и керамика. – 1997. – № 1. – С. 25–27.
  5. Grellner, F. Gradient coatings – a new use in the manufacture of implants [Текст] / F. Grellner, S. Ahne, S. Gottschling, P. Grcil // Ceram. Forum Int. – 1997. – Vol. 74(9). – С. 540–542.
  6. Свентская, Н. В. Силикофосфатные биокомпозиционные материалы с регулируемой поровой структурой для костно-пластической хирургии [Текст]: автореф. дис. на соиск. науч. степ. канд. техн. наук: 05.17.11 / Н. В. Свентская; РХТУ им. Менделеева Д. И. – М., 2011. – 159 с.
  7. Bruyere, O. Effects of strontium ranelate on spinal osteoarthritis progression [Текст] / O. Bruyere, D. Delferriere, C. Roux // Ann. Rheum. Dis. – 2008. – Vol 67. – P. 335–339.
  8. Saiz, E. In vitro behavior of silicate glass coating on Ti6Al4V [Текст] / E. Saiz, M. Goldman, J. M. Gomez-Vega [и др.] // Biomaterials. – 2002. – Vol. 23. – P. 3749–3756.
  9. Verne, E. Correlation between microstructure and properties of biocomposite coating / E. Verne, E. Bona, E. Angelini and other // Eur. Ceram. Soc. – 2002. – Vol. 22, № 13. – P. 2315–2323.
  10. Саввова, О. В. Дослідження розчинності спечених кальційсиликофосфатних склокристалічних матеріалів [Текст] / О. В. Саввова, Л. Л. Брагіна, О. В. Бабіч // Вопросы химии и химической технологии. – Днепропетровск: УДХТУ. – 2011. – № 5. – С. 146–150.
  11. Безбородов, М. А. Химическая устойчивость силикатных стекол [Текст] / М. А. Безбородов. – Минск: Наука и техника, 1972. – 304 с.

*Після вогнебіозахисту деревини постає необхідність просочувальних засобів утриматися в структурі протягом тривалого часу в умовах коливання температури і вологості. Розроблено математичну модель процесу вимивання антипіренів із модифікованої деревини після її оброблення, яка дозволяє зробити прогноз зміни концентрації захисних речовин та зробити раціональний вибір засобів для збільшення строку експлуатації обробленої деревини*

*Ключові слова: просочення, антипірени, антисептики, деревина, дифузія, гідрофобізатори, вимивання, експлуатаційна стійкість деревини*

*После огнебиозащиты древесины возникает необходимость пропиточных средств удержаться в структуре в течение длительного времени в условиях колебания температуры и влажности. Разработана математическая модель процесса вымывания антипиренов с модифицированной древесины после ее обработки, которая позволяет сделать прогноз изменения концентрации защитных веществ и сделать рациональный выбор средств для увеличения срока эксплуатации обработанной древесины*

*Ключевые слова: пропитка, антипирены, антисептики, древесина, диффузия, гидрофобизаторы, вымывание, эксплуатационная стойкость древесины*

УДК 614.842

## МОДЕЛИРОВАНИЕ СТОЙКОСТИ МОДИ- ФИЦИРОВАННОЙ ДРЕВЕСИНЫ К ВЫМЫВАНИЮ ЗАЩИТНЫХ СРЕДСТВ

Ю. В. Цапко

Кандидат технических наук,  
старший научный сотрудник, докторант  
Институт вяжущих веществ и материалов  
им. В. Д. Глуховского  
Киевский национальный университет  
строительства и архитектуры МОН Украины  
пр. Воздухофлотский, 31, г. Киев,  
Украина, 03680  
E-mail: Alekslion7777@bigmir.net

### 1. Введение

Эксплуатационная надежность и эффективность огнезащиты модифицированной древесины зависит,

главным образом, от качества и реакционной способности огнезащитного средства, а также от класса условий эксплуатации объекта, где применяются эти материалы. Со временем эта эффективность может