

*О. В. САВВОВА, О. В. БАБІЧ, О. І. ФЕСЕНКО, М. І. ТИМОЩУК, С. С. ФІРСОВ*

## ПЕРСПЕКТИВНІ НАПРЯМКИ РОЗРОБКИ БІОАКТИВНИХ СКЛОВОЛОКОН МЕДИЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ

Визначено нагальність розробки та застосування скловолокон для створення мікрОВОЛОКНИСТИХ пов'язок для лікування хронічних ран в умовах бойових дій. Особливо важливе значення має доступність таких матеріалів в умовах ведення бойових дій, для яких характерною є необхідність швидкої реанімації поранених та надання невідкладної допомоги на полі бою. Застосування таких матеріалів дозволить зберегти життя, скоротити період реабілітації та пришвидшити одужання військового та цивільного населення.

Проведено аналіз науково-технічної літератури щодо складів та властивостей біоактивних скловолокон медичного застосування. Проаналізовано склади та властивості скловолокон різного призначення та встановлено їх можливість застосування при розробці біоактивних скловолокон медичного застосування. Обґрунтовано вибір складів біоактивних скловолокон з пролонгованою біоцидною дією для швидкого загоснення ран та відновлення кісткової тканини. Проаналізовано механізм дії біоцидних компонентів та іонів бору у складі біостекла на здатність до інгібування негативної дії патогенних мікроорганізмів. Використання бороалюмофосфатних скловолокон для виготовлення ефективних пов'язок для лікування ран в кризових ситуаціях в умовах бойових дій дозволить підвищити відсоток виживання та знизити термін лікування за рахунок безпосередньої дії катіонів та аніонів матеріалів *in vivo*. Визначено основні теоретичні засади створення біоактивних бороалюмофосфатних скловолокон, модифікованих катіонами металів II групи які будуть характеризуватися наявністю зміщеного поверхневого шару, та характеризуватися одночасно високою біосумісністю, біоцидністю з пролонгованою дією та нетоксичністю. Впровадження в медичну практику вітчизняних розроблених біоактивних скловолокон дозволить суттєво підвищити конкурентоздатність вітчизняних медичних матеріалів, а також забезпечити обороноздатність та безпеку та сприяти стабілізації ринку в умовах сталого розвитку держави.

**Ключові слова:** біоактивне скловолокно, алюмоборосилікатне скло, медичні матеріали, загоєння ран, біоцидність, біосумісність

*O. V. BABICH, O. V. SAVVOVA, O. I. FESENKO, M. I. TYMOSHCHUK, S. S. FIRSOV*

## PROSPECTIVE DIRECTIONS OF THE DEVELOPMENT OF BIOACTIVE GLASS FIBERS FOR MEDICAL APPLICATION

The urgency of the development and use of glass fibers for the creation of microfiber dressings for the treatment of chronic wounds in combat conditions has been determined. The availability of such materials is especially important in the conditions of hostilities, which are characterized by the need for quick resuscitation of the wounded and the provision of emergency aid on the battlefield. The use of such materials will save life, shorten the rehabilitation period, and speed up the recovery of the military and civilian population.

An analysis of the scientific and technical literature on the composition and properties of bioactive glass fibers for medical use was carried out. The compositions and properties of glass fibers for various purposes were analyzed and their possibility of use in the development of bioactive glass fibers for medical use was established. The selection of the compositions of bioactive glass fibers with a prolonged biocidal effect for the rapid healing of wounds and the restoration of bone tissue is substantiated. The mechanism of action of biocidal components and boron ions in the composition of bioglasses on the ability to inhibit the negative effects of pathogenic microorganisms was analyzed. The use of boroaluminophosphate glass fibers for the manufacture of effective dressings for the treatment of wounds in crisis situations in combat conditions will increase the percentage of survival and reduce the duration of treatment due to the direct action of cations and anions of the materials *in vivo*. The main theoretical principles of the creation of bioactive boroaluminophosphate glass fibers, modified with group II metal cations, which will be characterized by the presence of a strengthened surface layer, and characterized at the same time by high biocompatibility, biocide with prolonged action and non-toxicity, have been determined. The introduction of domestically developed bioactive glass fibers into medical practice will significantly increase the competitiveness of domestic medical materials, as well as ensure defense capability and safety, and contribute to the stabilization of the market in the conditions of sustainable development of the state.

**Keywords:** bioactive glass fiber, aluminoborosilicate glass, medical materials, wound healing, biocide, biocompatibility

**Вступ.** Біомедичне матеріалознавство є сформованою галуззю науки за останні кілька десятиліть, яке спрямовано вирішувати основні соціальні завдання сталого розвитку держави: збереження національного генофонду в умовах кризових ситуацій, забезпечення функціонування людського капіталу, стабілізація. Розробка нових видів вітчизняних матеріалів медичного призначення відповідає Стратегії національної безпеки України, затвердженої Указом Президента України від 14 вересня 2020 року № 392/2020, а саме ст. 57 «Людський капітал – запорука майбутнього України. Для його розвитку необхідно: забезпечити право людини на охорону здоров'я, зокрема ... реабілітацію з перших днів захворювання, паліативні послуги, розвиток трансплантації» та дозволяє підвищити конкурентну їх спроможність та знизити імпортозалежність. Особливо важливе значення має доступність таких матеріалів в умовах ведення

бойових дій, для яких характерною є необхідність швидкої реанімації поранених та надання невідкладної допомоги на полі бою. Застосування таких матеріалів дозволить зберегти життя, скоротити період реабілітації та пришвидшити одужання військового та цивільного населення.

Нові методи виготовлення змінили традиційні методи лікування, оскільки підґрунтям для впровадження нових біомедичних матеріалів є застосування біометричного підходу – нової парадигми стандартів найсучаснішого догляду за пацієнтами. У галузі ортезування та стоматології відосконалення та дослідження керамічних та скломатеріалів призвело до появи нових видів біоактивних матеріалів із покращеними фізико-хімічними та медико-біологічними властивостями [1].

Особливе місце серед широкого класу біоактивних матеріалів займають біоактивні стекла та склокристалічні матеріали на їх основі, які широко

застосовуються для регенеративної ортопедії та стоматології як матриці для тканин-інженерних конструкцій [2;3]. Конструкція матриці може бути представлена скломатеріалом з різною архітектонікою, який може бути отриманий адитивними методами, у тому числі із застосуванням органічних складових та антибактеріальних наповнювачів, які прискорюють загоєння [4;5].

Тому на початку 2000-х років для біомедичних застосувань широко почали досліджувати боратне біоактивне скло (BBG). Дослідження скла вказують на те, що BBG часто виявляє кращу біоактивність і здатність до загоєння кісток порівняно з силікатним склом. Такі стекла є придатними для доставки ліків для лікування інфекцій або лікуванню захворювань, таких як остеопороз. Крім того, BBG також є чудовим вибором для загоєння ран, що включає наявність комерційних (схвалених FDA) мікрволокнистих BBG перев'язок для лікування хронічних ран. Завдяки додаванню модифікуючих іонів здатність BBG до загоєння кісток або ран може бути посилена [6]. Наприклад, було показано, що додавання іонів міді до BBG різко збільшує утворення кровоносних судин для загоєння ран. Крім того, додавання таких іонів, як магній, стронцій і кобальт, покращує загоєння кісток. Інші останні дослідницькі напрямки, пов'язані з BBG, зосереджені на регенерації нервів і м'язів, регенерації хряща та створення тканин-інженерних конструкцій [7].

Для загоєння шкіряних ран розроблений відомий комерційний продукт Mirragen, виготовлений зі скляних мікрволокон 13-93B3 ( $22\text{CaO}-6\text{Na}_2\text{O}-8\text{MgO}-8\text{K}_2\text{O}-18\text{SiO}_2-36\text{B}_2\text{O}_3-2\text{P}_2\text{O}_5$ ), який було схвалено у США Управлінням з контролю за продуктами й ліками (FDA) у 2016 році. Ці мікрволокна мають структуру, схожу на цукрову вату, що імітує мікроструктуру фібринового згустку. Дослідження на людях показали, що хронічні рани, такі як діабетичні виразки на стопі та пролежні, заживали через 6–10 тижнів після застосування мікрволокон Mirragen. Іншими перевагами цих нановолокон є їхня легкість у використанні та можливість пристосування до ран неправильної форми. Наведені авторами [6] дані вказують на те, що дуже важливо розробити каркаси BBG з відповідною швидкістю вивільнення іонів бору для індукції проліферації клітин.

З цією метою біоактивні волокна різних марок доповують олігодинамічними компонентами, які мають біоцидні властивості. До таких компонентів належать, як неесенціальні елементи – катіони важких металів (плюмбум, гідраргірум, аргентум) так і есенціальних елементів (цинк, марганець, кобальт тощо). Такі елементи за механізмом незворотного інгібування ферментативної активності патогенних мікроорганізмів або повної денатурації у разі застосування токсичних речовин (миш'як, ртуть, свинець тощо) надають біоцидні властивості.

Дослідження різних марок скловолокон допованих біоцидними компонентами дозволили встановити різний інгібуючий вплив, токсичність та

здатність до проліферації та диференціації клітин. Так скловолокно № 1, яке леговане аргентумом, пригнічувало ріст бактерій, тоді як нелеговане скло не виявляло такого ефекту. Усі групи були нетоксичними для фібробластів й кератиноцитів. Скловолокна з вмістом 0,3 та 0,5 мол.% іонів аргентуму, зменшували площу рани (табл. 1) [6]. При легуванні скловолокна № 2 оксидами купруму та цинку клітини фібробластів шкіри людини мали високу життєздатність, здатність до росту та міграції. Для скловолокна № 3 життєздатність дендритних клітин знижувалася зі збільшенням концентрації оксиду купруму до 3 % і концентрації іонів цинку до 1 %. Іони оксиду купруму для скловолокна № 4 підвищували здатність до загоєння ран, підвищували життєздатність клітин HUVES і клітин фібробластів. Для скаффолдів на основі скловолокна 13-93B3 іони церію посилюють ангиогенез, тоді як іони ванадію та галію не показали такого ефекту. Однак вказані мікрволокна мають обмежений термін дії та внаслідок місцевого накопичення одночасно іонів бору та купруму викликають запалення м'яких тканин.

Складністю застосування катіонів важких металів, як біоцидних компонентів є їх значна токсичність стосовно живих організмів. Ртуть, свинець, хром, кадмій і миш'як є найпоширенішими важкими металами, які викликають отруєння людей [8].

Таблиця 1 – Склад біоактивних скловолокон, допованих олігодинамічними компонентами

№	Композиція	Вміст допantu
1	$60\text{B}_2\text{O}_3-36\text{CaO}-(4-x)\text{P}_2\text{O}_5-x\text{Ag}_2\text{O}$ порошок	0; 0,3; 0,5; 1 мол. % іони аргентуму
2	13-93B3 скловолокно	0,4 % оксид купруму та 1% оксиду цинку
3	13-93B3 порошок	1 % оксид цинку, 3 % оксид купруму
4	13-93B3 скловолокно	0,5; 1,0; 3,0 мас. % оксид купруму
5	13-93B3 скаффолд	1; 3; 5 мас. % іони церію, 1; 3 мас.% ванадію, 1; 5 мас. % іони галію

Значний вміст аніонів бору у складі боратних стекловолкон може призвести до небажаних наслідків для здоров'я людини. Борна кислоти має ряд токсичних ефектів на шкіру: абдомінальний і місцевий вплив. Смертельні випадки від борної кислоти також траплялися після перорального прийому, при концентраціях вищих за норму у тварин були втрата ваги та репродуктивна токсичність. Що стосується досліджень генотоксичності, то загальна картина свідчить про те, що борвмісні сполуки не є генотоксичними [9].

Токсичний вплив на клітини можна зменшити частковим перетворенням BBG на ГАП перед культивуванням клітин та використанням більш динамічних умов або модифікації поверхні скла. Для зниження цитотоксичності [10] було отримано

боратне скло складу (у мас. %)  $B_2O_3$  – 53,  $CaO$  – 20,  $Na_2O$  – 6,  $MgO$  – 5,  $K_2O$  – 12,  $SrO$  – 4 з гідроксикарбонатним покриттям, отриманим шляхом занурення боратного скла в буферний розчин 4,2 мМ  $NaHCO_3$ , 1 мМ  $KH_2PO_4/K_2HPO_4$  і 2,5 мМ  $CaCl_2$  в динамічних умовах.

Оксид бору відіграє важливу роль при отриманні скловолокна: знижує температуру плавлення, сприяє зниженню модуля пружності. Однак боратні стекла легко розчинюються у воді та кислотах, причому з підвищенням температури розчинення суттєво прискорюється. Для зниження розчинення стекел використовують ефект борної аномалії, при якій за визначеного вмісту лужних та лужноземельних компонентів трикоординований за киснем бор переходить у чотирикоординований стан та підвищує хімічну стійкість.

Незважаючи на те, що було досягнуто багато успіхів у дослідженні структур і властивостей боросилікатного скла [6], існує ще декілька труднощів і питань, що залишаються при вивченні борвмісних біоактивних стекел [11]:

1) вивчення кристалізації та формування однорідної структури біоактивних стекел при заміщенні  $B_2O_3/SiO_2$ ;

2) значні відмінності механізмів формування ГАП на поверхні силікатних та боратних стекел. Наприклад, відсутність групи  $Si-OH$  для боратних стекел може значно вплинути на механізм зародження ГАП, і як наслідок формування апатитоподібного шару на поверхні біоактивних стекел;

3) еквімолярні заміни  $B_2O_3$  та  $SiO_2$ , які визначають молярний коефіцієнт заміщення катіонів  $B/Si = 2:1$ , при якому один додатковий бор й один кисень індукуються в сітку скла, що призводить до меншої кількості атомів-модифікаторів на склоутворюючий компонент. У цьому випадку атоми  $Ca$  й  $Na$  виконують роль компенсатора заряду для  $Si$  й  $B$ , замість того, щоб створювати немісткові атоми кисню, що призводить до збільшення загального входження до сітки скла.

Тому застосування біоактивних стекел з підвищеним вмістом оксиду бору для одночасного загоєння та знезараження потребує обґрунтування.

**Мета роботи.** Метою даної роботи є встановлення перспективності розробки вітчизняних біоактивних алюмоборосилікатних скловолокна для створення мікрволокнистих пов'язок для лікування хронічних ран.

Для досягнення означеної мети були поставлені наступні завдання:

– аналіз науково-технічної літератури щодо складів та властивостей біоактивних скловолокна медичного застосування;

– обґрунтування вибору складів біоактивних скловолокна;

– оцінка перспективності застосування скловолокна для створення мікрволокнистих пов'язок для лікування хронічних ран.

**Результати експерименту та їх обговорення.** Вибір складів для виробництва біоактивного

скловолокна ґрунтується на урахуванні технологічних параметрів формування безперервного волокна з розплаву фільтрним способом: температурною залежністю в'язкості, верхньою температурою кристалізації (температурою ліквідусу); швидкістю зростання кристалів; поверхневим натягом розплаву.

Важливими технологічними параметрами виробництва скляних волокон є також початкова і кінцева температури плавлення сировини, які побічно характеризують енерговитрати на отримання розплаву.

Серед широкого класу скловолокна різного використання для стоматологічного застосування широко застосовуються хімічно міцні алюмоборосилікатні скляні волокна, відомі як Е-скловолокна (табл. 2) [12], які використовуються в основному для зміцнення полімерних матричних композитів.

Склад стекел синтезують на базі системи  $SiO_2 - Al_2O_3 - CaO - MgO$ , яка має високу здатність до склоутворення, вважаються інертними в середовищі тіла. Композиція Е-скла відрізняється від композицій біоактивного скла, отриманих з розплаву, низьким вмістом лужного оксиду (<2 мас.%) та високим вмістом  $Al_2O_3$  (14 мас.%) та  $B_2O_3$  (10 мас.%) (табл. 3). Однак, через високий вміст оксиду кальцію Е-скло демонструє низьку хімічну стійкість у кислих розчинах. Також введення магнію може негативно позначитися на хімічній стабільності скла внаслідок його здатності формувати з кремнієвою кислотою розчинні сполуки кальцію. З цієї причини склад Е-скла був змінений шляхом зменшення кількості  $RO$  завдяки заміні на  $SiO_2$  [14] та отримано S-скло, яке при порівнянні з Е-склом має підвищені механічні властивості: руйнуюча напруга при розтягненні скловолокна (МПа) для S-скла 3000–3500, для Е-скла – 4650–4900; модуль пружності при розтягненні (ГПа) для S-скла 86–88, для Е-скла 73,5–95. Однак, температура формування та в'язкість даного скла є достатньо високою, що потребує значних матеріальних та енергозатрат на виробництво та є необґрунтованою щодо забезпечення високих показників міцності для скловолокна біомедичного призначення, які не застосовуються на динамічно навантажуваних ділянках тканин. Біоактивні стекла 45S5 та S53P4, які можуть бути застосованими для виробництва скловолокна мають достатньо високий рівень розчинності, що може призвести до формування на їх поверхні крихкого гідроксиапатитового шару, що значно знизить їх здатність до прояву біосумісності [13].

Авторами [14] було синтезовано скловолокна 1-06, які отримано на основі біоактивного скла 13-93. Дане скловолокно визначається помірною біоактивністю. Для порівняння скло 18-06, яке отримано на основі біоактивного скла S53P4, воно є стабільним і не розчиняється в деіонізованій воді або в модельній рідині організму (МРО) впродовж 4 тижнів. Це пов'язано з підвищенням його хімічної стійкості за рахунок прояву полікатіонного ефекту при одночасній присутності катіонів лужних та лужноземельних металів (табл. 2).

Таблиця 2 – Особливості складів скловолокон їх властивостей та застосування [12]

Тип	Склад	Характеристики	Застосування /властивість
A-скло*	лужно-вапняне скло з малою кількістю або без бору оксиду	не стійке до лугів	лугостійкість не вимагається
AR-скло		лугостійкість	лугостійкість вимагається
C-скло (T-скло)**	лужно-вапняне скло з високим вмістом оксиду бору	стійке до хімічного впливу та більшості кислот, які розчиняють E-скло	висока хімічна стійкість до кислот /штапельне скловолокно
D-скло	боросилікатне	висока діелектрична проникність	висока діелектрична проникність
E-скло	алюмоборосилікатне с менш ніж 1 мас.% лужних оксидів	не стійке до хлорид-іонів; поверхня E-скла розчинна	для склопластику/електричного застосування
E-CR-скло	алюмовапнян-осилікатне с менш ніж 1 мас.% лужних оксидів	висока кислотостійкість	висока кислотостійкість
R-скло	алюмосилікатне без MgO або CaO	добрі механічні властивості	високі механічні вимоги
S-скло	алюмосилікатне без CaO, але з високим вмістом MgO	найвища міцність на розрив серед усіх видів волокна	компоненти літака та корпуси ракет

Таблиця 3 – Хімічний склад стекел, які застосовуються для одержання скловолокна

Оксиди	Маркування скла						
	Вміст компонентів, мас.%						
	E	S	45S5	S53P4	13-93	1-06	18-06
SiO <sub>2</sub>	53 – 55	62 – 65	45	53	53	50,0	65,0
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	14 – 16	20 – 25	–	–	–	–	–
CaO	20 – 24	–	24,5	20	20	22,6	15
MgO	20 – 24	10 – 15	–	–	5	5,3	0,1
B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	6 – 9	0 – 1,2	–	–	–	0,2	1,5
K <sub>2</sub> O	< 1	0 – 1,1	–	–	12	–	–
Na <sub>2</sub> O	< 1	0 – 1,1	24,5	23	6	5,9	18,4
Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	< 1	0,2	–	–	–	–	–
P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>	–	–	6	4	4	4,0	–

Однак таке скловолокно зі значним вмістом оксиду кремнію при контакт з рідинами організму не здатне формувати на поверхні скловолокна кальційфосфатного шару. Проте, всі вказані склади скляних волокон показали, що зберігання при 37 °C у SBF призвело до прискореної деградації. У випадку скла 1-06 і 13-93 волокна повністю розчиняється в SBF менш ніж за один день. Така швидка розчинність може призвести до значного, а у разі інтенсивної дії біологічних факторів неконтрольованого виходу іонів бору, що може виявити токсичний вплив на тканини організму людини та посилити запалення.

Широко відомі біоактивні стекла нового покоління для одержання біоактивного

борофосфатного волокна (SC) зі складом (у мол.%) P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> – 47,5, CaO – 20, SrO – 20, Na<sub>2</sub>O – 10, B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> – 2,5 та борофосфатного волокна з серцевиною (CC), склад (у мол.%) оболонки та серцевини P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> – 47,5, CaO – 20, SrO – 20, Na<sub>2</sub>O – 10, B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> – 2,5 й 0,025 CeO<sub>2</sub>– 0,975 (P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> – 47,5, CaO – 20, SrO – 20, Na<sub>2</sub>O – 10, B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> – 2,5) відповідно [15]. Занурення у водні розчини, такі як трис(гідроксиметил)амінометан (TRIS), спочатку підвищує механічні властивості таких волокон завдяки ранньому конгруентному розчиненню скла, завдяки зменшенню щільності поверхневих дефектів. Однак, при тривалому зануренні в TRIS або MPO знижує механічні властивості через осадження кальцієво-фосфатного

шару на поверхні волокон. Особливо при тривалому (~7–14 днів) зануренні у розчині МРО й на ~21 день у буфері TRIS волокна стають занадто крихкими, щоб можна було виміряти їх механічні властивості.

Перспективним направленням для є створення армованих волокнистих склокомполімерів (FRC) – це комбінація двох матеріалів, у якій один із матеріалів, який називається армуючою фазою, має форму волокон і вбудований в інший матеріал, який називається матричною фазою [16]. Скло складу SC, використовувалося як армуюча фаза. Склад серцевини волокна SC (у мол.%) складає 0,025 CeO<sub>2</sub> – 0,975 (P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> – 47,5, CaO – 20, SrO – 20, Na<sub>2</sub>O – 10, B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> – 2,5). Введення CeO<sub>2</sub> у склад серцевини дозволило забезпечити відповідний показник заломлення. Однак створення таких матеріалів є багатостадійним.

Вирішенням цієї проблеми є створення біоактивних бороалюмофосфатних скловолокон, модифікованих катіонами металів II групи, які будуть характеризуватися наявністю зміцненого поверхневого шару, якому буде властиві одночасна висока біосумісність, біоцидність з пролонгованою дією, нетоксичність за рахунок:

– протікання поверхневої кристалізації в умовах одностадійної низькотемпературної термічної обробки;

– формування на поверхні наноструктурованих кристалів гідроксиапатиту та оксиду металу (II);

– формування наноструктурованого апатитоподібного шару *in vivo* з низьким модулем пружності та підвищеною тріщиностійкістю.

Використання бороалюмофосфатних скловолокон для виготовлення ефективних пов'язок для лікування ран, в кризових ситуаціях в умовах бойових дій дозволить підвищити відсоток виживання та знизити термін лікування за рахунок безпосередньої дії катіонів та аніонів матеріалів *in vivo* шляхом:

– ініціації фази гемостазу (Ca<sup>2+</sup>);

– відновленню ЕСМ, колагену, цитокінів (BMP, FGF), MMPs (B<sup>3+</sup>, Ca<sup>2+</sup>);

– забезпечення стільникової енергії будівельного блоку, АТР (P<sup>5+</sup>);

– контролю кислотно-лужного балансу (Na<sup>+</sup>, P<sup>5+</sup>, K<sup>+</sup>);

– формування кісткової тканини, запобігання розвитку остеопорозу, засвоєння кальцію кістковою тканиною, метаболізму кальцію та магнію, загоєння ран (Ca<sup>2+</sup>, P<sup>5+</sup>, B<sup>3+</sup>);

– зменшення імовірності запалення за рахунок інгібування патогенних мікроорганізмів (оксиди металів групи II).

Розробка та впровадження в медичну практику біоактивних бороалюмофосфатних скловолокон для виготовлення ефективних пов'язок для лікування ран, які характеризуються необхідною ангіогенною здатністю дозволить

одночасно забезпечити швидке загоєння ран та шкіри, відновити пошкоджені ділянки кістки.

**Висновки.** Встановлено необхідність розробки вітчизняних матеріалів медичного призначення для їх ефективного застосування в умовах ведення бойових дій для швидкої реанімації поранених та надання невідкладної допомоги на полі бою. Проаналізовано основні види, властивості та області застосування скловолокон та визначено перспективні напрямки їх розробки у напрямку забезпечення їх біологічної сумісності та біоцидності. Розроблено основну гіпотезу розробки біоактивних бороалюмофосфатних скловолокон, модифікованих катіонами металів II групи, з урахуванням механізму дії їх на організм людини. Застосування таких матеріалів дозволить зберегти життя, скоротити період реабілітації та пришвидшити одужання військового та цивільного населення. Розробка та впровадження в медичну практику вітчизняних біоактивних скловолокон для виготовлення ефективних пов'язок для лікування ран дозволить одночасно забезпечити швидке загоєння ран та шкіри, відновити пошкоджені ділянки кістки.

### Список літератури

1. Syed M. R., Khan M., Sefat F., Khurshid Z., Zafar M. S., Khan A. S. Bioactive Glass and Glass Fiber Composite: Biomedical/Dental Applications. Therapeutic and Clinical Applications of Bioactive Glasses. 2019. P. 467–495. <https://doi.org/10.1016/b978-0-08-102196-5.00017-3>
2. Savvova O., Fesenko O., Hopko A., Babich O., Smyrnova Y. Influence of Structure of the Scaffold Based on Glass-Ceramic Materials on Mechanical Properties Bone Tissue. Smart Technologies in Urban Engineering Lecture Notes in Networks and Systems. 2023. P. 413–425. [https://doi.org/10.1007/978-3-031-46877-3\\_37](https://doi.org/10.1007/978-3-031-46877-3_37)
3. Savvova O. V., Fesenko O. I. Formation of Apatite-Like Layer on the Surface of Nanostructured Calcium-Phosphate-Silicate Coatings on Titanium Alloys. Nanosistemi, Nanomateriali, Nanotehnologii. 2017. Vol. 15 (4). P. 649–662. <https://doi.org/10.15407/nnn.15.04.0649>
4. Singh B. N., Veeresh V., Mallick S. P., Jain Y., Sinha S., Rastogi A., Srivastava P. Design and evaluation of chitosan/chondroitin sulfate/nano-bioglass based composite scaffold for bone tissue engineering. Int J Biol Macromol. 2019. Vol. 133. P. 817–830. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2019.04.107>
5. Savvova O. V. Biocide apatite glass-ceramic materials for bone endoprosthetics. Chemistry & Chemical Technology. 2013. Vol. 7 (1). P. 109–112. <https://doi.org/10.23939/chcht07.01.109>
6. Ege D., Zheng K., Boccaccini A. R. Borate Bioactive Glasses (BBG): Bone Regeneration, Wound Healing Applications, and Future Directions. ACS Appl Bio Mater. 2022. Vol. 15. Iss. 5 (8). P. 3608–3622. <https://doi.org/10.1021/acsabm.2c00384>

7. Zhu Y., Zhang X., Chang G., Deng S., Chan H. F. Bioactive Glass in Tissue Regeneration: Unveiling Recent Advances in Regenerative Strategies and Applications. *Adv Mater.* 2024. Vol. 16. P. e2312964. <https://doi.org/10.1002/adma.202312964>
8. Balali-Mood M., Naseri K., Tahergorabi Z., Khazdair M. R., Sadeghi M. Toxic Mechanisms of Five Heavy Metals: Mercury, Lead, Chromium, Cadmium, and Arsenic. *Front Pharmacol.* 2021. Vol. 12. P. 643972. <https://doi.org/10.3389/fphar.2021.643972>
9. Hadrup N., Frederiksen M., Sharma A. K. Toxicity of boric acid, borax and other boron containing compounds: A review. *Regul Toxicol Pharmacol.* 2021. Vol. 121. P. 104873. <https://doi.org/10.1016/j.yrtph.2021.104873>
10. Chen R., Li Q., Zhang Q., Xu S., Han J., Huang P., Yu Z., Jia D., Liu J., Jia H., Shen M., Hu B., Wang H., Zhan H., Zhang T., Ma K., Wang J. Nanosized HCA-Coated Borate Bioactive Glass with Improved Wound Healing Effects on Rodent Model. *Chem. Eng. J.* 2021. Vol. 426. P. 130299 <https://doi.org/10.1016/j.cej.2021.130299>
11. Lu X., Du J. Effects of boron oxide on the structure, properties and bioactivities of bioactive glasses: A review. *Journal of Non-Crystalline Solids X.* 2022. Vol. 16. P. 100118. <https://doi.org/10.1016/j.nocx.2022.100118>
12. Zhang M., Matinlinna J.P. E-glass fiber reinforced composites in dental applications. *Silicon.* 2012. Vol. 4 (1). P. 73–8. <https://doi.org/10.1007/s12633-011-9075-x>
13. Vallittu K.P., Närhi O.T., Hupa L. Fiber glass–bioactive glass composite for bone replacing and bone anchoring implants. *Dental Materials.* 2015. Vol. 31. Iss. 4. P. 371–381 <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.01.003>
14. Mishra J., Noppari P., Boussard-Plédel C., Petit L., Massera J. Changes in the mechanical properties of bioactive borophosphate fiber when immersed in aqueous solutions. *International Journal of Applied Glass Science.* 2020. Vol. 11 (4). P. 622–631. <https://doi.org/10.1111/ijag.15514>
15. Ballo A., Närhi T. Biocompatibility of fiber-reinforced composites for dental applications. *Series in Biomaterials, Biocompatibility of Dental Biomaterials.* 2017. P. 23–39. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100884-3.00003-5>
16. De Diego M.A., Coleman N.J., Hench L.L. Tensile properties of bioactive fibers for tissue engineering applications. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2000. Vol. 53 (3). P. 199–203. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4636\(2000\)53:3<199::aid-jbm2>3.0.co;2-j](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4636(2000)53:3<199::aid-jbm2>3.0.co;2-j)
17. Savvova O., Fesenko O., Hopko A., Babich O., Smyrnova Y. Influence of Structure of the Scaffold Based on Glass-Ceramic Materials on Mechanical Properties Bone Tissue. *Smart Technologies in Urban Engineering Lecture Notes in Networks and Systems.* 2023. P. 413–425. [https://doi.org/10.1007/978-3-031-46877-3\\_37](https://doi.org/10.1007/978-3-031-46877-3_37)
18. Savvova O. V., Fesenko O. I. Formation of Apatite-Like Layer on the Surface of Nanostructured Calcium–Phosphate–Silicate Coatings on Titanium Alloys. *Nanosistemi, Nanomateriali, Nanotehnologii.* 2017. Vol. 15 (4). P. 649–662. <https://doi.org/10.15407/nnn.15.04.0649>
19. Singh B. N., Veeresh V., Mallick S. P., Jain Y., Sinha S., Rastogi A., Srivastava P. Design and evaluation of chitosan/chondroitin sulfate/nano-bioglass based composite scaffold for bone tissue engineering. *Int J Biol Macromol.* 2019. Vol. 133. P. 817–830. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2019.04.107>
20. Savvova O. V. Biocide apatite glass-ceramic materials for bone endoprosthetics. *Chemistry & Chemical Technology.* 2013. Vol. 7 (1). P. 109–112. <https://doi.org/10.23939/chcht07.01.109>
21. Ege D., Zheng K., Boccaccini A. R. Borate Bioactive Glasses (BBG): Bone Regeneration, Wound Healing Applications, and Future Directions. *ACS Appl Bio Mater.* 2022. Vol. 15. Iss. 5 (8). P. 3608–3622. <https://doi.org/10.1021/acsabm.2c00384>
22. Zhu Y., Zhang X., Chang G., Deng S., Chan H.F. Bioactive Glass in Tissue Regeneration: Unveiling Recent Advances in Regenerative Strategies and Applications. *Adv Mater.* 2024. Vol. 16. P. e2312964. <https://doi.org/10.1002/adma.202312964>
23. Balali-Mood M., Naseri K., Tahergorabi Z., Khazdair M.R., Sadeghi M. Toxic Mechanisms of Five Heavy Metals: Mercury, Lead, Chromium, Cadmium, and Arsenic. *Front Pharmacol.* 2021. Vol. 12. P. 643972. <https://doi.org/10.3389/fphar.2021.643972>
24. Hadrup N., Frederiksen M., Sharma A. K. Toxicity of boric acid, borax and other boron containing compounds: A review. *Regul Toxicol Pharmacol.* 2021. Vol. 121. P. 104873. <https://doi.org/10.1016/j.yrtph.2021.104873>
25. Chen R., Li Q., Zhang Q., Xu S., Han J., Huang P., Yu Z., Jia D., Liu J., Jia H., Shen M., Hu B., Wang H., Zhan H., Zhang T., Ma K., Wang J. Nanosized HCA-Coated Borate Bioactive Glass with Improved Wound Healing Effects on Rodent Model. *Chem. Eng. J.* 2021. Vol. 426. P. 130299. <https://doi.org/10.1016/j.cej.2021.130299>
26. Lu X., Du J. Effects of boron oxide on the structure, properties and bioactivities of bioactive glasses: A review. *Journal of Non-Crystalline Solids X.* 2022. Vol. 16. P. 100118. <https://doi.org/10.1016/j.nocx.2022.100118>
27. Zhang M., Matinlinna J.P. E-glass fiber reinforced composites in dental applications. *Silicon.*

### References (transliterated)

1. Syed M. R., Khan M., Sefat F., Khurshid Z., Zafar M. S., Khan A. S. Bioactive Glass and Glass Fiber Composite: Biomedical/Dental Applications. *Therapeutic and Clinical Applications of Bioactive Glasses.* 2019.

1. Syed M. R., Khan M., Sefat F., Khurshid Z., Zafar M. S., Khan A. S. Bioactive Glass and Glass Fiber Composite: Biomedical/Dental Applications. *Therapeutic and Clinical Applications of Bioactive Glasses.* 2019.

12. Zhang M., Matinlinna J.P. E-glass fiber reinforced composites in dental applications. *Silicon.*

2012. Vol. 4 (1). P. 73–8. <https://doi.org/10.1007/s12633-011-9075-x>

13. Vallittu K. P., Närhi O. T., Hupa L. Fiber glass–bioactive glass composite for bone replacing and bone anchoring implants. *Dental Materials*. 2015. Vol. 31. Iss. 4. P. 371–381. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.01.003>

14. Mishra J., Noppari P., Boussard-Plédel C., Petit L., Massera J. Changes in the mechanical properties of bioactive borophosphate fiber when immersed in aqueous solutions. *International Journal of Applied Glass Science*. 2020. Vol. 11 (4). P. 622–631. <https://doi.org/10.1111/ijag.15514>

15. Ballo A., Närhi T. Biocompatibility of fiber-reinforced composites for dental applications. Series in

*Biomaterials, Biocompatibility of Dental Biomaterials*. 2017. P. 23–39. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100884-3.00003-5>

16. De Diego M. A., Coleman N. J., Hench L. L. Tensile properties of bioactive fibers for tissue engineering applications. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2000. Vol. 53 (3). P. 199–203. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4636\(2000\)53:3<199::aid-jbm2>3.0.co;2-j](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4636(2000)53:3<199::aid-jbm2>3.0.co;2-j)

### *Відомості про авторів / About the Authors*

**Савцова Оксана Вікторівна (Savvova Oksana)** – доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри хімії та інтегрованих технологій, Харківський національний університет міського господарства імені О. М. Бекетова, м. Харків, Україна; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6664-2274>, e-mail: [savvova\\_oksana@ukr.net](mailto:savvova_oksana@ukr.net)

**Бабіч Олена Вікторівна (Babich Olena)** – кандидат технічних наук, старший дослідник, доцент кафедри хімії та інтегрованих технологій, Харківський національний університет міського господарства імені О. М. Бекетова, м. Харків, Україна; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0821-1585>, e-mail: [lenysjababich@gmail.com](mailto:lenysjababich@gmail.com)

**Фесенко Олексій Ігорович (Fesenko Oleksii)** – кандидат технічних наук, старший викладач кафедри хімії та інтегрованих технологій, Харківський національний університет міського господарства імені О. М. Бекетова, м. Харків, Україна; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3888-9493>, e-mail: [fisdets@gmail.com](mailto:fisdets@gmail.com)

**Тимошук Максим Ігорович (Tymoshchuk Maksym)** – аспірант кафедри хімії та інтегрованих технологій, Харківський національний університет міського господарства імені О. М. Бекетова, м. Харків, Україна; ORCID: <https://orcid.org/0009-0000-6449-5741>, e-mail: [maksym.tymoshchuk@kname.edu.ua](mailto:maksym.tymoshchuk@kname.edu.ua)

**Фірсов Сергій Сергійович (Firsov Serhii)** – аспірант кафедри хімії та інтегрованих технологій, Харківський національний університет міського господарства імені О. М. Бекетова, м. Харків, Україна; ORCID: <https://orcid.org/0009-0008-6643-7789>, e-mail: [serhii.firsov2@kname.edu.ua](mailto:serhii.firsov2@kname.edu.ua)