

Міністерство освіти і науки України
Український державний університет науки і технологій
Факультет харчових та хімічних технологій
Кафедра хімічних технологій кераміки, скла та біомедичних матеріалів

Пояснювальна записка

до кваліфікаційної роботи

бакалавр

на тему: «Дослідження впливу модифікуючих добавок на температуру варки та властивості біостекол для тканинної інженерії»

за освітньою програмою Біомедична інженерія

зі спеціальності 163 Біомедична інженерія

Виконала студентка групи 4-БМІ-46: _____ /Марія СТРЕЛЬЧЕНКО /

Керівник: _____ /Олена ХОМЕНКО /

Нормоконтролер: _____ /Олена ХОМЕНКО /

Консультанти:

_____ / _____ /

_____ / _____ /

_____ / _____ /

_____ / _____ /

_____ / _____ /

Засвідчую, що у цій роботі немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент: _____

Дніпро – 2026

Ministry of Education and Science of Ukraine
Ukrainian State University of Science and Technologies
Faculty of Food and Chemical Technologies
Department of Chemical Technologies of Ceramics, Glass, and Biomedical
Materials

Explanatory Note
to Bachelor's Thesis

on the topic: «Study of the effect of modifying additives on the cooking temperature and properties of bioglasses for tissue engineering»

according to educational curriculum «Biomedical Engineering»

in the Speciality: 163 Biomedical Engineering

Done by the student 4-BME-46 of the group: /Mariia STRELCHENKO/

Scientific Supervisor: /Olena KHOMENKO/

Normative controller: /Olena KHOMENKO/

Supervisors Consultants:

_____	_____ /
_____	_____ /
_____	_____ /
_____	_____ /

Dnipro – 2026

Міністерство освіти і науки України
Український державний університет науки і технологій

Факультет: Харчових та хімічних технологій
Кафедра: Хімічних технологій кераміки, скла та біомедичних матеріалів
Рівень вищої освіти: бакалавр
Освітня програма: Біомедична інженерія
Спеціальність: 163 Біомедична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри ХТКС та БМ
Олександр ЗАЙЧУК
Дата _____

З А В Д А Н Н Я

на кваліфікаційну роботу бакалавра _____
студенту Стрельченко Марії Вячеславівни _____

1. Тема роботи: Дослідження впливу модифікуючих добавок на температуру варки та властивості біостекло для тканинної інженерії. _____
Керівник роботи: кандидат технічних наук Хоменко Олена Сергіївна _____
затверджені наказом від "_____" 2026 р. № _____

2. Строк подання студентом роботи: _____ .2026 р

3. Вихідні дані до роботи: базове біоскло S53P4 системи $\text{SiO}_2\text{--CaO--Na}_2\text{O--P}_2\text{O}_5$; модифікуючі добавки (B_2O_3 , SrO); сировинні матеріали – обрати самостійно на основі літературних даних; початкова температура варки 1350°C ; методи дослідження (диференційно-термічний, рентгенофазовий, гравіметричний). _____

4. Зміст пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно опрацювати):

4.1 Аналітичний огляд науково-технічної літератури: Біоскло як матеріал, механізм біоактивності, утворення Hydroxyapatite, модифікація біостекло йонами металевих та неметалевих елементів, сучасні технології отримання біостекло, перспективні напрямки застосування _____

4.2 Фізико-хімічні засади роботи: будова та структура біостекло, складання шихти для отримання біостекло, фізико-хімічні процеси під час варки біостекло, обґрунтування використання біостекло для регенерації кісткової тканини _____

4.3 Методологічна частина: постановка задачі, розробка алгоритму, обґрунтування вибору добавок, обґрунтування впливу добавок, опис методик _____

4.4 Техніко-економічні та безпекові аспекти: економічне обґрунтування технології, аналіз небезпечних та шкідливих факторів, заходи з охорони праці, економічна ефективність заходів безпеки _____

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень): демонстраційні листи в об'ємі 6 шт. _____

6. Консультанти розділів роботи:

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Завдання видав: (підпис консультанта, дата)	Завдання видав: (підпис консультанта, дата)
1 Аналітичний огляд науково-технічної літератури	Хоменко О.С., доцент		
2 Фізико-хімічні засади впливу модифікуючих добавок на температуру варки та властивості біостекол	Хоменко О.С., доцент		
3 Розробка алгоритму розв'язання задачі / моделювання процесу. Обґрунтування вибору та опис методик досліджень	Хоменко О.С., доцент		
4 Експериментальне дослідження впливу модифікуючих добавок на температуру варки та властивості біостекол	Хоменко О.С., доцент		
5 Техніко-економічні та безпекові аспекти виробництва біостекол	Хоменко О.С., доцент		

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Аналітичний огляд		
2	Фізико-хімічні засади		
3	Розробка алгоритму		
4	Експериментальні дослідження		
5	Техніко-економічні та безпекові питання		
6	Оформлення ПЗ та презентації		
7	Подання кваліфікаційної роботи до кафедри		
8	Захист кваліфікаційної роботи на засіданні Екзаменаційної комісії		

Студент _____

Керівник роботи _____

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОЇ РОБОТИ						
№ п/п	ФОРМАТ	ПОЗНАЧЕННЯ	НАЙМЕНУВАННЯ	КІЛ.АРКУШІВ	№ЕКЗ-РУ	ПРИМІТ КА
			<u>ДОКУМЕНТАЦІЯ</u>			
			<u>ЗАГАЛЬНА</u>			
			ЗАНОВО РОЗРОБЛЕНА			
			(ВИКОРИСТАНА)			
	A4	4БМІ46.026.163.001.ДП.ПЗ	ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА	104		
	A4	4БМІ46.026.163.001.ДП	МЕТА, ЗАДАЧІ, ПЛАН, МЕТОДИКИ			
			ДОСЛІДЖЕНЬ	1		
	A4	4БМІ46.026.163.002.ДП	ДОСЛІДНІ СКЛАДИ БІОСТЕКОЛ	1		
	A4	4БМІ46.026.163.003.ДП	ЗАЛЕЖНІСТЬ ТЕМПЕРАТУР			
			ПЛАВЛЕННЯ БІОСТЕКОЛ ВІД ВМІСТУ			
			МОДИФІКУЮЧИХ ДОБАВОК	1		
	A4	4БМІ46.026.163.004.ДП	ДОСЛІДЖЕННЯ РОЗЧИННОСТІ			
			БІОСТЕКОЛ У ФІЗІОЛОГІЧНОМУ РОЗЧИНІ	1		
	A4	4БМІ46.026.163.005.ДП	РЕНТГЕНОГРАМИ ДОСЛІДНИХ СТЕКОЛ	1		
	A4	4БМІ46.026.163.006.ДП	ВИСНОВКИ	1		
			<u>ДОКУМЕНТАЦІЯ ПО</u>			
			<u>ЗБІРНИХ ОДИНИЦЯХ</u>			
			ЗАНОВО РОЗРОБЛЕНА			
			(ВИКОРИСТАНА)			

					4БМІ46.026.163.001.ДП.ПЗ			
Вим.	Аркуш	Прізвище	Підпис	Дата	Дослідження впливу модифікуючих добавок на температуру варки та властивості біостекло для тканинної інженерії	Літ.	Арк.	Аркушів
Розроб.		Стрельченко М.						
Консультант		Хоменко О.					5	104
Керівник		Хоменко О.				5		
Н. Контр.		Хоменко О.				4БМІ46, УДУНТ, ННІ УДХТУ		
Зав.каф.		Зайчук О.						

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи бакалавра:

104 с., 26 рис., 10 табл., 3 додатки, 81 джерело.

Об'єкт дослідження – біоактивні стекла, що використовуються у сфері тканинної інженерії.

У роботі проведено комплексне дослідження біостекло як перспективних матеріалів для застосування в терапевтичній та регенеративній медицині. Метою роботи є аналіз, розробка та експериментальне обґрунтування впливу модифікуючих добавок на температуру варки, фізико-хімічні властивості та біологічну активність біостекло.

У першому розділі виконано аналітичний огляд науково-технічної літератури, розглянуто сучасні уявлення про біоскло як матеріал нового покоління, його біологічну активність, механізми утворення гідроксиапатиту, особливості хімічного складу та методи модифікації, а також сучасні технології отримання та перспективні напрямки застосування.

Другий розділ присвячено фізико-хімічним засадам впливу модифікуючих добавок на властивості біостекло. Розглянуто структуру матеріалу, процеси варки скла, механізм формування біоактивного шару та вплив легування на функціональні характеристики, зокрема на процес регенерації кісткової тканини.

У третьому розділі розроблено алгоритм дослідження, обґрунтовано вибір модифікуючих добавок, а також проведено моделювання впливу складу на температуру варки та властивості біостекло. Описано використані методики експериментальних досліджень.

Четвертий розділ містить результати експериментальних досліджень, зокрема варки стекло різного складу, аналіз впливу модифікуючих компонентів на температуру плавлення, розчинність у фізіологічному середовищі та фазовий склад отриманих матеріалів. Встановлено закономірності впливу добавок на властивості біостекло.

У п'ятому розділі розглянуто техніко-економічні та безпекові аспекти виробництва біостекло. Проведено економічне обґрунтування технології, аналіз небезпечних та шкідливих факторів, а також запропоновано заходи з охорони праці та оцінено їх економічну ефективність.

У висновках узагальнено результати дослідження та підтверджено доцільність використання модифікуючих добавок для зниження температури варки та покращення властивостей біостекло, що створює передумови для їх ефективного застосування в медичній практиці.

Ключові слова: БІОСКЛО, БІОМАТЕРІАЛИ, БІОАКТИВНІСТЬ, ТКАНИННА ІНЖЕНЕРІЯ, ГІДРОКСИПАТИТ, МОДИФІКАЦІЯ, РЕГЕНЕРАЦІЯ.

ЗМІСТ

ВСТУП	9
АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	10
Біоскло як матеріал нового покоління для застосування в терапевтичній та регенеративній медицині	10
Біологічна активність стекел та утворення гідроксиапатиту	14
Хімічний склад та модифікація біостекел йонами металевих та неметалевих елементів	18
Сучасні технології отримання біостекел (плавлення, золь-гель, 3D-друк)	23
Перспективні напрямки застосування біостекел	26
Висновки з аналітичного огляду літератури	28
ФІЗИКО-ХІМІЧНІ ЗАСАДИ ВПЛИВУ МОДИФІКУЮЧИХ ДОБАВОК НА ТЕМПЕРАТУРУ ВАРКИ ТА ВЛАСТИВОСТІ БІОСТЕКОЛ	30
Хімічна будова та структура біостекел	30
Теоретичні основи складання шихти для отримання біостекел	32
Фізико-хімічні процеси під час варки біостекел	35
Механізм утворення апатитового шару на поверхні біоскла	37
Вплив легування йонами на властивості біостекел	42
Теоретичне обґрунтування використання біостекел для регенерації кісткової тканини	44
Висновки до розділу з теоретичного аналізу	47
РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ РОЗВ'ЯЗАННЯ ЗАДАЧІ / МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ. ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ ТА ОПИС МЕТОДИК ДОСЛІДЖЕНЬ	48
Постановка задачі дослідження	48
Розробка алгоритму дослідження	49
Обґрунтування вибору модифікуючих добавок	51
Моделювання впливу складу на температуру варки та властивості	53

Опис методик дослідження	55
ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ	58
МОДИФІКУЮЧИХ ДОБАВОК НА ТЕМПЕРАТУРУ ВАРКИ ТА	
ВЛАСТИВОСТІ БІОСТЕКОЛ	
Варка стекол заданого хімічного складу	58
Дослідження впливу модифікуючих добавок на температури	61
варки стекол	
Дослідження розчинності дослідних біостекол у фізіологічному	63
розчині	
Дослідження фазового складу біостекол	68
Висновки з експериментальної частини	71
ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНІ ТА БЕЗПЕКОВІ АСПЕКТИ	73
ВИРОБНИЦТВА БІОСТЕКОЛ	
Економічне обґрунтування технології	73
Аналіз небезпечних та шкідливих факторів	76
Заходи з охорони праці	78
Економічна ефективність заходів безпеки	80
Висновки до розділу	81
ВИСНОВКИ	82
ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРИ	83
ДОДАТКИ	93
Додаток А Сертифікат про участь у III Міжнародній науково-	94
технічній конференції «Сучасні технології біомедичної	
інженерії» - 2024	
Додаток Б Тези доповіді, опубліковані у III Міжнародній	95
науково-технічній конференції «Сучасні технології біомедичної	
інженерії» - 2024	
Додаток В Тези доповіді, опубліковані у Міжнародній науково-	100
практичній конференції здобувачів вищої освіти та молодих	
учених «Хімія і сучасні технології» - 2026	

ВСТУП

Сучасний розвиток біомедичної інженерії та регенеративної медицини супроводжується активним пошуком нових біоматеріалів, здатних забезпечувати ефективне відновлення пошкоджених тканин і органів. Одним із найбільш перспективних напрямів у цій галузі є створення біоактивних стекол для тканинної інженерії. Такі матеріали поєднують біосумісність, здатність до контрольованого розчинення та стимуляцію процесів регенерації кісткової тканини, що робить їх перспективними для використання у кісткових імплантатах, системах доставки лікарських засобів і тривимірних каркасах для росту клітин.

Особливий інтерес становлять біостекла системи S53P4, які характеризуються високою біоактивністю та здатністю утворювати на поверхні шар гідроксиапатиту, подібний до мінеральної складової кістки. Властивості таких матеріалів значною мірою залежать від їх хімічного складу та структури. Зміна співвідношення компонентів або введення модифікуючих добавок дозволяє регулювати температуру варки, швидкість розчинення, механічні характеристики та біологічну активність стекол.

Серед перспективних модифікаторів особливу увагу привертають оксиди бору B_2O_3 та стронцію SrO . Введення оксиду бору сприяє зниженню температури варки та зміні структури скляної сітки, тоді як оксид стронцію позитивно впливає на процеси формування кісткової тканини та підвищує біоактивність матеріалу. Поєднання цих компонентів може забезпечити комплексне покращення технологічних і функціональних характеристик біостекол.

У зв'язку з цим актуальним є дослідження впливу модифікуючих добавок на властивості біостекол для тканинної інженерії та встановлення закономірностей між складом і характеристиками матеріалу. Отримані результати можуть стати основою для розроблення нових біоактивних матеріалів із покращеними властивостями та підвищеною ефективністю у біомедичному застосуванні.

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ ЗА ТЕМОЮ

1.1 Біоскло як матеріал нового покоління для застосування в терапевтичній та регенеративній медицині

У сучасній медицині значну роль відіграють матеріали, що використовуються для відновлення кісткової тканини, а ще для регенерації органів і різних типів тканин. Їх застосовують у великому спектрі клінічних випадків – від лікування переломів із ускладненим зрощенням до забезпечення стабільної фіксації ендопротезів. В останньому випадку важливим є процес вrostання кісткової тканини у пористу структуру імплантованого матеріалу [1].

Розвиток біоматеріалів упродовж останніх десятиліть характеризується активним пошуком нових композицій із наперед заданими властивостями. Одним із найбільш перспективних напрямів є створення матеріалів на основі кальцій-фосфатних сполук, які дають здатність стимулювати відновлення пошкодженої кісткової тканини [2–4]. Це характеризується їхньою хімічною подібністю до мінеральної складової кістки, що дає хорошу біологічну сумісність.

Такі матеріали майже не викликають небажаних реакцій з боку організму, а саме алергічних, мутагенних або канцерогенних ефектів, і добре інтегруються у процес формування нової кісткової тканини. До них відносять біокераміку, склокераміку, біоскло, а також різні композиційні системи [5–7]. Серед цих матеріалів особливий інтерес викликає біоскло, яке належить до біоактивних матеріалів і здатне взаємодіяти з тканинами організму, стимулюючи їх регенерацію [4].

Історично біоскло було створене у 1969 році Ларрі Генчем. Його перший склад включав оксиди натрію, кальцію та кремнію ($\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2$) у співвідношенні приблизно 24:24:45 [8]. Додатково до складу входять інші елементи, також фосфор і натрій, що впливають на біоактивні властивості матеріалу.

Біоскло характеризується високим рівнем біосумісності та викликає лише слабку імунну відповідь від організму [9]. Його особливістю є здатність взаємодіяти з біологічними середовищами: після контакту з рідинами організму на поверхні матеріалу формується кальцій-фосфатний шар, який поступово трансформується у гідроксиапатит. Саме цей мінерал є основним компонентом природної кісткової тканини, що забезпечує міцне з'єднання імплантату з кісткою.

Біоскло виявляє ряд важливих функціональних властивостей, серед яких – стимуляція утворення апатитового шару, підтримка життєздатності клітин, а також активація процесів ангіогенезу [10]. Вивільнення іонів кремнію та кальцію сприяє включанню клітин кісткової тканини і прискорює процеси остеогенезу. Саме тому такі матеріали активно використовуються в ортопедії, стоматології та сучасній тканинній інженерії.

Еволюція біоскла проходила кілька етапів: від початкового відкриття (1969–1979), через період активного включення у клінічну практику (1980–1995), до етапу розвитку регенративних технологій (1995–2005) та сучасного інноваційного періоду (2005–2025). На сучасному етапі впроваджено велику кількість різновидів біоскла, властивості яких змінюють шляхом введенням різних іонів, у тому числі на нанорівні.

Сьогодні, завдяки своїй біоактивності, біосумісності та здатності стимулювати регенерацію тканин, біоскло широко застосовується в терапевтичній медицині. У першу чергу воно використовується в ортопедії та травматології для заміщення кісткових дефектів, лікування переломів і створення імплантатів або їх покриттів, що забезпечують міцну інтеграцію з кісткою [11]. У стоматології біоскло застосовується для відновлення кісткової тканини щелепи, зокрема при імплантації та лікуванні захворювань пародонта [12]. У дерматології та хірургії воно використовується як компонент ранових покриттів, сприяючи швидкому загоєнню ран і опіків та проявляючи антибактеріальні властивості [13].

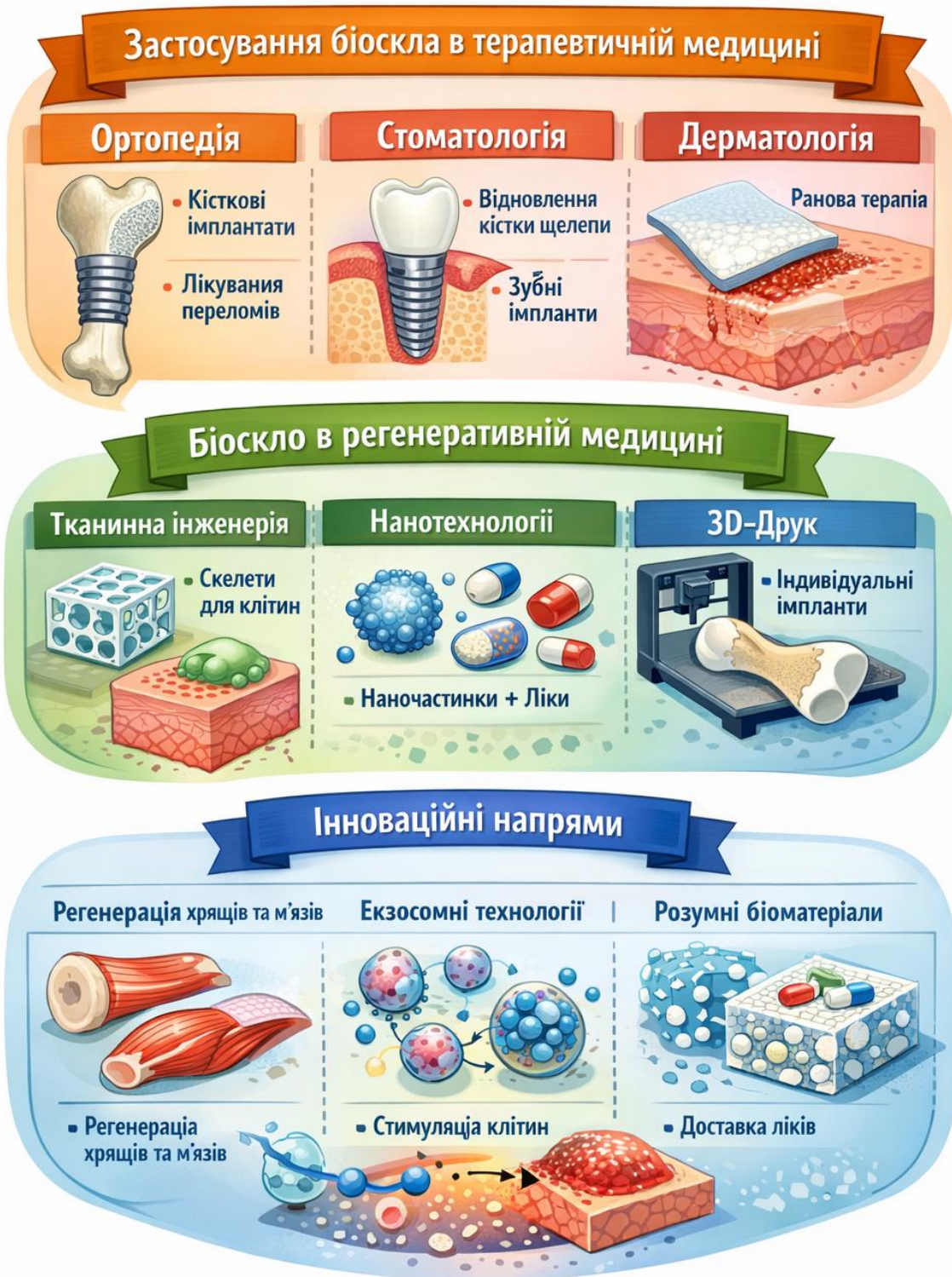


Рисунок 1.1 – Схематичне зображення перспективних напрямків використання біостекла [зображення згенероване Chat GPT 4]

У регенеративній медицині біоскло займає важливе місце як матеріал для тканинної інженерії. Воно використовується для створення тривимірних каркасів (scaffolds), які забезпечують умови для адгезії, проліферації та диференціації клітин, зокрема стовбурових [14]. Поєднання біоскла з клітинними технологіями дозволяє відновлювати пошкоджені тканини, насамперед кісткову. Крім того, біоскло застосовується у наномедицині як носій біологічно активних речовин і лікарських препаратів, забезпечуючи їх контрольоване вивільнення [15]. Важливим напрямом є також використання біоскла у технологіях 3D-друку для створення індивідуалізованих імплантатів, що відповідають анатомічним особливостям пацієнта [16].

Сучасні дослідження розширюють можливості застосування біоскла за межі кісткової тканини. Перспективними є напрями регенерації м'яких тканин, таких як хрящі, м'язи та сухожилля [17]. Вивчається його вплив на клітинну сигналізацію, зокрема через стимуляцію утворення екзосом і регуляцію клітинної активності [18]. Розробляються багатофункціональні «розумні» біоматеріали на основі біоскла, які поєднують здатність до регенерації з функціями доставки лікарських засобів [19]. Таким чином, біоскло розглядається як універсальна платформа для створення новітніх медичних технологій, що забезпечують не лише заміщення, а й активне відновлення тканин організму.

Незважаючи на значні досягнення у галузі біоматеріалів, існують і певні труднощі. Зокрема, складним залишається завдання створення матеріалів для кісткових імплантатів, які б поєднували високу механічну міцність із оптимальною пористістю, необхідною для проникнення клітин і формування нових судин [16]. У зв'язку з цим сучасні дослідження зосереджені на розробці матеріалів, які характеризуються біосумісністю, контрольованою швидкістю деградації, достатніми механічними властивостями та здатністю переносити біологічно активні речовини.

1.2 Біологічна активність стекол та утворення гідроксиапатиту

З точки зору хімічного складу натуральна кістка є складним композитним матеріалом, що складається з органічної та неорганічної частин (рис. 1.2). Органічна складова представлена переважно колагеновими волокнами, що містять тропоколаген і забезпечують механічну міцність та еластичність кістки [21]. Неорганічна частина представлена переважно кальцієм і фосфором у формі кристалів гідроксиапатиту (НА), а також іншими елементами – натрієм (Na), калієм (K), магнієм (Mg), флуором (F), хлором (Cl), карбонатом (CO_3^{2-}) та мікроелементами, такими як кремній (Si), стронцій (Sr), залізо (Fe), цинк (Zn) і мідь (Cu). Ці компоненти впливають на механічну міцність, кристалічність і стабільність кісткової тканини.

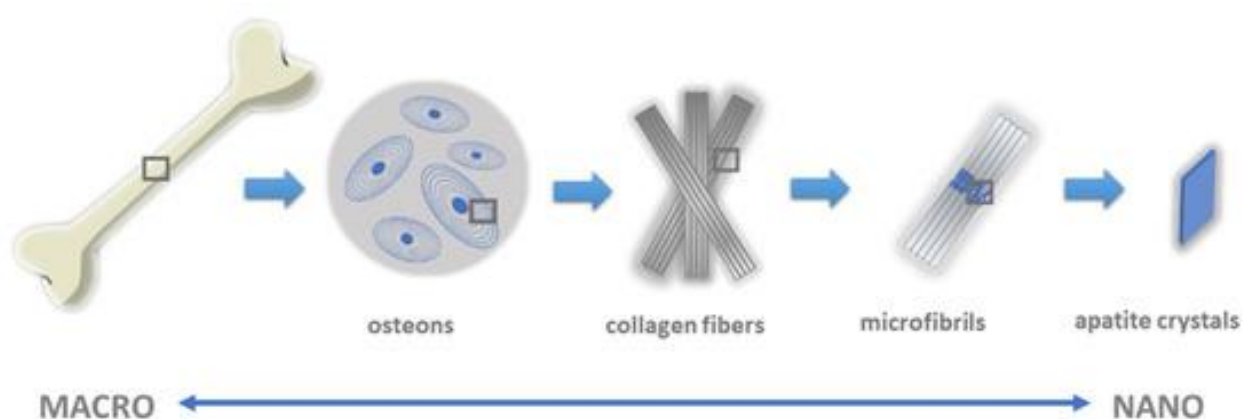


Рисунок 1.2 – Багатомасштабна структура природної кістки [20]

У зв'язку з цим штучні матеріали, що використовуються для заміщення кісткових дефектів, повинні за своїми фізико-хімічними та біологічними властивостями максимально наближатися до природної кісткової тканини. Такі матеріали мають бути остеосумісними та забезпечувати оптимальні умови для перебігу репаративних процесів [22]. Найбільш близькими до мінеральної складової кісткової тканини є матеріали на основі гідроксиапатиту $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ і трикальцієвого фосфату $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ [23]. Ці

сполуки здатні піддаватися гідролізу з подальшим утворенням гідроксиапатиту, що сприяє формуванню нової кісткової тканини [24].

Важливу роль у структурі біологічного гідроксиапатиту відіграють неорганічні компоненти, зокрема катіони натрію, стронцію, міді та цинку, а також аніони фтору, карбонату та хлору. Наявність цих іонів впливає на кристалічність апатиту, його механічні властивості та стійкість до руйнування. Крім того, деякі з цих елементів беруть участь у регуляції остеогенезу, що має важливе значення для лікування захворювань кісткової тканини [25].

Одним із ефективних методів стимуляції остеогенезу є створення у зоні кісткового дефекту своєрідного «депо» остеорегенеративних матеріалів. Такі матеріали широко використовуються в стоматології та ортопедії. Найбільш поширеними є алопластичні матеріали на основі гідроксиапатиту кальцію, фізико-хімічні характеристики якого, зокрема розмір кристалів, щільність і пористість, визначають його остеопластичні властивості [23].

Після введення в кістковий дефект кристали гідроксиапатиту піддаються поступовому метаболізму з утворенням іонів кальцію та фосфору. Ці іони беруть участь у формуванні мінеральної фази новоутвореної кістки, а також сприяють утриманню кров'яного згустку в зоні пошкодження. Гідроксиапатит активізує диференціювання остеогенних клітин, утворює міцний хімічний зв'язок із кістковою тканиною та характеризується високою біоінертністю [24].

Механізм регенерації кісток за допомогою біоскла полягає у наступному (рис. 1.3) [26]. На поверхні біоскла іони кальцію та натрію швидко взаємодіють з рідинами організму (1, 2). Окрім локального підвищення рН та осмотичного тиску, реакція призводить до гідролізу кремнеземних груп; (3) На поверхні біоскла розчинний кремнезем утворює шар силікагелю; (4) На поверхні біоскла розвивається шар карбонованого гідроксилапатиту (НСА), який є компонентом мінеральної фази природної кістки. (5,6) Фактори росту адсорбуються на поверхні біоскла, завдяки своїй структурній та хімічній подібності до гідроксиапатиту (НА).

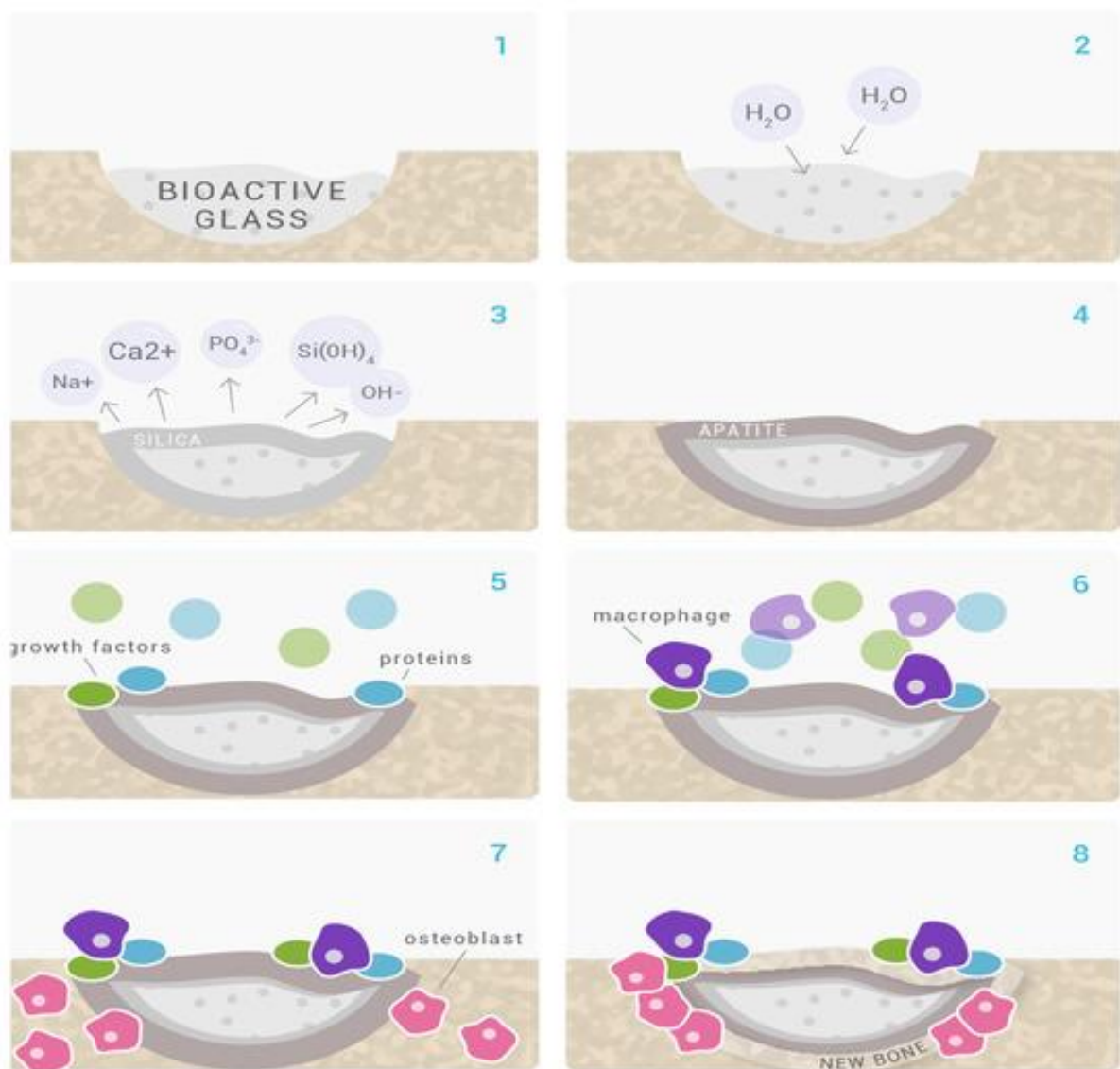


Рисунок 1.3 – Механізм регенерації кісток за допомогою біоскла [26]

Фактори росту викликають активацію макрофагів M2, що сприяє загоєнню ран та починає міграцію клітин-попередників у цю ділянку; (6,7) Мезенхімальні стовбурові клітини та остеогенні клітини-попередники мігрують до поверхні біоскла та прикріплюються до шару НСА в результаті активації макрофагів M2, де вони зазнають остеогенної диференціації клітин, перетворюючись на остеобласти; (7,8) Колаген I типу, основний білковий компонент кістки, та інші компоненти позаклітинного матриксу (ПКМ) виробляються та відкладаються прикріпленими та розвиненими остеобlastами. Після цих реакцій новостворені клітини продовжують працювати та підтримувати ріст і відновлення тканин, що призводить до

утворення нової кістки. Скляна кістка продовжує руйнуватися та перетворюватися на новий матеріал ПКМ.

Головним принципом створення біоактивних матеріалів є відтворення хімічного та фазового складу мінеральної частини людської кістки. Біоактивність неорганічних матеріалів зумовлена присутністю в їхньому складі оксидів кальцію і фосфору з молярним співвідношенням, близьким до 1,67, що відповідає складу гідроксиапатиту [27]. Фосфати кальцію зі співвідношенням $\text{CaO} : \text{P}_2\text{O}_5$ від 0,5 до 2,0 здатні утворювати міцний зв'язок із кістковою тканиною без формування сполучнотканинної капсули. Найвища швидкість росту кісткових клітин спостерігається при наявності гідроксиапатиту ($\text{CaO} : \text{P}_2\text{O}_5 = 1,67$) та вітлокіту ($\text{CaO} : \text{P}_2\text{O}_5 = 1,5$).

З урахуванням структури кісткової тканини синтез біоактивних матеріалів здійснюють переважно на основі системи $\text{CaO-P}_2\text{O}_5$. Наявність оксидів кальцію і фосфору забезпечує дифузію іонів кальцію та фосфору в умовах *in vivo*, що призводить до формування локальних центрів зародження кристалів гідроксиапатиту [23].

Важливим аспектом синтезу кальційфосфатних біоактивних матеріалів є забезпечення рівномірної тонкодисперсної кристалізації гідроксиапатиту. Це може бути досягнуто за рахунок ліквідаційного механізму нуклеації, при якому у скляній матриці утворюються мікронеоднорідності, що сприяють подальшому росту кристалів апатиту [28].

Біоактивність керамічних і склоподібних матеріалів на основі фосфатів кальцію також пов'язана з їхньою контрольованою розчинністю. Після імплантації в кісткову тканину такі матеріали можуть частково або повністю резорбуватися з подальшим перетворенням у кісткоподібні апатити [23].

Таким чином, біоактивні матеріали на основі кальцій-фосфатних сполук і біоскла демонструють високу спорідненість до кісткової тканини та здатність стимулювати її регенерацію. Проте механізми взаємодії таких матеріалів із живими тканинами є складними та залежать від багатьох факторів, зокрема складу матеріалу, його структури, фізико-хімічних властивостей і біологічних

особливостей організму, тому їх дослідження продовжує залишатися актуальним напрямом сучасної біомедичної науки [21].

1.3 Хімічний склад та модифікація біостекло йонами металевих та неметалевих елементів

Біоскло – це багатокомпонентна система неорганічних оксидів, у якій кожен компонент виконує чітко визначену структурну й біологічну функцію. Класичним прикладом є склад типу 45S5, що містить SiO_2 , CaO , Na_2O та P_2O_5 [29].

Основні компоненти біоскла (рис. 1.4, табл. 1.1):

1. Діоксид кремнію (SiO_2) – формує скляну матрицю (каркас) матеріалу, визначає механічну міцність і стабільність та контролює швидкість розчинення. Чим більше SiO_2 , тим менша біоактивність, але вища міцність. Менший вміст пришвидшує взаємодію з організмом.

2. Оксид кальцію (CaO) – є джерелом іонів Ca^{2+} та бере участь у формуванні гідроксіапатиту (кісткової фази), стимулює остеогенез. Активує клітини кісткової тканини та сприяє мінералізації.

3. Оксид натрію (Na_2O) – регулює розчинність біоскла, знижує температуру плавлення та прискорює вивільнення іонів. Цей оксид сприяє швидкому підвищенню pH та чинить антибактеріальний ефект.

4. Оксид фосфору (P_2O_5) - джерело фосфат-іонів (PO_4^{3-}) – необхідний для утворення гідроксіапатитного шару та забезпечує біохімічну подібність до кісткової тканини.

Для надання специфічних властивостей до складу вводять інші оксиди:

5. Оксид стронцію (SrO) – стимулює утворення кістки, пригнічує її резорбцію

6. Оксид цинку (ZnO) – чинить антибактеріальну дію, стимулює клітинний ріст

7. Оксид магнію (MgO) – покращує адгезію клітин та впливає на кристалізацію

8. Оксиди срібла (Ag_2O) – сильний антибактеріальний ефект

9. Оксид бору (B_2O_3) – підвищує біоактивність та прискорює розчинення

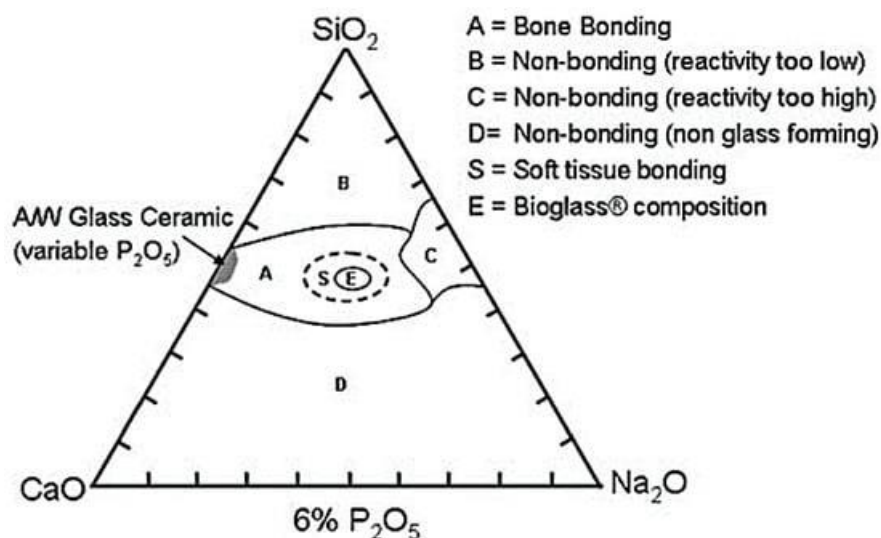


Рисунок 1.4 – Композиційна діаграма для зв'язування кісток: область S – це область біоактивності класу A, де біоактивні стекла (BG) зв'язуються з кісткою та м'якими тканинами та активують гени [30]

Таблиця 1.1 – Хімічний склад найпоширеніших біостекел у мас.% [30]

Біоскло	SiO_2	CaO	Na_2O	K_2O	MgO	P_2O_5	Інші оксиди
45S5 Bioglass®	45	24,5	24,5	–	–	6	–
S53P4 (BonAlive®)	53	20	23	–	–	4	–
13-93	53	20	6	12	5	4	–

Отже, біостекла часто легують терапевтичними неорганічними іонами (ТІІ) для покращення функціональних характеристик. Таке модифікування дозволяє підвищити біологічну активність матеріалу, оптимізувати швидкість його розчинення та зменшити можливі побічні ефекти, пов'язані з хірургічною імплантацією. Останнім часом спостерігається підвищений інтерес до

використання рідкісноземельних елементів, зокрема церію, який проявляє каталітичні та антиоксидантні властивості і може сприяти покращенню біологічної відповіді тканин [22].

Одним із ключових компонентів біоактивних стекол є кремній (Si). Дослідження показали, що кремній входить до складу глікозаміногліканів та пов'язаних з ними білкових комплексів, які у значній кількості містяться в кістковій та сполучній тканинах. Це свідчить про його важливу роль у процесах росту та підтримки кісткової тканини. На ранніх стадіях біомінералізації в ділянках активної кальцифікації встановлено, що концентрація кремнію підвищується одночасно з рівнем кальцію при низьких концентраціях останнього. У міру формування мінеральної фази, склад якої наближається до гідроксіапатиту, концентрація кремнію поступово зменшується. Такі результати підтверджують гіпотезу про те, що на початкових стадіях формування кісткової тканини підвищений рівень кремнію сприяє осадженню гідроксіапатиту в органічній матриці [23].

Іншим важливим компонентом є фосфор (P), який є другим за поширеністю мінеральним елементом в організмі людини. Він входить до складу багатьох органічних сполук, включаючи нуклеїнові кислоти, білки, фосфоліпіди, вуглеводи та аденозинтрифосфат (АТФ). Фосфор відіграє ключову роль у численних фізіологічних процесах, особливо у формуванні та ремоделюванні кісткової тканини. Було встановлено, що він необхідний для формування вторинних центрів окостеніння, дозрівання зони росту кісток, мінералізації позаклітинного матриксу та диференціювання остеобластів [24].

Важливим компонентом силікатних біостекол є також кальцій (Ca), який виконує різноманітні функції у біологічних системах. На макроскопічному рівні кальцій забезпечує структурну підтримку кісткової тканини, тоді як на клітинному рівні він бере участь у внутрішньоклітинних сигнальних процесах. Дослідження *in vitro* показали, що помірні концентрації кальцію у позаклітинному середовищі є оптимальними для стимуляції мінералізації позаклітинного матриксу та проліферації остеобластів. Крім того, включення

кальцію до складу каркасних матеріалів сприяє покращенню адгезії, проліферації та диференціювання остеобластоподібних клітин MG63, що підкреслює потенціал іонів кальцію у стимуляції регенерації кісткової тканини [31].

Дослідження [32], зосереджені на введенні до складу біоактивних стекол різних металевих елементів, зокрема Zn, Mg, Ag, Cu та Sr, з метою підвищення їх фізичних та біологічних властивостей показали, що такі іони можуть впливати на клітинну активність, процеси ангіогенезу, остеогенезу та антимікробний захист.

Особливу увагу дослідників [33] привернули іони міді (Cu^{2+}) та стронцію (Sr^{2+}). Відомо, що іони Cu^{2+} стимулюють проліферацію ендотеліальних клітин, підвищують активність та проліферацію остеобластів, сприяють утворенню мікросудин і прискорюють процеси загоєння ран. Крім того, мідь проявляє антимікробні властивості, що робить її перспективним компонентом для створення біоматеріалів з антибактеріальною активністю. Важливою перевагою є також те, що іони міді зберігають свої властивості навіть після високотемпературного синтезу скляних каркасів.

Іони стронцію (Sr^{2+}) також демонструють високу біологічну активність. Було показано, що вони стимулюють активність остеобластів та одночасно пригнічують розвиток остеокластів, що сприяє формуванню нової кісткової тканини. Крім того, вивільнення іонів Sr^{2+} з біостекол значно підвищує активність лужної фосфатази – важливого ферменту, який бере участь у процесах мінералізації кісткової тканини. Проте надмірна концентрація стронцію може впливати на формування скляної сітки та знижувати ступінь упорядкованості мезопористої структури матеріалу, тому його кількість у складі скла повинна ретельно контролюватися [34].

Включення борного ангідриду (B_2O_3) до складу біоактивних стекол є одним із найбільш досліджених напрямів модифікації їх властивостей [35]. Відомо, що бор виконує подвійну роль у скляній матриці – може виступати як формувач скляної сітки (у вигляді BO_4 тетраedrів) або як модифікатор (BO_3

тригранників), що суттєво впливає на будову та реактивність матриці. Додавання B_2O_3 призводить до руйнування частини Si–O–Si-зв'язків і появи додаткових небриджувальних киснів, що збільшує відкритість структури та знижує температуру склування [36]

При зростанні концентрації бору утворюється більша кількість BO_4 груп, що сприяє гнучкості сітки, підвищенню коефіцієнта термічного розширення та в деяких випадках – покращенню адгезії покриттів до металевих імплантатів. Одночасно у таких стеклах зменшується щільність і підвищується швидкість структурної релаксації та дифузії іонів, що проявляється у збільшенні швидкості контрольованої деградації скла в біологічних середовищах. За даними сучасних оглядів, борвмісні біостекла та боросилікатні біостекла демонструють значно швидше формування апатитоподібного шару порівняно з класичними силікатними композиціями, що є перевагою у регенерації тканин, але вимагає оптимізації вмісту B_2O_3 , оскільки його надлишок може знижувати механічну міцність через слабші зв'язки B–O–Si [35]

У впорядкованих мезопористих біостеклах додавання 0,5–15 мол.% B_2O_3 не порушує структурної впорядкованості пор, але збільшує модуль пружності та твердість матеріалу, а також забезпечує швидке виділення іонів Ca^{2+} та PO_4^{3-} у середовище, що сприяє швидшому утворенню карбонат-гідроксиapatиту вже в перші години контакту з SBF. При цьому бор вивільняється швидше, ніж інші елементи, оскільки він частково локалізується на внутрішній поверхні мезопор, а не інтегрується у глибину структури, що підтверджується твердотільною NMR-спектроскопією [37]

Також підвищений вміст бору в складі біостекол забезпечує підсилення біодеградації та прискорене взаємодією з тканинами, що особливо важливо у випадку скелетних дефектів, де необхідна заміна матеріалу кістковою тканиною. За даними експериментальних досліджень [38], підвищення вмісту B_2O_3 до 20% прискорює деградацію скла, сприяє швидшому формуванню

гідроксиапатиту та може проявляти додаткові антибактеріальні ефекти, важливі для клінічного застосування.

Таким чином, легування біоактивних стекел різними металевими та неметалевими елементами дозволяє створювати багатфункціональні біоматеріали, що поєднують остеогенну, ангіогенну та антимікробну дію. Завдяки таким властивостям модифіковані біостекла розглядаються як перспективні матеріали для створення імплантатів нового покоління, здатних не лише замінювати пошкоджені тканини, але й активно стимулювати процеси їх регенерації.

1.4 Сучасні технології отримання біостекел (плавлення, золь-гель, 3D-друк)

Незважаючи на винахід біоактивного скла понад п'ятдесят років тому, дослідження його оптимального складу, технологій виробництва та покращення властивостей тривають і сьогодні. Це пов'язано зі складністю технологічних процесів, тривалістю експериментальних досліджень та впливом численних зовнішніх факторів на структуру та властивості матеріалу.

Для отримання біостекел застосовують різноманітні технологічні методи, які дають змогу контролювати їх хімічний склад, мікроструктуру та біологічні властивості. Найбільш відомим серед них є метод гартування з розплаву, золь-гель технологія та сучасні адитивні методи, також 3D-друк.

Метод гартування з розплаву. Найбільш масовий спосіб отримання біостекел є гартування з розплаву. Цей метод передбачає плавлення шихти вихідних сировинних матеріалів при температурах понад 1350–1400 °C [39]. Після формування однорідного розплаву матеріал швидко охолоджується, що допускає отримати аморфну скляну структуру.

Проте в умовах масштабного дефіциту енергоресурсів такий метод має деякі технологічні та економічні обмеження. По-перше, для реалізації процесу потрібні спеціальні теплові агрегати, здатні надавати настільки високі

температури. По-друге, процес варіння скла є досить довгим: склорозплав потребує витримки при максимальній температурі протягом 3–5 годин [40], тоді як загальний цикл плавлення може досягати від 8 до 24 годин. Внаслідок цього споживання електричної енергії є значним, що обтяжує промислове застосування технології. Але не дивлячись на ці недоліки, метод плавлення залишається широко використовуваним завдяки можливості отримання матеріалів з високою механічною міцністю та стабільним складом.

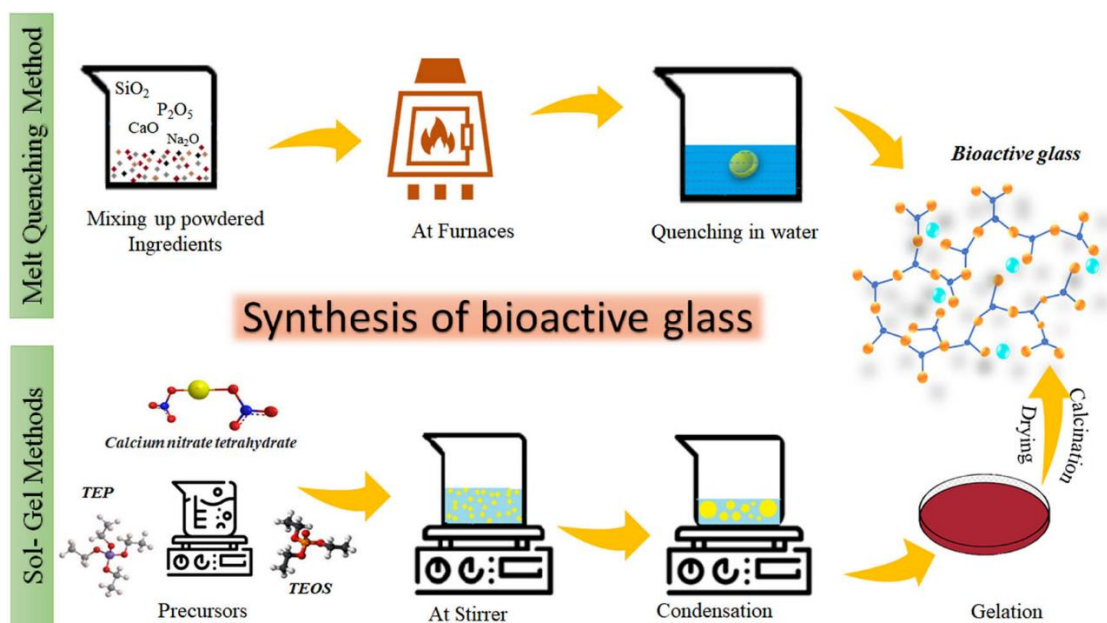


Рисунок 1.5 – Синтез біоактивного скла методами: а – розплаву-гартування, б – золь-гель [41]

Другим за поширеністю та науковим інтересом є золь-гель метод [42]. Ця технологія передбачає синтез матеріалів шляхом хімічних реакцій гідролізу та поліконденсації з розчинних прекурсорів, зазвичай металорганічних сполук. У результаті формується колоїдний розчин (золь), який поступово переходить у гелеподібний стан. Після сушіння та термічної обробки утворюється пористий скляний матеріал.

Основними перевагами золь-гель методу є можливість отримання матеріалів з контрольованим хімічним складом і структурою, нижчі температури стабілізації та висока чистота продукту [43]. Крім того,

матеріали, синтезовані цим методом, зазвичай мають розвинену пористу структуру та високу питому поверхню, що сприяє підвищенню їх біологічної активності.

Водночас даний метод характеризується високою чутливістю до багатьох технологічних параметрів, таких як температура, розчинність реагентів, інтенсивність перемішування та кислотність середовища. Ці фактори можуть суттєво впливати на відтворюваність результатів синтезу [44]. Незважаючи на це, золь-гель технологія активно досліджується та широко застосовується для отримання біоактивних стекол з заданими властивостями.

Останніми роками значну увагу приділяють використанню адитивних технологій, зокрема 3D-друку, для створення біостекольних матеріалів [45] (рис. 1.6). Цей підхід дозволяє виготовляти тривимірні пористі структури (scaffolds) зі складною геометрією та контрольованою архітектурою пор.

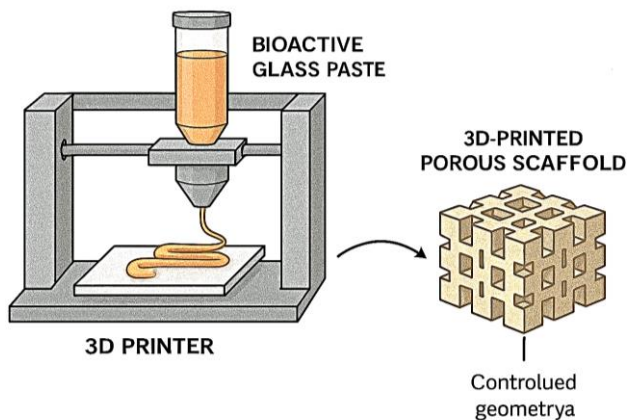


Рисунок 1.6 – Схематичне зображення 3D-друку скафолду [зображення згенероване Copilot]

Використання 3D-друку відкриває нові можливості для створення індивідуалізованих імплантатів, форма яких відповідає анатомічним особливостям пацієнта. Крім того, контрольована пористість матеріалу сприяє проникненню клітин та формуванню нової тканини, що є важливим фактором для ефективної регенерації кістки.

Таким чином, сучасні технології отримання біостекел включають як традиційні високотемпературні методи, так і більш нові хімічні та адитивні підходи. Метод гартування з розплаву забезпечує отримання стабільних і міцних матеріалів, золь-гель технологія дозволяє контролювати структуру та підвищувати біологічну активність, а адитивні методи, такі як 3D-друк, відкривають перспективи створення складних тривимірних конструкцій для тканинної інженерії. Поєднання цих підходів дозволяє розробляти нові покоління біоактивних стекел з покращеними функціональними властивостями.

1.5 Перспективні напрямки застосування біостекел

У сучасному медичному матеріалознавстві спостерігається значне зростання досліджень, спрямованих на розробку та впровадження матеріалів, здатних замінювати або відновлювати пошкоджені тканини і органи людського організму. Поряд із металами, полімерними та органічними матеріалами, особливу увагу приділяють неорганічним кальційфосфатним і силікатним матеріалам, зокрема біостеклам, склокераміці та різноманітним скляним покриттям [46]. Завдяки поєднанню фізико-хімічних та біологічних властивостей такі матеріали здатні ефективно взаємодіяти з біологічними тканинами та сприяти відновленню кісткових структур [22].

Біоактивні стекла є одним із найбільш перспективних класів біоматеріалів у сучасній медицині. Вони характеризуються високою біосумісністю, здатністю стимулювати регенерацію тканин та формувати хімічний зв'язок із кістковою тканиною через утворення шару гідроксиапатиту на своїй поверхні [47].

На сьогодні міжнародними регуляторними органами схвалено щонайменше 25 медичних напрямків застосування біоактивного скла [48]. Серед них – створення монолітних імплантатів, матеріалів для заповнення кісткових дефектів, засобів для лікування гіперчутливості дентину, ранових

покривів, а також матеріалів для допоміжної терапії при лікуванні онкологічних захворювань [49]. Біостекла можуть мати різну морфологію — від монолітних скляних структур до гранул, паст, цементів або шпаклівок [50]. Така різноманітність форм значно розширює можливості їх використання у клінічній практиці.

Більшість комерційних біостекол базуються на силікатних системах, що містять різні концентрації натрію, кальцію та фосфору. Разом із тим активно досліджуються композиції, модифіковані терапевтичними іонами, які дозволяють більш точно контролювати біологічні процеси на клітинному та генетичному рівнях і підвищувати біоактивність матеріалу [51]. Деякі сучасні розробки також використовують боратні та фосфатні системи скла, що демонструють значний потенціал у регенерації м'яких тканин [17].

Перспективним напрямком досліджень є використання мезопористих біостекол у протипухлинній терапії. Завдяки високій пористості та значній питомій поверхні такі матеріали можуть виступати носіями лікарських препаратів і забезпечувати їх контрольовану доставку [50].

Окрему увагу приділяють використанню біоактивного скла у хірургії хребта. Дослідження показують, що біостекла сприяють формуванню кісткової тканини, ангіогенезу та мають антибактеріальний ефект завдяки вивільненню іонів у навколишнє середовище [52].

Важливим напрямком використання біостекол є лікування остеомієліту. Біостекла можуть виконувати подвійну функцію: стимулювати остеогенез та створювати антимікробне середовище завдяки підвищенню рН [53].

Терапевтичні властивості біостекол можуть бути значно посилені шляхом модифікації їхнього складу різними іонами. Наприклад, додавання іонів міді сприяє ангіогенезу, проліферації клітин та проявляє антибактеріальну дію [54].

Ще одним важливим напрямком є створення систем контрольованої доставки лікарських препаратів. Біостекла з високою пористістю здатні

накопичувати та поступово вивільняти лікарські засоби, зокрема антибіотики та фактори росту [33].

Сучасні дослідження також спрямовані на створення нових композитних матеріалів та розвиток тканинної інженерії, що відкриває перспективи створення штучних тканин та органів [55].

Перспективним є поєднання біостеклоз із біорезорбуючими полімерними матеріалами, такими як полілактид (PLA), який широко використовується в медицині завдяки своїй біосумісності та здатності до деградації в організмі [56].

Таким чином, можливості використання біостеклоз у сучасній медицині значно розширюються, а подальші дослідження спрямовані на оптимізацію їх складу, структури та функціональних властивостей.

1.6 Висновки з аналітичного огляду літератури

Біоактивні матеріали займають дуже важливе місце серед сучасних матеріалів завдяки здатності взаємодіяти з біотканинами та посилювати процеси регенерації. Завдяки аналізу ми дізнались, що біо скло, завдяки складу і структурі, який подібний до мінеральної фази кісткової тканини, сприяє надійній взаємодії імпланту з кісткою, формуючи гідроксиапатитний шар на поверхні.

Встановлено, що важливу роль в біоактивності скла діють такі речовини, як кремній, фосфор і кальцій. Кремній сприяє осадженню гідроксиапатиту та приймає участь у початкових етапах біомінералізації. Фосфор потрібен для ремоделювання та формування кісткової тканини. Щодо кальція, то він стимулює диференціювання остеобластів.

Також, введення додаткових неорганічних іонів, таких як цинк, магній, купрум, аргентум тощо, сприяє значному покращенню їх функціональних та біологічних властивостей. Наприклад, іони міді мають антимікробну дію, іони стронцію активують остеобласти та пригнічують остеокласти. Це дає гарну

можливість для створення матеріалів з керованими біологічними властивостями.

Також, властивість та ефективність біостекол напряму залежить від технології їх отримання. Наприклад, традиційний метод плавлення забезпечує високу однорідність матеріалу, але, на жаль, є енергозатратним, що не сказати за золь-гель метод, який дозволяє отримувати матеріали з високою пористістю та однорідною структурою при нижчих температурах. Сучасні технології, а саме 3Д- друк, показують нові перспективи у створенні індивідуальних імплантатів складної форми.

Тож, біоскло є перспективним матеріалом у сучасному світі для біомедичних застосувань, а подальші дослідження, експерименти в напрямку оптимізації складу та технологій виготовлення сприятимуть створенню нових поколінь матеріалів для відновлення кісткової тканини, доставку лікарських засобів та регенеративної медицини.

2 ФІЗИКО-ХІМІЧНІ ЗАСАДИ ВПЛИВУ МОДИФІКУЮЧИХ ДОБАВОК НА ТЕМПЕРАТУРУ ВАРКИ ТА ВЛАСТИВОСТІ БІОСТЕКОЛ

2.1 Хімічна будова та структура біостекол

Біостекла це клас неорганічних аморфних матеріалів, в основі яких лежить силікатна матриця (рис. 2.1) [57]. Однак, на відміну від кристалічних речовин, біостекла не мають далекого порядку розташування атомів, тобто це визначає їх біологічну активність та особливі фізико-хімічні властивості.

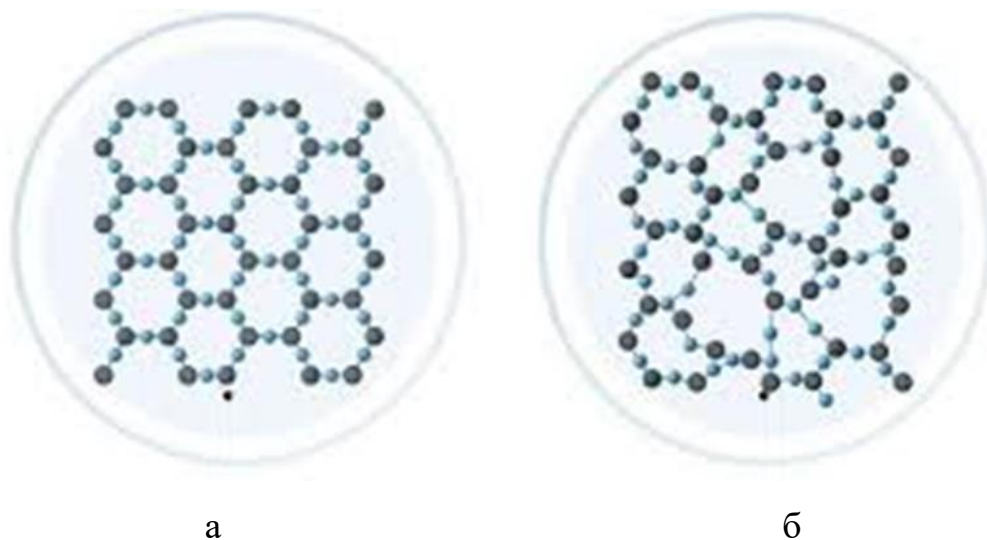


Рисунок 2.1 – Схематична будова SiO_2 : а – кристалічна речовина, б - скло

Просторово розгалужена сітка з тетраедрів SiO_4 (з червоними вершинами кисню), складає основу структури біостекол, у який чотири атоми кисню зв'язані з атомом кремнію. Тетраедри з'єднані між собою через спільні атоми кисню, формуючи аморфну безперервну структуру. У деяких біостекол можливе часткове замінення кремнію іншими елементами, таких як бор, це призводить до утворення молекул BO_4 .

Також зазвичай до складу біостекол, окрім SiO_2 , належать оксиди кальцію (CaO), натрію (Na_2O) в фосфору (P_2O_5) [29]. Це сполуки виконують різноманітні функції у структурі матеріалу – Na_2O та CaO виступають модифікаторами скляної сітки, розриваючи зв'язки Si-O-Si , зменшуючи

ступінь полімеризації структури і підвищуючи її розчинність у біо середовищі (рис. 2.2). Це, в першу чергу, сприяє підвищенню біоактивності матеріалу.

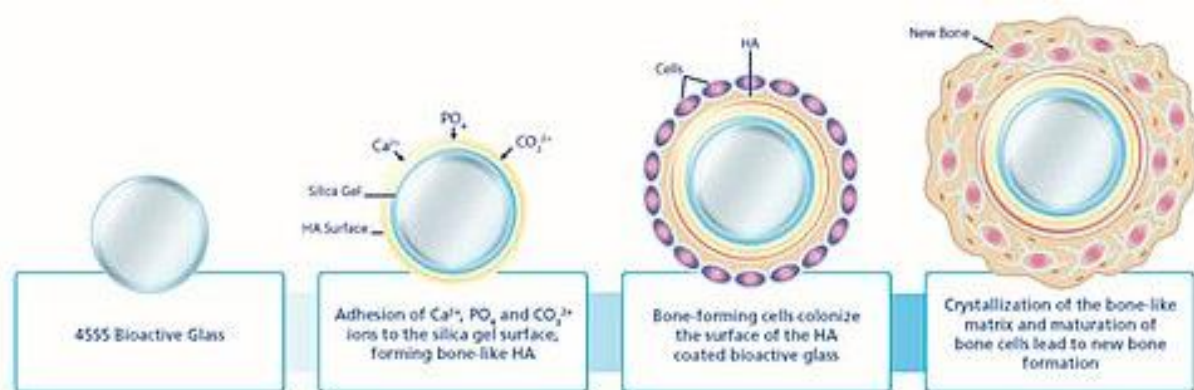


Рисунок 2.2 – Схема розчинення біостекло і формування кісткового шару [58]

Фосфорний оксид (P_2O_5) займає важливу роль в основі біоактивних властивостей, а саме бере участь у процесах утворення гідроксиапатиту - мінеральної фази, яка подібна до природної кісткової тканини [1]. Отже здатність біостекло відтворювати на своїй поверхні шар гідроксиапатиту, що дозволяє їм ефективно зв'язуватися з кістковою тканиною.

Структурні особливості біостекло можуть мінятися залежно від їх отримання. А саме, при використанні золь-гель технології отримуємо матеріали з високорозвиненою пористою та поверхню з наноструктур [29]. Така структура визначається значною питомою площею поверхні, що сприяє інтенсифікації іонного обміну та ускорює процеси біомінералізації.

Також, введення різних іонів (наприклад, цинку, срібла, стронцію) дозволяє змінювати структуру біостекло та надавати їм додаткових функціональних властивостей, таких як стимуляція регенерації тканин та антибактеріальна дія. Ці іони можуть проникати у скляну матрицю або залишатися у міжвузловому просторі, змінюючи локальну структуру матеріалу.

Тобто, хімічна будова біостеклол – це складна багатокомпонентна система, де поєднання аморфної силікатної сітки та модифікуючих оксидів забезпечує унікальні властивості матеріалу. Саме структура визначає їх здатність до поступового розчинення, іонного обміну та утворення фаз біоактивних, що робить біостекла матеріалами майбутнього для медичного застосування.

Таким чином, аналіз структури біостеклол показує, що ступінь полімеризації силікатної сітки та наявність модифікуючих оксидів безпосередньо визначають їх розчинність і біоактивність. Це дозволяє припустити, що введення додаткових іонів може змінювати не лише біологічні властивості, але й технологічні параметри, зокрема температуру варки.

2.2 Теоретичні основи складання шихти для отримання біостеклол

Шихта для отримання біостеклол – це багатокомпонентна суміш вихідних речовин, склад якої визначає структуру та властивості кінцевого матеріалу. Основною вимогою до її складання є забезпечення точного хімічного складу, відтворюваності і однорідності властивостей біостекла. Формування шихти ґрунтується на загальних принципах хімії та технології скла, також врахуванні впливу кожного компонента на процеси плавлення, склоутворення та кристалізації [59].

Складання шихти передбачає оптимізацію співвідношення між формувачами сітки та модифікаторами, що визначають температуру плавлення, в'язкість розплаву та здатність до кристалізації. Зменшення вмісту SiO_2 та збільшення частки модифікуючих оксидів, в основному, підвищує біоактивність, але може призводити до зниження механічної міцності матеріалу. Тобто, вибір складу шихти є компромісом між біологічними та експлуатаційними властивостями [60].

Важливим фактором є також вибір методу отримання біостекла, від цього вже визначається підхід до формування шихти. Традиційним метод

плавлення є використання оксидів або карбонатів із подальшим плавленням при високих температурах. Альтернативний золь-гель метод дозволяє отримувати матеріали з більш однорідною структурою при нижчих температурах завдяки використанню молекулярних прекурсорів. Це збільшує можливості контролю складу та структури біостекла [48].

Варка скла – це процес виготовлення скла шляхом розплавлення сировинних компонентів при високих температурах в спеціальних печах. Шихта формується з речовин, які при нагріванні утворюють відповідні оксиди. Як правило, використовують карбонати (Na_2CO_3 , CaCO_3), фосфати, оксиди та інші сполуки. При плавленні ці компоненти проходять стадії розкладу, дегазації та взаємодії з утворенням однорідного склоплаву [61].

Наприклад, для введення діоксиду кремнію як основи скляної сітки використовують кварцовий пісок:

SiO_2 (твердий) $\rightarrow$ входить у склорозплав без розкладу.

Для введення оксиду натрію застосовують карбонат натрію:



При нагріванні він розкладається з виділенням вуглекислого газу, а утворений Na_2O модифікує силікатну сітку.

Для отримання оксиду кальцію використовують карбонат кальцію:



CaO бере участь у формуванні біоактивної фази та сприяє утворенню гідроксиапатиту.

Фосфор вводять у вигляді фосфатів, наприклад:



або



Ці сполуки забезпечують наявність фосфатних груп у склі.

Теоретичний розрахунок шихти здійснюється на основі заданого оксидного складу біоскла (наприклад, у масових або молярних відсотках),

після чого проводиться перерахунок на реальні вихідні речовини з урахуванням їх молекулярної маси та стехіометрії реакцій розкладу.

Важливим аспектом є урахування летких компонентів, оскільки під час плавлення частина речовин може втрачатися у вигляді газів. До таких втрат належать: виділення CO_2 при розкладі карбонатів, випаровування Na_2O (через леткість Na_2O або його сполук), а також можливі втрати P_2O_5 при високих температурах. Якщо ці втрати не врахувати, фактичний склад скла буде відрізнятися від розрахункового, що призведе до зміни його властивостей.

Для компенсації втрат летких компонентів застосовують кілька підходів. По-перше, у шихту вводять надлишок речовин, що містять леткі оксиди (наприклад, натрій або фосфор), виходячи з експериментально встановлених коефіцієнтів втрат. По-друге, оптимізують температурний режим плавлення, зменшуючи перегрів і тривалість витримки для мінімізації випаровування. По-третє, використовують менш леткі вихідні сполуки або альтернативні прекурсори, які забезпечують стабільніше введення необхідних елементів у скло. Також важливу роль відіграє склад атмосфери в печі та використання кришок або тиглів, що обмежують випаровування.

Крім того, при складанні шихти враховують однорідність суміші, дисперсність компонентів і їх здатність до взаємодії [1, 29]. Рівномірне змішування забезпечує повноту реакцій і формування однорідної скляної структури. Теоретичні розрахунки часто супроводжуються експериментальним коригуванням складу, оскільки реальні умови плавлення можуть впливати на ступінь втрат і кінцеві властивості біоскла.

Отже, варіювання складу шихти та введення модифікуючих добавок може суттєво впливати на процеси плавлення, змінюючи температуру варки та кінцеві властивості біостекла, що є важливим для оптимізації технології його отримання.

2.3 Фізико-хімічні процеси під час варки біостекол

Варка біостекол – це складний багатостадійний процес, що включає фізичні і хімічні перетворення, які виконуються при високих температурах (рис. 2.3). Основною метою варки є одержання однорідного аморфного матеріалу із заданими структурними та функціональними властивостями [62].

Спочатку відбувається нагрівання шихти, вона складається переважно з оксидів кремнію, натрію, кальцію і фосфору. При збільшенні температури активізуються твердофазні реакції між компонентами шихти. Також карбонати, які можуть бути частиною вихідної суміші, розкладаються з виділенням діоксиду вуглецю, що супроводжується утворенням оксидів [63].



Рисунок 2.3 – Варка скла

У подальшому, підвищення температури призводить до утворення рідкої фази – скляного розплаву. У цьому стані важливу роль відіграють процеси дифузії та масопереносу, що забезпечують взаємодію компонентів на атомному рівні та формуванню однорідної структури. Відбувається поступове руйнування кристалічних ґраток вихідних речовин і формування аморфної структури, схожую на скло.

Одним із головних етапів – гомогенізація розплаву, під час якої отримується рівномірний розподіл усіх компонентів. Цей процес дає зменшення в'язкості системи при підвищенні температури, що полягає більш ефективному перемішуванню та усуненню неоднорідностей. Одночасно

відбувається дегазація – видалення газових включень, які з'явилися внаслідок хімічних реакцій або потрапили до системи ззовні [64].

З фізико-хімічної точки зору, важливу роль відіграє процес утворення силікатної структури. Атоми кремнію створюють тетраедричні комплекси типу $[\text{SiO}_4]$, які з'єднуються між собою за рахунок спільних атомів кисню, утворюючи просторову тривимірну сітку [61]. Введення модифікуючих оксидів, таких як Na_2O та CaO , призводить до зміни цієї мережі, впливаючи на ступінь її полімеризації та на фізико-хімічні характеристики скла.

Розплав піддається охолодженню після досягнення необхідної однорідності. Властивість та структуру біостекла визначає швидкість охолодження, це критичний фактор [62]. При швидкому охолодженні з'являється аморфна структура без утворення кристалічних фаз, тоді як повільне охолодження може призводити до часткової кристалізації матеріалу.

Важливим є взаємозв'язок між складом, структурою та властивостями біостекла. Зміна співвідношення оксидів впливає на температуру плавлення, в'язкість розплаву, швидкість дифузії та схильність до склоутворення. Це визначає біоактивність матеріалу та його здатність до інтеграції з кістковою тканиною [29].

Тобто, варка біостекол – це складний фізико-хімічний процес, що включає в себе послідовні стадії нагрівання, реакцій у твердій фазі, плавлення, гомогенізації, дегазації та охолодження. Керування цими процесами дозволяє отримувати матеріали з наперед заданими властивостями, необхідними для медичного застосування.

Таким чином, фізико-хімічні процеси, що відбуваються під час варки, значною мірою залежать від складу біостекла. Це дає підстави вважати, що введення модифікуючих добавок може змінювати температурні характеристики процесу варки та впливати на формування структури матеріалу.

2.4 Механізм утворення апатитового шару на поверхні біоскла

Однією з визначальних характеристик біоактивних стекел є їх здатність до утворення на поверхні апатитоподібного шару при взаємодії з біологічними рідинами. Саме цей процес забезпечує формування хімічного зв'язку між матеріалом та кістковою тканиною, що принципово відрізняє біостекла від інертних матеріалів [29]. Утворений шар за своїм складом і структурою близький до природного мінерального компонента кістки – гідроксикарбонат-apatиту, що обумовлює високу біосумісність і остеокондуктивні властивості матеріалу.

Механізм формування апатитового шару є складним багатостадійним фізико-хімічним процесом, який включає послідовні реакції, що відбуваються на межі поділу «тверде тіло – рідина». Класична модель цього процесу була запропонована Л. Генчем і залишається базовою для опису біоактивності скла [47] (рис. 2.4).

На першій стадії після контакту біоскла з рідиною відбувається інтенсивний іонний обмін між лужними та лужноземельними катіонами скла (Na^+ , Ca^{2+}) та іонами гідрогену (H^+ або H_3O^+) з розчину. Внаслідок цього процесу спостерігається підвищення рН середовища, що створює лужні умови, сприятливі для подальших реакцій. Одночасно відбувається збіднення поверхневого шару скла на модифікуючі оксиди.

Наступна стадія пов'язана з гідролізом силікатної сітки. Під впливом води відбувається розрив зв'язків $\text{Si}-\text{O}-\text{Si}$ з утворенням силанольних груп ($\text{Si}-\text{OH}$). Цей процес супроводжується поступовою деструкцією поверхневого шару скла та формуванням гідратованої кремнеземної фази [66]. Силанольні групи відіграють ключову роль, оскільки виступають як активні центри для подальшої адсорбції іонів із розчину.

У результаті конденсації силанольних груп формується аморфний шар, збагачений кремнеземом ($\text{SiO}_2 \cdot n\text{H}_2\text{O}$), який має гелеподібну структуру. Цей шар характеризується високою питомою поверхнею та значною кількістю

реакційно здатних груп, що створює сприятливі умови для подальших процесів нуклеації.

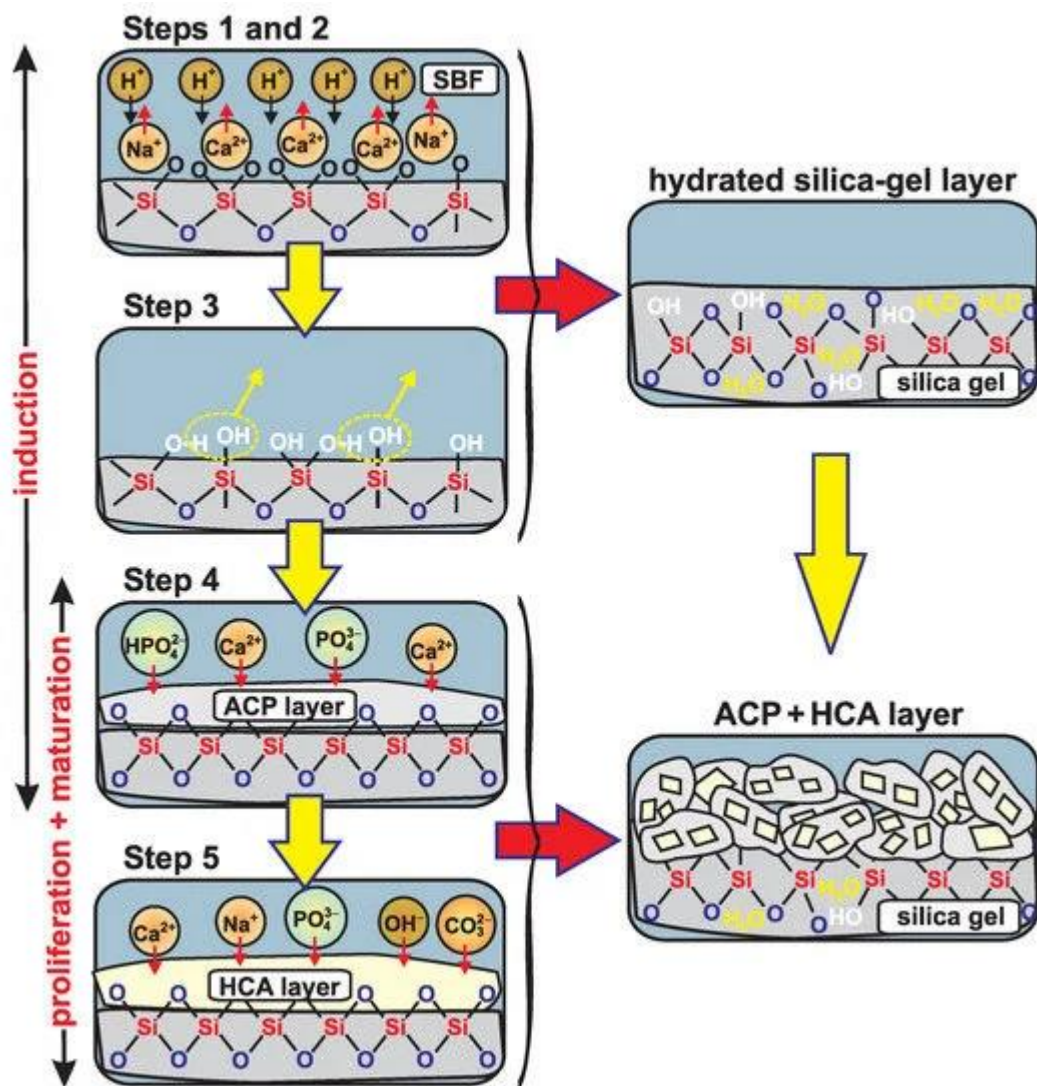


Рисунок 2.4 – Схематичне зображення механізму Генча для утворення НА з розплавленого скла Na-(Ca)-Si-O-(P), що піддається впливу SBF [65]

Паралельно з утворенням кремнеземного шару відбувається вихід іонів кальцію та фосфору у розчин, а також їх повторна адсорбція на поверхні матеріалу. Це призводить до формування аморфного кальцій-фосфатного шару. Важливо зазначити, що даний шар є нестабільним і з часом зазнає структурної перебудови.

На наступному етапі відбувається кристалізація кальцій-фосфатного шару з утворенням гідроксикарбонат-апатиту (рис. 2.5). Цей процес супроводжується включенням карбонат-іонів (CO_3^{2-}) з розчину в кристалічну решітку, що робить отриманий апатит ще більш подібним до природного кісткового мінералу [65]. Формування саме такого шару є визначальним фактором біоактивності скла.

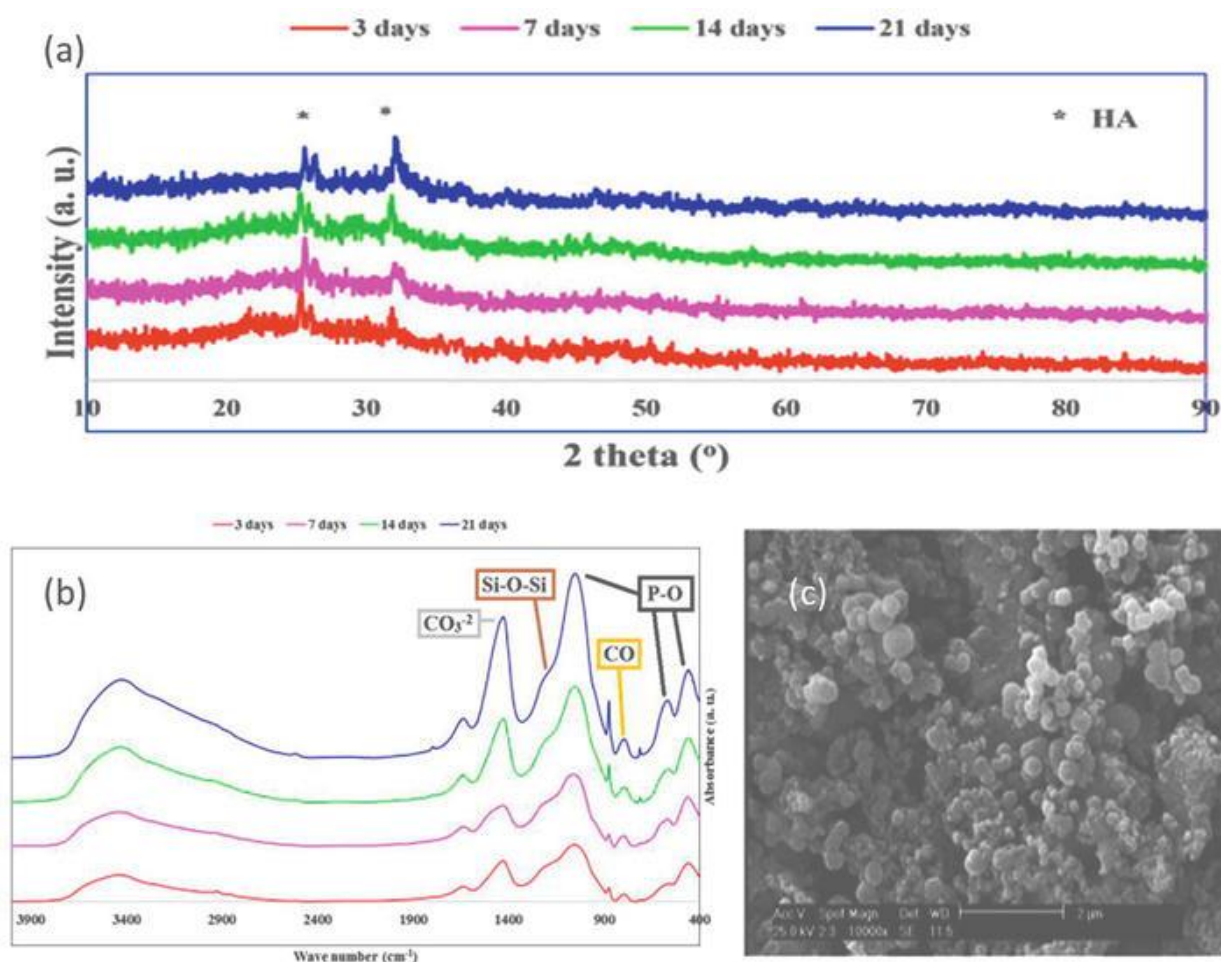


Рисунок 2.5 – Рентгенівський дифракційний аналіз (a) та ідентифікація утворення НА через піки у формі зірочки після занурення скляної композиції S4-Z1 у розчин SBF на 3, 7, 14 та 21 день відповідно; ІЧ-спектроскопічний аналіз з перетворенням Фур'є S4-Z1 (b) після занурення в SBF на 3, 7, 14 та 21 день відповідно; Утворення НА (c), ідентифіковане за допомогою скануючої електронної мікроскопії (SEM) після занурення в розчин SBF на 21 день [67]

Значну роль у механізмі утворення апатиту відіграє процес розчинення біоскла. Розчинення супроводжується вивільненням іонів у навколишнє

середовище, що змінює його хімічний склад і стимулює процеси осадження нових фаз [29]. Підвищення концентрації іонів кальцію та фосфату у прикордонному шарі розчину сприяє досягненню умов перенасичення, необхідних для нуклеації апатиту.

Важливим фактором є також структура та хімічний склад біоскла. Вміст кремнію визначає здатність до формування силікатної сітки та утворення гелеподібного шару, тоді як оксиди кальцію та фосфору безпосередньо беруть участь у формуванні апатиту. Збільшення концентрації кальцію, як правило, прискорює процес утворення апатитового шару, тоді як зміна співвідношення компонентів може впливати на швидкість розчинення та біоактивність матеріалу в цілому.

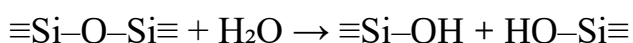
Окрім складу, на процес утворення апатитового шару впливають зовнішні фактори, такі як температура, рН середовища та іонний склад рідини. Наприклад, підвищення температури прискорює дифузійні процеси та хімічні реакції, тоді як зміни рН можуть суттєво впливати на стабільність проміжних фаз. Також важливу роль відіграє наявність білків і біомолекул у фізіологічному середовищі, які можуть адсорбуватися на поверхні матеріалу та змінювати кінетику процесів [66].

Хімічні реакції, що описують процес взаємодії біоскла з фізіологічним розчином можна представити наступним чином [64, 65]. Після контакту біоскла з водним середовищем відбувається іонний обмін між катіонами скла та іонами водню з розчину. Отже, іони натрію та кальцію заміщуються протонами:

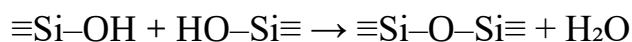


Цей процес є підвищенням рН середовища та активацією поверхні матеріалу.

На наступному етапі відбувається гідроліз силікатної сітки. Вода взаємодіє з силоксановими зв'язками:



У результаті утворюються силанольні групи (Si–OH), які є реакційно активними центрами. Наступна конденсація цих груп є формування гелеподібного шару кремнезему:



Тобто формується аморфний гідратований шар $\text{SiO}_2 \cdot n\text{H}_2\text{O}$, який має високу пористість і розвинену поверхню.

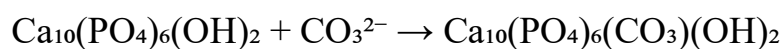
Також відбувається вихід іонів кальцію та фосфору у розчин, що створює умови для утворення кальцій-фосфатних сполук. У приповерхневому шарі формується аморфний осад:



Згодом аморфний шар перетворюється на стабільнішу фазу; за участю іонів гідроксиду та карбонату відбувається формування кристалічного гідроксикарбонат-апатиту.:



При наявності карбонат-іонів можливе часткове заміщення:



Гідроксикарбонат-апатит (HCA), який ми отримали, є біологічно активною фазою, яка за складом схожа на мінеральні частини кісткової тканини. Важливу роль у цьому механізмі відіграє розчинення скла, яке опишемо як:



Утворений ортокремнієва кислота ($\text{Si}(\text{OH})_4$) може дифундувати у розчин або брати участь у повторному утворенні гелевого шару. Ці процеси супроводжуються зміною локальної концентрації іонів і сприяють нуклеації апатиту [65].

Склад біоскла істотно впливає на швидкість і повноту протікання цих реакцій. Зокрема, збільшення вмісту CaO підвищує концентрацію Ca^{2+} у розчині, що прискорює утворення кальцій-фосфатного шару. Водночас SiO_2 визначає здатність до формування стабільної силікатної матриці, яка є основою для росту апатиту.

Таким чином, механізм утворення апатитового шару на поверхні біоскла є результатом складної взаємодії процесів іонного обміну, розчинення, гідролізу, конденсації, нуклеації та кристалізації. Послідовне протікання цих стадій забезпечує формування біоактивного шару, здатного інтегруватися з кістковою тканиною, що визначає широкі перспективи застосування біостекол у медицині.

Отже, інтенсивність утворення апатитового шару визначається як структурними особливостями біостекла, так і його хімічним складом. Це свідчить про те, що модифікація складу може бути ефективним інструментом керування біоактивністю матеріалу.

2.5 Вплив легування йонами на властивості біостекол

Легування йонами біостекол – це найбільш ефективний підхід до керування їх фізико-хімічними, механічними та біологічними властивостями. Введення різних іонів у скляну матрицю дає можливість змінювати структуру скляної сітки та швидкість її розчинення [64] (рис. 2.6).

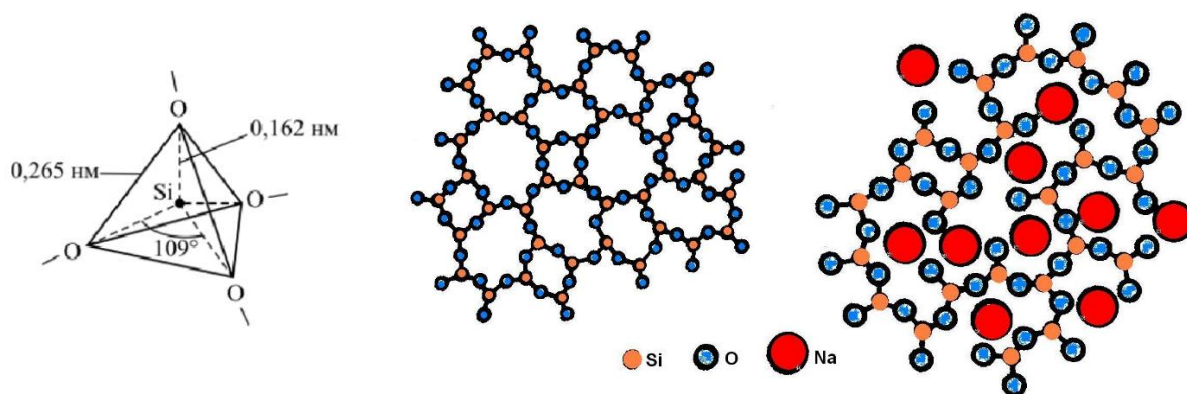


Рисунок 2.6 – Впровадження іонів Na^+ у скломатрицю із тетраєдрів $[\text{SiO}_4]^{4-}$

Введення іонів у скляну матрицю призводить до змін структури на атомному рівні. Деякі іони, наприклад, Mg^{2+} , Zn^{2+} , можуть бути як

модифікатори скляної сітки, зменшуючи її полімеризацію, що підвищує швидкість розчинення біостекла у фізіологічному середовищі [68]. Інші іони можуть зміцнювати структуру скла, зменшуючи його розчинність. Тобто, за допомогою легування можна регулювати кінетику деградації матеріалу, що виступає критично важливим для синхронізації процесів розчинення імплантату та регенерації тканини. Легування іонами магнію Mg^{2+} сприяє підвищенню швидкості нуклеації апатиту, що збільшує інтеграцію матеріалу з кістковою тканиною [70].

Важливу роль грають мезопористі біостекла, у яких легування іонами Sr^{2+} , Cu^{2+} та Co^{2+} впливають на розмір і впорядкованість пор, що визначає транспорт речовин і біологічну активність матеріалу [69]. Іони стронцію Sr^{2+} сприяють остеогенез і одночасно пригнічують резорбцію кісткової тканини, що робить їх особливо цінними для лікування остеопорозу [71]. Стосовно кобальту Co^{2+} – він здатний імітувати гіпоксичні умови, активуючи клітинні сигнальні шляхи, що також сприяє ангіогенезу [72]. Іони міді Cu^{2+} також стимулюють ангіогенез (це процес відродження нових кровоносних судин, який є важливим для живлення та росту тканин) [74].

Йони флуору F^- відіграють важливу роль у мінералізації. Вони можуть входити до складу апатитоподібних фаз, утворюючи фторапатит, що характеризується підвищеною хімічною стійкістю [73]. Це стимулює підвищення довговічності імплантатів.

Іони цинку Zn^{2+} стимулюють проліферацію остеобластів і стимулює їх диференціацію, що прискорює утворення нової кісткової тканини [75].

Легування дозволяє не тільки покращити фізичні властивості матеріалу, але й може активно впливати на біологічні процеси на клітинному рівні. Важлива задача сучасної біомедицини – запобігання інфекціям, пов'язаним з імплантатами. Легування іонами срібла Ag^+ дає біостеклам виражені антибактеріальні властивості [76]. Срібло впливає на клітинні мембрани бактерій, порушує їх метаболізм, що призводить до загибелі мікроорганізмів. Це дає можливість значно знизити ризик післяопераційних ускладнень. Також,

іони міді проявляють антимікробну активність, це робить їх перспективними для створення багатофункціональних біоматеріалів [74].

Легування може змінювати механічні характеристики біостекол: введення іонів заліза $\text{Fe}^{2+}/\text{Fe}^{3+}$ збільшує міцність матеріалу та надає йому магнітні властивості [77].

Такі властивості дають можливості для використання біостекол у нових напрямках, зокрема: керованій доставці лікарських препаратів, магнітній гіпертермії, створенні “розумних” імплантатів

В багатьох випадків легування біостекол має комплексний характер впливу. Один і той самий іон може одночасно змінювати: структуру скла, швидкість розчинення, біоактивність та клітинну відповідь

Це дає можливість розробляти матеріали із заздалегідь визначеними характеристиками, пристосованими до конкретних медичних потреб. Водночас потрібно ретельно підбирати концентрацію легуючих компонентів, тому що їх надмірний вміст може призвести до погіршення властивостей матеріалу або навіть спричинити токсичний ефект.

Таким чином, легування біостекол різними іонами дозволяє цілеспрямовано змінювати їх структуру, швидкість розчинення, біологічні та механічні властивості. Водночас такі зміни можуть впливати і на технологічні параметри синтезу, зокрема температуру варки, що потребує додаткового дослідження.

2.6 Теоретичне обґрунтування використання біостекол для регенерації кісткової тканини

У сучасній біомедичній інженерії ключова проблема – це відновлення кісткової тканини, тому що пошкодження кісток можуть виникати через травми, пухлинні процеси, остеопорозу та інші патологічні стани. Традиційні методи лікування, а саме використання аутотрансплантатів (тканини, взяті з власного тіла пацієнта) і алотрансплантатів (тканини або органи, взяті від

донора), мають деякі обмеження, а саме - дефіцит донорського матеріалу, ризик відторгнення та ускладнення інфекційного характеру. Тому відомими стали синтетичні біоматеріали, зокрема біоактивні скла, що здатні не лише замінювати дефекти кістки, але й активно впливати на процеси її відновлення [1, 29].

Механізм біоактивності біостекло є складним і проходить у кілька етапів. По-перше, як було зазначено у п. 2.4, при контакті матеріалу з біологічним середовищем, відбувається іонний обмін, формується шар кремнеземного гелю і поетапно утворюється апатитоподібний шар, який надає сприятливі умови для прикріплення клітин кісткової тканини та їх подальшого розвитку. Але й важливою теоретичною основою використання біостекло є їх вплив на клітинний рівень [78]. Вивільнені іони кремнію, кальцію та фосфору здатні активувати остеобласти, стимулювати їх розростання тканин (проліферацію) та диференціацію, а також підсилювати синтез колагену та інших компонентів позаклітинного матриксу. Крім того, встановлено, що такі іони можуть впливати на експресію генів, пов'язаних з остеогенезом, що додатково підтверджує їх регуляторну роль у процесах формування кісткової тканини.

Окрім остеогенного ефекту, біостекла відіграють важливу роль у стимуляції ангіогенезу (фізіологічний процес, завдяки якому нові кровоносні судини утворюються з уже існуючих судин). Формування нових кровоносних судин у зоні дефекту є важливою умовою ефективної регенерації, тому що забезпечує доставку кисню, поживних речовин та клітин. Дослідження показують, що іонний склад біостекло активує фактори росту, відповідальні за утворення судин, що значно покращує результати лікування [3].

Не менш важливою являє здатність біостекло впливати на імунну відповідь організму. На відміну від багатьох інших матеріалів, вони не викликають вираженої хронічної запальної реакції, а навпаки – сприяють формуванню позитивного мікросередовища для регенерації. Також встановлено, що біостекла можуть змінювати фенотип макрофагів у напрямку,

який асоціюється з процесами відновлення тканин, який позитивно впливає на загоєння [78].

Додатковою перевагою біостекло є їх антибактеріальні властивості. Вони пов'язані зі здатністю змінювати кислотно-лужний баланс у зоні імплантації, а також із вивільненням іонів, що пригнічують розвиток мікроорганізмів. Це має важливе значення в умовах хірургічного втручання, де ризик зараження є одним із ключових факторів ускладнень [1].

Важливим напрямом розвитку біостекло є їх модифікація шляхом введення різних легуючих елементів. Наприклад, додавання стронцію може посилювати остеогенез та знижувати резорбцію кісткової тканини, цинк сприяє ферментативній активності клітин, а срібло надає виражені антибактеріальні властивості. Тобто, регулюючи склад матеріалу, можна точно змінювати його біологічні та фізико-хімічні характеристики [29].

Останніми роками значна увага приділяється створенню композитних матеріалів на основі біостекло, зокрема у поєднанні з полімерними матрицями. Такі системи дозволяють отримати тривимірні пористі структури (scaffolds), які відтворюють природну архітектуру кісткової тканини. Це допомагає кращій адгезії клітин, їх міграції та рівномірному розподілу, що в кінці покращує якість регенерації [1].

Таким чином, теоретичне обґрунтування застосування біостекло для регенерації кісткової тканини ґрунтується на їх комплексному впливі на організм. Вони поєднують у собі здатність до утворення біоактивного апатитоподібного шару, стимуляції клітинної активності, індукції ангіогенезу та модулювання імунної відповіді.

2.7 Висновки до розділу з фізико-хімічних засад впливу модифікуючих добавок на температуру варки та властивості біостекол

У ході теоретичного аналізу встановлено, що біостекла є аморфними матеріалами на основі силікатної сітки, а їх біоактивні властивості зумовлені складом, зокрема наявністю оксидів кальцію, натрію та фосфору.

Показано, що склад шихти є ключовим чинником формування властивостей біостекол і дозволяє регулювати їх розчинність, біоактивність та механічні характеристики, забезпечуючи баланс між міцністю та здатністю до регенерації тканин.

Встановлено, що процес варки, який включає стадії розкладу компонентів, утворення розплаву та формування аморфної структури, суттєво впливає на якість матеріалу та потребує чіткого контролю.

Визначено, що біоактивність біостекол пов'язана з утворенням гідроксиапатитоподібного шару, який забезпечує їх взаємодію з кістковою тканиною, а також залежить від складу та структури матеріалу.

Показано ефективність модифікації біостекол іонами (Zn^{2+} , Cu^{+} , Sr^{2+}), що дозволяє надавати їм додаткові функціональні властивості, зокрема антибактеріальну активність та здатність стимулювати регенерацію.

Встановлено, що технології отримання також визначають властивості матеріалу: традиційне плавлення забезпечує стабільність складу, тоді як золь-гель метод і сучасні технології, зокрема 3D-друк, розширюють функціональні можливості біостекол.

Отже, біостекла є перспективними матеріалами для медичного застосування, а їх властивості значною мірою визначаються складом і умовами отримання.

Водночас комплексний вплив модифікуючих добавок на температуру варки та властивості біостекол залишається недостатньо дослідженим, що обумовлює актуальність даної роботи.

3 РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ РОЗВ'ЯЗАННЯ ЗАДАЧІ / МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ. ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ ТА ОПИС МЕТОДИК ДОСЛІДЖЕНЬ

3.1 Вибір об'єкту та постановка задач досліджень

Об'єктом дослідження у даній роботі обрано біостекла – аморфні неорганічні матеріали, які завдяки своїй біоактивності широко застосовуються у тканинній інженерії для стимулювання регенерації кісткової тканини.

Незважаючи на значну кількість наукових досліджень у цій галузі, залишається недостатньо вивченим комплексний вплив модифікуючих добавок на технологічні параметри отримання біостекол, зокрема температуру варки, а також на їх фізико-хімічні та біологічні властивості. Зокрема, відсутні узагальнені залежності між вмістом оксидів бору (B_2O_3) і стронцію (SrO) та процесами структуроутворення у системі S53P4, що ускладнює прогнозування властивостей матеріалу при зміні складу.

У якості базового складу для дослідження обрано біоскло системи S53P4, яке характеризується вираженими біоактивними та антибактеріальними властивостями і включає (в мас. %): 53–53,9 SiO_2 ; 23–23,7 Na_2O ; 20–21,8 CaO ; 4,0–1,7 P_2O_5 [30]. Дослідження виконувалось у порівняльному режимі для базового складу та модифікованих систем із введенням оксиду бору (B_2O_3), оксиду стронцію (SrO), а також їх комбінованого використання, що дозволяє оцінити як індивідуальний, так і синергічний вплив добавок.

Передбачається, що введення B_2O_3 може сприяти зниженню температури варки за рахунок модифікації скляної сітки та зменшення температури плавлення, тоді як SrO переважно впливає на стабілізацію структури та підвищення біоактивності матеріалу. Їх комбінована дія може призводити до комплексної зміни як технологічних, так і функціональних властивостей біостекол.

Метою роботи є встановлення впливу модифікуючих добавок B_2O_3 та SrO на температуру варки та властивості біостекол системи S53P4.

Для досягнення поставленої мети сформульовано такі задачі дослідження:

- отримати біостекла базового складу S53P4 та модифіковані композиції з різним вмістом B_2O_3 і SrO ;
- визначити температуру варки та проаналізувати особливості процесу формування розплаву;
- дослідити розчинність отриманих біостекол у фізіологічному середовищі;
- оцінити здатність матеріалів до утворення гідроксиапатитоподібного шару;
- встановити залежності між складом біостекол, температурою варки та їх функціональними властивостями.

Концептуально дослідження базується на підході «склад → технологічний процес → структура → властивості», що дозволяє комплексно оцінити вплив модифікуючих добавок на формування та поведінку матеріалу.

Таким чином, обраний об'єкт та сформульовані задачі дослідження створюють основу для системного аналізу впливу модифікуючих компонентів на технологічні та експлуатаційні характеристики біостекол, а також для подальшої оптимізації їх складу з метою розширення можливостей практичного застосування.

3.2 Розробка алгоритму дослідження

Для досягнення мети роботи було розроблено структурований алгоритм дослідження впливу модифікуючих добавок B_2O_3 та SrO на температуру варки та властивості біостекол системи S53P4 (рис. 3.1). Алгоритм охоплює послідовність взаємопов'язаних етапів, що забезпечують відтворюваність експерименту та коректність отриманих результатів.

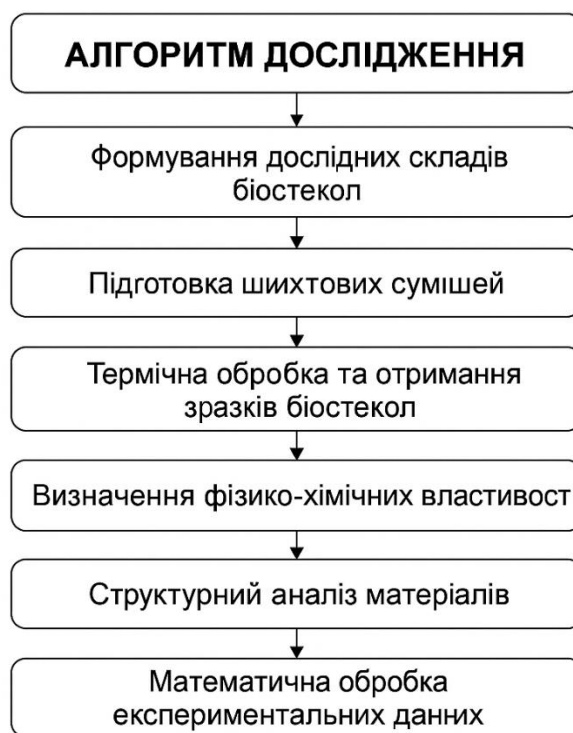


Рисунок 3.1 - Алгоритм дослідження впливу модифікуючих добавок B_2O_3 та SrO на температуру варки та властивості біостекол системи S53P4

Перший етап передбачає формування дослідних складів біостекол. На основі базової системи S53P4 розробляються серії композицій із варіацією вмісту оксиду бору та оксиду стронцію, включаючи їх індивідуальне та сумісне введення. Це дозволяє реалізувати порівняльний підхід та оцінити як окремих, так і комбінований вплив модифікуючих компонентів.

Другий етап включає підготовку шихтових сумішей із використанням високочистих сировинних матеріалів. Компоненти ретельно дозуються та гомогенізуються до отримання однорідної суміші, що є критично важливим для забезпечення стабільності процесу варки та відтворюваності складів.

Третій етап полягає у термічній обробці шихти та отриманні біостекол методом класичної варки. Процес здійснюється у високотемпературних печах із фіксацією температури плавлення та візуальною оцінкою стану розплаву. Отримані зразки швидко охолоджуються у водному середовищі для формування аморфної структури.

Четвертий етап передбачає експериментальне визначення фізико-хімічних властивостей отриманих матеріалів. Зокрема, досліджується розчинність біостекол у фізіологічних умовах та їх здатність до формування гідроксиапатитоподібного шару, що є ключовим показником біоактивності.

П'ятий етап включає структурний аналіз матеріалів із застосуванням рентгенофазового аналізу та оптичної мікроскопії, що дозволяє оцінити ступінь аморфності та особливості мікроструктури біостекол.

Завершальний етап передбачає математичну обробку експериментальних даних. Для цього застосовано симплекс-центроїдне планування експерименту, що дозволяє встановити залежності типу «склад – технологічний параметр – властивість» та побудувати узагальнені моделі впливу модифікуючих добавок. Обробка результатів здійснюється із використанням спеціалізованого програмного забезпечення, що забезпечує візуалізацію залежностей у вигляді ізоліній.

Таким чином, розроблений алгоритм забезпечує комплексний підхід до дослідження, поєднуючи технологічні, експериментальні та аналітичні етапи, що дозволяє обґрунтовано оцінити вплив модифікуючих добавок на властивості біостекол.

3.3 Обґрунтування вибору модифікуючих добавок

Обґрунтування вибору модифікуючих добавок базується на необхідності цілеспрямованого впливу як на структуру силікатної сітки біостекол, так і на технологічні параметри їх отримання та функціональні властивості [1, 21, 48]. У якості модельних модифікаторів обрано оксид бору (B_2O_3) та оксид стронцію (SrO), що принципово відрізняються механізмом дії на скляну систему (рис. 3.2).

Введення B_2O_3 обумовлене його здатністю виконувати роль склоутворювача та перебудовувати просторову структуру силікатної сітки за рахунок формування борокисневих координаційних одиниць [35, 36, 38]. Це

призводить до зниження ступеня полімеризації структури, зменшення в'язкості розплаву та, відповідно, зниження температури варки. Таким чином, використання B_2O_3 дозволяє цілеспрямовано впливати на енергоємність процесу отримання біостекол та їх технологічну оброблюваність.

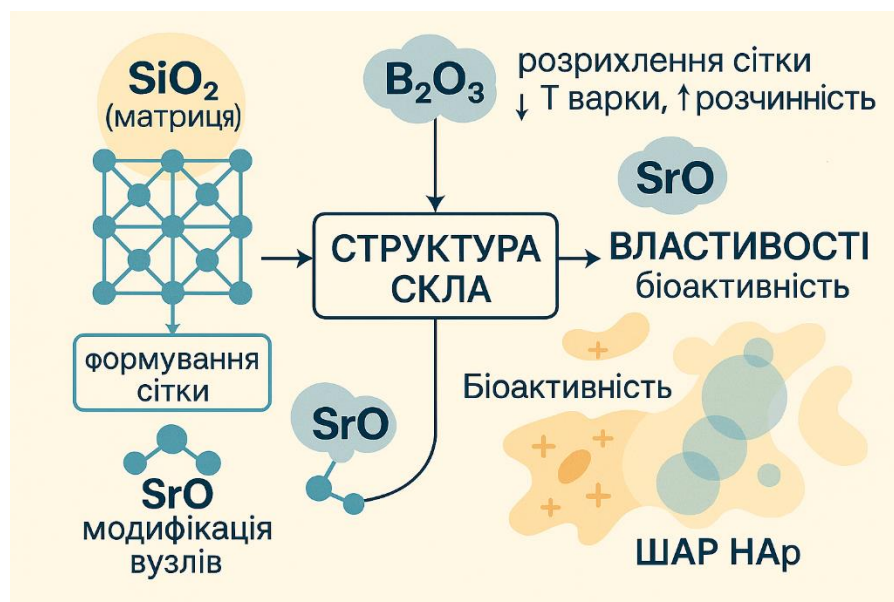


Рисунок 3.2 – Концептуальна схема причинно-наслідкового зв'язку між складом і властивостями

Вибір SrO обґрунтований його роллю як модифікатора скляної сітки, що заміщує кальцій у складі біостекла та змінює іонно-структурний баланс системи [34, 69, 71]. Іони стронцію беруть участь у процесах остеогенезу, стимулюючи проліферацію остеобластів та пригнічуючи резорбцію кісткової тканини, що безпосередньо впливає на біоактивність матеріалу. Крім того, введення SrO може змінювати кінетику утворення гідроксиапатитоподібного шару та стабільність структури біостекла у фізіологічному середовищі.

Комбіноване використання B_2O_3 та SrO дозволяє реалізувати принцип керованої модифікації системи «склад – структура – властивості». У даному випадку очікується синергічний ефект [41, 69], що полягає у поєднанні зниження температури варки (за рахунок B_2O_3) із підвищенням біологічної активності та функціональності матеріалу (за рахунок SrO). Такий підхід

забезпечує можливість одночасної оптимізації технологічних та експлуатаційних характеристик біостекол.

На рис. 3.2 узагальнено вплив модифікуючих добавок на формування структури та властивостей біостекол. Показано, що введення B_2O_3 сприяє зниженню температури варки та підвищенню розчинності за рахунок модифікації скляної сітки, тоді як SrO впливає на структурну стабілізацію та підвищення біоактивності. Сукупна дія добавок визначає здатність матеріалу до іонного обміну та утворення гідроксиапатитоподібного шару, що є ключовим показником біоактивності.

Наукова доцільність обраних модифікаторів також визначається недостатньою вивченістю їх комплексного впливу у системі S53P4, зокрема щодо взаємозв'язку між складом, температурою варки та біоактивними властивостями. Це дозволяє розглядати обрану систему як модельну для встановлення узагальнених закономірностей модифікації біостекол.

Таким чином, вибір B_2O_3 та SrO є теоретично та практично обґрунтованим і спрямований на встановлення причинно-наслідкових зв'язків між складом, технологічними параметрами та властивостями біостекол, що відповідає загальній концепції дослідження.

3.4 Моделювання впливу складу на температуру варки та властивості

Для встановлення кількісних залежностей між складом біостекол та їх технологічними і функціональними характеристиками у даній роботі застосовано метод математичного моделювання на основі симплекс-центроїдного планування експерименту. Такий підхід дозволяє описати багатокomпонентні системи типу «склад – властивість» та отримати аналітичні залежності, придатні для прогнозування параметрів матеріалу.

У якості змінних факторів розглянуто вміст компонентів дослідної системи, що варіюються у межах симплексного трикутника складів. Кожна вершина симплексу відповідає одному з граничних складів, а внутрішні точки

– їх комбінаціям. Це забезпечить можливість дослідження як індивідуального, так і сумісного впливу модифікуючих добавок B_2O_3 та SrO на властивості біостекол системи S53P4.

Матриця планування дослідів наведена в табл. 3.1 та рис. 2.4.

Таблиця 3.1 - Матриця планування та результати ПФЕ для аналізу залежності «склад скла – властивість»

N (j)	Координати точок дослідних складів			Властивості біоскла
	X_1	X_2	X_3	Y
1	1	0	0	y_1
2	0	1	0	y_2
3	0	0	1	y_3
4	0,5	0,5	0	y_4
5	0,5	0	0,5	y_5
6	0	0,5	0,5	y_6
7	0,33	0,33	0,33	y_7



Рисунок 3.3 – Матриця планування дослідних складів біостекол

Експериментальні дані щодо температури варки та показників розчинності використовуються для побудови регресійних моделей у вигляді поліноміальних залежностей. У загальному вигляді така модель може бути представлена як функція відносних концентрацій компонентів:

$$Y = \sum_i b_i x_i + \sum_{i < j} b_{ij} x_i x_j + \sum_{i < j < k} b_{ijk} x_i x_j x_k \quad (3.1)$$

де x_i – нормовані координати складу (частки компонентів),

b_i , b_{ij} , b_{ijk} – коефіцієнти регресії, що характеризують відповідно індивідуальний та взаємний вплив компонентів на досліджуваний параметр Y .

Отримані моделі дозволяють кількісно оцінити вплив кожного з оксидів на температуру варки та властивості біостекол. Для візуалізації отриманих залежностей будуються ізолінії досліджуваних параметрів у координатах симплексного трикутника складів. Така форма представлення дозволяє наочно визначити області оптимальних складів, що забезпечують необхідне поєднання технологічних та експлуатаційних властивостей.

Таким чином, застосований підхід моделювання забезпечить встановлення узагальнених залежностей типу «склад – температура варки – властивості» та створить основу для цілеспрямованої оптимізації складу біостекол із заданими характеристиками.

3.5 Опис методик дослідження

Перелік сировинних матеріалів, застосованих у дослідженнях, наведений у табл. 3.2. Компоненти шихти зважували з точністю до $\pm 0,001$ г, після чого суміш ретельно перемішували до досягнення однорідного стану у фарфоровій ступці.

Стекла отримували шляхом плавлення у корундових тиглях з виливанням у дистильовану воду. Варку стекол проводили при температурах 1200-1350 °C (в залежності від вмісту модифікуючих оксидів) із витримкою 1 година, що забезпечувало повне розплавлення шихти та гомогенізацію скла. Швидке охолодження у дистильованій воді забезпечувало формування аморфної структури та запобігало кристалізації.

Таблиця 3.2 – Сировинні матеріали, застосовані у дослідженнях

№	Найменування	Нормативний документ
1	Натрій карбонат, Na_2CO_3	CAS 497-19-8
2	Кальцій карбонат, CaCO_3 ,	CAS 471-34-1
3	Кремній діоксид, SiO_2	CAS 7631-86-9
4	Амоній дігідроортофосфат, $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$	CAS 7722-76-1
5	Бор оксид, B_2O_3	CAS 1303-86-2
6	Стронцій оксид, SrO	CAS 1314-11-0

Для варки стекол використано піч з карбідкремнієвими нагрівачами та корундові тиглі (рис. 3.4).



а



б



в

Рисунок 3.4 – Піч (а) з карбідкремнієвими нагрівачами (б) та корундовий тигель (в), застосовані для варки біостекол

Визначення розчинності біостекол здійснювали згідно гравіметричним методом за втратою маси порції біоскла. Для підтримки постійної температури під час досліджень в межах $36-37^\circ\text{C}$ застосовано повітряний інкубатор ST2 Basic.



Рисунок 3.5 – Повітряний інкубатор ST2 Basic

Дослідження проводили протягом 21 діб при співвідношенні тверда фаза/розчин 1:10.

Для визначення *фазового складу біостекол* застосовувати рентгенофазовий аналіз, який виконували за допомогою рентгенівського аналізатору ДРОН-3 з використанням рентгенівської трубки з мідним електродом.

Для кожної кристалічної речовини набір міжплощинних відстаней кристалічної решітки є суворо індивідуальним, що і дозволяє проводити дослідження того чи іншого мінералу за допомогою рентгенофазового аналізу. Основний принцип розшифровки рентгенограми полімінеральної суміші полягає в порівнянні міжплощинних відстаней речовин, що входять до її складу, з міжплощинними відстанями еталонних речовин, які зібрані в спеціальну картотеку.

Отримані температури варки стекол та показники розчинності в залежності від вмісту дослідних модифікуючих оксидів обробляли за допомогою програми SiBase.exe, розробленої на кафедрі ХТКС та БМ [33] для симплекс решітчастого/ центроїдного планування експерименту та аналізу даних. Програма дозволила встановити ізолінії температур та показників розчинності у дослідному трикутнику складів стекол.

Комплекс застосованих методик дозволяє оцінити як технологічні параметри (температура варки), так і функціональні характеристики біостекол (розчинність, здатність до утворення гідроксиапатиту, структура).

4. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ МОДИФІКУЮЧИХ ДОБАВОК НА ТЕМПЕРАТУРУ ВАРКИ ТА ВЛАСТИВОСТІ БІОСТЕКОЛ

4.1 Варка стекол заданого хімічного складу

Варка скла являє собою технологічний процес отримання склоподібного матеріалу шляхом термічного оброблення сировинної суміші, що містить оксидні компоненти (зокрема оксиди кремнію, кальцію, натрію та ін.), при високих температурах у спеціалізованих печах.

Процес включає кілька послідовних стадій, серед яких підготовка та дозування сировини, її плавлення з утворенням однорідного розплаву, а також подальше охолодження з метою формування аморфної структури матеріалу.

Технологічна схема отримання біостекол, реалізована у даній роботі, наведена на рис. 4.1.

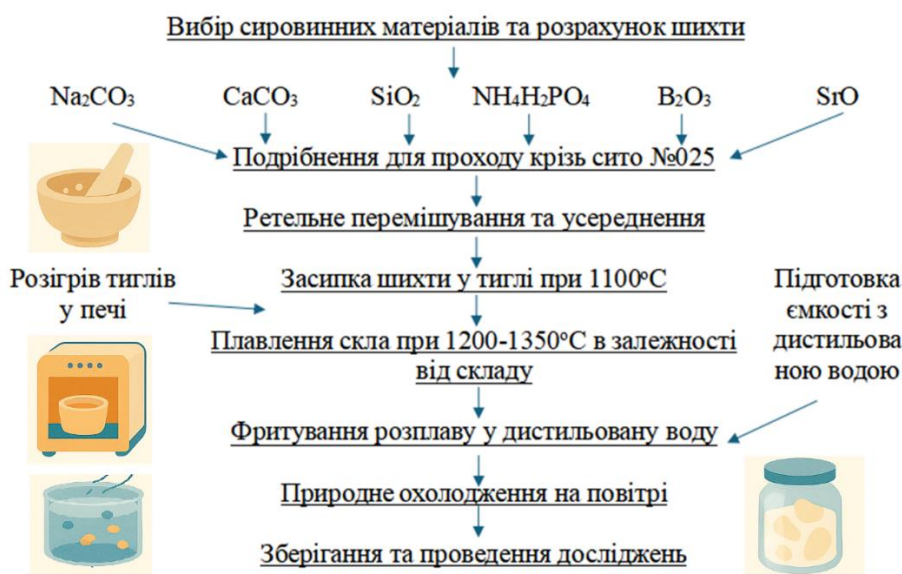


Рисунок 4.1 – Технологічна схема отримання біостекол

Згідно симплексному методу, було заплановано 7 складів стекол (табл. 4.1). До шихти базового скла S53P4 вводили до 10 мас.% SrO та B_2O_3 (понад 100%) як окремо, так і сумісно. Перед тим, як змішували сировинні матеріали, розраховували їх вміст з огляду на потрібний оксидний склад стекол.

Таблиця 4.1 – Дослідні склади біостекол, мас. %

№ складу	SiO ₂	Na ₂ O	CaO	P ₂ O ₅	B ₂ O ₃	SrO
1 (S53P4)	53,0	23,0	20,0	4,0	0	0
2	48,2	20,9	18,2	3,6	0	9,1
3	48,2	20,9	18,2	3,6	9,1	0
4	50,5	21,9	19,0	3,8	0	4,8
5	50,5	21,9	19,0	3,8	4,8	0
6	48,2	20,9	18,2	3,6	4,5	4,5
7	49,7	21,6	18,7	3,7	3,1	3,1

Склад скла у табл. 3.1 подано в оксидному вигляді. Так, кальцій оксид вводиться кальцій карбонатом, який при високій температурі (~800°C) втрачає понад 40% ваги внаслідок реакції: $\text{CaCO}_3 \rightarrow \text{CaO} + \text{CO}_2$. Якщо цей процес не врахувати, то отримати заданий склад скла не вийде. Тому перед тим, як складати шихту скла, треба розрахувати вміст її сировинних компонентів. Для базового скла наведено розрахунок нижче.

Натрій оксид у шихту вводиться за допомогою натрій карбонату, $M(\text{Na}_2\text{O})=62$ г/моль, $M(\text{Na}_2\text{CO}_3)=106$ г/моль. Складаємо пропорцію:

В 106 г натрій карбонату – 62 г натрій оксиду

В 100 г натрій карбонату – x_1 г натрій оксиду

$$x_1=58,5 \text{ г}$$

За умовами, до скла №1 треба ввести 23 г натрій оксиду, тоді натрій карбонату треба:

В 100 г натрій карбонату – 58,5 г натрій оксиду

В x_2 г натрій карбонату – 23,0 г натрій оксиду

$$x_2=39,3 \text{ г натрій карбонату треба ввести у склад шихти.}$$

Кальцій оксид у шихту вводиться за допомогою кальцій карбонату, $M(\text{CaO})=56$ г/моль, $M(\text{CaCO}_3)=100$ г/моль. Тому для введення 20,0% CaO, потрібного для складу №1 потрібно карбонату:

В 100 г кальцій карбонату – 56,0 г кальцій оксиду

В x_3 г кальцій карбонату – 20,0 г кальцій оксиду

$x_3=35,7$ г кальцій карбонату треба ввести у склад шихти

Фосфор оксид вводиться у шихту за допомогою $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$.

$M(\text{P}_2\text{O}_5)=94$ г/моль, $2M(\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4)=230$ г/моль.

В 230 г амоній дігідроортофосфату – 94 г фосфор оксиду

В 100 г амоній дігідроортофосфату – x_4 г фосфор оксиду

$x_4=40,9$ г

За умовами, до скла №1 треба ввести 4 г фосфор оксиду, тоді амоній дігідроортофосфату треба:

В 100 г амоній дігідроортофосфату – 40,9 г фосфор оксиду

В x_5 г амоній дігідроортофосфату – 4,0 г фосфор оксиду

$x_5=9,8$ г амоній дігідроортофосфату треба ввести у склад шихти

Кремній діоксид вводиться кварцовим піском, який за технічними умовами має 99% хімічної чистоти, тому з урахуванням цього, треба 53,5 г піску.

Розрахунки шихтових складів інших стекол здійснюються аналогічно.

Коли готові приготовлені шихтові склади майбутніх стекол, у печі поступово розігрівають тиглі до 1000°C , у них засипають шихти заданих складів (рис. 4.2) і тиглі з шихтою відправляють у піч.



Подібнювання
компонентів



Засипка шихти у
тигель



Завантаження тигля в
піч



Фриткування на метал (або у
воду)

Рисунок 4.2 – Основні етапи приготування скла

Подальший етап процесу передбачає нагрівання шихти до повного переходу в однорідний склорозплав. Якісний розплав характеризується відсутністю газових включень, непрореагованих частинок та здатністю утворювати тягучу, еластичну нитку при витягуванні.

Після досягнення необхідного стану розплав піддають формуванню шляхом виливання. Залежно від технологічних умов це може здійснюватися на металеву поверхню або у водне середовище (процес фриткування). У даній роботі застосовано виливання у дистильовану воду, що дозволяє мінімізувати сторонні домішки та забезпечити високу чистоту отриманого матеріалу. При контакті з водою відбувається швидке охолодження розплаву, внаслідок чого він набуває аморфного стану та фрагментується, що спрощує подальшу обробку.

4.2 Дослідження впливу модифікуючих добавок на температури варки стекол

Температурний режим варки біостекол визначається насамперед хімічною природою та співвідношенням оксидних компонентів, які формують скляну сітку. Введення модифікуючих оксидів призводить до перебудови структури розплаву, зміни ступеня полімеризації силікатної сітки, а також впливає на в'язкість і температуру переходу системи у рідкий стан. У даній роботі як модифікуючі добавки використано оксиди бору (B_2O_3) та стронцію (SrO), введення яких очікувано змінює умови склоутворення та перебіг технологічного процесу варки.

Експериментальні значення температури варки визначалися для серії складів, сформованих відповідно до симплекс-центроїдного плану експерименту. Це дозволило рівномірно охопити область досліджуваних концентрацій та забезпечити коректність подальшого математичного аналізу. Отримані результати були оброблені із використанням спеціалізованого

програмного забезпечення, що дало змогу побудувати модель залежності температури варки від складу системи (рис. 4.3).

Аналіз результатів показав, що введення модифікуючих оксидів сприяє зниженню температури варки біостекол, однак ступінь цього впливу є різним. Зокрема, додавання бор оксиду в кількості до 10 мас.% забезпечує зменшення температури варки до приблизно 1260 °С, тоді як аналогічний вміст оксиду стронцію знижує її до близько 1290 °С. Для порівняння, базовий склад без добавок потребує температури близько 1350 °С.

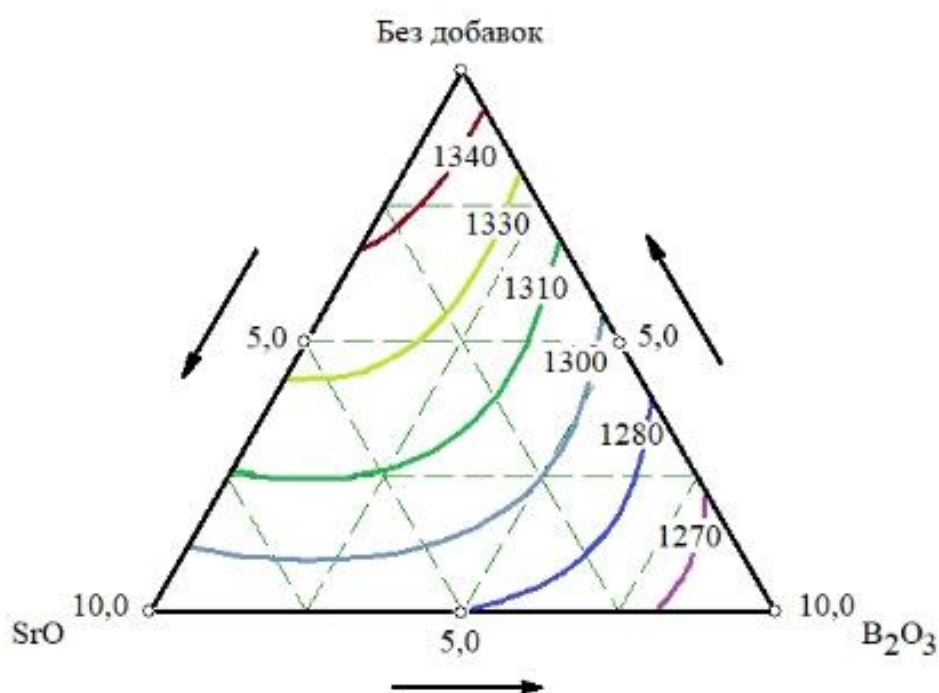


Рисунок 4.3 – Залежність температур плавлення (°C) біостекол від вмісту модифікуючих добавок

Отримані закономірності пояснюються тим, що B_2O_3 виконує роль мережоутворювача з менш жорсткою структурою, сприяючи розриву силікатної сітки та зниженню температури плавлення. SrO , у свою чергу, виступає як модифікатор структури, змінюючи локальне координаційне оточення кисню та впливаючи на стабільність розплаву.

Таким чином, встановлено, що введення досліджуваних оксидів забезпечує технологічно значиме зниження температури варки біостекол. Побудована математична модель дозволяє прогнозувати температурні параметри варки в межах дослідної області складів, що є важливим інструментом для оптимізації технології отримання матеріалу та подальшого цілеспрямованого регулювання його властивостей.

4.3 Дослідження розчинності дослідних біостекол у фізіологічному розчині

Розчинність біостекол є одним із ключових параметрів, що визначає їх поведінку в біологічному середовищі, а також біологічну сумісність та швидкість деградації матеріалу. Саме цей показник характеризує здатність скла поступово розчинятися в організмі з одночасним формуванням умов для інтеграції з кістковою тканиною, що є критично важливим для матеріалів медичного призначення.

Швидкість і характер розчинення біостекол у фізіологічних середовищах залежать від їх хімічного складу та співвідношення оксидних компонентів. Найбільший вплив мають вміст кремнезему, оксидів кальцію і фосфору, а також модифікуючих добавок, таких як натрій, стронцій та інші елементи. Баланс між структурною стабільністю та здатністю до іонного обміну визначає функціональну ефективність матеріалу: надто висока розчинність може призвести до втрати міцності, тоді як недостатня – обмежує біоактивність.

Процес розчинення біостекол у водних середовищах має складний багатостадійний характер і включає іонний обмін між компонентами скла та розчину, гідроліз силікатної сітки та подальше формування поверхневого гелеподібного шару, який визначає кінетику деградації матеріалу.

У зв'язку з цим у роботі проведено експериментальні дослідження розчинності отриманих біостекол у фізіологічному розчині Рінгера з метою оцінки їх стабільності та біологічної поведінки (рис. 4.4).



а



б



в



г

Рисунок 4.4 – Дослідження розчинності біостекол у фізіологічному розчині: а – зважування порції біоскла і розчину Рінгера, б – витримка при температурі 37°C, в – фільтрування, г – випал фільтра

Зразки біостекол подрібнювали у ступці, після чого за допомогою сита виділяли фракцію розміром 0,1–0,5 мм. Надалі наважку скла масою $1,0 \pm 0,005$ г поміщали у 50 мл розчину Рінгера в стерильні пластикові ємності, що дозволяло виключити можливий вплив матеріалу посуду на результати експерименту.

Зразки витримували в інкубаційних умовах при температурі 37 °C протягом 14 діб. Втрата маси розглядається як інтегральний показник процесу розчинення, який включає початкову іонну експозицію та подальше руйнування силікатної матриці. Після завершення експозиції тверду фазу відокремлювали шляхом фільтрування через беззольний фільтр. Отриманий осад фільтру піддавали термічній обробці при 400 °C, після чого проводили повторне зважування залишку скла.

Інтенсивність розчинення оцінювали за зміною маси зразків до та після експерименту. Результати визначення втрати маси дослідних біостекол наведені в табл. 4.2.

Метод гравіметричного визначення втрати маси забезпечує достатню простоту та відтворюваність результатів, однак чутливий до умов фільтрації та сушіння зразків. Для мінімізації похибок усі вимірювання виконувались у дублях, що дозволило зменшити випадкову складову експериментальної похибки та підвищити достовірність отриманих даних.

Для кожного складу визначали середнє значення втрати маси та оцінювали розкид результатів, що дозволило підтвердити відтворюваність експерименту та коректність отриманих залежностей.

Втрати маси складають:

$$BM(\text{скл1}) = (0,9997 - 0,9766) * 100 / 0,9997 = 2,31 \%$$

Отримані показники розчинності, згідно дослідним складам стекол, обробляли за допомогою програми SiBase.exe, в результаті чого отримано модель залежності показників розчинності (за втратою маси) біостекол від введення до їх складів модифікуючих оксидів бору та стронцію (рис. 4.5).

Вибір фізіологічного розчину Рінгера як модельного середовища обумовлений його близькістю за іонним складом до позаклітинної рідини організму людини, що дозволяє більш коректно моделювати поведінку біостекол *in vitro*. Температура 37 °C підтримувалась як фізіологічно релевантна умова, яка відповідає температурі людського організму та забезпечує наближення до реальних умов експлуатації матеріалу. Тривалість експозиції 14 діб обрана як достатній часовий інтервал для виявлення початкових закономірностей деградації та іонного обміну.

Отримані значення втрати маси можна розглядати як інтегральний показник, що характеризує сумарний ефект процесів іонного обміну та руйнування структури скла на початкових стадіях його взаємодії з фізіологічним середовищем.

Таблиця 4.2 – Результати визначення втрати маси дослідних біостекол у фізрозчині після 14 діб

№ скла	Маса проби біоскла до розчинення, г	Маса проби біоскла після випалювання фільтра, г	Втрата маси (ВМ) проби біоскла, %	Середній показник втрати маси, %
1	0,9997	0,9766	2,31	2,32
	1,0028	0,9795	2,32	
2	1,0005	0,9794	2,10	2,0
	0,9995	0,9787	2,08	
3	0,9993	0,937	6,23	6,3
	1,0000	0,9365	6,35	
4	1,0021	0,9796	2,25	2,20
	1,0014	0,9795	2,17	
5	1,0003	0,9558	4,54	4,55
	0,9994	0,955	4,57	
6	1,0003	0,9712	2,91	2,85
	1,0018	0,9738	2,79	
7	0,9998	0,9573	4,25	4,22
	1,0014	0,9597	4,16	

* об'єм фізіологічного розчину Рінгера у всіх пробах становив 50 мл

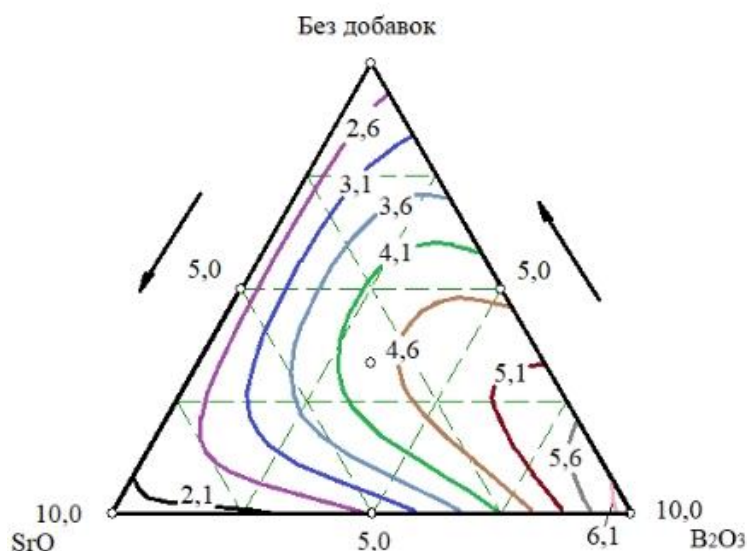


Рисунок 4.5 – Залежність втрат маси дослідних біостекол (%) після витримки у розчині Рінгера протягом 14 діб від вмісту модифікуючих добавок

Отримані експериментальні дані були використані як вхідні параметри для подальшого математичного моделювання залежності “склад – розчинність”, що дозволяє перейти від емпіричних спостережень до кількісного опису поведінки біостеклол у фізіологічному середовищі.

Застосування симплекс-центроїдного планування експерименту дозволило встановити нелінійний характер впливу компонентів скла та визначити області складів із керованими показниками розчинності.

Аналіз експериментальних даних свідчить, що введення оксиду стронцію практично не змінює показники розчинності біостеклол. Як для базового зразка №1, так і для модифікованого скла №3 з максимальним вмістом SrO (до 10 мас.%), втрати маси залишаються в межах 2,21–2,31%. Незначні відхилення можуть бути пов’язані зі зменшенням частки SiO₂ у складі скла (табл. 4.2). Така поведінка пояснюється тим, що іони Sr²⁺ здатні зміцнювати силікатну мережу, що призводить до зниження швидкості іонного обміну та уповільнення деградації матеріалу [35]. У результаті SrO сприяє більш контрольованому розчиненню скла та поступовому вивільненню біологічно активних іонів (Si⁴⁺, Ca²⁺, Sr²⁺).

На відміну від цього, введення оксиду бору призводить до помітного зростання розчинності біостеклол. При вмісті 10 мас.% B₂O₃ втрати маси досягають 6,45%. Це пов’язано з тим, що бор оксид порушує безперервність силікатної сітки, зменшуючи кількість міцних зв’язків і тим самим полегшуючи проникнення водного середовища в структуру скла. У результаті прискорюється вихід іонів Ca²⁺, P⁵⁺ та B³⁺, що підсилює біологічну активність матеріалу, однак може скорочувати тривалість його стабільної роботи [36].

Особливий інтерес становлять композиції із сумісним введенням B₂O₃ та SrO. Для складу №7 (по 3,1 мас.% кожного оксиду) спостерігається переважання впливу бору, що проявляється у зростанні втрати маси до 4,22% (з 2,32%). Водночас при підвищенні сумарного вмісту модифікуючих оксидів до 4,5 мас.% (склад №4) розчинність зменшується до 2,85%, що може свідчити

про посилення структуростабілізуючої дії SrO та часткову компенсацію ефекту V_2O_5 .

Таким чином, встановлено, що вплив модифікуючих оксидів на розчинність біостекол є нелінійним і залежить від їх співвідношення. Домінування або бору, або стронцію визначає кінцеву швидкість деградації матеріалу. Швидкість розчинення біостекол безпосередньо пов'язана з процесами формування гідроксиапатитоподібного шару на їх поверхні, що є ключовим показником біоактивності та визначає ефективність матеріалу для застосування у кістковій регенерації.

Отримані результати дозволяють описати загальну тенденцію зміни втрати маси у фізіологічному середовищі та можуть бути використані як основа для подальшої оптимізації складів біоактивних стекол.

4.4 Дослідження фазового складу біостекол

Фазовий стан біостекол визначається їх хімічним складом та умовами отримання. У більшості випадків такі матеріали мають аморфну будову, що є ключовим фактором їх високої біологічної активності. Саме аморфна структура забезпечує інтенсивну взаємодію з біологічними рідинами, що сприяє формуванню гідроксиапатиту – мінералу, близького за складом до неорганічної складової кісткової тканини [1].

Поява кристалічних фаз у біостеклах можлива внаслідок термічної обробки або під час їх перебування у фізіологічних середовищах. За певних умов у матеріалі можуть формуватися різні кристалічні компоненти, зокрема кварц (SiO_2), кальцій-фосфатні сполуки (гідроксиапатит ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), β -трикальційфосфат ($\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$), а також силікатні фази типу натрій-кальцій-силікатів ($\text{Na}_2\text{CaSiO}_4$). Наявність кристалічних утворень, з одного боку, може підвищувати механічну міцність матеріалу, проте, з іншого – зменшує його розчинність і, відповідно, біоактивність, оскільки аморфні структури зазвичай швидше піддаються деградації у біологічному середовищі.

Формування гідроксиапатитного шару на поверхні біостекло є результатом складного процесу іонного обміну, розчинення силікатної матриці та подальшої преципітації кальцій-фосфатних сполук, що поступово кристалізуються у вигляді НАр-фази.

Таким чином, контроль фазового складу біостекло є важливим як з технологічної точки зору, так і для забезпечення необхідних експлуатаційних та біомедичних характеристик матеріалу.

У межах даного дослідження проведено рентгенофазовий аналіз з метою оцінки здатності біостекло до утворення гідроксиапатитоподібних фаз після модифікації їх складу оксидами бору та стронцію. Дослідженню підлягали базовий склад, а також зразки №3 і №5, що характеризуються підвищеним вмістом модифікуючих компонентів.

Ідентифікацію фаз здійснювали шляхом аналізу положення та інтенсивності дифракційних максимумів із використанням табличних значень міжплощинних відстаней.

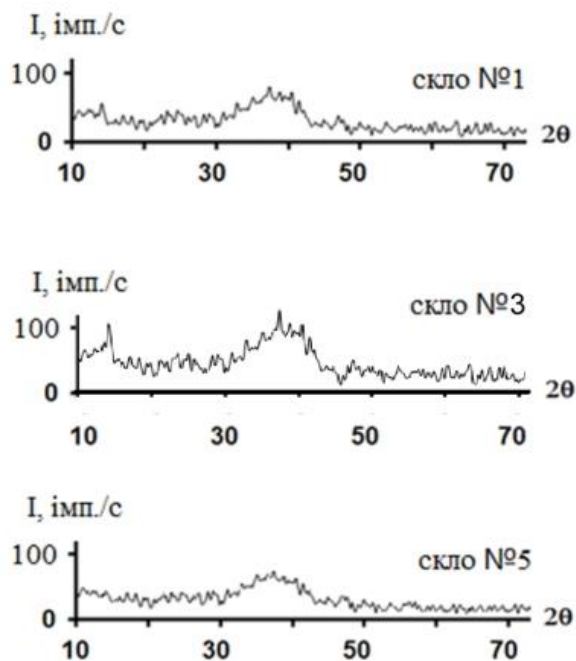


Рисунок 4.6 – Рентгенограми дослідних стекло до витримки у розчині Рінгера

Як видно з рис. 4.6, всі досліджені зразки до контакту з фізіологічним середовищем мають аморфну структуру незалежно від їх складу. Це підтверджується наявністю широкого аморфного гало на рентгенограмах та відсутністю чітко виражених дифракційних максимумів, характерних для кристалічних фаз.

Після витримки у розчині Рінгера на рентгенограмах (рис. 4.7) з'являються дифракційні максимуми (піки), характерні кристалічній фазі – гідроксиапатиту Ha ($d=3,45$; $3,16$; $2,81$; $2,72$ Å). Найбільша інтенсивність піків (по шкалі I , імп./с) характерна біосклеу №5 з огляду на стабілізаційні характеристики стронцій оксиду, встановлені у п.4.2 цієї роботи.

Поява зазначених дифракційних максимумів свідчить про перехід від аморфного стану до частково кристалізованого поверхневого шару, що формується внаслідок взаємодії біоскла з фізіологічним середовищем.

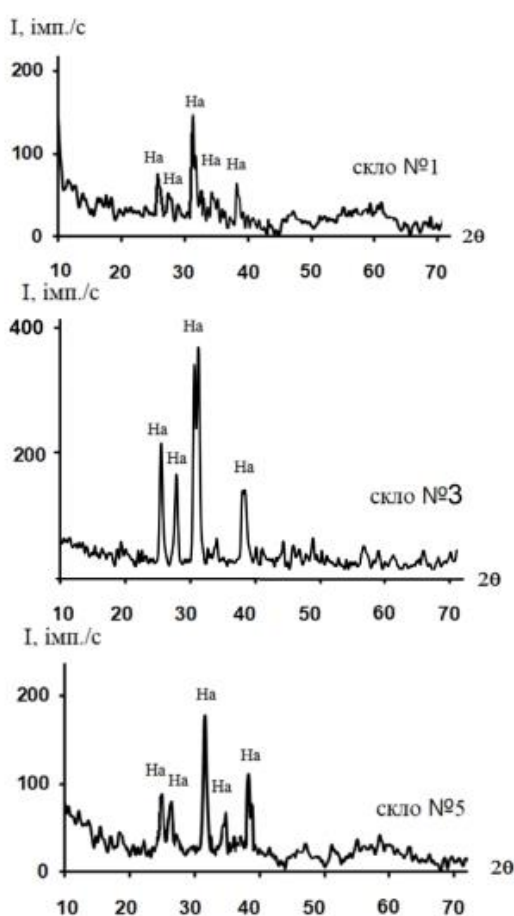


Рисунок 4.7 - Рентгенограми дослідних стекол після витримки у розчині Рінгера

Таким чином, встановлено, що введення модифікуючих оксидів по-різному впливає на процес формування гідроксиапатитного шару на поверхні біостекол. Зокрема, оксид стронцію сприяє інтенсифікації утворення гідроксиапатиту, що підтверджується більшою інтенсивністю відповідних дифракційних піків для скла №3 у порівнянні з базовим складом та зразком №5. Це свідчить про підвищення біоактивності матеріалу та створює передумови для розробки біостекол із покращеними механічними характеристиками та щільною структурою, що є актуальним напрямом сучасних досліджень.

Водночас введення оксиду бору, незважаючи на його здатність підвищувати розчинність біостекол (див. п. 4.2), не пригнічує процес утворення гідроксиапатитної фази. Це вказує на можливість створення швидкорозчинних борвмісних біостекол, які поєднують високу біоактивність із технологічними перевагами, зокрема зниженими температурами варки (див. п. 4.1).

Отримані результати узгоджуються з даними щодо розчинності (розділ 4.3) та температур варки (розділ 4.2), що підтверджує комплексний вплив складу на структурні та функціональні характеристики біостекол.

4.4 Висновки з експериментальної частини

У даній роботі досягнуто поставлену мету, що полягала у встановленні впливу модифікуючих оксидів SrO та B_2O_3 на температурні та функціональні характеристики біостекол. Усі визначені завдання виконано у повному обсязі.

Синтезовано біостекла заданого складу: базове (типу S53P4), а також композиції, модифіковані оксидами бору та стронцію в кількості до 10 мас.% (понад 100%), як окремо, так і при їх одночасному введенні. На основі симплекс-центроїдного планування експерименту побудовано математичну модель, що описує залежність температури варки від вмісту дослідних

оксидів. Практичне значення отриманої моделі полягає у можливості прогнозування та оптимізації технологічних режимів отримання біостекол. Показано, що введення модифікуючих компонентів дозволяє суттєво знизити температуру варки, що сприяє зменшенню енергетичних витрат виробництва.

Досліджено вплив оксидів SrO та B₂O₃ на розчинність біостекол і їх поведінку у фізіологічному середовищі. Встановлено, що введення B₂O₃ у скляну матрицю частково заміщує SiO₂, що призводить до послаблення силікатної сітки та підвищення швидкості іонного обміну. Як наслідок, збільшується розчинність матеріалу і прискорюється формування апатитоподібного шару, що є важливим для стимуляції процесів остеointegraції.

У свою чергу, додавання SrO практично не впливає на швидкість розчинення біостекол, однак сприяє структурній стабілізації скляної матриці та активізує процес утворення гідроксиapatиту. Це може позитивно позначатися на зміцненні кісткової тканини та покращенні взаємодії імплантата з організмом.

Особливу увагу привертає комбінований вплив обох оксидів: бор підвищує швидкість розчинення матеріалу, тоді як стронцій забезпечує більш контрольований перебіг процесів мінералізації. Такий підхід відкриває можливості цілеспрямованого регулювання властивостей біостекол, зокрема їх міцності та швидкості деградації, що є важливим для створення матеріалів медичного призначення, здатних ефективно працювати в умовах навантаження.

5 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНІ ТА БЕЗПЕКОВІ АСПЕКТИ ВИРОБНИЦТВА БІОСТЕКОЛ

5.1 Економічне обґрунтування технології

У сучасних умовах розробка нових матеріалів повинна враховувати не лише їх функціональні властивості, але й економічну доцільність технології отримання. Особливо це стосується біостекол медичного призначення, виробництво яких пов'язане з високими енергетичними витратами та використанням хімічно чистих компонентів. У зв'язку з цим важливим є аналіз впливу складу на собівартість продукції та визначення шляхів її зниження.

Технологічний процес отримання дослідних біостекол включає підготовку сировинних матеріалів, їх змішування, варку у високотемпературній печі та подальше фриткування. Особливістю досліджуваних складів є модифікація базового біоскла типу S53P4 оксидами бору та стронцію, що впливає як на властивості матеріалу, так і на параметри технологічного процесу, зокрема температуру варки.

Витрати на сировинні матеріали формують значну частину собівартості біостекол. Основними компонентами є діоксид кремнію, карбонати натрію та кальцію, фосфатна сировина, а також модифікуючі добавки — оксиди бору та стронцію. При цьому слід враховувати, що введення оксиду стронцію може дещо підвищувати вартість шихти через відносно високу ціну цієї сполуки. Водночас додавання бор оксиду не призводить до суттєвого зростання витрат на сировину, але значно впливає на технологічні параметри.

Одним із ключових чинників економічної ефективності є енергетичні витрати на процес варки скла, які безпосередньо залежать від температури плавлення. Орієнтовну витрату електроенергії на нагрівання шихти можна оцінити за співвідношенням:

$$Q = c \cdot m \cdot (T_2 - T_1) \quad (5.1)$$

де Q – кількість теплоти, Дж;

c — середня теплоємність шихти, Дж/(кг·°C);

m – маса шихти, кг;

T_1, T_2 – початкова та кінцева температури, °С.

З урахуванням того, що маса та теплоємність для порівнюваних складів залишаються практично сталими, відносна зміна енерговитрат визначається різницею температур варки. Для базового скла температура становить приблизно 1350 °С, тоді як для модифікованих складів – у межах 1260–1290 °С.

Оцінімо відносну економію енергії при зниженні температури варки:

$$\eta = \frac{T_{base} - T_{mod}}{T_{base}} \cdot 100\%$$

Для мінімальної температури варки (1260 °С) економія становитиме:

$$\eta = \frac{1350 - 1260}{1350} \cdot 100\% \approx 6,7\%$$

А для температури 1290 °С:

$$\eta = \frac{1350 - 1290}{1350} \cdot 100\% \approx 4,4\%$$

Таким чином, зниження температури варки біостекол дозволяє орієнтовно зменшити енергетичні витрати на 4–7 %, що є суттєвим показником для високотемпературних процесів. Крім того, варто враховувати додатковий економічний ефект, пов'язаний зі зменшенням тривалості плавлення та зниженням зносу вогнетривких матеріалів печі.

Для умовної оцінки економії можна також розглянути витрати електроенергії. Наприклад, якщо на варку 1 кг базового скла витрачається умовно 1,0 кВт·год, то при зниженні температури на 6–7 % економія становитиме:

$$E_{ек} \approx 0,05 - 0,07 \text{ кВт} \cdot \text{год} / \text{кг}$$

При промислових обсягах виробництва це забезпечує суттєве скорочення енергоспоживання (табл. 5.1) та відповідне зниження собівартості продукції.

Таблиця 5.1 - Умовна оцінка енергетичних витрат на варку біостекол

№ складу	Тип скла	Температура варки, °C	Відносне зниження температури, %	Витрати електроенергії, кВт·год/кг	Економія енергії, %
1	Базове (S53P4)	1350	0	1,00	0
2	+ SrO (до 10 мас.%)	1290	4,4	0,96	4
3	+ B ₂ O ₃ (до 10 мас.%)	1260	6,7	0,93	7
4	SrO + B ₂ O ₃	1270–1280	5,2–5,9	0,94–0,95	5–6

Порівняльний аналіз показує, що незважаючи на можливе незначне збільшення вартості сировини при введенні SrO, загальна собівартість продукції може зменшуватись за рахунок економії енергоресурсів. У випадку використання B₂O₃ ефект зниження температури варки є ще більш вираженим, що робить такі склади особливо привабливими з економічної точки зору.

Важливим є також те, що модифікація складу дозволяє не лише оптимізувати витрати, але й покращити функціональні характеристики біостекол. Зокрема, бор оксид підвищує розчинність матеріалу, а оксид стронцію сприяє формуванню гідроксиapatиту, що розширює можливості їх застосування у медицині. Таким чином, досягається баланс між економічною ефективністю та експлуатаційними властивостями.

Отже, результати проведених досліджень свідчать про доцільність використання модифікуючих оксидів бору та стронцію при отриманні біостекол. Основний економічний ефект досягається за рахунок зниження температури варки, що забезпечує зменшення енерговитрат і підвищення ефективності технологічного процесу. Це створює передумови для впровадження розроблених складів у промислове виробництво.

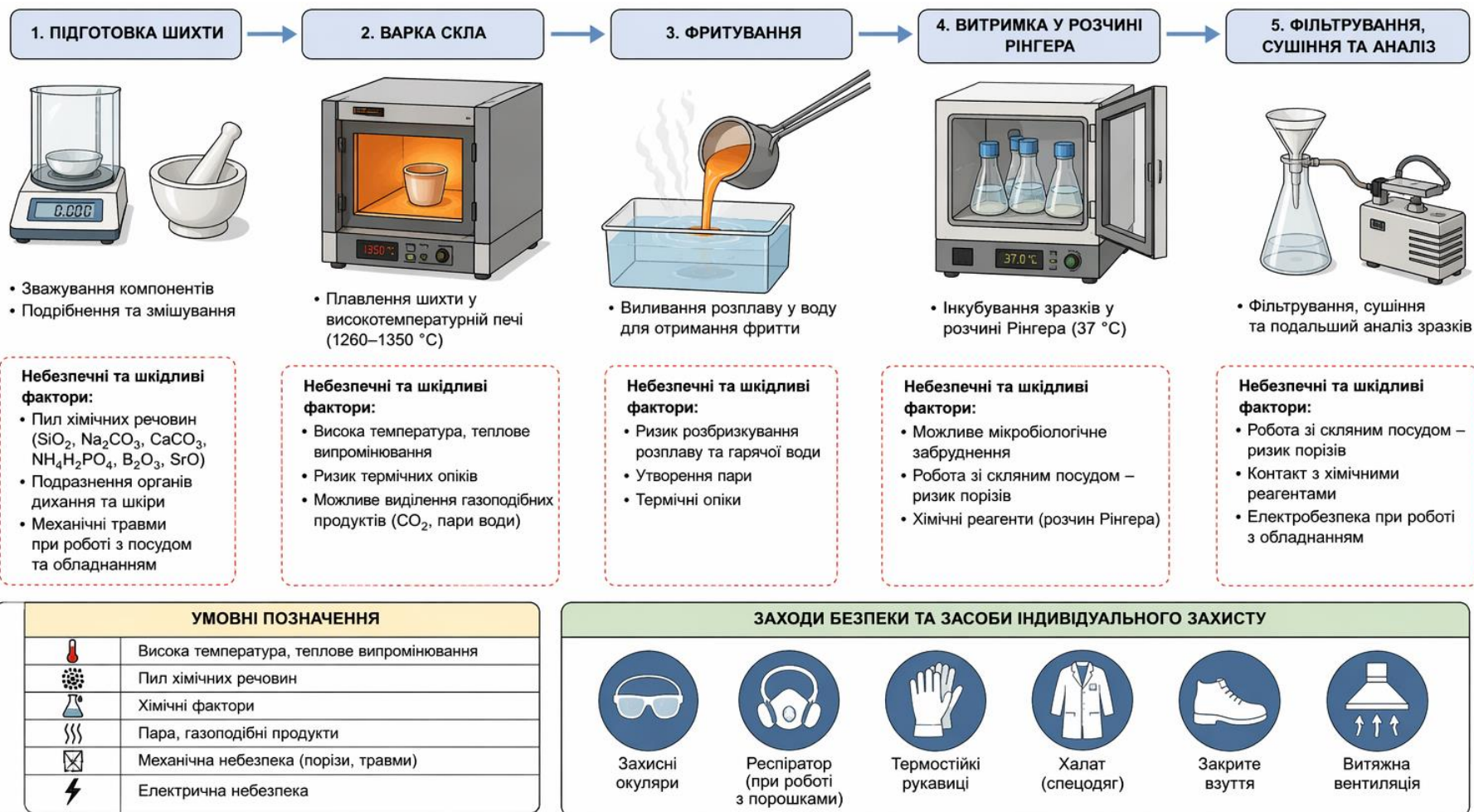
5.2 Аналіз небезпечних та шкідливих факторів

Проведення експериментальних досліджень із синтезу та аналізу біостекол супроводжується дією ряду небезпечних і шкідливих виробничих факторів, які можуть впливати на стан здоров'я персоналу та безпечність виконання технологічних операцій. У зв'язку з цим необхідно здійснити їх систематизацію та оцінку з метою подальшого визначення заходів з охорони праці.

Основними небезпечними факторами під час виконання робіт є високотемпературні процеси варки скла (рис. 5.1). Робота з печами, що забезпечують нагрів до 1260–1350 °C і вище, створює ризик термічних опіків, теплового впливу на організм та виникнення аварійних ситуацій у разі порушення технологічного режиму. Додаткову небезпеку становить контакт із розплавом скла, який має високу температуру та значну теплову інерцію.

До шкідливих виробничих факторів належить пил хімічних речовин, що використовується під час підготовки шихти. Зокрема, дрібнодисперсний пил SiO_2 , карбонатів кальцію і натрію, а також фосфатних і борвмісних сполук може спричиняти подразнювальну дію на органи дихання та слизові оболонки. При тривалому впливі можливе виникнення професійних захворювань дихальної системи.

Окрему групу становлять хімічні фактори, пов'язані з використанням модифікуючих оксидів бору та стронцію. Хоча ці речовини застосовуються у зв'язаному стані, їх дрібнодисперсні частинки при приготуванні шихти можуть становити потенційну небезпеку при вдиханні або потраплянні на шкіру. Крім того, можливий вплив лужних компонентів (Na_2CO_3 , CaCO_3), які при контакті з вологою середовища можуть проявляти подразнювальні властивості.



ПРИМІТКА. Дотримання правил охорони праці, інструкцій з експлуатації обладнання та використання засобів індивідуального захисту є обов'язковим для забезпечення безпечних умов роботи.

Рисунок 5.1 - Основні небезпечні та шкідливі фактори при роботі з біостеклами

Фізичні фактори також відіграють важливу роль у загальному рівні небезпеки. До них належать підвищена температура робочої зони, теплове випромінювання від печей, а також можливий шум від роботи технологічного обладнання. Тривале перебування в умовах підвищеної температури може призводити до перегрівання організму та зниження працездатності.

Під час виконання лабораторних операцій додаткову увагу слід приділяти роботі зі скляними матеріалами після фриткування. Різке охолодження у воді призводить до утворення дрібних фрагментів скла, що створює ризик механічних пошкоджень шкіри.

Таким чином, основними небезпечними та шкідливими факторами при виконанні досліджень є: висока температура технологічного процесу, пил хімічних речовин, термічний вплив, а також потенційна механічна небезпека при роботі з подрібненими матеріалами. Їх комплексна дія вимагає впровадження відповідних організаційних та технічних заходів для забезпечення безпечних умов праці.

5.3 Заходи з охорони праці

Проведення досліджень, пов'язаних із синтезом та вивченням біостекол, супроводжується впливом низки небезпечних і шкідливих факторів, таких як підвищена температура, запиленість шихтових матеріалів, контакт із хімічними речовинами, а також робота з лабораторним і термічним обладнанням. У зв'язку з цим у лабораторії повинна бути забезпечена система організаційних, технічних та індивідуальних заходів безпеки.

Організаційні заходи передбачають проведення обов'язкового інструктажу з охорони праці перед початком робіт, а також періодичні повторні інструктажі. До роботи допускаються лише особи, які пройшли навчання з безпечного поводження з хімічними речовинами та термічним обладнанням. Усі операції повинні виконуватись згідно з регламентованими методиками, із суворим дотриманням технологічної послідовності.

Технічні заходи включають використання справного лабораторного обладнання та його регулярну перевірку. Плавлення шихти здійснюється у печах із термостійкими елементами, що забезпечують стабільний температурний режим. Робота з порошкоподібними компонентами (SiO_2 , B_2O_3 , SrO) проводиться у витяжній шафі для запобігання вдиханню пилу. Для зниження ризику термічних опіків використовується термостійкий інструмент, а також захисні екрани при роботі з розплавом.

До індивідуальних засобів захисту належать лабораторний халат, захисні рукавички, окуляри та за потреби респіратор. Використання засобів індивідуального захисту є обов'язковим на всіх етапах роботи, особливо під час підготовки шихти, завантаження у піч та фриткування розплаву.

Особливу увагу слід приділяти роботі з високими температурами. При вивантаженні тиглів із печі необхідно використовувати спеціальні щипці та термостійкі рукавиці. Охолодження розплаву у воді проводиться обережно, з дотриманням дистанції для уникнення розбризкування гарячого матеріалу.

Хімічна безпека забезпечується шляхом правильного зберігання реагентів у маркованій тарі та недопущення їх змішування поза регламентом. У разі потрапляння речовин на шкіру або в очі необхідно негайно промити уражене місце великою кількістю води та звернутися за медичною допомогою.

Окремо слід зазначити, що робоче місце повинно утримуватися у чистоті, без накопичення пилу та залишків реактивів, а відходи підлягають утилізації згідно з правилами лабораторної безпеки.

Таким чином, дотримання комплексу організаційних, технічних та індивідуальних заходів охорони праці забезпечує безпечне проведення експериментальних робіт та мінімізує ризики для дослідника під час синтезу та дослідження біостекол.

5.4 Економічна ефективність заходів безпеки

Впровадження заходів охорони праці в процесі синтезу та дослідження біостекол має не лише соціальне, але й виражене економічне значення. Хоча організація безпечних умов праці потребує певних фінансових витрат, у довгостроковій перспективі ці витрати є виправданими та економічно доцільними.

Основні витрати на забезпечення безпеки включають закупівлю засобів індивідуального захисту (лабораторних халатів, рукавичок, захисних окулярів і респіраторів), обслуговування та перевірку лабораторного обладнання, встановлення та експлуатацію витяжних шаф, а також проведення навчання та інструктажів з охорони праці. Додаткові витрати можуть бути пов'язані з модернізацією термічного обладнання для забезпечення стабільного та безпечного температурного режиму.

Попри це, економічний ефект від впровадження системи безпеки проявляється у значному зниженні ризику нещасних випадків, професійних захворювань та пошкодження обладнання. Уникнення виробничих травм дозволяє зменшити витрати на медичне обслуговування, компенсаційні виплати та простой у роботі. Крім того, зниження аварійності сприяє збереженню матеріалів і реагентів, що є особливо важливим у лабораторних умовах, де використовуються дороговартісні хімічні компоненти.

Підвищення рівня безпеки також позитивно впливає на продуктивність праці. Працівники, які працюють у безпечних умовах, демонструють вищу концентрацію, меншу втому та більшу ефективність виконання експериментальних процедур. Це, у свою чергу, скорочує час проведення досліджень і зменшує кількість помилок, які можуть призвести до повторного виконання експериментів.

Таким чином, економічна ефективність заходів безпеки полягає у співвідношенні витрат на їх впровадження та значно більших економічних вигод, отриманих за рахунок запобігання втратам, підвищення надійності

роботи та оптимізації дослідницького процесу. У підсумку можна зробити висновок, що інвестиції в охорону праці є невід’ємною складовою раціональної організації наукової діяльності та сприяють її стабільному й ефективному розвитку.

5.5 Висновки до розділу

У результаті проведеного економічного аналізу встановлено, що технологія отримання модифікованих біостекол є доцільною з економічної точки зору. Основним чинником, який визначає собівартість продукції, є енергетичні витрати на високотемпературний процес варки скла, що безпосередньо залежать від температури плавлення.

Показано, що введення модифікуючих оксидів бору та стронцію дозволяє знизити температуру варки біостекол порівняно з базовим складом S53P4. Це, у свою чергу, забезпечує зменшення енергоспоживання на рівні приблизно 4–7 %, що є суттєвим показником для енергоємних технологічних процесів.

Встановлено, що хоча використання оксиду стронцію може дещо підвищувати витрати на сировинні матеріали, цей фактор компенсується зниженням енергетичних витрат та скороченням тривалості технологічного процесу. Додатковий економічний ефект досягається також за рахунок зменшення зносу обладнання та вогнетривких матеріалів.

Таким чином, доведено, що модифікація складу біостекол є економічно виправданою, оскільки дозволяє знизити загальну собівартість продукції при одночасному збереженні або покращенні її функціональних властивостей. Це створює передумови для ефективного впровадження розробленої технології у промислове виробництво.

ВИСНОВКИ

В роботі розроблено підхід до дослідження впливу оксидів B_2O_3 і SrO на властивості біостекол системи S53P4.

Показано, що біоактивні стекла є складною багатокомпонентною системою, де важливо встановити зв'язок між складом, умовами отримання та властивостями. Сформульовано основні завдання дослідження: синтез, аналіз температури варки, розчинності, біоактивності та закономірностей «склад–властивості».

Розроблено поетапний алгоритм експериментів, що забезпечує послідовність робіт і відтворюваність результатів. Обґрунтовано вибір модифікаторів: B_2O_3 знижує температуру варки та ступінь полімеризації, а SrO стабілізує структуру і підвищує біоактивність; їх поєднання дає синергічний ефект.

Застосовано симплекс-центроїдне планування експерименту, що дозволило отримати регресійні моделі та прогнозувати властивості матеріалу. Використані методики (варка стекол, розчинність, рентгенофазовий аналіз, математична обробка) забезпечили комплексну оцінку матеріалів.

Узагальнено, що запропонований підхід створює науково-методичну базу для оптимізації складу та технології біостекол з метою підвищення їх біомедичної ефективності.

ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРИ

1. Біоактивні матеріали для регенерації кісткової тканини: навч. посібник / О. В. Саввова, Г. К. Воронов, О. І. Фесенко, Ю. О. Смирнова; Харків. нац. ун-т міськ. госп-ва ім. О. М. Бекетова. – Харків: ХНУМГ ім. О. М. Бекетова, 2021. 142 с
2. Gou Y., Qi K., Wei Y., Gu Z., Xie H. Advances of calcium phosphate nanoceramics for the osteoinductive potential and mechanistic pathways in maxillofacial bone defect repair. *Nano TransMed.* 2024, 3, 100033 <https://doi.org/10.1016/j.ntm.2024.100033>
3. Qian G., Lu T., Zhang J., Liu R., Wang Z., Yu B., Li H., Shi H., Ye J. Promoting bone regeneration of calcium phosphate cement by addition of PLGA microspheres and zinc silicate via synergistic effect of in-situ pore generation, bioactive ion stimulation and macrophage immunomodulation. *Applied Materials Today.* 2020, 19, 100615 <https://doi.org/10.1016/j.apmt.2020.100615>
4. Baudín C., Pena P. Review: Tailored microstructures in the system tricalcium phosphate-wollastonite-diopside for bone regeneration scaffolds. *Open Ceramics.* 2023, 16, 100483 <https://doi.org/10.1016/j.oceram.2023.100483>
5. Pawar V., Shinde V. Bioglass and hybrid bioactive material: A review on the fabrication, therapeutic potential and applications in wound healing. *Hybrid Advances.* 2024, 6, 100196 <https://doi.org/10.1016/j.hybadv.2024.100196>
6. Kowalska K. J., Czechowska J. P., Yousef El S., Zima A. Novel phosphate bioglasses and bioglass-ceramics for bone regeneration. *Ceramics International.* 2024 <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2024.08.439>
7. Tahmasebifar A., Baran E. T., Yilmaz B., Pazarceviren A. E. Bioprinting of bioglass-alginate/carboxymethyl cellulose for bone tissue engineering. *Bioprinting.* 2023, 34, e00296 <https://doi.org/10.1016/j.bprint.2023.e00296>
8. Hench L.L. Semiconducting glass-ceramics. *J. Non-Cryst. Solids.* 1970, 2, 250–277. [https://doi.org/10.1016/0022-3093\(70\)90143-2](https://doi.org/10.1016/0022-3093(70)90143-2)

9. Clark A.E., Hench L.L., Paschall H.A. The influence of surface chemistry on implant interface histology: a theoretical basis for implant materials selection. *J. Biomed. Mater. Res.* 1976, 10, 161–174
<https://doi.org/10.1002/jbm.820100202>
10. Kohrs NJ, Liyanage T, Venkatesan N, Najarzadeh A, Puleo DA. Drug Delivery Systems and Controlled Release. 2019, 1–3. Elsevier Inc.
<https://doi.org/10.1016/B978-0-12-801238-3.11037-2>
11. Nogueira D. M. B., Rosso M. P. O., Santos P. S. S., Sousa-Neto M. D., Silva-Sousa A. C., Soares C. T., Reis C. H. B., Rossi J. O., Bueno C. R. S., Buchaim D. V., Buchaim R. L., Zangrando M. S. R. Biological Behavior of Bioactive Glasses SinGlass (45S5) and SinGlass High (F18) in the Repair of Critical Bone Defects. *Biomolecules.* – 2025. – Vol. 15, No. 1. – Article 112.
<https://doi.org/10.3390/biom15010112>.
12. Motta C., Cavagnetto D., Amoroso F., Baldi I., Mussano F. Bioactive glass for periodontal regeneration: a systematic review. *BMC Oral Health.* – 2023. – Vol. 23. – Article 264. <https://doi.org/10.1186/s12903-023-02898-z>.
13. Homaieghar S., Li M., Boccaccini A. R. Bioactive glass-based fibrous wound dressings. *Burns & Trauma.* – 2022. – Vol. 10. – 038.
<https://doi.org/10.1093/burnst/tkac038>.
14. Li S., Mohammed A. A., Nommeots-Nomm A., Shi X., Barrak F., Heyraud A., Jones J. R. Human bone marrow derived stem cell differentiation on 3D printed bioactive glass scaffolds. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine.* – 2025. – Vol. 36, Article 69.
15. Galbreath S., Krueger B., Frazier T., Goswami T. Effectiveness of Mesoporous Bioglass in Drug Delivery. *Journal of Pharmaceutical and Biopharmaceutical Research.* – 2022. – Vol. 4, No. 1. – P. 271–282.
<https://doi.org/10.25082/JPBR.2022.01.004>.
16. Schätzlein E., Kicker C., Söhling N., Ritz U., Neijhoft J., Henrich D., Frank J., Marzi I., Blaeser A. 3D-Printed PLA–Bioglass Scaffolds with Controllable

Calcium Release and MSC Adhesion for Bone Tissue Engineering. *Polymers*. – 2022. – Vol. 14, No. 12. – Article 2389. <https://doi.org/10.3390/polym14122389>.

17. Chen R., Pen L., Tauseen R. A., Rehman S. U., Zhang F., Ma K., Wang J. The Role of Bioactive Glass in Osteoarthritis Treatment and Cartilage Regeneration. *Engineered Science*. – 2025. – Vol. 37. <https://www.espublisher.com/journals/articledetails/1819>.

18. Chen M., Wang Y., Yuan P., Wang L., Li X., Lei B. Multifunctional bioactive glass nanoparticles: surface–interface decoration and biomedical applications. *Regenerative Biomaterials*. – 2024. – Vol. 11. – Article rbae110. <https://doi.org/10.1093/rb/rbae110>.

19. Gupta S., Majumdar Sh., Krishnamurthy S. Bioactive glass: A multifunctional delivery system. *Journal of Controlled Release*. – [Online]. <https://www.researchgate.net/publication/352059941>

20. Kołodziejska B., Kaflak A., Kolmas J. Biologically Inspired Collagen/Apatite Composite Biomaterials for Potential Use in Bone Tissue Regeneration – A Review. *Materials*. – 2020, – 13(7), – 1748. <https://doi.org/10.3390/ma13071748>

21. Jones JR. Review of bioactive glass: from Hench to hybrids. *Acta Biomater*. 2013 – 9(1). – 4457-86. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2012.08.023>

22. Hench LL. The story of Bioglass. *J Mater Sci Mater Med*. – 2006. – 17(11). – 967-78. <https://doi.org/10.1007/s10856-006-0432-z>.

23. Dorozhkin, S.V. Calcium Orthophosphates in Nature, Biology and Medicine. *Materials* – 2009. – 2. – 399-498. <https://doi.org/10.3390/ma2020399>

24. Durucan C., Brown P.W. α -Tricalcium phosphate hydrolysis to hydroxyapatite at and near physiological temperature. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. – 2000. – Vol. 11. – P. 365–371. – Режим доступа: <https://link.springer.com/article/10.1023/A:1008934024440>

25. Cacciotti I. Cationic and Anionic Substitutions in Hydroxyapatite // Handbook of Bioceramics and Biocomposites / ed. I. Rehman. – Springer, 2016. – Режим доступа: https://link.springer.com/rwe/10.1007/978-3-319-12460-5_7

26. Shaikh M. S., Fareed M. A., Zafar M. S. Bioactive Glass Applications in Different Periodontal Lesions: A Narrative Review. *Coatings*. 2023. – 13(4). – 716; <https://doi.org/10.3390/coatings13040716>
27. Kareem R. O., Bulut N., Kaygili O. Hydroxyapatite Biomaterials: A Comprehensive Review of their Properties, Structures, Medical Applications, and Fabrication Methods. *Journal of Chemical Reviews*. – 2024. – Vol. 6, No. 1. – P. 1–26. https://www.jchemrev.com/article_179475_953a76a0212c959febb2e4954652ccd4.pdf
28. Duminis T., Shahid S., Hill R. G. Apatite Glass-Ceramics: A Review. *Frontiers in Materials*. – 2017. – Vol. 3. – Article 59. <https://www.frontiersin.org/journals/materials/articles/10.3389/fmats.2016.00059/full>
29. Калініченко О., Хоменко О., Македонська-Білих О. Сучасні біоматеріали для реконструктивної хірургії та імплантології: особливості технологій одержання та застосування. Дніпро: УДУНТ, ННІ УДХТУ, 2025. 253 с.
30. Fiume, E.; Barberi, J.; Verné, E.; Baino, F. Bioactive Glasses: From Parent 45S5 Composition to Scaffold-Assisted Tissue-Healing Therapies. *J. Funct. Biomater.* – 2018. – 9. – 24. <https://doi.org/10.3390/jfb9010024>
31. Böhner M. Calcium orthophosphates in medicine: from ceramics to calcium phosphate cements. *Injury*. – 2000. – Vol. 31. – D37–D47. https://www.rms-foundation.ch/hubfs/02%20PDF%20Dateien/Publikationen/Injury_31S4_2000_pp_SD37-47.pdf
32. Hoppe A., Güldal N. S., Boccaccini A. R. A review of the biological response to ionic dissolution products from bioactive glasses and glass-ceramics. *Biomaterials*. – 2011. – Vol. 32, № 11. – P. 2757–2774. <https://doi.org/10.1016/J.BIOMATERIALS.2011.01.004>
33. Wu C., Chang J. Multifunctional mesoporous bioactive glasses for effective delivery of therapeutic ions and drug/growth factors. *Journal of Controlled Release*. – 2014. – Vol. 193. – P. 282–295. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jconrel.2014.04.026>

34. Gentleman E., Fredholm Y. C., Jell G. et al. The effects of strontium-substituted bioactive glasses on osteoblasts and osteoclasts in vitro. *Biomaterials*. – 2010. – Vol. 31, № 14. – P. 3949–3956. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2010.01.121>
35. Ellakwa, T.E., Ellakwa, A., Abu-Khadra, A.S. et al. Reviewing and exploring boron oxide's role in bioactive glasses: a synthesis of modeling and applications. *J Aust Ceram Soc* – 61. – 719–732 (2025). <https://doi.org/10.1007/s41779-024-01103-w>
36. Oliver, J.-a.N.; Xie, W.; Du, J.; Ecker, M. The Effect of Boron Oxide on the Structures and Thermal Properties of Phosphosilicate Bioactive Glasses for Metallic Implants' Coatings. *Appl. Sci.* 2025, 15, 1293. <https://doi.org/10.3390/app15031293>
37. Deilmann L., Winter O., Cerrutti B. et al. Effect of boron incorporation on the bioactivity, structure, and mechanical properties of ordered mesoporous bioactive glasses. *J. Mater. Chem. B*, 2020, 8, 1456-1465 <https://doi.org/10.1039/C9TB01805K>
38. Gharbi, A.; Oudadesse, H.; el Feki, H.; Cheikhrouhou-Koubaa, W.; Chatzistavrou, X.; V. Rau, J.; Heinämäki, J.; Antoniac, I.; Ashammakhi, N.; Derbel, N. High Boron Content Enhances Bioactive Glass Biodegradation. *J. Funct. Biomater.* 2023, 14, 364. <https://doi.org/10.3390/jfb14070364>
39. Kaur G., Pickrell G., Sriranganathan N., Kumar V., Homa D. Review and the state of the art: Sol–gel and melt quenched bioactive glasses for tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. – 2016. – Vol. 104, No. 6. – P. 1248–1275. – Режим доступа: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/jbm.b.33443>
40. Shelby J. E. Introduction to Glass Science and Technology. – 2nd ed. – Cambridge: Royal Society of Chemistry, 2005. – 291 p.
41. Gao, Yang, Seles, Mohan Anne and Rajan, Mariappan. "Role of bioglass derivatives in tissue regeneration and repair: A review" *Reviews On*

Advanced Materials Science, vol. 62, no. 1, 2023, pp. 20220318.
<https://doi.org/10.1515/rams-2022-0318>

42. Sepulveda P., Jones J. R., Hench L. L. In vitro dissolution of melt-derived 45S5 and sol–gel derived bioactive glasses. *Journal of Biomedical Materials Research*. – 2002. – Vol. 61, № 2. – P. 301–311. <https://doi.org/10.1002/jbm.10207>

43. Deshmukh K., Kovářík T., Křenek T., Docheva D., Stich T., Pola J. Recent advances and future perspectives of sol–gel derived porous bioactive glasses: a review. *RSC Advances*. – 2020. – Vol. 10. – P. 33782–33835. <https://pubs.rsc.org/en/content/articlehtml/2020/ra/d0ra04287k>

44. Chakraborty P. K., Adhikari J., Saha P. Variation of the properties of sol–gel synthesized bioactive glass 45S5 in organic and inorganic acid catalysts. *Materials Advances*. – 2021. – Vol. 2. – P. 413–425. <https://pubs.rsc.org/en/content/articlehtml/2021/ma/d0ma00628a>

45. Nagarajan N., et al. Additive Manufacturing of Bioactive Glass and Its Polymer Composites as Bone Tissue Engineering Scaffolds: A Review. *Bioengineering*. – 2023. – Vol. 10, No. 6. – Article 672. <https://www.mdpi.com/2306-5354/10/6/672>

46. Jones J. R. Review of bioactive glass: From Hench to hybrids. *Acta Biomaterialia*. – 2013. – Vol. 9, № 1. – P. 4457–4486.

47. Hench L. L., Wilson J. An Introduction to Bioceramics. – Singapore : World Scientific, 1993. – 386 p.

48. Rahaman M. N., Day D. E., Bal B. S., Fu Q., Jung S. B., Bonewald L. F., Tomsia A. P. Bioactive glass in tissue engineering. *Acta Biomaterialia*. – 2011. – Vol. 7, № 6. – P. 2355–2373.

49. Туранська С.П., Кусяк А.П., Петрановська А.Л., Туров В.В., Горбик П.П., Дубок В.А., Бур'янов О.А., Чорний В.С., Соболевський Ю.Л., Чехун В.Ф. Біоскло та його застосування в сучасному лікуванні остеонкологічних захворювань. *Поверхня. Медико-біологічні проблеми поверхні*. – 2021. – №13 (28). – С. 206–230. <https://doi.org/10.15407/Surface.2021.13.206>.

50. Madival H., Rajiv A. A Comprehensive Review of Bioactive Glasses: Synthesis, Characterization, and Applications in Regenerative Medicine. *Biomedical Materials & Devices*. – 2026. – Vol. 4. – P. 1380–1400. <https://link.springer.com/article/10.1007/s44174-025-00310-8>
51. Moeini A., Hassanzadeh Chinijani T., Malek Khachatourian A., Lia Fook M. V., Bains F., Montazerian M. A Critical Review of Bioactive Glasses and Glass-ceramics in Cancer Therapy. *International Journal of Applied Glass Science*. – 2022. – Vol. 14, No. 12.
52. Paul V., Vyas A. The use of bioactive glass as a posterolateral graft in patients with infected spondylodesis. *Journal of Case Reports and Images in Orthopedics and Rheumatology*. – 2019. <https://www.ijcrior.com/archive/article-full-text/100019Z14PV2019>
53. Sharif M., Abrar S., Hussain R. Silica-Based Bioactive Glasses and Their Applications in Hard Tissue Regeneration: A Review. *Pharmaceuticals*. – 2021. – Vol. 14, No. 75. <https://www.mdpi.com/1424-8247/14/2/75>
54. Wu C., Zhou Y., Xu M., Han P., Chen L., Chang J., Xiao Y. Copper-containing mesoporous bioactive glass scaffolds with multifunctional properties of angiogenesis capacity, osteostimulation and antibacterial activity. *Biomaterials*. – 2013. – Vol. 34, № 2. – P. 422–433.
55. Lima M. N., Ribeiro N., Alves N. M. Gelatin and Bioactive Glass Composites. *Encyclopedia MDPI*. – 2023. <https://encyclopedia.pub/entry/40456>
56. Khrustaleva A., Khrustalev D., Yedrissov A., Rusyaeva P., Savelyev A., Kiikbayev M., Perepelitsyna K., Kazantsev V. Bioactive Polymer Composites for 3D-Printed Bone Implants: A Systematic Review. *Polymers*. – 2026. – Vol. 18, No. 3. – Стаття 397. <https://www.mdpi.com/2073-4360/18/3/397>
57. Yu Y., Edén M. Structure–composition relationships of bioactive borophosphosilicate glasses probed by multinuclear ^{11}B , ^{29}Si , and ^{31}P solid-state NMR. *RSC Advances*. – 2016. – Issue 103. <https://pubs.rsc.org/en/content/articlelanding/2016/ra/c6ra15275a>

58. Lacambra-Andreu, X.; Maazouz, A.; Lamnawar, K.; Chenal, J.-M. A Review on Manufacturing Processes of Biocomposites Based on Poly(α -Esters) and Bioactive Glass Fillers for Bone Regeneration. *Biomimetics* 2023, 8, 81. <https://doi.org/10.3390/biomimetics8010081>
59. Shelby J. E. Introduction to Glass Science and Technology. – 2nd ed. – Cambridge: Royal Society of Chemistry, 2005. – 291 p.
60. Brink M. The influence of alkali and alkaline earths on the working range for bioactive glasses. *Journal of Biomedical Materials Research*. – 1997. – Vol. 36, № 1. – P. 109–117.
61. Andualem Belachew Workie, Eyob Messele Sefene. Ion-doped mesoporous bioactive glass: preparation, characterization, and applications using the spray pyrolysis method. *RSC Advances*. – 2022. – Vol. 12. – P. 1592–1603. – <https://doi.org/10.1039/D1RA06113E>
62. Неорганічні матеріали. Скло і ситали. Матеріалознавство в машинобудуванні: підручник для студентів. https://stud.com.ua/73778/tehnika/neorganichni_materiali
63. Казимиренко, Ю. О. Технологічні особливості і фізико-хімічні процеси переробки кришталевого скла на порошок = Technological features and physico-chemical processes processing of crystal glass to powder / Ю. О. Казимиренко, О. В. Дрозд, Є. В. Жарський // Вчені записки ТНУ. Сер. Технічні науки. – 2020. – Т. 31 (70), № 4. – С. 180–185.
64. Голеус В.І. Основи хімічних технологій скла скловиробів та склопокриттів: навчальний посібник. Дніпропетровськ: Літограф, 2016. 192.
65. Yu, Y.; Bacsik, Z.; Edén, M. Contrasting In Vitro Apatite Growth from Bioactive Glass Surfaces with that of Spontaneous Precipitation. *Materials* 2018, 11, 1690. <https://doi.org/10.3390/ma11091690>
66. Workie A. B., Shih S.-Ju A study of bioactive glass–ceramic's mechanical properties, apatite formation, and medical applications. (Review Article) *RSC Adv.*, 2022, 12, 23143–23152 <https://doi.org/10.1039/D2RA03235J>

67. Current Concepts in Dental Implantology - From Science to Clinical Research / Incorporation of Novel Elements in Bioactive Glass Compositions to Enhance Implant Performance // Ed. by Dragana Gabrić and Marko Vuletić. 2021 <https://doi.org/10.5772/intechopen.99430>
68. Zuñiga –Heredia E. E., Nagasaki R., Kawamura N., Iijima M. Network modifiers of bioactive glasses : a review. *Hokkaido Journal of Dental Science*. 2021; 40 (1–12)
69. Anand A., Sengupta S., Kaňková H., Švančárková A., Beltrán A.M., Galusek D., Boccaccini A.R., Galusková D. Influence of Copper–Strontium Co-Doping on Bioactivity, Cytotoxicity and Antibacterial Activity of Mesoporous Bioactive Glass. *Gels*. 2022;8(11):743. <https://www.mdpi.com/2310-2861/8/11/743>
70. Tabia Z., El Mabrouk K., Bricha M., Nouneh K. Mesoporous bioactive glass nanoparticles doped with magnesium: drug delivery and acellular in vitro bioactivity. *RSC Advances*. 2019 – 9. – 12232–12246. <https://pubs.rsc.org/en/content/articlehtml/2019/ra/c9ra01133a>
71. Zhou Z., Huo S., Li Z. Strontium-Doped Mesoporous Bioactive Glass-Loading Bisphosphonates Inhibit Osteoclast Differentiation and Prevent Osteoporosis in Ovariectomized Mice. *Coatings*. 2024;14(1):97. Доступно за посиланням: <https://www.mdpi.com/2079-6412/14/1/97>
72. Gregorowicz W., Pajchel Ł. The Role of Cobalt Ions in Angiogenesis — A Review. *International Journal of Molecular Sciences*. 2025. – 26(15). – 7236. <https://www.mdpi.com/1422-0067/26/15/7236>
73. Kirste G., Contreras Jaimes A., de Pablos-Martín A., de Souza e Silva J.M., Massera J., Hill R.G., Brauer D.S. Bioactive glass–ceramics containing fluorapatite, xonotlite, cuspidine and wollastonite form apatite faster than their corresponding glasses. *Scientific Reports*. 2024. – 14. – 3997. <https://www.nature.com/articles/s41598-024-54228-0>
74. Romero-Sánchez L.B., Marí-Beffa M., Carrillo P., Medina M., Díaz-Cuenca A. Copper-containing mesoporous bioactive glass promotes angiogenesis in

an in vivo zebrafish model. *Acta Biomaterialia*. 2018. – 68. – 272–285.
<https://colab.ws/articles/10.1016%2Fj.actbio.2017.12.032>

75. Liu Y., Wang L., Dou X., Du M., Min S., Zhu B., Liu X. Osteogenesis or Apoptosis – Twofold Effects of Zn^{2+} on Bone Marrow Mesenchymal Stem Cells: An In Vitro and In Vivo Study. *ACS Omega*. 2024. – 9(9). – 10945–10957.
<https://pubs.acs.org/doi/pdf/10.1021/acsomega.3c10344>

76. Shendage S.S., Gaikwad K., Kachare K., Kashte S., Chang J.-Y., Ghule A.V. In situ silver-doped antibacterial bioactive glass for bone regeneration application. *Journal of Materials Science*. 2024. – 59. – 10744–10762.
<https://link.springer.com/article/10.1007/s10853-024-09805-z>

77. Goel D., Santhiya D. Mesoporous Bioactive Glass Nanoparticles with Dopants Bismuth and Iron as Magnetic Photothermal Agents for Biomedical Applications. *BioNanoScience*. 2024. – 14. – 3135–3152.
<https://link.springer.com/article/10.1007/s12668-024-01396-y>

78. Xynos I.D., Edgar A.J., Buttery L.D.K., Hench L.L., Polak J.M. Gene-expression profiling of human osteoblasts following treatment with the ionic products of Bioglass® 45S5 dissolution. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2001;55(2):151–157. [https://doi.org/10.1002/1097-4636\(200105\)55:2<151::AID-JBM1001>3.0.CO;2-D](https://doi.org/10.1002/1097-4636(200105)55:2<151::AID-JBM1001>3.0.CO;2-D).

79. Zhu Y, Zhang X, Chang G, Deng S, Chan HF. Bioactive Glass in Tissue Regeneration: Unveiling Recent Advances in Regenerative Strategies and Applications. *Adv Mater*. 2025 Jan;37(2):e2312964. doi: <https://doi.org/10.1002/adma.202312964>.

80. Голєус В.І., Карасик О.В. Математичне моделювання та оптимізація об'єктів хімічних технологій тугоплавких неметалевих і силікатних матеріалів: навч. посібник. Дніпропетровськ: Літограф, 2016. 160 с.

81. Положай С.Г. Програма для симплекс-решітчастого/центроїдного планування і аналізу даних Si_Ex 5.01 [Електронний ресурс]. Кафедра хімічної технології кераміки та скла, ДВНЗ Українського державного хіміко-технологічного університету, 2012.

ДОДАТКИ

Додаток А

Сертифікат про участь у III Міжнародній науково-технічній конференції «Сучасні технології біомедичної інженерії» - 2024

Ministry of Education and Science of Ukraine Odesa Polytechnic National University Institute of Medical Engineering	CERTIFICATE № 014/13.05.2024/312-B 15 Hours of Participation (0.5 ESTS credits)	Under auspice of the Social Organization “All Ukrainian Society of Biomedical Engineers and Technologists”
Олена ХОМЕНКО, Ілля ПРОХОРЕНКО, Марія СТЕЛЬЧЕНКО, Олексій СІГУНОВ made a report «Дослідження впливу MgO та Al₂O₃ на механічні та резорбційні характеристики біостекло» at the III International Scientific and Technical Conference “MODERN TECHNOLOGIES OF BIOMEDICAL ENGINEERING” May 08-10, 2024, Odesa, Ukraine		
Organizing Committee Chairman Rector Odesa Polytechnic National University		 Hennadii OBORSKY May 13, 2024

Додаток Б

Тези доповіді, опубліковані у III Міжнародній науково-технічній конференції «Сучасні технології біомедичної інженерії» - 2024

Ministry of Education
and Science of Ukraine
Odesa Polytechnic National University
Institute of Medical Engineering

Міністерство освіти і науки України
Національний університет
«Одеська політехніка»
Інститут медичної інженерії

MODERN TECHNOLOGIES OF BIOMEDICAL ENGINEERING

СУЧАСНІ ТЕХНОЛОГІЇ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ

**PROCEEDINGS OF THE III INTERNATIONAL
SCIENTIFIC AND TECHNICAL CONFERENCE
MAY 08-10, 2024**

**МАТЕРІАЛИ III МІЖНАРОДНОЇ
НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ
08-10 ТРАВНЯ 2024 РОКУ**

Odesa, Ukraine / Одеса, Україна

Вінниця, ВНТУ, 2024

Олена ХОМЕНКО, к.т.н., доцент

Ілля ПРОХОРЕНКО, аспірант

Марія СТЕЛЬЧЕНКО, студентка

Олексій СІГУНОВ, к.т.н., доцент

ДВНЗ «Український державний хіміко-технологічний університет», м. Дніпро, Україна,

e-mail: elenah@ukr.net, bkmz841@gmail.com, maria.strelchenko22@gmail.com,

alsigunov@ukr.net

ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ MgO ТА Al_2O_3 НА МЕХАНІЧНІ ТА РЕЗОРБЦІЙНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ БІОСТЕКЛ

Анотація. В даній роботі досліджено вплив MgO та Al_2O_3 на мікротвердість та резорбційні характеристики біостекла. Оксиди були додані відповідно у кількості 3 та 1 мас.% до біоактивного скла системи $Na_2O-CaO-SiO_2-P_2O_5$. Встановлено, що введення зазначених оксидів дозволяє підвищити мікротвердість біоскла на 5-20%, а сумісна присутність обох оксидів у біосклі, який знаходився у фізіологічному розчині протягом 21 дня, призводить до зменшення втрати мікротвердості на 5 %. Вплив окремо введеного MgO на підвищення мікротвердості біоскла менш значний, оскільки цей оксид сприяє підвищенню біологічної активності скла і розчиненню його у буферному розчині. Зазначені дослідження відкривають перспективи у корегуванні хіміко-механічних властивостей біостекла широкого застосування.

Ключові слова: біоскло, мікротвердість, біосумісність, резорбція, розчинність

Актуальність дослідження. Біоскло є широко використовуваним матеріалом для відновлення твердих тканин, завдяки високій біоактивності [1, 2]. З моменту відкриття у 1969 році професором Л. Хенчем на базі системи $Na_2O-CaO-SiO_2-P_2O_5$, десятки років його застосовують у вигляді біоскла 45S5, комерційно відомого як Bioglass®.

Попри те, що Bioglass® є чудовим матеріалом і вважається «золотим стандартом» як заміник кістки, все ж таки він має певні недоліки. Зокрема, основні труднощі пов'язані з обробкою матеріалу через обмежену здатність цього скла до спікання [3], узгодження швидкості утворення нової тканини та різкі коливання рН біологічного мікросередовища через збільшення концентрації іонів, таких як Na^+ і Ca^{2+} , особливо в короткостроковій перспективі, коли вивільнення відбувається швидше [4], [5]. Також ці стекла мають невисокі фізико-механічні характеристики, що обмежує їх використання у навантажених ділянках [6]. Окрім того, високий вміст оксиду лужного металу призводить до швидшої резорбції, яка може змінити природне ремоделювання кістки, викликаючи тріщини між імплантованим матеріалом і кісткою-господарем [7].

Значний потенціал при вдосконаленні властивостей біостекла відкривають дослідження, які розглядають легування основної композиції мережевими модифікаторами та/або проміжними оксидами [8–10]. Зокрема встановлено, що магній має стимулюючий вплив на розвиток кісток [11]. Тому включення MgO в систему біоактивного скла може забезпечити покращені механічні властивості, біосумісність і здатність до біодеградації скла. Ще один оксид, який потенційно може забезпечити збільшення механічних характеристик біостекла – Al_2O_3 . Відомо [12], що Al_2O_3 покращує тривалу стабільність імплантатів, необхідних для відновлення кісткових дефектів, і дозволяє контролювати швидкість деградації. Проте що біостекла з вмістом Al_2O_3 1,5-2,5 мол.% мають цитотоксичний ефект проти клітинних ліній [13], в той час як біоскла з 0-1,0 мол.% Al_2O_3 токсичність не проявляють.

Мета дослідження. Дослідити сумісний вплив MgO та Al_2O_3 на мікротвердість та резорбційні характеристики біостекла на базі системи $Na_2O-CaO-SiO_2-P_2O_5$.

Основні матеріали досліджень. Біостекла дослідних складів (табл.1) отримували шляхом ретельного змішування сировинних матеріалів – маршаліту (SiO_2 – 99,5%), хімічно чистих CaCO_3 та Na_2CO_3 , MgCl_2 та Al_2O_3 та їх плавлення у лабораторній силітовій печі при температурі 1380°C .

Таблиця 1

Хімічний склад дослідних біостекол

№ зразка	SiO_2	Na_2O	CaO	P_2O_5	MgO	Al_2O_3
1	53	23	20	4	-	-
2	53	22	19	4	3	
3	53	21,5	18,5	4	3	1

Вимірювання твердості за Віккерсом здійснювали при оцінюванні зміни механічних властивостей стекол після занурення в розчин Рінгера тривалістю 7, 14 та 21 день.

Рентгенофазовий аналіз виконували за допомогою рентгенівського аналізатора ДРОН-3 з Cu_α випромінюванням, ідентифікацію гідроксиапатиту здійснювали за даними ICDD №01-074-0565.

Дослідження біоактивності *in vitro* здійснювали шляхом оцінки утворення гідроксикарбонатного апатиту (Ha) на поверхні біоскла після їх занурення в фізіологічний розчин Рінгера при 37°C на 28 днів.

Дослідження біодеградації стекол *in vitro* здійснювали шляхом занурення біоскла в буферний розчин трис-(гідроксиметил)-амінометану (Tris) на термін до 7 днів при 37°C . Вимірювання зміни рН розчину Tris та зміни ваги зразка здійснювали для оцінки поведінки біостекол при розкладанні.

Результати. Однією з найважливіших механічних характеристик, яка дозволяє оцінити структурну поведінку поверхні біоскла до та після певного часу експлуатації – мікротвердість. Показники мікротвердості дослідних стекол до та після витримки у розчині Рінгера протягом 7, 14 та 21 дня наведені в табл. 2.

Таблиця 2

Середні значення твердості за Віккерсом (HV) для дослідних біостекол

№ зразка	HV до занурення, кг/мм^2	HV 7 днів, кг/мм^2	HV 14 днів, кг/мм^2	HV 21 день, кг/мм^2
1	410	165	140	112
2	423	167	138	116
3	492	211	161	165

Встановлено, що заміна частини іонів кальцію та натрію іонами магнію та алюмінію в покращує механічні властивості, причому як до занурення у фізіологічний розчин, так і після перебування стекол в ньому через 7, 14 та 21 день. Найбільш твердим залишається зразок №3 навіть після витримки у розчині Рінгера протягом 21 дня, хоча і втрачає до 67 % початкової твердості (в той час як базовий зразок №1 втрачає 72% початкової твердості). Це можна пояснити активним розчиненням іонів кальцію та натрію з біоскла. Наявність алюміній оксиду стримує процес біорозкладання скла. Після взаємодії цих іонів з фосфатними іонами, наявними в фізіологічному розчині, на поверхні біоскла утворюється осад гідроксиапатиту [14].

Наявність гідроксиапатиту після витримки стекол у розчині Рінгера протягом 28 дня підтверджується рентгенофазовим аналізом (рис. 1). До занурення на рентгенограмах всіх стекол відсутні кристалічні дифракційні піки (спостерігається типова картина рентгеноаморфної структури), тоді як після витримки зразки стекол мали апатитоподібні піки шару майже при однакових 2Θ градусах, що засвідчило біоактивність дослідних

зразків. Додавання MgO та Al_2O_3 у дослідній кількості суттєво не вплинуло на утворення апатитового шару на поверхнях біостекол.

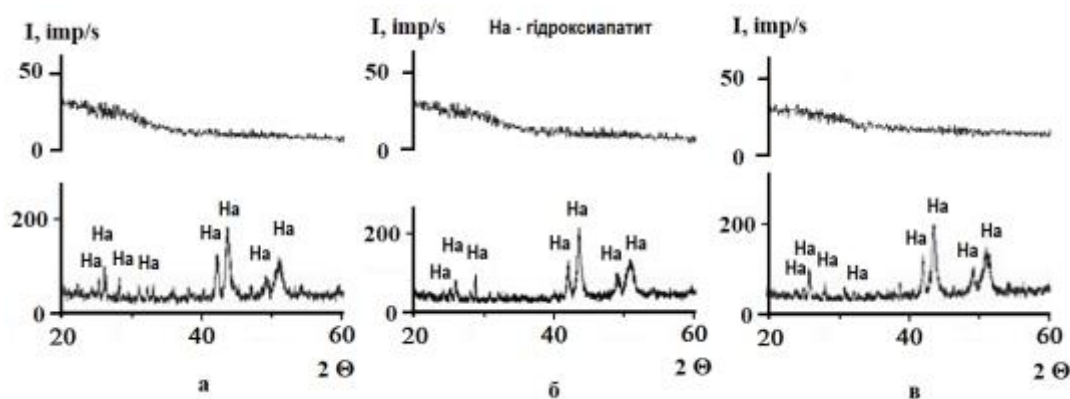


Рис. 1. Рентгенограми дослідних зразків біостекол: а – №1, б – №2, в – №3

Контакт біоактивного скла з розчином Tris викликає вивільнення іонів Ca^{2+} , Na^+ , P^{5+} і Si^{4+} з біоскла в навколишнє середовище. Біоскло втрачає вагу за рахунок іонного переносу. Втрата ваги біоскла надає інформацію про біоактивність скла. Поведінку розчинення *in vitro* виготовлених біостекол аналізували шляхом зважування визначення втрати маси зразків скла та зміни рН розчину Tris. На рис. 2 показано кінетику розчинення біоскла в розчині Tris протягом 7 днів занурення.

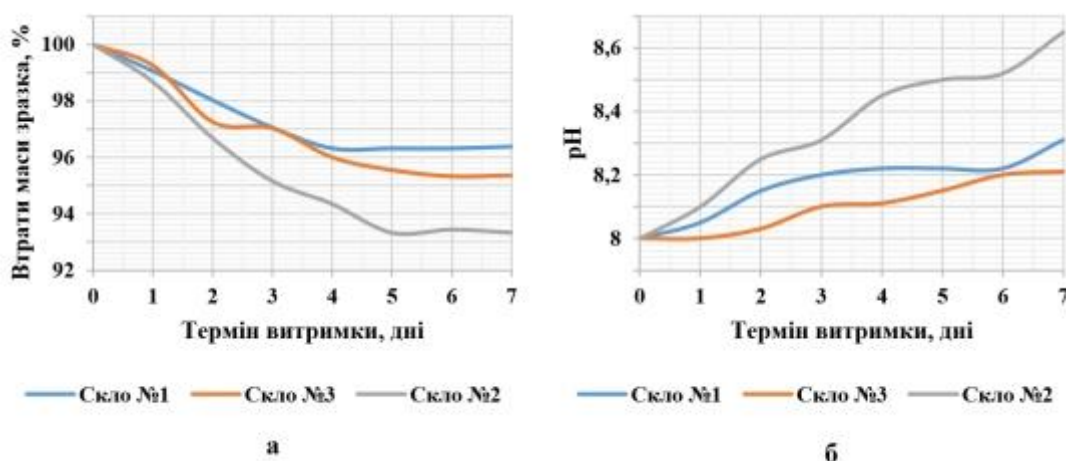


Рис. 2. Біостекла в розчині Tris: а – врата маси зразків, б – зміна рН розчину

Tris-буферний розчин не містить вільних іонів, тому розчинення іонів можна чітко спостерігати за втратою ваги та зміною значення рН у цьому буферному розчині. Зі збільшенням часу маса біоактивних стекел зменшувалася за рахунок швидкостей розчинення іонів (рис. 2а). Через 2-3 дні вага зразків скла безперервно зменшувалася з повільною швидкістю, але через 4-5 днів швидкість розчинення поступово уповільнювалась. Це можна пояснити тим, що вага біостекел збільшувалась за рахунок осадження вивільнених іонів у вигляді гідроксиapatиту на поверхні стекел з розчину Tris. Контакт зразків скла викликав підвищення рН розчину Tris, що відповідало вивільненню іонів з поверхні біоскла і спрямовувало їх на атаку кремнеземної мережі з наступним утворенням силанолу [15]. Вищі зміни рН у зразку рису №2, зануреного в розчин Tris, показали, що заміна MgO сприятливо впливає на біоактивність зразка на основі кремнезему.

Висновок. Встановлено вплив MgO та Al_2O_3 на мікротвердість та резорбційні характеристики біостекол, введених відповідно у кількості 3 та 1 мас.% до біоактивного скла системи $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2-\text{P}_2\text{O}_5$. Введення MgO та Al_2O_3 дозволяє підвищити мікротвердість біостекол на 5–20%, а сумісна присутність обох оксидів у біосклі, який знаходиться у фізіологічному розчині протягом 21 дня, призводить до зменшення втрати твердості на 5 %. Вплив окремо введеного MgO на підвищення мікротвердості біоскла менш значний, оскільки цей оксид сприяє збільшенню біологічної активності скла і розчиненню його у буферному розчині. Зазначені дослідження відкривають перспективи у корегуванні хіміко-механічних властивостей біостекол широкого застосування.

Література

1. Mancuso E., Bretcanu O. A., Marshall M. et al. Novel bioglasses for bone tissue repair and regeneration: Effect of glass design on sintering ability, ion release and biocompatibility. *Materials & Design*. 2017. Vol. 129. P. 239–248. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2017.05.037>
2. Rahaman M. N., Day D. E., Bal B. S. et al. Bioactive glass in tissue engineering. *Acta Biomaterialia*. 2011. Vol. 7. Issue 6. P. 2355–2373. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2011.03.016>
3. Gerhardt L. C., Boccaccini A. R. Bioactive glass and glass-ceramic scaffolds for bone tissue engineering. *Materials*. 2010. Vol.3. No. 7. P. 3867–3910. <https://doi.org/10.3390/ma3073867>
4. Fu H. et al. Long-term conversion of 45S5 bioactive glass–ceramic microspheres in aqueous phosphate solution. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2012. Vol. 23. P. 1181–1191. <https://doi.org/10.1007/s10856-012-4605-7>
5. Huang W. et al. Mechanisms for converting bioactive silicate, borate, and borosilicate glasses to hydroxyapatite in dilute phosphate solution. *Physics and Chemistry of Glasses-European Journal of Glass Science and Technology Part B*. 2006. Vol. 47. No. 6. P. 647–658.
6. Tripathi H., Rath C., Kumar A. S. et al. Structural, physico-mechanical and in-vitro bioactivity studies on $\text{SiO}_2-\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5-\text{SrO}-\text{Al}_2\text{O}_3$ bioactive glasses. *Materials Science and Engineering: C*. 2019. Vol. 94. P. 279–290. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2018.09.04>
7. Goel A., Kapoor S., Rajagopal R. R. et al. Alkali-free bioactive glasses for bone tissue engineering: A preliminary investigation. *Acta Biomaterialia*. 2012. Vol. 8. Issue 1. P. 361–372. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2011.08.026>
8. Murphy S., Boyd D., Moane S., Bennett M. The effect of composition on ion release from Ca–Sr–Na–Zn–Si glass bone grafts. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2009. Vol. 20. P. 2207–2214. <https://doi.org/10.1007/s10856-009-3789-y>
9. Bairo F., Ferraris M., Bretcanu O. et al. Optimization of composition, structure and mechanical strength of bioactive 3-D glass-ceramic scaffolds for bone substitution. *Journal of Biomaterials Applications*. 2013. Vol. 27(7). P. 872–890. <https://doi.org/10.1177/0885328211429193>
10. Fu Q., Rahaman M. N. Fu H., Liu X. Silicate, borosilicate, and borate bioactive glass scaffolds with controllable degradation rate for bone tissue engineering applications. I. Preparation and in vitro degradation. *Journal of biomedical materials research part A*. 2010. Vol. 95(1). P. 164–171. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.32824>
11. Kaur K., Singh K.J., Anand V. et al. Magnesium and silver doped $\text{CaO}-\text{Na}_2\text{O}-\text{SiO}_2-\text{P}_2\text{O}_5$ bioceramic nanoparticles as implant materials. *Ceramics International*. 2016. Vol. 42, Issue 11. P. 12651–12662. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2016.05.001>
12. El-Kheshen A.A., Khaliifa F.A., Saad E.A., Elwan R.L. Effect of Al_2O_3 addition on bioactivity, thermal and mechanical properties of some bioactive glasses. *Ceramics International*. 2008. Vol. 34. Issue 7. P. 1667–1673. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2007.05.016>
13. Tripathi H., Hira S. K., Kumar A. S. et al. Structural characterization and in vitro bioactivity assessment of $\text{SiO}_2-\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5-\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3$ glass as bioactive ceramic material. *Ceramics International*. 2015. Vol. 41. Issue 9. Part B. P. 11756–11769. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2015.05.143>
14. Karakuzu-Ikizler B., Terzioğlu P., Basaran-Elalmis Y. et al. Role of magnesium and aluminum substitution on the structural properties and bioactivity of bioglasses synthesized from biogenic silica. *Bioactive Materials*. 2020. Vol. 5. Issue 1. P. 66–73 <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2019.12.007>
15. Arepalli S.K., Tripathi H., Manna P.P. et al. Preparation and in vitro investigation on bioactivity of magnesia-contained bioactive glasses. *J. Australas. Ceram. Soc.* 2019. Vol. 55. P. 145–155. <https://doi.org/10.1007/s41779-018-0220-5>

Додаток В

Тези доповіді, опубліковані у Міжнародній науково-практичній конференції здобувачів вищої освіти та молодих учених «Хімія і сучасні технології» - 2026

ХІІ Міжнародна науково-практична інтернет-конференція «Хімія і сучасні технології»

Міністерство освіти і науки України
ДНУ «Інститут модернізації змісту освіти»
Український державний університет науки і технологій,
ННІ Український державний хіміко-технологічний університет



ПРОГРАМА

ХІІ Міжнародної науково-практичної інтернет-конференції
здобувачів вищої освіти та молодих учених
«Хімія і сучасні технології»

Підключитись до роботи пленарного засідання та всіх секцій конференції за допомогою платформи Zoom: <https://udhru-ukr-education.zoom.us/j/82144078818?pwd=JS44hEN8nBmmuCVtA3HPWBfWwSus29M.1>

Ідентифікатор конференції: 821 4407 8818

Код доступу: 700931

Дата: серeda, 20 травня 2026р., з 10:00 год – 17:00 год

четвер, 21 травня 2026р., з 10:20 год – 17:00 год

п'ятниця, 22 травня 2026р., з 10:00 год – 12:00 год

Місце проведення – Конференційний зал (ауд. 132) ННІ УДХТУ

20 травня 2026 (середa)

10.00 – Відкриття конференції

Пленарне засідання

Ведуча – відповідальний секретар наукового комітету, д.т.н., професорка каф. ТНР та Е Маргарита СКІБА;

10.00 – 10.10 привітання проректора Українського державного університету науки і технологій, д.т.н., професора РИЖОВОЇ Ольги Петрівни

10.10 – 10.20 привітання директори ННІ «Український державний хіміко-технологічний університет», д.т.н., професорки кафедри ПП та ПМ СВЕРДЛІКОВСЬКОЇ Ольги Сергіївни;

Пленарні наукові доповіді

10.20 – 10.30 – Демченко Валерій Леонідович, д.х.н., с.д. пров.наук, співроб. відділу зварювання пластмас Інституту електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України;

Доповідь: «Сріблосрібні полімерні наноконгломерати: синтез, структура, властивості та перспективи застосування»;

10.30 – 10.40 – доповідь від представників бізнесу;

10.40 – 10.50 – Скиба Маргарита Іванівна, д.т.н., професор кафедри технології неорганічних речовин та екології;

Доповідь: Новітні зелені розчинники: практика функціонального використання

10.50 – 11.00 – Калініченко Олег Олександрович, к.т.н., доцент кафедри технологій палив, полімерних та поліграфічних матеріалів;

Доповідь: Створення функціональних біосенсорних систем з антибактеріальним ефектом для реконструктивної хірургії в умовах воєнного часу

11.00 – 11.10 – Амеліна Олександра Андріївна, докторантка кафедри хімічних технологій кераміки, скла та біомедичних матеріалів, старший дослідник;

Доповідь: Закономірності впливу модифікаторів складу на фазовий склад, мікроструктуру та експлуатаційні властивості модифікованих кордєритової кераміки

11.10 – 11.20 – Ходоренко Ганна Вікторівна, д. філол. н., професор кафедри перекладу ДНУ,

професор міжнародного університету Ла Ріохи (UNIR), Іспанія;

Доповідь: Роль гуманітарних знань у професійній практиці в епоху технологічних інновацій

11.20 – 12.00 **ПЕРЕРВА**

20 травня, середа з 12.00 до 17.00 год.

Звертаємо Вашу увагу!

Робота секцій конференції згідно тематичних напрямків

Тривалість доповіді за тематичними напрямками секцій I – XII складає

5-7 хвилин

Розклад роботи секцій

12.00 – 12.50 Секція I «Неорганічна, фізична й аналітична хімія»

Голова секції – ЛУК'ЯНЕНКО Тетяна Вікторівна – д.х.н., професор каф. ФХ;

Секретар – Рженцова Ганна Анатоліївна.

Усні доповіді: – 5

12.50 – 13.30 Секція II «Технології неорганічних речовин, гібридних і наноматеріалів, технологія води та промислова екологія»

Голова секції – КОВАЛЕНКО Ігор Леонідович – д.т.н., професор, зав. каф. ТНР та Е;

Секретар – Румянцева Марія Олегівна.

Усні доповіді: – 4

13.30 – 14.30 Секція V «Хімічні технології кераміки, скла та будівельних матеріалів»

Голова секції – ГОЛЕУС Віктор Іванович – д.т.н., професор каф. ХТКС та БМ;

Секретар – Каліщенко Юлія Русланівна

Усні доповіді: – 7

14.30 – 16.00 Секція VI «Біомедична інженерія»

Голова секції – ХОМЕНКО Олена Сергіївна – к.т.н., доцент каф. ХТКС та БМ;

Секретар – СМЕЛОВА Маргарита

Усні доповіді: – 9

16.00 – 17.00 Секція VII «Хімічні технології харчових добавок та косметичних засобів, харчова хімія»

Голова секції – НІКОЛЕНКО Микола Васильович – д.х.н., професор, зав. каф. АХ і ХТХД та КЗ;

Секретар – Мироняк Марія Олександрівна.

EFFECT OF MODIFYING ADDITIVES ON THE PROPERTIES AND SINTERING TEMPERATURE OF BIOGLASS FOR TISSUE ENGINEERING

Strelchenko Mariia, Khomenko Olena

Email: strelchenko.maria22@gmail.com

Ukrainian State University of Science and Technologies,
Educational and Scientific Institute “Ukrainian State Chemical-Technological University”
Ukraine, Dnipro

Bioglasses are promising materials for tissue engineering and regenerative medicine due to their ability to interact with biological environments and stimulate bone tissue formation [1].

This study investigates the effect of modifying oxides SrO and B₂O₃ on the technological, structural, and functional properties of bioglasses [2]. A series of compositions based on S53P4 glass was synthesized with up to 10 wt.% of additives using a simplex-centroid experimental design.

It was found that the modifying oxides reduce the melting temperature: B₂O₃ lowers it to ~1260 °C, while SrO reduces it to ~1290 °C (compared to ~1350 °C for the base glass). This effect is associated with changes in the silicate network structure.

An important aspect of bioglass research is their ability for controlled degradation in physiological environments and the gradual release of biologically active ions such as Ca²⁺, Si⁴⁺, P⁵⁺, and Sr²⁺. These processes directly influence the formation of an apatite-like layer on the material surface, which is a key factor in osseointegration and bonding with bone tissue. Moreover, controlling the dissolution rate allows bioglasses to be adapted for different clinical applications.

Dissolution studies in simulated body fluid (37 °C, 14 days) showed that B₂O₃ increases the degradation rate (up to 6.5 % mass loss), while SrO stabilizes the structure and has almost no effect on solubility. Their combination enables a balance between stability and bioactivity.

Phase analysis confirmed an amorphous structure before exposure and the formation of hydroxyapatite after immersion, indicating the bioactivity of the materials. The most pronounced apatite formation was observed in compositions containing SrO. The obtained results demonstrate that the introduction of B₂O₃ and SrO allows for targeted control of synthesis temperature, dissolution rate, and bioactivity of bioglasses, which is important for the development of materials for bone regeneration.

References:

1. Хоменко О.С. та ін. Вплив режиму охолодження біоактивного скла на формування кристалічних фаз у фізіологічному середовищі // *Voprosy khimii i khimicheskoi tekhnologii*, 2025, No. 2, pp. 158-166 <http://dx.doi.org/10.32434/0321-4095-2025-159-2-158-166>
2. Krishnan L. et al. Bioglass and nano bioglass: A next-generation biomaterial for therapeutic and regenerative medicine applications // *International Journal of Biological Macromolecules*. 2024. Vol. 277, Part 2. P. 133073. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2024.133073>