

УДК 666.293

О. В. САВВОВА, О. І. ФЕСЕНКО, Є. В. БАБІЧ**АНАЛІЗ НАПРЯМКІВ РОЗРОБКИ БІОАКТИВНИХ КОМПОЗИЦІЙНИХ ПОКРИТТІВ ПО ТИТАНУ ДЛЯ ДЕНТАЛЬНОЇ ІМПЛАНТОЛОГІЇ**

Розглянуто основні види існуючих матеріалів для дентальних імплантатів та визначено актуальні напрямки розробок інноваційних матеріалів для зубопротезування. Встановлено перспективність використання композиційних матеріалів для заміни втрачених зубів з експлуатаційними властивостями наближеними до природної кістки. На основі діючих стандартів сформульовані вимоги до склокристалічних покриттів по титану для дентальної імплантології, обрано систему і склади модельних стекел та розраховано основні їх структурні показники. Визначено, що використання склокристалічних покриттів по титану як біоактивної складової при одержанні дентальних імплантатів дозволить скоротити термін зрощування та підвищити механічні властивості системи «імплантат-кістка».

Ключові слова: дентальна імплантологія, імплантат, композиційні матеріали, склокристалічні покриття по титану, гідроксиапатит.

Вступ

Одним із інноваційних напрямків розробки матеріалів і технологій у сучасному суспільстві є забезпечення комфортних умов життєдіяльності людини. Невід'ємним аспектом реалізації цього напрямку є збереження та відновлення цілісності здорового організму людини. Відновлення втрачених функцій організму, зокрема, опорно-рухового апарату може бути реалізовано шляхом ендопротезування неорганічними матеріалами зі структурою та складом наближеними до кісткової тканини.

На сьогодні основна увага приділяється створенню імплантатів для кісткового ендопротезування та дентальної імплантології. Однак необхідність заміни кісткової тканини кінцівок та суглобів є характерною лише для людей похилого віку, дітей з вродженими вадами та постраждалих [1]. При цьому, проблема заміни втрачених зубів є характерною для більшості людей, незважаючи на їх вік, матеріальне становище та місце у суспільстві [2].

Найбільш розповсюдженими методами відновлення втрачених зубів є використання мостових коронок [3]. Однак даний метод потребує знищення цілісності як мінімум двох сусідніх здорових зубів. На противагу цьому методу у останні десятиліття все більшого використання набуває дентальна імплантологія [4], що не потребує для відновлення втрачених зубів пошкодження сусідніх. Дана технологія полягає у введенні у кісткову тканину щелепи людини металевого імплантату, фіксації імплантату та прикріплення до нього за допомогою абатменту металокерамічної коронки.

На сьогоднішній день використовуються різні види матеріалів для створення дентальних імплантатів (табл.1). Так широкого застосування набули металеві імплантати, які забезпечують високий рівень механічних властивостей, однак, мають низький рівень біоактивності. Найчастіше як металеві імплантати використовуються титан та кобальт-хром-молібденові сплави. Останні дослідження свідчать про токсичність кобальт-хром-молібденових сплавів, що є неприпустимим при використанні матеріалу як імплантату [5]. Це вказує на доцільність використання біоінертного та нетоксичного титану [6].

Відомі біоактивні керамічні матеріали на основі фосфатів кальцію характеризуються високою біосумісністю та максимально наближаються за своїм складом до натуральних зубів людини. Головний недолік таких матеріалів полягає у незначній механічній міцності, що не дозволяє їх використання під дією значних навантажень.

Використання як дентальних імплантатів міцної алюмооксидної кераміки і розчинних біостекел обмежується їх незначною схильністю до пружної деформації та крихкістю у порівнянні з металами. Тому керамічні дентальні імплантати в даний час використовуються рідко, а імплантати з біологічно активних стекел застосовуються в основному для встановлення в лунки видалених зубів для профілактики прогресуючої атрофії і деформації альвеолярних відростків [5].

Серед матеріалів для дентальної імплантології особливе місце посідають композиційні матеріали, які поєднують у собі біоактивні властивості покриттів та механічні властивості системи «метал-покриття».

Відомі плівкові покриття (ZrO_2, SiO_2) [7], є біоінертними та характеризуються незначною товщиною, що не дозволяє досягти необхідного рівня біохімічного зчеплення в системі «імплантат-кістка». Використання біоактивного матеріалу на основі фосфатів кальцію є обмеженим з огляду на різницю значень температурного коефіцієнту лінійного розширення титану та нанесеного покриття.

На противагу цьому склокристалічні покриття (СКП) по металам забезпечують високу адгезійну здатність поряд з визначеними механічними та медико-біологічними властивостями. Більшість розроблених СКП використовуються у відновлювальній ортопедії та характеризуються строками зрощування від 3-х до 6-ти місяців [8].

Тому необхідним є створення склокристалічного матеріалу, який забезпечить необхідні міцностні властивості та рівень біоактивності для формування міцного апатитоподібного шару впродовж 1-го місяця.

Особливістю експлуатації дентальних імплантатів є те, що вони працюють в умовах значних циклічних статичних та динамічних навантажень. Під час жувального циклічного

навантаження можна очікувати збільшення напруги в матеріалі імплантату до $200 \div 500$ МПа при впливі сили в $400 \div 1000$ Н [5]. Вплив багаторазово повторюваного змінного навантаження різко знижує міцність матеріалів. При циклічних навантаженнях руйнування матеріалу відбувається в результаті поступового розвитку тріщин, що обумовлено особливостями молекулярного і кристалічного будови речовини.

Одержання біоактивних склокристалічних покриттів по сплавах титану для дентальної імплантології може здійснюватися шляхом керування процесами структуро- та фазоутворення при низькотемпературному короткотривалому, одно стадійному режимі термічної обробки за рахунок протікання процесу тонкодисперсної об'ємної кристалізації покриттів з наявністю біоактивних фаз фосфатів кальцію та кристалічних фаз з підвищеними механічними властивостями (воластоніту, лейцити), досягнення рівня розчинності покриттів, необхідного для формування апатитоподібного шару на їх поверхні у фізіологічному середовищі в умовах *in vitro* для забезпечення міцного зв'язку в системі «імплантат-кістка».

Наявність гідроксиапатиту (ГАП) та фторапатиту (ФАП) у визначеному співвідношенні

дозволить сформувати структуру матеріалу близьку до структури зубів. Наявність Кристалів ФАП буде значно зміцнювати структуру матеріалу. Однак, кількість кристалічної фази ФАП не повинна перевищувати 10 % від загальної кількості кристалічної фази. Для забезпечення визначеного рівня резорбції кількість кристалічної фази повинна знаходитися в діапазоні 30-40 мас. %.

Поряд з цим для зменшення терміну зрощування дентального імплантату з щелепою важливим є забезпечення визначеного рівня біоактивності, що є запорукою створення міцного біохімічного зв'язку імплантат-кістка у скорочений термін (один місяць).

Використання біоактивного склокристалічного покриття по титану дозволить вирішити вказані задачі, а саме, підвищити механічні властивості композиту за рахунок поєднання жорсткості металевої основи і біоактивні характеристики покриття для забезпечення скорочення терміну резорбції матеріалу. Тому дентальна імплантологія потребує розробки нових вітчизняних більш ефективних та технологічних матеріалів, що характеризуються екологічністю, високими експлуатаційними властивостями та низькою собівартістю, що і склало актуальність даної роботи.

Таблиця 1 – Характеристики властивостей матеріалів для дентальної імплантології та природних зубів людини

Властивості	Метали		Композити		Керамічні та скломатеріали			Природні зуби людини
	Титан	Co-Cr-Mo	СКМ*	СКМ*	Спечений ГАП	Алюмо-оксидна кераміка	Біоскло	
Представник	BT1-00	BUGODENTCCS vac	Біоситалл «КФ»	АП-10	Остеограф/LD	Bioloх	Biogran	Дентин
Країна розробки та виробництва	Україна	Росія	Росія	Україна	Росія	Німеччина	Росія	–
Механічні властивості								
Щільність $\rho \times 10^{-3}$, кг/м ³	4,5	8,35	2,2÷2,7	–	3,156	3,85÷3,99	1,8÷2,9	2,9÷3
ТКЛР $\alpha \cdot 10^{-7}$, град ⁻¹	89	139÷145	75÷80	130	110÷140	60÷90	140÷150	
Модуль Юнга E, ГПа	110,25	235	100	100	35÷120	380÷410	40÷140	40÷84
Твердість за Бріннелем, ГПа	0,103	0,36	–	–	–	–	–	–
Твердість за Віккерсом, ГПа	–	–	5÷6,8	5,44	3÷7	12÷18	4÷4,5	3,4÷3,7
Мікротвердість за Віккерсом, ГПа	–	–	–	–	–	–	3,4	5,7
Міцність на стиск, МПа	–	–	100÷2600	130	270÷900	3000÷5000	800÷1200	250÷400
Міцність на вигин, МПа	–	–	130	–	80÷250	–	42	120÷180
Експлуатаційні властивості								
Вид біосумісності	біоінертні	біотолерантні	біоактивні					
Токсична дія	не виявляє	можлива	не виявляє					
Тип зв'язку з кістковою тканиною	контактний остеогенез	дискантний остеогенез	зв'язний остеогенез					

* склокристалічні матеріали, основа для отримання склокристалічних покриттів.

Постановка мети та методика дослідження.

Метою роботи є обґрунтування вибору складів склокристалічних матеріалів та покриттів по титану для дентальної імплантології.

За даними авторів [9], для оцінки здатності стекло до кристалізації необхідно встановити значення наступних розрахункових показників: коефіцієнта прозорості (K_{np}), коефіцієнта

кристалічності ($K_{кр}$) [10]. Для оцінки структурної міцності наступні показники f_{Si} [11], та Ψ_B і Ψ_{Al} .

За дослідженням авторів Лісачука Г.В. та ін. [12] встановлено, що для отримання склокристалічних матеріалів необхідно, щоб структурні коефіцієнти скломатеріалів мали такі значення: коефіцієнт прозорості $K_{пр} \geq 2,1$, коефіцієнт кристалічності $K_{кр} \geq 3,5$.

За даними А.А. Аппена [13], забезпечення показників Ψ_B і Ψ_{Al} більше одиниці дозволить створити умови для наявності у структурі стеклокристалічних [BO₄] та [AlO₄]. Наявності у структурі модельних стеклокристалічних тетраедрів сприятиме їх зміцненню та уповільнюватиме процеси вилуговування для забезпечення нетоксичності скломатеріалів та можливості їх використання як основи для медичних виробів.

Експериментальна частина.

На базі кафедри технології кераміки, вогнетривів, скла та емалей Національного Технічного Університету «Харківський Політехнічний Інститут» було проведено узагальнення існуючих даних та сформульовано вимоги до імплантатів та критерії синтезу склокристалічних

покриттів, на основі яких проведено подальші дослідження.

Для розробки складів модельних стеклокристалічних матеріалів та покриттів для дентальної імплантології першочерговим етапом є встановлення комплексу вимог до таких матеріалів (табл.2) та розробка критеріїв синтезу до вихідної скломатриці, яка забезпечить необхідні експлуатаційні та фізико-хімічні властивості матеріалу.

З урахуванням накопиченого досвіду та комплексу вимог до склокристалічних покриттів для дентальної імплантології основи було обрано вихідну систему R₂O – RO – CaF₂ – R₂O₃ – P₂O₅ – SiO₂, де R₂O – Na₂O, K₂O, Li₂O; RO – CaO, ZnO; R₂O₃ – B₂O₃, Al₂O₃ та, R₂O₃ – B₂O₃, Al₂O₃ та, в області визначених концентраційних меж обрано модельні стекла з співвідношенням фазоутворюючих компонентів CaO/P₂O₅ = 1,67 для кристалізації біоактивних фаз гідроксиапатиту (ГАП) і фторапатиту (ФАП), та співвідношенням K₂O/Al₂O₃ = 0,94 і при вмісті SiO₂ від 45 до 60 мас. % для кристалізації високоміцної фази лейциту.

Таблиця 2 – Вимоги до склокристалічних покриттів для дентальної імплантології

Параметр	Вимоги	Стандарт
Хімічні властивості		
Розмір кристалів, мкм	≤ 5	ISO 6474
Розчинність у дистильованій воді, %	≤ 0,5	ГОСТ Р 52770-2007
Розчинність у буферному розчині лимонної кислоти, %	< 100 %	ГОСТ ISO 10993-14-2011
Загальна кількість важких металів у складі матеріалу	≤ 0,005	ASTM F 1538-03
Механічні властивості		
Мікротвердість за Вікерсом, МПа	≥ 5600 ÷ 6200	ГОСТ 9450-76
Тріщиностійкість K _{1с} , МПа·м ^{1/2}	3,0	ГОСТ ISO 51736 - 2001
Міцність на стиск, МПа	97 ÷ 160	ГОСТ 4651-82
Адгезійна міцність, МПа	≥ 10	ISO 13779-2:2008
Міцність на вигин, МПа	≥ 50	ГОСТ Р 51736-2001.
Модуль Юнга, МПа	10 – 22	
Технологічні властивості		
ТКЛР10 ⁻⁷ (25-600) ,град ⁻¹	90 – 110	ГОСТ ISO 51736 - 2001
Властивості поверхні		
Вільна енергія поверхні мДж/м ²	≥ 45	ASTMD7334-2013
Морфологія поверхні (R _a), мкм	1 ÷ 10	ГОСТ 2789-73
Утворення апатитоподібного шару	Утворює	ISO/FDIS 23317:2007
Медико-біологічні властивості		
Класифікація за характером контакту з організмом	Імплантат, що контактує з тканиною та кісткою	ДСТУ ISO10993-1: 2004
Класифікація за тривалістю контакту	Постійний контакт	ДСТУ ISO 10993-9:2004
Випробування на системну токсичність	Не виявляє	ДСТУ ISO 10993-11: 2004 ДСТУ ISO 10993-5:2004
Відносна площа новоутвореної кістки (ум.од.)	44,6	ДСТУ ISO 10993-6: 2011
Індекс остеоінтеграції, %	42,8	

Критерії вибору складів стеклокристалічних:

1) протікання тонко дисперсної об'ємної кристалізації для утворення хімічно стійкої фази гідроксиапатиту, фторапатиту та лейциту у кількості 35 ÷ 40 об. % в умовах низькотемпературної

коротко тривалої одностадійної термічної обробки впродовж 1,0 ÷ 1,5хв;

2) в'язкість розплавів стеклокристалічних при температурі розм'якшення $T_f = 10^6 \div 10^7 \text{ Па} \cdot \text{с}$;

3) кут змочування розплавами стекел поверхні титану в межах $20 \div 40^\circ$ при температурах випалу $650 \div 750^\circ\text{C}$;

4) термічний коефіцієнт лінійного розширення в межах $(90 \div 110) \cdot 10^{-7}$ град $^{-1}$ для забезпечення міцного зчеплення титанової основи та покриття.

Саме при низькотемпературній кристалізації у склі першими з'являються кристалічні фази, які найбільш легко змочуються склом, і, як наслідок, найбільш міцно зв'язані зі склом. При тривалих високотемпературних витримках відбувається перекристалізація в стабільні фази наявності яких дозволить забезпечити необхідні функціональні властивості склокристалічних матеріалів.

Введення до складу модельних стекел $\text{SiO}_2 \leq 60$ мас. % призводить до зменшення вірогідності переходу вільного кварцу у кристоболіт. Введення оксиду бору та флюориту, як флюсуючих компонентів, позитивно позначається на зниженні температури варки скла та випалу покриття, що є необхідним при створенні якісних склокристалічних покриттів по титану та його сплавам (табл.3).

Зниження температури випалу для борвмісних склопокриттів по титану та його сплавам дозволить уникнути інтенсивного утворення окалини та альфованого шару значної товщини, що починають протікати вже при температурі 882°C , та що призводить до відшаровування склопокриття від металу-основи в процесі експлуатації імплантату.

Для забезпечення високих механічних показників склокристалічних матеріалів та покриттів в умовах циклічних навантажень як каталізатор кристалізації резистивної кристалічної фази ГАП було обрано ZnO . Зі збільшенням концентрації оксиду цинку у складі стекел у сформованій кристалічній фазі спостерігається зниження розміру кристалів. Саме наявність цинку дозволить одержати склокристалічний матеріал з тонкодисперсною структурою, з розміром кристалічних фаз ≤ 1 мкм, що приведе до зміцнення структури матеріалу та підвищення його реакційної здатності.

Таблиця 3 – Хімічний склад обраних модельних стекел

Відзнаки хімічного складу	Хімічний склад скломатеріалів, мас. %					
	Маркування модельних стекел					
	FAR 1	FAR 2	FAR 3	FAR 4	FAR 5	FAR 6
$\text{K}_2\text{O} + \text{Al}_2\text{O}_3$	14	17	14	15	15	14
$\text{K}_2\text{O} / \text{Al}_2\text{O}_3$	1,6 / 1,7					
$\text{CaO} + \text{P}_2\text{O}_5$	15	15	26	15	20	21
$\text{CaO} / \text{P}_2\text{O}_5$	1,67					
$\text{Na}_2\text{O} + \text{Li}_2\text{O}$	12	9	9	11	9	10
$\text{CaF}_2 + \text{ZnO}$	11	3	3	7	3	7
$\text{B}_2\text{O}_3 + \text{SiO}_2$	48	56	48	52	53	48

Результати проведених досліджень і обговорення результатів.

Для обраних складів модельних стекел був проведений розрахунок основних та спеціальних розрахункових структурних коефіцієнтів (табл.4).

Розрахунок значень структурних коефіцієнтів $\Psi_B \geq 1$ та $\Psi_{Al} \geq 1$ усіх модельних скломатеріалів

свідчить про переважне положення в них бору і алюмінію в чотири координованому стані та забезпечує їх визначену здатність до вилугування, згідно з ГОСТ Р 52770-2007 Обрані склади характеризуються значення коефіцієнту $f_{\text{Si}} 0,26 \div 0,30$, що, згідно з класифікацією біоактивності Н.В. Свенської [14], свідчить про їх високу реакційну здатність.

Значення $K_{\text{кр}} > 3,5$ свідчить про те, що сумарний вміст оксидів-модифікаторів у складі розплаву є достатнім для утворення структуро сформованих сиботаксичних груп, які є зародками кристалічної фази, тимчасом як $K_{\text{кр}} \geq 2,1$ сприятиме нуклеації при охолодженні та росту кристалів при подальшій термообробці.

Таблиця 4 – Значення розрахункових структурних коефіцієнтів модельних стекел

Розрахункові коефіцієнти	Значення розрахункових коефіцієнтів					
	Маркування модельних стекел					
	FAR 1	FAR 2	FAR 3	FAR 4	FAR 5	FAR 6
$\text{R}_2\text{O} / \text{P}_2\text{O}_5$	3,29	3,11	1,58	3,2	2,13	2,2
f_{Si}	0,27	0,3	0,26	0,28	0,28	0,26
Ψ_{Al}	4,48	3,27	4,56	3,83	3,86	4,52
Ψ_B	2,06	1,39	1,48	1,69	1,43	1,77
Коефіцієнт кристалічності, $K_{\text{кр}}$	7,3	8,3	8,7	7,8	8,48	7,95
Коефіцієнт прозорості, $K_{\text{пр}}$	2,42	2,24	2,4	2,32	2,32	2,41

Значення структурних коефіцієнтів прозорості $K_{\text{пр}}$ та кристалізаційної здатності $K_{\text{кр}}$ модельних стекел в межах $2,24 \div 2,42$ та $7,3 \div 8,7$ відповідно дозволить одержати на їх основі склокристалічні матеріали з високим ступенем механічної міцності.

Висновки досліджень і перспективність подальшого розвитку у даному напрямку:

1. Проведено аналіз науково-технічної та патентної літератури та встановлено перспективність розробки склокристалічних покриттів по титану для дентальної імплантології. На основі накопиченого досвіду у напрямку створення матеріалів та покриттів для дентальної імплантології визначено основні вимоги до їх властивостей. Визначено критерії синтезу склокристалічних покриттів по титану з підвищеними фізико-механічними властивостями та терміном резорбції до одного місяця.

2. Обґрунтовано вибір вихідної системи $\text{R}_2\text{O} - \text{RO} - \text{CaF}_2 - \text{R}_2\text{O}_3 - \text{P}_2\text{O}_5 - \text{SiO}_2$ для одержання біоактивних склокристалічних покриттів по титану, стійких при статичних та динамічних навантаженнях.

3. Проведено розрахунок основних та спеціальних розрахункових структурних коефіцієнтів для . Забезпечення значення показників в межах $f_{\text{Si}} = 0,26 \div 0,30$, $\Psi_{Al} \geq 1$, $\Psi_B \geq 1$, $K_{\text{кр}} = 7,3 \div 8,7$, $K_{\text{пр}} = 2,24 \div 2,42$ свідчить про можливість одержання на основі обраних модельних стекел нетоксичні склокристалічні матеріалів з високою біоактивністю.

Список літератури: 1. Вересов А. Г., Путляев В. И., Третьяков Ю. Д. Химия неорганических биоматериалов на основе фосфатов кальция // Рос. хим. ж. (Ж. Рос. хим. об-ва им. Д. И. Менделеева). – 2004. – Т. XLVIII, № 4. – С. 32–46. 2. Боровский Е. В. Клиническая эндодонтия / В. Е. Боровский. – М.: АО «Стоматология», 1999. – 176 с. 3. Кулаков А. А. Зубная имплантация / А. А. Кулаков, Ф. Ф. Лосев, Р. Ш. Гветадзе – М.: Медицинское информационное агентство, 2006. 4. Биосовместимые материалы и новые технологии в стоматологии: сб. статей Международной конференции / науч. ред. Р. Г. Хафизов. – Казань: Изд-во Казан. ун-та, 2014. – 270 с. 5. Параскевич В.Л. Дентальная имплантология. Основы теории и практики. – 2-е изд. / В.Л. Параскевич. – М.: Медицинское информационное агентство, 2006. 6. ГОСТ 19807-91. Титан и сплавы титановые деформируемые. Марки. – Введ. 01.07.1992. 7. Официальный сайт компании nBIOCOMP <http://www.beneq.com/ru/biosovmestimye-pokrytiya.html>, 25.11.2015 8. Саввова О.В., Шадріна Г.М. Механічні властивості склокристалічних кальційсілікофосфатних покриттів по титану / Кераміка: наука і життя. – Киев: Укрпринтком, 2013. – №2(20). – С. 4–11. 9. Стрoганова Е. Е. Биоматериалы на основе стекла: настоящее и будущее / Е. Е. Стрoганова, Н. Ю. Михайленко, О. А. Мороз // Стекло и керамика. – 2003. – № 10. – С.12–16. 10. Кингери У. Д. Введение в керамику / Кингери У.Д. – М.: Стройиздат, 1967. – 500 с. 11. Павлушкин Н. М. Основы технологии ситаллов / Павлушкин Н. М. – М.: Стройиздат, 1983. – 431с. 12. Стеклокристаллические покрытия по керамике / [Лисачук Г. В., Рыщенко М. И., Белостоцкая Л. А. и др]. – Харьков: НТУ «ХПИ», 2008. – 480 с. 13. Аппен А. А. Химия стекла / А. А. Аппен – М.: Химия, 1974. – 352 с. 14. Свентская Н. В. Силикофосфатные биокomпозиционные материалы с регулируемой поровой структурой для костно-пластической хирургии: Автореф. дис. на соискание уч. степени канд. техн. наук: спец. 05.17.11. «Технология силикатных и тугоплавких неметаллических материалов» / Свентская Н. В. – Москва, 2011. – 159 с.

Bibliography (transliterated): 1. Veresov A. G., Putljaev V. I., Tret'jakov Ju. D. Himija neorganicheskih biomaterialov na osnove fosfatov kal'cija // Ros. him. zh. (Zh. Ros. him. ob-va im. D. I. Mendeleeva). – 2004. – Т. XLVIII, № 4. – P. 32–46. 2. Borovskij E. V. Klinicheskaja jendodontija / V. E. Borovskij. – М.: АО «Стоматология», 1999. – 176 p. 3. Kulakov A. A. Zubnaja implantacija / A. A. Kulakov, F. F. Losev, R. Sh. Gvetadze – М.: Medicinskoe informacionnoe agentstvo, 2006. 4. Biosovmestimye materialy i novye tehnologii v stomatologii: sb. statej Mezhdunarodnoj konferencii / nauch. red. R. G. Hafizov. – Kazan': Izd-vo Kazan. un-ta, 2014. – 270 p. 5. Paraskevich V. L. Dental'naja implantologija. Osnovy teorii i praktiki.– 2-e izd. / V. L. Paraskevich.– М.: Medicinskoe informacionnoe agentstvo, 2006. 6. GOST 19807-91. Titan i splavy titanovye deformiruemye. Marki. – Vved.01.07.1992. 7. Oficial'nyj sajt kompanii nBIOCOMP <http://www.beneq.com/ru/biosovmestimye-pokrytiya.html>, 25.11.2015 8. Savvova O. V., Shadrina H. M. Mekhanichni vlastyivosti sklokrystalichnykh kal'tsiysylikofosfatnykh pokryttiv po tytanu / Kераmika: nauka i zhizn'. – Kiev: Ukrprintkom, 2013. – №2(20). – P. 4-11. 9. Stroganova E. E. Biomaterialy na osnove stekla: nastojashhee i budushhee / E. E. Stroganova, N. Ju. Mihajlenko, O.A. Moroz // Steklo i keramika. – 2003. – № 10. – P.12–16. 10. Pavlushkin N. M. Osnovy tehnologii sitallov / Pavlushkin N. M. – М.: Strojizdat, 1983.– 431 p.11. Kingeri U. D. Vvedenie v keramiku / Kingeri U. D. – М.: Strojizdat, 1967. – 500 p. 12. Steklokrystallicheskie pokryttiv po keramike / [Lisachuk G. V., Ryshhenko M. I., Belostockaja L. A. i dr].–Har'kov: NTU «HPI», 2008.– 480 p. 13. Appen A. A. Himija stekla / A. A. Appen – М.: Himija, 1974. – 352 p 14. Svetskaja N. V. Silikofosfatnye biokompozicionnye materialy s regulirujemoj porovoj strukturoj dlja kostno-plasticheskoj hirurgii: Avtoref. dis. na soiskanie uch. stepeni kand. tehn. nauk: spec. 05.17.11. «Tehnologija silikatnyh i tugoplavkih nemetalicheskikh materialov» / Svetskaja N. V. – Moskva, 2011.– 159 p.

Надійшла (received) 9.12.2015

Відомості про авторів

Саввова Оксана Вікторівна – доктор технічних наук, доцент, Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», доцент кафедри технології кераміки, вогнетривів, скла та емалей; тел.: (057) 707-68-78; e-mail: savvova_oksana@ukr.net

Savvova Oksana – Doctor of engineering science, Docent, National Technical University "Kharkiv Polytechnic Institute", Associate Professor at the Department of the ceramics, refractories, glass and enamel technology; tel.: (057) 707-68-78; e-mail: savvova_oksana@ukr.net

Фесенко Олексій Ігорович – Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», аспірант кафедри технології кераміки, вогнетривів, скла та емалей; тел.: (057) 707-68-78; e-mail: fesenco_alex@mail.ru

Fesenko Olexsii – National Technical University "Kharkiv Polytechnic Institute", postgraduate student the Department of the ceramics, refractories, glass and enamel technology; tel.: (057) 707-68-78; e-mail: fesenco_alex@mail.ru

Бабіч Олена Вікторівна – кандидат технічних наук, Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», асистент кафедри технології кераміки, вогнетривів, скла та емалей; тел.: (057) 707-68-78; e-mail: lenysjababich@ukr.net

Babich Olena – Candidate of engineering science, National Technical University "Kharkiv Polytechnic Institute", Assistant the Department of the ceramics, refractories, glass and enamel technology; tel.: (057) 707-68-78; e-mail: lenysjababich@ukr.net