

Саввова О.В.¹, д.техн.н., доцент, Шимон В.М.², д.мед.н., професор, Бабіч О.В.³, к.техн.н., перед.наук.співроб., Шерегій А.А.², к.мед.н., доцент, Шимон М.В.², к. мед.н., доцент

ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ СТРУКТУРИ ПОВЕРХНІ БІОАКТИВНИХ СКЛОКРИСТАЛІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ НА ЇХ ЗДАТНІСТЬ ДО ЗВ'ЯЗУВАННЯ З АЛЬБУМІНОМ

¹Харківський Національний університет міського господарства ім. О.М. Бекетова, м. Харків, Україна

²ДВНЗ "Ужгородський національний університет" м. Ужгород, Україна

³НДУ «Український науково-дослідний інститут екологічних проблем», м. Харків, Україна

Ключові слова: біоактивні склокристалічні матеріали, структура поверхні, альбумін, гемосумісність.

Вступ. Одним з фундаментальних питань в області створення медичних виробів, що контактують з кров'ю є вивчення взаємозв'язку між фізико-хімічними та гемосумісними властивостями біоматеріалів. Відомо, що адсорбція білків є першим етапом взаємодії крові з чужорідною поверхнею. Хоча більшість досліджень властивостей гемосумісності біоматеріалів пов'язані із з'ясуванням процесів утворення адсорбційного білкового шару і зміни його властивостей з часом, до теперішнього часу дані про вплив фізико-хімічних властивостей матеріалів (хімічний склад, аморфність і кристалічність структури, гідрофільність або гідрофобність поверхні і ін.) на характер адсорбційно-десорбційних процесів білків досить суперечливі. Так, немає єдиної думки про хімічний склад, структуру і енергетичних і адсорбційних властивостях матеріалу, які б забезпечували необхідну гемосумісність виробів [1].

Вважається, що біологічні ефекти на поверхні біоматеріалу пов'язані з феноменом «адсорбції білків на твердій поверхні», що надходять з плазми крові і спрямовуються до імплантату протягом перших хвилин взаємодії «кров-тканина». На підставі теоретичної моделі конкурентної адсорбції білків плазми на поверхні матеріалу ендопротезу встановлена закономірність зміни білкового складу в наступному порядку: альбуміни, γ -глобуліни, фібриноген. Роль цих білків у розвитку запального процесу нерівнозначна. При нанесенні на біоматеріал альбуміну спостерігається зменшення приросту клітин запального ряду, а дефіцит фібриногену не дозволяв розгортати нормальну запальну реакцію, доки імплантат не вкритий даними білком. Альбумін, який представлений в найбільшій кількості в плазмі, може «екранувати» поверхню біоматеріалу, запобігаючи адгезії інших білків і клітин крові. Таким чином, саме пептиди на поверхні імплантату дозволяють ідентифікувати біоматеріал як чужорідний, який ініціює імунні реакції. Дана теорія дає пояснення, чому інертний неімуногенний матеріал запускає запальний процес.

Експерименти з модельними системами показали особливу роль в гемосумісності попередньої адсорбції альбуміну. З одного боку адсорбований сироватковий альбумін людини (САЛ) пригнічує адгезію тромбоцитів, а з іншого – перешкоджає зв'язуванню фібриногену з поверхнею. При проведенні пасивації в умовах близьких до тих, які реалізуються при контакті біоматеріалу з кров'ю (обробка поверхні плазмою крові,

підвищення концентрації білка в розчині, використання суміші білків), вдалося істотно зменшити різницю між адсорбційно-енергетичними властивостями гемосумісності гідрофільних і гідрофобних матеріалів. Отже, для підвищення гемосумісності медичних виробів доцільно проводити пасивацію поверхні сироваткою, плазмою, модельними розчинами з фізіологічними концентраціями білків, що краще, в порівнянні з широко використовуваною обробкою поверхні розчином альбуміну.

Ймовірність гемосумісності медичного виробу при короткочасному або тривалому контакті з кров'ю зростає, якщо для первинних стадій взаємодії поверхні виробу з кров'ю характерно:

- швидке формування міцно пов'язаного з поверхнею однорідного (по рівномірності покриття) мультишарів білка (випадок гідрофобних матеріалів) або утворення моношарового покриття, білки якого слабо зв'язані з поверхнею і здатні до обміну з неадсорбованими білками крові (випадок гідрофільних матеріалів);

- мінімальна активація ферментних систем крові, в тому числі і системи комплементу;

- мінімальна активація клітинних компонентів крові, включаючи агрегацію, адгезію, реакцію вивільнення і лізис клітин.

Адгезія білків на поверхні імплантованого матеріалу – стартовий етап в каскаді взаємозалежних процесів, які ініціюють один одного, та відбуваються в тканинах після поміщення імплантату. За ним слідує активація коагуляційної системи і системи комплементу, тромбоз і міграція лейкоцитів [2].

Поліморфноядерні лейкоцити першими з'являються у вогнищі запалення і відіграють основну роль в міжклітинній взаємодії. Їх міграція починається через 1–3 години після початку запальної реакції, через 6–12 годин навколо джерела роздратування формується чітко виражений лейкоцитарний вал.

У наступній фазі запальної реакції основним типом клітин стають макрофаги, що беруть на себе роль ключової регуляторної клітини – «диригента клітинного ансамблю». Вони обмежують чужорідне тіло, послідовно формують нейтрофільно макрофагальний, макрофагальний і макрофагально-фібробластичних бар'єри, які передують утворенню грануляційної тканини. Вважають, що саме макрофаги і відіграють ключову роль у взаємодії «імплантат-тканину». На поверхні макрофагів є специфічні інтегрини, які відповідальні за адгезію на поверхні імплантату, а саме – взаємодіють з адсорбованими на ній білками [2]. Наступний за акумуляцією фагоцитів процес є специфічним для даного типу запальної реакції - злиття макрофагів з утворенням гігантських клітин чужорідного тіла [12].

Отже, після імплантації синтетичного біоматеріалу розвивається типова патофізіологічна реакція, що виражається в запаленні. Особливостями її є утворення гранульом, що містять гігантські клітини чужорідного тіла – деривати макрофагів, а також формування сполучнотканинної капсули, яка відокремлює імплантат від навколишніх тканин. Характер перебігу реакції на сторонній предмет визначається реактивністю організму і особливостями матеріалу імплантату і, більшою мірою, характеристиками поверхні.

До теперішнього часу розробки вченими в області медичного матеріалознавства визначено за напрямок розробку і впровадження імплантату з «заданими біосумісними властивостями» – біоінертні, біоактивні, резорбуючі. Серед вказаних матеріалів найбільш перспективними для створення гемосумісних матеріалів є біоактивні склокристалічні матеріали з регульованими рівнем розчинності та здатністю зрощуватися з кістковою тканиною за скорочений термін [3]. Це може бути реалізовано, у тому числі, за

рахунок обробки їх поверхні в розчині альбуміну. Синтез композиційних скломатеріалів вказаного типу дозволить підвищити гемосумісність імплантату та попередити запалення тканин при імплантуванні *in vivo*, що визначає основний актуальний напрямок розробок біосумісних кальційфосфатних матеріалів для кісткового ендопротезування.

Мета роботи. Метою даної роботи є дослідження впливу структури поверхні біоактивних скломатеріалів на здатність до їх зв'язування з альбуміном.

Для досягнення означеної мети були поставлені наступні завдання:

- встановити концентрацію іонів кальцію після витримки дослідних склокристалічних матеріалів в 10 мас. % розчині альбуміну;
- дослідити перерозподілу фракцій кальцію у розчині альбуміну після контакту з дослідними зразками з урахуванням особливостей їх структури;
- визначити гемосумісність розроблених матеріалів та оцінити їх перспективність при розробці кісткових ендопротезів.

Методика проведення експерименту. Концентрацію іонів кальцію в 10 мас. % розчині альбуміну після витримки дослідних склокристалічних матеріалів впродовж 5

Таблиця 1 – Схема розподілення компонентів

Компоненти	Проба (А)	Розчин порівняння	Еталон (Б)
Дистильована вода, мл	1,00	1,02	1,00
Дослідний матеріал, мл	0,02	–	–
Калібрувальний розчин, мл		–	0,02
Гідроксид натрія, мл	0,50	0,50	0,50
Розчин реактива (мурексида), мл	2,00	2,00	2,00

діб визначали калориметричним методом [4,11]. У чисту пробірку вносили

1,0 мл дистильованої води, 0,02 мл сироватки крові і 0,5 мл розчину гідроксиду натрію з $C = 0,4$ моль / л. Розчин перемішують і через 5-10 хв і додають 2,0 мл розчину реактиву (мурексиду). Паралельно готують еталон і розчин порівняння (табл.1). Всі розчини знову перемішують і вимірюють оптичну щільність проби і еталона з розчину порівняння. Вимірювання проводять в 1 см кюветі при довжині

хвилі 540 нм не раніше, ніж через 5, але не пізніше, ніж через 15 хв після додавання розчину реактиву. Оцінка результатів. За значенням оптичної щільності проби (А) і еталона (Б) розраховують вміст вільного кальцію (х) в ммоль / л біологічного матеріалу за формулою:

$$x=2,5 \cdot A/B; \text{ ммоль/л.} \quad (1)$$

Для визначення загального вмісту кальцію до 1 см³ розчину додавали 4 см³ кислоти азотної концентрованої х.ч. і 5 см³ води дистильованої поміщали в систему мікрохвильового розкладання Ethos Easy і проводили розкладання проби під дією мікрохвильового випромінювання при температурі 185 °С. Отримані розчини кількісно перенесли в мірні колби і доводили до 15 см³ водою дистильованою. Для визначення вільного кальцію до 0,5 см³ розчинів додавали 4,5 см³ спирту етилового 96 %, для видалення утвореного осаду проби відстоювали протягом 6 діб. Визначення масової частки кальцію, а підготовлених розчинах проводили методом полум'яної атомно-абсорбційної спектроскопії на приладі Agilent AA 240FS.

Значення поверхневої енергії твердих тіл не може бути оцінено безпосередньо за значенням параметру поверхневого натягу, оскільки на їх поверхні не відбувається пе-

реміщення молекул. Крайовий кут змочування вимірювали за статичним способом та розраховували за методом сидячої краплі.

Токсичність імплантатів на основі розроблених матеріалів оцінювали в ДУ «ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка НАМН» на підставі вивчення динаміки вмісту в сироватці крові щурів загального білка, сечовини та активності ферменту аланінової амінотрансферази (АлАТ). АлАТ визначали за кінетичним методом, вміст загального білка – біуретовим методом, вміст сечовини – ферментативним методом.

Результати експерименту та їх обговорення. Дослідні склокристалічні матеріали були синтезовані на основі кальційфосфатосилікатних стекел з хімічним складом (табл. 2), де $R_2O_3 - Al_2O_3, B_2O_3; R_2O - Li_2O, Na_2O, K_2O; RO_2 - ZrO_2, TiO_2, CeO_2, MnO_2;$ $RO - CaO, MgO, ZnO;$ модифікуючих компонентів $CoO, V_2O_5, MoO_3, La_2O_3, Cu_2O, SrO$ та наповнювача ZrO_2 , який вводили для підвищення тріщиностійкості матеріалу у кількості 5 мас. ч. на 100 мас. ч. фрити.

Стекла з маркуванням АС виготовляли за традиційною технологією, до якої входить шихтування сировинних матеріалів, варка модельних стекел у корундових тиглях при температурах 1250–1350 °С впродовж 6 годин та витримка за цих температур впродовж 0,5 год.

Склокристалічні матеріали було отримано за керамічною технологією в умовах одностадійної низькотемпературної (750–800 °С) швидкісної (15 хв) термічної обробки. Комплексні кальційфосфатосилікатні склокристалічні покриття з вмістом наповнювача діоксиду цирконію стабілізованого оксидом ітрію мали маркування АС3-1, АС3-2, АС3-3, АС3-4 та АС3-5.

Формування у структурі стекел поліфосфатів, яке визначається за співвідношенням $R_2O : P_2O_5 > 1$, дозволить сформувати сиботаксичні угруповання майбутніх кристалічних фаз [5], що поряд із забезпеченням високою реакційною здатністю скломатеріалів при $f_{Si} < 0,32$ (табл. 2), є важливим проявом їх біоактивності [6]

Як показник резорбції скла та рівня його біоактивності *in vivo* в залежності від складу було розраховано критерій *GR* (glass reaction) [7], значення якого свідчать про можливість утворення на поверхні матеріалів апатитоподібного шару ($GR = 4$) (табл. 2), що є важливим проявом їх біологічної сумісності.

Формування зв'язків біоактивного скла [8] – кістка здійснюється шляхом реакції конденсації між угрупованнями $\equiv Si - OH$ кислотного характеру і полярними групами білкових адгезивних молекул. Також можлива поява електростатичних зв'язків між молекулами білка і поверхнею скломатеріалу. Міцність цих зв'язків у порівнянні з валентними незначна, але в результаті їх чисельності, а також завдяки протіканню реакції конденсації молекула білка досить міцно закріплюється на поверхні біоактивного скла.

Таблиця 2 – Відмінності за хімічним складом дослідних стекел та структурні показники

Оксиди	Маркування				
	АС-1	АС-2	АС-3	АС-4	АС-5
	Відмінності за хімічним складом, мас. %				
SiO ₂	50,0	50,0	47,0	50,0	47,0
R ₂ O ₃	7,0	7,0	7,0	7,0	6,0
R ₂ O	11,4	12,4	12,0	12,0	10,9
RO ₂	3,0	1,0	4,0	2,5	4,0
P ₂ O ₅	9,0	9,0	10,0	9,0	10,0
RO	19,0	17,0	20,1	18,4	19,6
CaF ₂	0,5	0,5	1,0	1,0	2,4
$\Sigma CoO, V_2O_5, MoO_3, La_2O_3, Cu_2O, SrO$	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
f_{Si}	0,30	0,30	0,28	0,30	0,28
<i>GR</i>	3	3	4	3	4

Перераховані явища можуть призводити до локальної зміни концентрації іонізованого кальцію близько поверхні зразку.

Підтвердженням цьому є те, що після витримки в 10 % розчині альбуміну дослідних матеріалів (А/АСЗ) впродовж 5 діб загальний вміст кальцію є найвищим для розчину альбуміну після витримки матеріалу АСЗ-2 (А/АСЗ-2), найменший – для А/АСЗ-5 (рис. 1). Однак в процесі взаємодії дослідних матеріалів з розчином альбуміну при порівнянні з дистильованою водою вихід вільного (іонізованого кальцію) значно змінюється. Лише для розчинів А/АСЗ-3 та більшою мірою для А/АСЗ-5 вміст зв'язаного кальцію декілька збільшується при порівнянні з розчином альбуміну, а вільного – зменшується.

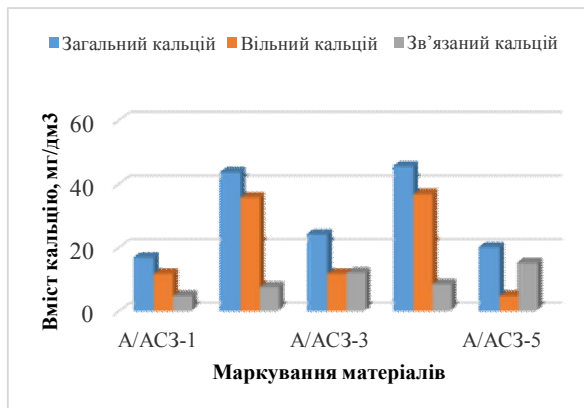


Рисунок 1 – Вміст різних форм кальцію у розчині альбуміну після витримки в ньому дослідних матеріалів

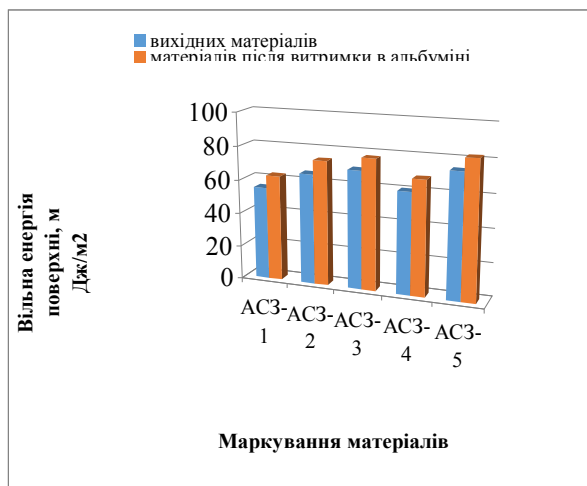


Рисунок 2 – Значення вільної енергії поверхні вихідних матеріалів та після їх витримки в альбуміні

ки з мінералами кістки [9].

Після витримки в розчині альбуміну ВЕП для дослідних матеріалів збільшується (62,9–82,3 мДж/м²) (рис. 2). Це пояснюється за рахунок інтенсифікації процесу адсорбції внаслідок утворення на поверхні дослідних матеріалів гідрофільних та гідрофобних ділянок альбуміну.

Адсорбція альбуміну тісно пов'язані з процесом перерозподілу фракцій кальцію у результаті контакту біоактивних матеріалів з сироватою крові [10]. Процес

з термодинамічної точки зору для протікання процесів остеointegraції поверхня матеріалу імплантату повинна забезпечувати мимовільну адсорбцію протеїнів, яка суттєво залежить від вільної енергії поверхні (ВЕП). Значення ВЕП (55,37÷74,59 мДж/м²) (рис. 2) для вихідних дослідних матеріалів вказують на можливість міжмолекулярній взаємодії на межі розподілу фаза та утворення зародків нової фази.

По відношенню до дослідних гідрофільних скломатеріалів, проявляє в'язучу здатність, вміщує ліпофільні та гідрофільні зв'язки. Поряд з цим, ГАП, який має виражені остеокондуктивні властивості та присутній у структурі дослідних матеріалів забезпечує адгезію протеїнів і клітин кісткової тканини, активно включається в іонний обмін і метаболізм кісткового матриксу, підтримує іонні та ковалентні зв'яз-

зв'язування кальцію з альбуміном для дослідних матеріалів визначається характеристиками їх поверхні (ВЕР), характеру їх резорбції (GR, вміст зв'язаного кальцію у розчині), особливостями їх структури (f_{Si} , наявність поверхневої кристалізації ГАП).

У результаті досліджень токсичності імплантатів за динамікою вмісту в сироватці крові загального білка, сечовини та активності ферменту АлАТ встановлено вміст загального білка на 7-му добу після імплантації ($79,13 \pm 1,71$) г/л, на 14-ту – ($70,15 \pm 2,23$) г/л, 30-ту – ($73,15 \pm 0,45$) г/л, 90-ту – ($71,57 \pm 3,00$) г/л.

Вміст сечовини на 7-му добу становив ($5,08 \pm 0,34$) ммоль/л, на 14-ту – ($3,93 \pm 0,25$) ммоль/л, 30-ту – ($4,25 \pm 0,55$) ммоль/л, 90-ту – ($4,94 \pm 0,43$) ммоль/л. Активність АлАТ дорівнювала ($44,25 \pm 3,16$) U/L, ($48,00 \pm 4,91$) U/L, ($70,00 \pm 14,00$) U/L, ($41,56 \pm 5,81$) U/L відповідно. Статистично значущої різниці між досліджуваними показниками на термінах експерименту не виявлено, що свідчить про відсутність впливу імплантатів АСЗ-5 на функціональний стан печінки та нирок експериментальних тварин. Це свідчить про гемосумісність дослідних матеріалів, у тому числі, за рахунок попередньої адсорбції альбуміну, та їх здатність до ефективного функціонування в живому організмі після його імплантування.

Висновки. Встановлено, що локальне перерозподілення іонів кальцію та їх зв'язування з альбуміном на поверхні розробленого матеріалу АСЗ-5 визначаються характеристиками їх поверхні (ВЕР=74,59), характером їх резорбції ($GR=4$, вміст зв'язаного кальцію у розчині) $15,3 \text{ мг/дм}^3$, особливостями їх структури ($f_{Si} = 0,28$), наявність поверхневої кристалізації ГАП. Забезпечення гемосумісності розробленого склокристалічного матеріалу, що пов'язано з утворенням адсорбційного білкового шару на його поверхні, є важливим фактором їх надійної експлуатації *in vivo*.

Література

1. Шкарупа Д.Д., Шпилень Е.С., Кубин Н.Д. Основы биосовместимости синтетических материалов // Ученые записки СПбГМУ им. акад. И.П. Павлова. – 2013. – Т. XX, № 2. – С. 5–7.
2. Севастьянов В.И. Биосовместимость. М.: ИЦ ВНИИГС, 1999. – 368 с.
3. Хенч Л., Джонс Д. Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг тканей М.: Техносфера, 2007. – 301 с.
4. Savvova O., Shadrina G., Babich O., Fesenko O. Investigation of surface free energy of the glass-ceramic coatings for medical purposes on titanium// Chemistry and Chemical Technology. – 2015. – Vol. 9, No 3. – P. 349–354.
5. Каназава Т.К. Неорганические фосфатные материалы / К.: Наукова думка, 1998. – 298 с.
6. Белецкий Б.И., Свентская Н.В. Кремний в живых организмах и биокомпозиционных материалах нового поколения // Стекло и керамика. – 2009. – №3. – С. 26–30.
7. Maria Brink, Kaj Karlsson, Antti Yli-Urpo Pat. USA 006054400A Bioactive glasses and their use. 2000.
8. Саввова О.В., Бабіч О.В., Фесенко О.І., Воронов Г.К. Сучасні технології біосумісних матеріалів для кісткового ендопротезування.– Харків: НТУ «ХПІ», 2017.– 280 с.
9. Абрамов Д.В., Иорданишвили А.К. Стоматологические конструкционные материалы. Санкт-Петербург: МАНЭБ-Нордмедиздат, 2012. – 250 с.
10. Savvova O.V., Bragina L.L., Shadrina G.N., Babich E.V., Fesenko A.I. Surface Properties of Biocompatible Calcium-Silicon-Phosphate Glass Ceramic Materials and Coatings // Glass and Ceramics. – 2017. – No. 74(1–2). – pp. 29–33.

11. Savvova O., Babich O., Fesenko O., Bragina L., Voronov G. Biocompatible glass-ceramic coatings/ Calcium-phosphate-silicate coatings on titanium for dental implants. – Riga : SIA Omni Scriptum Publishing. – 2018. – 67 p.

12. Kiroshka V.V., Savvova O.V., Bozhkova Y.O., Tamarina I.V., Fesenko A.I. Spreading and proliferation of cultured rat bone marrow stromal cells on the surface of bioactive glass ceramics. – Biopolymers and Cell. – 2017. – No. 33(1). – pp. 48–57.

Bibliography (transliterated)

1. Shkarupa D.D., Shpylenia E.S., Kubyn N.D. Osnovi byosovmestymosty syntetycheskykh materyalov // Uchenie zapysky SPbHMu ym. akad. Y.P. Pavlova. – 2013. – T. XX, № 2. – P. 5–7.

2. Sevastianov V.Y. Byosovmestymost. M.: YTs VNYYHS, 1999. – 368 p.

3. Khench L., Dzhons D. Byomateryali, yskusstvennie orhani y ynzhyrynynh tkanei M.: Tekhnosfera, 2007. – 301 p.

4. Savvova O., Shadrina G., Babich O., Fesenko O. Investigation of surface free energy of the glass-ceramic coatings for medical purposes on titanium// Chemistry and Chemical Technology. – 2015. – Vol. 9, No 3. – P. 349–354.

5. Kanazava T.K. Neorhanycheskye fosfatnie materyali / K.: Naukova dumka, 1998. – 298 p.

6. Beletskiy B.Y., Svetskaia N.V. Kremnyi v zhyvikh orhanyzmakh y byokompozitsyonnykh materyalakh novoho pokoleniya // Steklo y keramyka. – 2009. – №3. – P. 26–30.

7. Maria Brink, Kaj Karlsson, Antti Yli-Urpo Pat. USA 006054400A Bioactive glasses and their use. 2000.

8. Savvova O.V., Babich O.V., Fesenko O.I., Voronov H.K. Suchasni tekhnolohii biosumisnykh materialiv dlia kistkovoho endoprotezuвання.– Kharkiv: NTU «KhPI», 2017.– 280 p.

9. Abramov D.V., Yordanyshvily A.K. Stomatolohycheskye konstruktsyonnie materyali. Sankt-Peterburh: MANЭB-Nordmedyzdat, 2012. – 250 p.

10. Savvova O.V., Bragina L.L., Shadrina G.N., Babich E.V., Fesenko A.I. Surface Properties of Biocompatible Calcium-Silicon-Phosphate Glass Ceramic Materials and Coatings // Glass and Ceramics. – 2017. – No. 74(1–2). – pp. 29–33.

11. Savvova O., Babich O., Fesenko O., Bragina L., Voronov G. Biocompatible glass-ceramic coatings/ Calcium-phosphate-silicate coatings on titanium for dental implants. – Riga : SIA Omni Scriptum Publishing. – 2018. – 67 p.

12. Kiroshka V.V., Savvova O.V., Bozhkova Y.O., Tamarina I.V., Fesenko A.I. Spreading and proliferation of cultured rat bone marrow stromal cells on the surface of bioactive glass ceramics. – Biopolymers and Cell. – 2017. – No. 33(1). – pp. 48–57.

УДК 666.266.6.01

Саввова О.В., Шимон В.М., Бабіч О.В., Шерегій А.А., Шимон М.В.

ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ СТРУКТУРИ ПОВЕРХНІ БІОАКТИВНИХ СКЛОМАТЕРІАЛІВ НА ЇХ ЗДАТНІСТЬ ДО ЗВ'ЯЗУВАННЯ З АЛЬБУМІНОМ

Проаналізовано основні етапи взаємодії медичного виробу як імплантату при контакті з кров'ю та визначено аспекти гемосумісності матеріалів при контакті з альбуміном. Розроблено склокристалічні матеріали за керамічною технологією в умовах од-

ностадійної швидкісної термічної обробки та розраховано їх структурні показники. Встановлено перерозподіл вільного та зв'язаного кальцію після витримки біоактивних склокристалічних матеріалів в розчині альбуміну з урахуванням особливостей показників структури їх поверхні. Визначено гемосумісність розроблених кальційсилікофосфатних матеріалів та проведена їх оцінка перспективності при розробці кісткових ендопротезів.

Ключові слова: біоактивні склокристалічні матеріали, структура поверхні, альбумін, гемосумісність.

Саввова О.В., Шимон В.М., Бабич Е.В., Шерегий А.А., Шимон М.В.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ СТРУКТУРЫ ПОВЕРХНОСТИ БИОАКТИВНЫХ СТЕКЛОМАТЕРИАЛОВ НА ИХ СПОСОБНОСТЬ К СВЯЗЫВАНИЮ С АЛЬБУМИНОМ

Проанализированы основные этапы взаимодействия медицинских изделий как имплантата при контакте с кровью и определены аспекты гемосумисности материалов при контакте с альбумином. Разработаны стеклокристаллические материалы по керамической технологии в условиях одностадийной скоростной термической обработки и рассчитаны их структурные показатели. Установлено перераспределение свободного и связанного кальция после выдержки биоактивных стеклокристаллические материалы в растворе альбумина с учетом особенностей показателей структуры их поверхности. Определена гемосовместимость разработанных кальцийсилікофосфатных материалов и проведена оценка их перспективности при разработке костных эндопротезов.

Ключевые слова: биоактивные стеклокристаллические материалы, структура поверхности, альбумин, гемосовместимость.

Savvova O.V., Shimon V.M., Babich O.V., Sheregiy A.A., Shimon M.V.

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF HEAVY METAL IONS IN THE COMPOSITION OF GLASS-COMPOSITE COATINGS ON PATHOGENIC MICROORGANISMS

The main stages of the interaction of medical devices as an implant in contact with blood are analyzed and the hemosumicity aspects of materials in contact with albumin are determined. Glass-crystalline materials based on ceramic technology were developed under the conditions of one-stage high-speed heat treatment and their structural parameters were calculated. The redistribution of free and bound calcium after exposure to bioactive glassy-crystalline materials in an albumin solution is established taking into account the characteristics of their surface structure. The hemocompatibility of the developed calcium silicophosphate materials was determined and their potential was evaluated in the development of bone endoprotheses.

Key words: bioactive glass-crystalline materials, surface structure, albumin, hemocompatibility.