

**ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
МІСЬКОГО ГОСПОДАРСТВА ІМЕНІ О. М. БЕКЕТОВА**

Інститут ННІ Енергетичної, інформаційної та транспортної інфраструктури
Кафедра Хімії та інтегрованих технологій
Освітній рівень перший (бакалаврський)
Спеціальність 161 Хімічні технології та інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри ХтаІТ
док-р техн. наук, проф.
Саввова О.В.
«22» червня 2026 року

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

першого (бакалаврського) рівня вищої освіти

Тема роботи: Інноваційні склокристалічні матеріали стоматологічного призначення

Шифр роботи ХіТк 2022-1,4
(група, номер теми за наказом)

Виконавець Головко Анна Олександрівна
(прізвище, ім'я, по батькові)

Керівник завідувач кафедри, Саввова Оксана Вікторівна
(посада, прізвище, ім'я, по батькові)

**ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
МІСЬКОГО ГОСПОДАРСТВА ІМЕНІ О. М. БЕКЕТОВА**

Інститут ННІ Енергетичної, інформаційної та транспортної інфраструктури
Кафедра Хімії та інтегрованих технологій
Освітній рівень перший (бакалаврський)
Спеціальність 161 Хімічні технології та інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри ХтаІТ

док-р техн. наук, проф.

О.В. Саввова О.В.

«12» травня 2026 року

**ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ БАКАЛАВРА ЗДОБУВАЧУ**

Головко Анна Олександрівна
(прізвище, ім'я, по батькові)

Тема роботи: Інноваційні склокристалічні матеріали стоматологічного призначення

керівник роботи Саввова Оксана Вікторівна, док-р технічних наук, професор
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджена наказом вищого закладу освіти від «08» травня 2026 р. № 339-03

2. Строк подання студентом роботи 22 червня 2026













3. Вихідні дані до роботи: Розробка склокристалічного матеріалу стоматологічного призначення на основі дисилікату літію системи $\text{Li}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{SiO}_2$ для виготовлення безметалевих стоматологічних реставрацій

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) (розділ 1: Аналітичний огляд; розділ 2: Технологічна частина; розділ 3: Науково-дослідна частина; розділ 4: Економічна частина; розділ 5: Охорона праці

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)

Презентація – 14 слайдів


6 Консультанти розділів роботи


Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Аналітичний огляд	Саввова О.В., зав. каф		
Технологічна частина	Саввова О.В., зав. каф		
Науково-дослідна частина	Саввова О.В., зав. каф		
Економічне обґрунтування	Пилипенко О.І., доцент		
Охорона праці та навколишнього середовища	Логвінков С.М. професор		
Показник оригінальності КР	Скрипинець А.В., ст. викладач		

7. Дата видачі завдання 12.05.2026

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Номер етапу	Назва етапів дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Постановка проблеми і завдань дослідження	12.05.2026	виконано
2	Аналітичний огляд літературних джерел, вибір методик досліджень	15.05.2026	виконано
3	Проведення досліджень, аналіз результатів, підготовка пояснювальної записки та висновків	20.05.2026	виконано
4	Підготовка розділів з економічного обґрунтування та охорони праці	30.05.2026	виконано
5	Оформлення пояснювальної записки	01.06.2026	виконано
6	Підготовка презентації, доповіді по ДР та інших супроводжуючих документів	10.06.2026	виконано
7	Подання ДР на допуск до захисту	22.06.2026	виконано
8	Захист ДР	25.06.2026	виконано

Студент  ГОЛОВКО А.О.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи  САВВОВА О.В.
(підпис) (прізвище та ініціали)

ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
МІСЬКОГО ГОСПОДАРСТВА ІМЕНІ О. М. БЕКЕТОВА

Пояснювальна записка
до кваліфікаційної роботи
бакалавра
_____ (освітній рівень)

на тему *Інноваційні склокристалічні матеріали стоматологічного призначення*

Виконала студентка 4 курсу, групи XiTk_2022-1

с п е ц і а л ь н о с т і

161 Хімічні технології та інженерія

(шифр і назва напрямку підготовки, спеціальності)

Головко

Головко А.О.

_____ (прізвище та ініціали)

Керівник Саввова Саввова О.В.

_____ (прізвище та ініціали)

Рецензент Бабіч Бабіч О.В.

_____ (прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до ДР: 86 с., 5 рис., 15 табл., 56 джерел, 2 додатка.

Ключові слова: СТОМАТОЛОГІЧНІ ПРОТЕЗИ, СТОМАТОЛОГІЧНІ МАТЕРІАЛИ, КЕРАМІКА, ДИСИЛІКАТ ЛІТІЮ, ДІОКСИД ЦИРКОНІЮ, БІОСУМІСНІСТЬ, САД/САМ-ТЕХНОЛОГІЇ, СКЛОКЕРАМІКА.

Об'єкт дослідження – сучасні матеріали для стоматологічного протезування та перспективами їхнього розвитку.

Метою роботи був аналіз сучасних матеріалів, що застосовуються у стоматологічному протезуванні, оцінка їхніх властивостей, переваг і недоліків, а також визначення перспективних напрямів розвитку стоматологічного матеріалознавства та технологій виготовлення протезних конструкцій.

Методи досліджень: аналіз науково-технічної літератури, порівняльний аналіз фізико-хімічних і механічних властивостей стоматологічних матеріалів, узагальнення результатів сучасних досліджень у галузі стоматологічного матеріалознавства, технологічні та розрахункові методи.

У роботі розглянуто сучасний стан ринку стоматологічних матеріалів та основні тенденції його розвитку. Проаналізовані матеріали, що використовуються для виготовлення стоматологічних протезів, зокрема металевих сплавів, кераміки, полімерів, композитів і безметалевих конструкцій на основі діоксиду цирконію. Особливу увагу приділено склокерамічним матеріалам на основі дисилікату літію, які поєднують високі естетичні характеристики, біосумісність і достатню механічну міцність для використання у сучасному стоматологічному протезуванні. Досліджено вплив фізико-хімічних властивостей слини на довговічність стоматологічних конструкцій та проаналізовано сучасні методи *in vitro* та *in vivo* досліджень стоматологічних матеріалів. Визначено переваги використання САД/САМ-технологій для виготовлення високоточних ортопедичних конструкцій.

У технологічній частині наведено опис процесу одержання склокерамічних матеріалів стоматологічного призначення, виконано розрахунки складу шихти та розглянуто необхідне технологічне обладнання.

ABSTRACT

Explanatory note to the DR: 86 p., 5 figures, 15 tables, 56 sources, 2 appendix

Keywords: DENTAL PROSTHESES, DENTAL MATERIALS, CERAMICS, LITHIUM DISILICATE, ZIRCONIUM DIOXIDE, BIOCOMPATIBILITY, CAD/CAM TECHNOLOGIES, GLASS-CERAMIC.

The object of research is modern materials for dental prosthetics and prospects for their development.

The purpose of the work was to analyze modern materials used in dental prosthetics, evaluate their properties, advantages and disadvantages, as well as identify promising areas for the development of dental materials science and technologies for manufacturing prosthetic structures.

Research methods: analysis of scientific and technical literature, comparative analysis of physicochemical and mechanical properties of dental materials, generalization of the results of modern research in the field of dental materials science, technological and calculation methods.

The paper examines the current state of the dental materials market and the main trends in its development. The materials used for the manufacture of dental prostheses, in particular metal alloys, ceramics, polymers, composites and metal-free structures based on zirconium dioxide, are analyzed. Special attention is paid to glass-ceramic materials based on lithium disilicate, which combine high aesthetic characteristics, biocompatibility and sufficient mechanical strength for use in modern dental prosthetics. The influence of physicochemical properties of saliva on the durability of dental structures is studied and modern methods of in vitro and in vivo research of dental materials are analyzed. The advantages of using CAD/CAM technologies for the manufacture of high-precision orthopedic structures are determined.

The technological part describes the process of obtaining glass-ceramic materials for dental purposes, calculates the composition of the charge, and considers the necessary technological equipment.

ЗМІСТ

ВСТУП	9
1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД	10
1.1 Сучасний ринок матеріалів для стоматології.....	10
1.2 Аналіз ринку	13
1.3 Матеріали для стоматологічного протезування.....	15
1.4 Види матеріалів для стоматології.....	17
1.4.1 Кераміка	17
1.4.2 Металеві конструкції та сплави.....	20
1.4.3 Безметалеві конструкції та склокомпозитні покриття.....	22
1.5 Висновки	23
2 ТЕХНОЛОГІЧНА ЧАСТИНА	24
2.1 Мета та завдання дослідження	24
2.2 Технологічні стадії одержання ситалів.....	25
2.3 Одержання шихти	26
2.4 Варіння скла.....	26
2.5 Формування скла.....	28
2.6 Кристалізація скла.....	30
2.7 Розрахунок складу шихти	31
2.8 Розрахунок матеріального балансу виробництва	37
2.9 Висновки	39
3 НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА.....	41
3.1 Хімічний склад слини та її фізико-хімічні властивості	41
3.2 In vitro дослідження у стоматологічному матеріалознавстві	43
3.3 In vivo дослідження у стоматологічному матеріалознавстві.....	46
3.4 Літій – дисилікат як сучасний матеріал для стоматологічного протезування.....	49
3.5 Висновки	51
4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА	53
4.1 Розрахунок собівартості проведення науково-дослідної роботи.....	53
4.1.1 Розрахунок матеріальних витрат.....	54
4.1.2 Розрахунок енергетичних витрат	55
4.1.3 Розрахунок витрат на воду.....	56

4.1.4 Розрахунок амортизації основних фондів і нематеріальних активів ...	56
4.1.5 Розрахунок витрат на малоцінні та витратні матеріали	57
4.1.6 Витрати на оплату праці і відрахування на соціальні заходи	57
4.1.7 Витрати на відрядження, контрагентські роботи і сторонні послуги, накладні витрати	57
4.1.8 Кошторис витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	58
4.2 Висновки за економічною частиною	59
5 ОХОРОНА ПРАЦІ	60
5.1 Загальна інформація та основні положення з охорони праці.....	60
5.2 Огляд умов освітлення	65
5.3 Пожежна безпека.....	67
5.3.1 Можливі причини пожежі.....	67
5.3.2 Забезпечення пожежної безпеки	68
5.4 Висновки за розділом охорони праці.....	68
ВИСНОВКИ.....	70
СПИСОК ДЖЕРЕЛ ІНФОРМАЦІЇ.....	73
Додаток А.....	78
Додаток Б.....	85

ВСТУП

Сучасна стоматологія розвивається надзвичайно швидко, проте вибір і оптимальне використання матеріалів для виготовлення стоматологічних протезів залишається однією з актуальних проблем і сьогодні. Протезування є ключовою складовою відновної медицини, оскільки значною мірою впливає на комфорт та якість життя пацієнтів, забезпечує нормальну жувальну функцію, чіткість мовлення та естетичну привабливість. Зростання вимог пацієнтів до естетики, довговічності й біосумісності матеріалів водночас створює нові виклики для цієї галузі.

Ще однією важливою проблемою є індивідуальна реакція організму пацієнтів на конкретні матеріали протезів. У деяких випадках спостерігаються алергії, запалення слизової оболонки рота або навіть відторгнення конструкції. Крім того, потрібно враховувати зношення матеріалів через постійний вплив жувального навантаження та агресивні умови в порожнині рота, що часто спричиняє скорочення строку служби протезів.

Сучасні дослідження зосереджені на вирішенні цих проблем завдяки створенню нових композитних матеріалів, вдосконаленню характеристик керамічних виробів, впровадженню конструкцій із цирконію та титану, а також використанню цифрових технологій CAD/CAM для високоточного моделювання й виготовлення протезів. Хоча сучасні технології вже роблять кроки у вирішенні цих задач, дослідження в цій сфері мають величезний потенціал для подальшого розвитку, що лише підтверджує його важливість у стоматологічній практиці сьогодення.

1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД

1.1 Сучасний ринок матеріалів для стоматології

Стоматологічне протезування, ключова галузь сучасної стоматології, займається відновленням жувальної функції, естетичного вигляду та мовлення у пацієнтів, які втратили один або кілька зубів, або всі зуби. Втрата зубів спричиняє не тільки порушення функцій, але й може призвести до проблем із скронево-нижньощелепним суглобом, зміщення зубів та психологічного дискомфорту, що підкреслює важливість цієї проблеми.

Стоматологічна кераміка охоплює різноманітний спектр неорганічних, неметалевих матеріалів, які використовуються для реставрації зубів. З розвитком естетичної стоматології кераміка стала основним вибором для реалістичних і довговічних реставрацій. Але з такою кількістю доступних варіантів вибір правильної кераміки вимагає розуміння її властивостей і методів виробництва. Цей огляд охоплює основи роботи з цими перетворюючими матеріалами [1].

Сучасні зубні протези є одним із ключових досягнень у стоматології, який дозволяє людям відновити функціональність своїх зубів, посмішку та покращити якість життя.

Сучасна стоматологія пропонує кілька основних типів зубних протезів: знімні, незнімні та умовно-знімні. Знімні протези використовуються при значній втраті зубів і бувають повними або частковими. Хоча вони є доступними та відносно легкими у виготовленні, їхні недоліки включають недостатню стабільність та певний дискомфорт під час носіння [2].

Незнімні протези, такі як коронки, мостоподібні конструкції та вініри, характеризуються високою функціональністю та естетичними якостями, що робить їх популярним рішенням при частковій втраті зубів. Вони дозволяють досягти гарної адаптації пацієнтів та покращують якість життя. Однак встановлення таких конструкцій часто потребує обточування опорних зубів, що є вагомим недоліком цього методу. Окрему категорію складають протези, що кріпляться на імпланти. Сьогодні це один із найефективніших способів відновлення зубного ряду. Вони забезпечують високу стабільність, сприяють

збереженню кісткової тканини та виглядають максимально природно. Проте імплантація має свої обмеження, які пов'язані зі станом здоров'я пацієнта, а також із досить високими витратами на лікування. Сучасні дослідження активно зосереджуються на вдосконаленні матеріалів для виготовлення протезів. У цій сфері застосовуються метали, кераміка, пластмаси та композитні матеріали, кожен із яких має свої особливості щодо міцності, біосумісності та естетичних характеристик. Незважаючи на значний прогрес у стоматологічному протезуванні, вибір оптимальної конструкції протеза, використання відповідних матеріалів та визначення методики лікування залишаються актуальними питаннями. Ці завдання вимагають індивідуального підходу до кожного пацієнта з урахуванням його потреб і медичних показань [3].

Сучасний ринок стоматологічних матеріалів є динамічною та технологічно розвиненою частиною медичної індустрії, яка демонструє стабільне зростання. Це зумовлено стрімким розвитком технологій, збільшенням попиту на естетичні процедури та підвищенням стандартів стоматологічної допомоги у світі. Асортимент таких матеріалів охоплює продукцію для відновлення, заміщення та лікування зубів і м'яких тканин порожнини рота. За останніми оцінками, обсяг світового ринку стоматологічних матеріалів перевищує 6–8 мільярдів доларів і, за прогнозами, перевищить 11 мільярдів у найближчі роки. Середній річний темп зростання становить 5–7%, що робить сектор високоперспективним і привабливим для інвестицій. Основними факторами, які стимулюють розвиток ринку, є поширення стоматологічних захворювань, старіння населення, зростаючий інтерес до естетичної стоматології та прогресивні технології діагностики й лікування. Значну роль відіграє також популяризація косметичної стоматології, що спонукає до збільшення попиту на матеріали з високими естетичними властивостями, зокрема кераміку, композити та цирконій. Ринок стоматологічних матеріалів структурно поділяється на кілька основних категорій: метали та їх сплави, керамічні матеріали, полімери, композити, а також біоактивні й гібридні матеріали. Незважаючи на домінування металів, особливо в імплантології та протезуванні, спостерігається поступовий перехід до

використання безметалевих матеріалів завдяки їхнім естетичним і біосумісним властивостям. Сучасна тенденція розвитку галузі акцентує увагу на використанні високоестетичних і екологічно безпечних матеріалів. Пацієнти віддають перевагу продукції, яка максимально імітує природній вигляд зубів, зокрема виробам із кераміки та цирконію. Близько двох третин пацієнтів вважають колір та естетику вирішальними при виборі матеріалів для стоматологічного лікування. Суттєві зміни у галузі також пов'язані з упровадженням цифрових технологій. Системи CAD/CAM та 3D-друк значно підвищили точність і персоналізацію виготовлення протезів. Це спонукає до розробки нових матеріалів, адаптованих під цифрові виробничі процеси. Особливої популярності набувають фрезеровані керамічні й полімерні блоки, а також фотополімерні смоли, призначені для 3D-друку. Загалом взаємодія технологій, зростаючого споживчого попиту та інноваційних рішень відкриває перед ринком стоматологічних матеріалів нові можливості для розвитку й удосконалення галузі. Напрямок розробки біоматеріалів нового покоління стрімко розвивається, пропонуючи матеріали з відновлювальними та лікувальними властивостями. Особливу увагу привертають антибактеріальні матеріали, цементи з контрольованим вивільненням іонів та ремінералізуючі композити. Вони сприяють зниженню ризику повторного карієсу та подовжують термін служби стоматологічних реставрацій. На світовій арені лідером цього сегмента є Північна Америка. Це зумовлено високорозвиненою системою охорони здоров'я, значними інвестиціями у наукові дослідження та високою купівельною спроможністю населення. Європа теж займає вагомую частку ринку, а країни Азії вирізняються швидкими темпами зростання завдяки активному розвитку медичної інфраструктури та зростанню потреб у стоматологічних послугах. Сфера виробництва має високий рівень конкуренції. Провідну роль грають великі міжнародні корпорації, які інвестують у створення передових матеріалів та інноваційних технологій. Водночас частка середніх і малих підприємств є суттєвою, що додає ринку конкурентності та урізноманітнює асортимент продукції. Таким чином, сучасний ринок стоматологічних матеріалів стабільно

розвивається, роблячи акцент на інноваціях, естетичних рішеннях, біосумісності та цифровізації. Подальший розвиток галузі залежатиме від впровадження новітніх технологій, вдосконалення властивостей матеріалів та зростання вимог пацієнтів до якості стоматологічного обслуговування (рис. 1.1).



Рисунок 1.1 – Види знімних зубних протезів

1.2 Аналіз ринку

Обсяг світового ринку стоматологічних матеріалів у 2025 році досягнув 6,83 мільярда доларів США. За прогнозами, у 2026 році цей показник зросте до 7,20 мільярда доларів, а до 2034 року досягне 11,33 мільярда доларів, із середньорічним темпом зростання (CAGR) 5,82% упродовж прогнозованого періоду. У 2025 році лідером ринку стала Північна Америка, займаючи 38,53% його частки. Стоматологічні матеріали, відомі також як стоматологічні біоматеріали, представляють собою спеціалізовані речовини, що застосовуються в стоматології для відновлення, ремонту і регенерації зубів та тканин ротової порожнини. До їх складу можуть входити метали, кераміка, полімери, а також біосумісні природні матеріали, як-от колаген і біоактивне скло. Ці матеріали

спеціально розроблені для безпечного взаємодії з людським організмом і використовуються у створенні зубних імплантатів, коронок, мостів і регенерації тканин. Їх головна мета – забезпечення не лише функціональності та естетики стоматологічних виробів, але й сприяння загоєнню та довготривалим результатам лікування, зводячи до мінімуму ризик запалення чи відторгнення [4].

Кілька ключових факторів, включаючи зростання поширеності стоматологічних захворювань, таких як карієс і патології ясен, а також підвищений інтерес до косметичної стоматології, сприяють активному розвитку ринку. До цього додається старіння населення, яке обумовлює збільшення випадків втрати зубів і проблем зі здоров'ям порожнини рота, що стимулює глобальний попит на стоматологічні біоматеріали. Вагоме значення мають і технологічні досягнення у галузі біоматеріалів, зростання рівня обізнаності про важливість догляду за ротовою порожниною, а також популярність мінімально інвазивних процедур. Додаткове поширення отримує стоматологічний туризм і застосування інноваційних біосумісних та натуральних матеріалів, що також позитивно впливає на розвиток ринку. Водночас пандемія COVID-19 значно уповільнила його прогрес через масштабні локдауни, закриття стоматологічних клінік і перенесення планових процедур. Через обмеження кількість проведених стоматологічних послуг скоротилася, а попит на біоматеріали, особливо для косметичної та нетермінової реставраційної стоматології, зменшився. Проблеми в постачанні матеріалів додатково ускладнили ситуацію. Проте зі зняттям обмежень і відновленням повсякденної діяльності клінік ринок почав поступово відроджуватися, зокрема через попит на послуги, що були відкладені чи скасовані під час пандемії.

Сучасне стоматологічне лікування активно розвивається, зосереджуючи увагу на використанні матеріалів, які забезпечують не лише довговічність і функціональність, а й відмінну сумісність з природними процесами організму. Біосумісні матеріали, як-от біоактивне скло, фосфати кальцію та продукти на основі колагену, користуються високим попитом завдяки здатності інтегруватися з тканинами ротової порожнини, сприяючи швидшому загоєнню, мінімізуючи

ризик запалення і знижуючи ймовірність відторгнення. Пацієнти все більшою мірою усвідомлюють переваги природних біоматеріалів, особливо їх здатність стимулювати регенерацію тканин і забезпечувати довготривалу стабільність. Біоматеріали демонструють покращені показники безпеки, що робить їх ідеальним вибором для застосування в реконструктивних і регенеративних стоматологічних процедурах, таких як імплантація чи кісткові трансплантати. Окрім того, зростаючий акцент на екологічно чистих і сталих рішеннях у медицині привертає увагу до природних матеріалів як екологічнішої альтернативи синтетичним варіантам. Переходячи до біосумісних і натуральних компонентів, стоматологічна галузь стимулює інновації, які сприяють розробці більш прогресивних і комфортних рішень для пацієнтів.

1.3 Матеріали для стоматологічного протезування

Матеріали, які сьогодні використовуються у стоматологічному протезуванні, відіграють ключову роль у створенні конструкцій, що поєднують функціональність і естетичну привабливість. Їхній розвиток безпосередньо впливає на якість лікування, довговічність протезів та комфорт пацієнтів.

У сучасній практиці застосовуються різноманітні матеріали, які класифікуються на метали й сплави, кераміку, полімери, композити та інноваційні безметалеві варіанти. Метали та їхні сплави є одними з найдавніших матеріалів у протезуванні, відомими своєю міцністю, пластичністю і стійкістю до значних жувальних навантажень [5].

Найбільш поширеними є сплави на основі кобальту, хрому, нікелю, а також дорогоцінні метали. Їх переважно використовують для створення каркасів мостів, бюгельних конструкцій та баз знімних протезів.

Недоліком металів є їх низькі естетичні властивості та ризик алергічних реакцій у деяких пацієнтів. Керамічні матеріали займають провідне місце в естетичному протезуванні завдяки високій біосумісності, стійкості до хімічних впливів і здатності імітувати природну структуру зубів. Їх широко застосовують для виготовлення вінірів, коронок і вкладок.

Основна перевага кераміки полягає в її виняткових естетичних властивостях. Однак крихкість може обмежувати її використання в зонах із підвищеними жувальними навантаженнями. Металокерамічні конструкції забезпечують баланс між міцністю металевого каркаса та естетикою керамічного покриття. Вони залишаються популярним варіантом у клінічній практиці завдяки довговічності й гармонійному зовнішньому вигляду.

Однак із часом металевий край може стати видимим у зоні ясен, що впливає на загальну естетику. Сучасна стоматологія активно впроваджує безметалеві матеріали, такі як діоксид цирконію. Цей матеріал має високу міцність, біосумісність та чудові естетичні властивості. Завдяки розвитку цифрових технологій, зокрема CAD/CAM систем, цирконієві конструкції виробляють з високою точністю, що забезпечує щільне прилягання до тканин зуба і робить їх перспективним рішенням для ортопедичної стоматології.

Полімери широко використовуються для виготовлення знімних протезів із акрилових пластмас і нейлону. Акрил характеризується доступністю за ціною та простотою використання, хоча має недоліки у формі можливих алергічних реакцій і схильності до зміни кольору з часом. Нейлонові протези більш гнучкі та комфортні у носінні, але їх складніше ремонтувати. Композитні матеріали, що складаються з полімерної матриці та неорганічних наповнювачів, вирізняються оптимальним співвідношенням міцності й естетики. Вони застосовуються для створення тимчасових конструкцій, вінірів і невеликих реставрацій завдяки можливості точно підібрати колір і легкості обробки [6].

Отже, сучасні матеріали для стоматологічного протезування демонструють широке різноманіття вибору та постійне вдосконалення своїх властивостей. Вибір оптимального матеріалу залежить від клінічної ситуації, функціональних потреб, естетичних побажань пацієнта та економічного чинника.

Рациональне використання цих матеріалів забезпечує високу ефективність лікування та довготривалі позитивні результати (вказано в таблиці 1.1).

Таблиця 1.1 – Порівняльна характеристика основних матеріалів у стоматологічному протезуванні.

Критерій	Металокераміка	Кераміка (літій- дисилікатна)	Діоксид цирконію	Композитні матеріали
Міцність	Висока (завдяки металевому каркасу)	Середня-висока	Дуже висока, наближена до металів	Середня
Естетика	Добра, але можливий металевий край	Відмінна	Дуже висока, без металевого відтінку	Добра
Біосумісність	Середня (можливі реакції на метали)	Висока	Дуже висока, гіпоалергенний	Висока
Довговічність	10-15 років і більше	7-10 років	15+ років при правильному догляді	5-8 років
Стійкість до навантаження	Висока	Середня	Дуже висока	Середня
Ризик сколів	Середній (керамічне покриття)	Високий	Низький	Середній
Вартість	Середня	Середня/висока	Висока	Середня
Технологія виготовлення	Класична лабораторна	Лабораторна	CAD/CAM цифрова	Нашарування/ моделювання

1.4 Види матеріалів для стоматології

1.4.1 Кераміка

Основним завданням залишається пошук універсального матеріалу, який би поєднував високу механічну міцність, ідеальні естетичні властивості, повну біосумісність, стійкість до зношування та прийнятну вартість. Металеві сплави демонструють чудову міцність, проте їх використання може супроводжуватися алергічними реакціями, а їх естетика зазвичай залишає бажати кращого.

Сучасне ортопедичне протезування в стоматології стрімко розвивається завдяки досягненням у галузі матеріалознавства, що значно покращує якість, надійність і естетичні властивості протезних конструкцій. Одним із ключових

моментів у плануванні лікування є вибір відповідного матеріалу, оскільки саме він впливає на функціональність протезу, комфорт пацієнта та тривалість його служби. Матеріали, що використовуються в стоматологічному протезуванні, повинні відповідати низці вимог: бути біосумісними, зносостійкими, хімічно стабільними, стійкими до корозії, безпечними для тканин організму та забезпечувати максимально природний вигляд зубів.

Серед найпоширеніших груп матеріалів у стоматології виділяються керамічні [7]. Стоматологічна кераміка є одним із найпопулярніших матеріалів у сучасній відновлювальній стоматології завдяки своєму унікальному поєднанню біосумісності, стійкості до зношування та здатності точно відтворювати оптичні властивості природних зубів. Відсутність металевого каркаса дозволяє таким реставраціям уникати появи сірого відтінку на яснах і усуває ризик виникнення гальванічних струмів у ротовій порожнині. Сучасний розвиток цього матеріалу характеризується переходом від традиційної крихкої порцеляни до високоміцних склокерамічних, полікристалічних і гібридних структур. Вони широко застосовуються для виготовлення коронок, вінірів і вкладок завдяки своїм чудовим естетичним характеристикам. Однак кераміка має й недоліки. Основний із них – крихкість, яка обмежує її використання в зонах із високими жувальними навантаженнями без додаткового укріплення [8].

Сучасні матеріали класифікуються за співвідношенням скляної матриці та кристалічної фази, оскільки саме мікроструктура визначає оптимальний баланс між міцністю та прозорістю.

- Скломатричні кераміки, до яких належать традиційна польовошпатна кераміка та матеріали, посилені лейцитом, характеризуються високою напівпрозорістю. Вони чудово підходять для естетичних зон, таких як вініри, але мають відносно низьку міцність на вигин та підвищену чутливість до поширення мікротріщин;

- Литієво-дисилікатна склокераміка стала широко застосовуваною для виготовлення поодиноких коронок і коротких мостоподібних протезів у передній і жувальній ділянках. Завдяки спеціальному термічному обробленню в

ній формуються голчасті кристали дисилікату літію, які перешкоджають поширенню тріщин. Це забезпечує матеріалу високу міцність у межах 360–400 МПа, зберігаючи високі естетичні властивості;

- Полікристалічні матеріали, такі як діоксид цирконію, не містять скляної фази та мають найкращі механічні характеристики серед усіх безметалевих систем [9].

Серед основних Особливість цирконію полягає у явищі трансформаційного зміцнення: під впливом навантажень його кристалічна решітка збільшує об'єм, стискаючи тріщини й тим самим запобігаючи їхньому поширенню. Завдяки цій властивості цирконій має високу стійкість до жувальних навантажень, що робить його придатним для створення великогабаритних мостоподібних конструкцій, каркасів і імплантатів. Останніми роками було розроблено мультишарові блоки з градієнтом прозорості від шийкової до ріжучої ділянки. Це дозволило вирішити проблему надмірної непрозорості матеріалу. Гібридна кераміка (полімер-матричні композити) є відносно новим класом матеріалів, у яких керамічна основа інфільтрована полімером. Такі матеріали краще поглинають жувальні навантаження, зменшують швидкість зносу зубів-антагоністів і є простішими у внутрішньоротовій корекції [10, 11].

Серед основних недоліків кераміки варто відзначити її крихкість у тонких шарах та високі вимоги до процедури фіксації. Для забезпечення надійного зчеплення склокераміки із зубними тканинами застосовують обережне протруювання плавиковою кислотою та подальшу силанізацію, тоді як для цирконію потрібна піскоструминна обробка і використання праймерів із фосфатними мономерами (MDP).

Сучасне виробництво цілком інтегроване з цифровими технологіями стоматології. Завдяки CAD/CAM системам (комп'ютерне моделювання та фрезерування) стало можливим виготовлення реставрацій із промислових монолітних блоків високої щільності, що значно знижує ризик виникнення внутрішніх дефектів чи пор. Крім того, останні дослідження активно спрямовані

на розвиток технологій 3D-друку біокераміки, які відкривають перспективу створення індивідуальних конструкцій із мінімальним витрачанням матеріалів у майбутньому.

1.4.2 Металеві конструкції та сплави

Стоматологічні металеві сплави є конструкційними матеріалами, що поєднують у собі два або більше металевих елементи для забезпечення високої механічної міцності, стійкості до жувальних навантажень і тривалого використання (рис 1.2). Незважаючи на стрімкий розвиток суцільнокерамічних технологій, метали залишаються важливою складовою ортопедичної стоматології завдяки своїй пластичності, здатності витримувати значні фізичні навантаження і створенню надтонких, але при цьому надзвичайно надійних каркасів для облицювальних матеріалів [12]. Вони давно займають значуще місце у сфері стоматологічного протезування.



Рисунок 1.2 – Застосування стоматологічного металевого сплаву

Американська стоматологічна асоціація (ADA) класифікує ливарні сплави на три основні групи залежно від вмісту благородних металів, що визначає їхню хімічну стабільність у ротовій порожнині [13]:

- Високоблагородні сплави (High Noble) містять понад 60% благородних компонентів (золото, платина, паладій), при цьому щонайменше 40% маси повинно припадати на золото. Сплави на основі золота традиційно вважаються стандартом біосумісності завдяки їхнім фізичним властивостям: вони мають оптимальну пластичність, не зношують протилежні зуби під час

жування, легко поліруються і забезпечують точне прилягання країв коронки. Додавання платини та паладію підвищує температуру плавлення матеріалу, що робить такі сплави чудовою основою для нанесення стоматологічної порцеляни;

- **Благородні сплави (Noble)**, у складі яких є не менше 25% благородних металів, не мають суворих вимог до частки золота. Основою таких систем, як правило, виступають паладій і срібло. Ці сплави є більш економічно доступною альтернативою високоблагородним, зберігаючи при цьому хорошу корозійну стійкість і міцність. Вони широко застосовуються для виготовлення мостоподібних протезів середньої довжини;

- **Неблагородні сплави (Base Metal)** містять менше ніж 25% благородних компонентів або складаються переважно з базових металів, таких як кобальт, хром чи нікель. Кобальт-хромові (Co-Cr) сплави вирізняються високим модулем пружності та механічною міцністю, що робить їх ідеальним вибором для жорстких бюгельних протезів та мостоподібних конструкцій великої протяжності. Хром утворює пасивну оксидну плівку на поверхні, яка захищає матеріал від корозії. Нікель-хромові (Ni-Cr) сплави, раніше популярні, зараз використовуються значно рідше через алергічні реакції та токсичний вплив іонів нікелю на тканини ясен.

Найчастіше використовуються сплави на основі кобальту, хрому, нікелю та благородних металів, таких як золото. Завдяки своїм механічним властивостям металеві конструкції ефективно витримують значні навантаження, що робить їх незамінними для створення каркасів мостоподібних протезів і базисів знімних систем. Утім, недоліками металів залишаються обмежені естетичні можливості та ризик алергічних реакцій у певної категорії пацієнтів [14].

Для поєднання міцності металів із високими естетичними властивостями кераміки були розроблені металокерамічні матеріали. Їх основу складає металевий каркас, поверх якого наноситься керамічне покриття. Завдяки цьому металокерамічні конструкції відрізняються значною міцністю та привабливим зовнішнім виглядом, який відповідає сучасним уявленням про естетику. Вони отримали широке застосування при відновленні зубів у зонах із підвищеним

жувальним навантаженням. Проте слід враховувати й недоліки цього варіанту: з часом можливе оголення металевого краю біля ясен, що може негативно позначитися на загальному естетичному сприйнятті.

1.4.3 Безметалеві конструкції та склокомпозитні покриття

Останнім часом безметалеві конструкції, особливо на основі діоксиду цирконію, значно закріпили свої позиції у стоматологічному протезуванні. Ці покриття належать до групи високоестетичних і органозберігаючих матеріалів, які значно зменшують потребу в інвазивному обпилюванні зубів. Сучасний напрямок розвитку цих технологій орієнтований на створення "розумних" біоактивних структур та наногібридних композитів. Їхня функціональність дозволяє не лише ефективно замінювати втрачені зубні тканини, але й активно взаємодіяти з середовищем ротової порожнини, сприяючи профілактиці вторинного карієсу. Завдяки впровадженню цифрових технологій, зокрема CAD/CAM-систем, процес виготовлення цирконієвих протезів стає максимально точним, що дозволяє досягти ідеального прилягання до зубних тканин. Це забезпечує покращену якість протезування та комфорт пацієнтів [8, 15].

Крім цирконію, важливе місце у стоматологічному протезуванні займають полімерні матеріали, такі як акрилові пластмаси та нейлон. Акрил вирізняється доступною вартістю, легкістю в обробці та швидкістю виготовлення протезів. Водночас до його недоліків належать можливість виникнення алергічних реакцій і зміна кольору з плином часу. Нейлонові протези своєю чергою привертають увагу гнучкістю, міцністю і зручністю в експлуатації. Однак їхня корекція або ремонт можуть викликати певні труднощі.

Головний технологічний прорив останніх років полягає у хімічній активності склокомпозитних покриттів. Присутність у структурі модифікованого біоскла (наприклад, із додаванням фосфатів, кальцію, стронцію чи фтору) забезпечує матеріалу рН-чутливі властивості [16]. Коли під дією бактеріального нальоту в ротовій порожнині знижується рівень рН, склокомпозитне покриття починає локально виділяти іони кальцію та фосфату. Це нейтралізує кислоту, пригнічує життєдіяльність карієсогенних мікроорганізмів та запускає процес

ремінералізації – утворення шару гідроксиапатиту на межі між штучним матеріалом та живою емаллю зуба, надійно захищаючи конструкцію від крайового протікання.

1.5 Висновки

Таким чином, матеріали сучасного стоматологічного протезування демонструють багатогранне застосування й постійний розвиток. Кожен із них має свої сильні сторони і обмеження, а вибір оптимального рішення визначається індивідуально з урахуванням клінічної ситуації, рівня функціонального навантаження, естетичних потреб пацієнта та його фізіологічних особливостей. Рациональне використання цих матеріалів дозволяє досягати високих результатів лікування, забезпечувати комфорт під час використання та тривалий термін експлуатації протезних конструкцій.

Керамічні матеріали мають бездоганний вигляд, але вони схильні до крихкості та можуть не витримувати високих механічних навантажень. Полімерні матеріали є популярним вибором завдяки відносно низькій вартості та гнучкості застосування, але вони часто поступаються в довговічності й структурній стабільності за тривалого використання.

Встановлено, що розвиток наноматеріалів, які дозволяють значно підвищити показники міцності, стійкості до зношування й біосумісності конструкцій. Отже, питання вибору і вдосконалення матеріалів для стоматологічних протезів залишається надзвичайно актуальним та багатогранним. Воно вимагає досягнення оптимального балансу між функціональністю, естетикою та безпекою для пацієнтів.

2 ТЕХНОЛОГІЧНА ЧАСТИНА

2.1 Мета та завдання дослідження

Метою дослідження було створення складу та технології виготовлення склокерамічного матеріалу на основі дисилікату літію, призначеного для використання у стоматологічному протезуванні. Також проводилися пошуки оптимальних параметрів технологічного процесу, які сприяють утворенню необхідної мікроструктури і забезпечують комплекс експлуатаційних властивостей матеріалу. Актуальність дослідження зумовлена зростаючою потребою в якісних безметалевих стоматологічних матеріалах, які поєднують механічну міцність, біологічну інертність, хімічну стійкість та естетичний вигляд. Серед сучасних матеріалів цього типу особливу увагу привертають склокерамічні вироби на основі дисилікату літію, які завдяки специфічній структурі забезпечують високу міцність і довготривалу експлуатацію ортопедичних конструкцій, зберігаючи природний вигляд зубів [8, 17]. Для досягнення поставленої мети були визначені основні напрямки роботи:

- проаналізувати літературні дані щодо складу, структура та властивостей склокерамічних матеріалів з дисилікатом літію для стоматологічного застосування;
- провести розрахунок складу шихти для синтезу матеріалу;
- скласти матеріальний баланс виробництва та визначити витрати основної сировини;
- дослідити вплив хімічного складу та параметрів термічної обробки на структуру матеріалу;
- оцінити перспективи використання розробленого матеріалу для створення стоматологічних ортопедичних конструкцій.

З метою виконання цих завдань був проведений детальний аналіз складу шихти, розрахований матеріальний баланс, розроблена технологічна схема отримання склокерамічного матеріалу. Визначено ключові параметри виробничого процесу. Отримані результати можуть стати основою для створення

нових стоматологічних матеріалів на основі дисилікату літію з покращеними технічними характеристиками.

2.2 Технологічні стадії одержання ситалів

Для отримання ситалів застосовують технологію виробництва скла, проте її модифікують і доповнюють на завершальному етапі. Це необхідно для того, щоб виріб зі скла був перетворений у ситал шляхом процесу кристалізації. Технологічна схема виготовлення виробів зі скла включає наступні етапи:

- Складання шихти;
- Варіння скла;
- Формування виробів;
- Відпал виробів.

Однак для створення спечених ситалів також використовують метод, який містить додатковий технологічний етап — кристалізацію. Кристалізація може виконуватися після формування виробів, минаючи етап відпалу, або вже після нього [18]. Ситали також можуть бути отримані за керамічною технологією (метод порошоків), яка передбачає наступні етапи:

- Одержання шихти;
- Варіння скла;
- Гранулювання;
- Подрібнення скла у порошок;
- Одержання пластичної композиції - шлікера (скло + зв'язка);
- Формування виробів;
- Спінання та кристалізація.

Ця технологія менш удосконалена, оскільки вироби, отримані таким методом, завжди містять незначну пористість. Водночас, у випадках створення деталей складної форми порошоків метод може бути незамінним.

Спечений ситал одержують двома методами:

- Спінанням порошоків скла (з розміром зерен близько 10 мкм) із додаванням порошку каталізатора.

- Спіканням порошку скла, у який каталізатор вводиться вже на стадії його варіння.

Оскільки “скляна частина” у технології ситалів здебільшого повторює традиційні підходи до виготовлення скла, основна увага у виробництві концентрується на специфічних елементах процесу створення ситалів.

2.3 Одержання шихти

Під час складання шихти для виробництва скла застосовуються загальноприйняті методики підготовки компонентів сировини, їх змішування та транспортування до завантажувальних механізмів скловарних печей. Проте, на відміну від традиційної скляної шихти, склад сировинної суміші для ситалів додатково містить каталізатор кристалізації.

Вимоги до чистоти компонентів сировини для виробництва ситалів можуть варіюватися залежно від їхнього типу і функціонального призначення. Наприклад, для отримання прозорих ситалів чистота компонентів має відповідати параметрам, характерним для високоякісного оптичного скла. Це обумовлено тим, що навіть найменші домішки оксидів заліза негативно впливають на колір та прозорість матеріалу [19].

Однак, при виготовленні технічних ситалів або шлакоситалів, вимоги до якості вихідної сировини менш суворі й можуть бути значно нижчими порівняно зі стандартами, прийнятими в технології виробництва скла.

2.4 Варіння скла

Виробництво склокерамічних матеріалів, зокрема ситалів, передбачає варіння скломаси у спеціальних скловарних печах, які можуть бути ванними або горшковими. Температура та тривалість цього процесу визначаються хімічним складом вихідного скла. У виробництві використовують як легкоплавкі скла, що варяться при температурі близько 1300 °С, так і тугоплавкі, для яких потрібні значно вищі температури — приблизно 1700 °С.

У разі застосування летких каталізаторів (фторидів, сульфідів, оксидів тощо) необхідно впроваджувати спеціальні заходи, щоб зменшити їхні втрати під

час варіння. Це важливо, оскільки додатковий чи знижений вміст каталізатора може негативно вплинути на здатність скла кристалізуватися відповідно до заданого технологічного режиму. Скло, до складу якого входить сульфідна сірка, потребує особливих умов варіння. Щоб уникнути її вигорання, потрібно забезпечити відсутність кисню у газовому середовищі печі. Процес варіння таких скломас має відбуватися у точно контрольованих відновлювальних або нейтральних умовах із суворим дотриманням температури й часу. Присутність сульфідної сірки збільшує втрати фтору через окиснення, яке сприяє її вигоранню [20,21].

Оксид цинку також впливає на втрати фтору, проте меншою мірою, ніж сульфідна сірка. Його ефект проявляється переважно у період проварювання шихти. Це пояснюється спільними втратами летких фторидів та оксиду цинку.

Отже, стабілізація концентрації цих компонентів у скла є складним фізико-хімічним процесом, який в основному залежить від сталості вмісту сульфідної сірки за однакових інших умов (температурний режим, базовий хімічний склад тощо). У процесі синтезу ситалів важливу роль відіграють умови варіння в моменти кристалізації із використанням оксиду титану. Цей оксид входить до групи проміжних оксидів і, залежно від складу та способу його одержання, може виконувати функцію склоутворювача або модифікатора. Координація атомів титану при цьому варіюється від тетраедричної до октаедричної.

Збільшення температури варіння спричиняє зміни у структурі скла. Внаслідок термічної дисоціації утворюється тривалентний титан, що змінює характер кристалізації скла: зсувається температура формування першої кристалічної фази, змінюється кількість кристалічних фаз, аж до виникнення нових їх типів. Такі зміни призводять до трансформацій фазового складу, структури й властивостей ситалів. Однак не лише температура відіграє ключову роль у процесі кристалізації, а й характер газового середовища під час варіння скла [21]. Наприклад, скло, зварене в умовах кисню або повітря, починає кристалізуватись за температури 800–850 °С. У той же час варіння скла в умовах

відновлювального середовища спричиняє відтермінування появи перших ознак кристалізації до діапазону температур 950–1000 °С.

2.5 Формування скла

Формування ситалів часто супроводжується певними труднощами. Багато з них, зокрема склади на основі кордієриту, характеризуються дуже коротким та вузьким температурним інтервалом формування, який зазвичай зміщений у область високих температур. Цей інтервал формується при зміні в'язкості від 1×10^2 до 4×10^7 Па·с [22]. Через це у виробництві таких матеріалів найчастіше використовують методи лиття, серед яких поширене відцентрове лиття, а також пресування. У технології виготовлення ситалів найбільш поширеними методами є лиття, зокрема відцентрове, а також пресування. Використання інших методів, характерних для склотехніки, таких як безперервна прокатка та витягування, потребує корегування складу скла таким чином, щоб залежність його в'язкості від температури була схожою на властивості звичайного скла, наприклад віконного. Проте це завдання є досить складним, оскільки зміна хімічного складу призводить до змін фазового складу ситалу і, відповідно, його характеристик.

Температурний діапазон формування зазвичай є зоною найінтенсивнішої кристалізації скла. Ця особливість зумовлює необхідність організовувати процес формування так, щоб уникнути або швидко пройти небезпечний для кристалізації температурний інтервал. Саме тому найпоширенішим методом формування скла для отримання ситалів є лиття, яке може бути як простим, так і відцентровим. У разі, якщо скляні вироби одразу після формування направляються на кристалізацію без повного охолодження, то відпалу можна уникнути, обмежуючись лише нагріванням до температури, за якої утворюється максимальна кількість центрів кристалізації. На сьогодні виокремлюють два основні методи виготовлення заготовок зі склокераміки:

- За скляною технологією;
- За керамічною технологією з водних шлікерів.

Перший метод полягає у створенні монолітних заготовок або виробів шляхом лиття склорозплаву в металеві форми з наступною їх термообробкою. Однак варіння скла сподуменового складу супроводжується значними труднощами, серед яких — висока температура варіння і схильність склорозплаву до активної взаємодії з вогнетривкими матеріалами. Недостатня якість проварювання може спричинити проблеми, як-от виникнення непроварів, бульбашок та інших дефектів, які призводять до локальних неоднорідностей властивостей матеріалу. Це значно ускладнює використання таких виробів як монолітних елементів. Додатково, до негативних аспектів методу можна віднести складність виробництва склокерамічних виробів із об'ємною чи багатопрофільною конфігурацією.

Альтернативою є метод водного шлікерного лиття в гіпсові форми, який дозволяє виготовляти монолітні склокерамічні вироби, зокрема з складними конфігураціями. У межах цього методу можна виділити три ключові варіанти формування матеріалу та заготовок, які суттєво відрізняються за технологічними особливостями та характеристиками як сирі, так і термічно обробленої заготовки [23].

Відомо, що навіть незначний вміст вологи у складі порошків істотно підвищує необхідну кількість зв'язуючої речовини для забезпечення плинності суспензій. Порошки кварцового скла протягом двох годин змішували з олеїною кислотою в кількості від 0,2 до 1,0 %, після чого готували термопластичні суспензії із застосуванням зв'язуючої системи на основі парафіну та воску. Встановлено, що мінімальний вміст зв'язуючої речовини залежить від концентрації олеїнової кислоти і коливається в діапазоні 12–16 %. З'ясовано, що отримані термопластичні суспензії мають певний рівень межі плинності. При цьому суспензії з вмістом олеїнової кислоти 0,7–1,0 % демонструють найвищу плинність за однакових умов вмісту зв'язуючої речовини.

Процес випалювання зв'язуючої речовини здійснювався відповідно до загальноприйнятих методик. Показники пористості напівфабрикату після проведення цієї операції значно перевищували відповідні значення для

шлікерного лиття і перебували в межах 27–36 %, що прямо залежало від кількості зв'язуючого матеріалу. На відміну від високощільних керамічних зразків, створених методом шлікерного лиття, з відносно низькою пористістю (2–7 %), зразки, отримані методом термопластичного лиття, мали пористість у межах 10–15 %.

2.6 Кристалізація скла

Для отримання ситалів необхідно:

- Підібрати склад скла, який відповідає заданим вимогам;
- Додати в скло каталізатор кристалізації;
- Провести термічну обробку відформованого виробу, що містить каталізатор.

Метою термічної обробки є забезпечення:

- Максимального утворення центрів кристалізації;
- Досягнення необхідного ступеня закристалізованості;
- Отримання точного фазового складу ситалу згідно з його технічними характеристиками [24].

Перший пункт визначає дрібнозернисту структуру матеріалу, другий забезпечує повне перетворення скла в полікристалічний матеріал, третій сприяє формуванню кристалічних фаз зі специфічними властивостями. На основі закономірностей, встановлених Г. Тамманом, у схемі відображено два основних температурних режими. Один із них відповідає максимуму утворення центрів кристалізації, а інший — максимуму лінійної швидкості росту кристалів. Для зручнішого розуміння схема побудована як дві умовно об'єднані криві, що дозволяє співвіднести графік максимумів утворення центрів кристалізації (УЦК) і лінійної швидкості кристалізації (ЛШК) із графіком режимів термічної обробки. Зі схеми випливає, що для кожної стадії термічної обробки має існувати лише одна температура, яка відповідає максимуму кривих за Тамманом. Це завдання потребує експериментального підтвердження. Темпи підвищення температури залежать від кількох факторів:

- Схильності матеріалів до деформації;
- Виникнення граничних напруг;
- Утворення небезпечного температурного градієнта;
- Технічних можливостей нагрівального обладнання.

Однак швидкість нагрівання може бути обмежена певними чинниками. По-перше, надмірно швидке нагрівання (понад 20-30 градусів за хвилину) товстостінних виробів може спричинити їхнє руйнування [25, 26]. Це відбувається через суттєвий температурний градієнт у товщі виробу, який провокує виникнення напруг, що перевищують межу міцності матеріалу. Друга причина полягає в ризику деформації виробів за швидкого нагрівання у температурному діапазоні, що перевищує температуру розм'якшення скла. У цьому випадку процес формування кристалічного каркаса, який надає виробу структурної жорсткості, може не встигнути завершитися. Третій фактор — навіть за відсутності температурного градієнта крізь товщу матеріалу можуть утворюватися граничні напруги. Вони здатні викликати руйнування виробу або формування тріщин, що значно знижує його міцність та функціональність.

Таким чином, при встановленні темпу нагріву необхідно зважати на те, що він не повинен викликати явища, які є небезпечними для цілісності й форми виробів.

2.7 Розрахунок складу шихти

Хімічний склад скла, мас. % (вказано в таблиці 2.1):

SiO_2 – 60;

Al_2O_3 – 3;

K_2O – 2;

Li_2O – 15;

ZrO_2 – 12;

B_2O_3 – 5;

P_2O_5 – 3.

Для приготування скла використовуються:

1. Пісок Новоселівський
2. Технічний глинозем
3. Поташ
4. Вуглекислий літій
5. Циркон
6. Борна кислота
7. Фосфорнокислий двозаміщений

Кількість скла, що необхідно отримати, – 10 кг (10000г). Розрахунок виконують послідовно за оксидами, які вводяться лише одним видом сировини.

1. Введення SiO_2 . Пісок Новоселівський містить 99,12 % SiO_2 . Для введення 60 мас. ч. SiO_2 необхідно:

$$X = \frac{60 \cdot 100}{99,12} = 60,53 \text{ мас. ч.}$$

З урахуванням внеску SiO_2 іншими компонентами фактична витрата піску становить:

$$54,62 \text{ мас. ч.}$$

2. Введення Al_2O_3 . Технічний глинозем містить 97,7 % Al_2O_3 .

$$X = \frac{3 \cdot 100}{97,7} = 3,07 \text{ мас. ч.}$$

З урахуванням внеску Al_2O_3 цирконом та піском:

$$2,85 \text{ мас. ч.}$$

3. Введення K_2O . Поташ (K_2CO_3) вводить K_2O . Кількість поташу:

$$2,91 \text{ мас. ч.}$$

4. Введення Li_2O . Джерелом Li_2O є вуглекислий літій. Необхідна кількість:

$$36,95 \text{ мас. ч.}$$

5. Введення ZrO_2 . Циркон є джерелом оксиду цирконію. Необхідна кількість:

$$17,85 \text{ мас. ч.}$$

6. Введення B_2O_3 . Борна кислота містить B_2O_3 . Необхідна кількість:

8,86 мас. ч.

7. Введення P_2O_5 . Фосфорнокислий двозаміщений вводить P_2O_5 .
Необхідна кількість:

5,58 мас. ч.

Таблиця 2.1 – Склад шихти

Сировина	На 100г скла, г
Пісок Новоселівський	54,62
Технічний глинозем	2,85
Поташ	2,91
Вуглекислий літій	36,95
Циркон	17,85
Борна кислота	8,86
Фосфорнокислий двозаміщений	5,58
Разом шихти	129,62

Вихід скла:

Для отримання 100 г скла необхідно 129,62 г шихти.

$$C_c = \frac{100 \cdot 100}{129,62} = 77,15\%$$

Отже, вихід скла становить:

$$77,15\%$$

Втрати на вигорання та винесення:

$$100 - 77,15 = 22,85\%$$

Перерахунок зі скла на шихту через коефіцієнти переходу від оксидів до сировинних матеріалів. Для кожного компонента використовується формула:

$$m_{\text{сир}} = \frac{m_{\text{окси́ду}} \cdot 100}{\% \text{окси́ду у сировині}}$$

де:

- $m_{\text{сир}}$ — маса сировини;
- $m_{\text{окси́ду}}$ — необхідна маса оксиду в склі;
- $\%_{\text{окси́ду}}$ у сировині — вміст цього оксиду в даному матеріалі.

Для піску:

У склі потрібно 60 г SiO_2 на 100 г скла.

У піску міститься 99,12 % SiO_2 .

Тоді:

$$m_{\text{піску}} = \frac{60 \cdot 100}{99,12} = 60,53 \text{ г}$$

Тобто для введення 60 г SiO_2 потрібно 60,53 г піску.

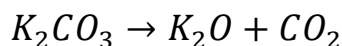
Для глинозему:

У склі потрібно 3 г Al_2O_3 . У технічному глиноземі міститься 97,7 % Al_2O_3 .

$$m_{\text{глинозему}} = \frac{3 \cdot 100}{97,7} = 3,07 \text{ г}$$

Для карбонатів і кислот використовують не вміст оксиду, а молярні маси.

Для поташу:



Молярна маса:

- $M(\text{K}_2\text{CO}_3) = 138,2$
- $M(\text{K}_2\text{O}) = 94,2$

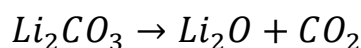
Частка K_2O в поташі:

$$\frac{94,2}{138,2} = 0,6816$$

Для отримання 2 г K_2O потрібно:

$$m(\text{K}_2\text{CO}_3) = \frac{2}{0,6816} = 2,93 \text{ г}$$

Вуглекислий літій розкладається за реакцією:



Молярні маси:

- $M(\text{Li}_2\text{CO}_3) = 73,89$
- $M(\text{Li}_2\text{O}) = 29,88$

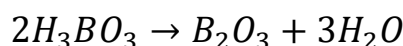
Масова частка оксиду літію у вуглекислому літії:

$$w(\text{Li}_2\text{O}) = \frac{29,88}{73,89} = 0,4044$$

Для введення 15 мас. ч. Li_2O необхідно:

$$m(\text{Li}_2\text{CO}_3) = \frac{15}{0,4044} = 37,09 \text{ мас. ч.}$$

Борна кислота розкладається:



Молярні маси:

- $2M(\text{H}_3\text{BO}_3) = 123,66$
- $M(\text{B}_2\text{O}_3) = 69,62$

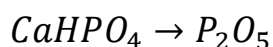
Масова частка B_2O_3 :

$$w(\text{B}_2\text{O}_3) = \frac{69,62}{123,66} = 0,5628$$

Для введення 5 мас. ч. B_2O_3 :

$$m(\text{H}_3\text{BO}_3) = \frac{5}{0,5628} = 8,88 \text{ мас. ч.}$$

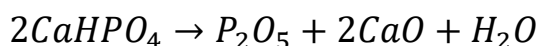
Фосфат:



Молярні маси:

- $M(\text{CaHPO}_4) = 136,06$
- $M(\text{P}_2\text{O}_5) = 141,94$

З двох молів фосфату утворюється один моль P_2O_5 :



Тоді масова частка P_2O_5 у фосфаті:

$$w(\text{P}_2\text{O}_5) = \frac{141,94}{272,12} = 0,5216$$

Для введення 3 мас. ч. P_2O_5 необхідно:

$$m(\text{CaHPO}_4) = \frac{3}{0,5216} = 5,75 \text{ мас. ч.}$$

Циркон:

Молярні маси:

- $M(\text{ZrSiO}_4) = 183,31$
- $M(\text{ZrO}_2) = 123,22$

Масова частка ZrO_2 :

$$w(\text{ZrO}_2) = \frac{123,22}{183,31} = 0,6722$$

Для введення 12 мас. ч. ZrO_2 :

$$m(\text{ZrSiO}_4) = \frac{12}{0,6722} = 17,85 \text{ мас. ч.}$$

При цьому додатково вноситься:

$$17,85 \times \frac{60,09}{183,31} = 5,85 \text{ мас. ч. } \text{SiO}_2$$

Таблиця 2.2 – Перерахунок на 100г шихти

Сировина	На 100г шихти, г
Пісок Новоселівський	42,14
Технічний глинозем	2,20
Поташ	2,25
Вуглекислий літій	28,50
Циркон	13,77
Борна кислота	6,83
Фосфорнокислий двозаміщений	4,30
Разом шихти	100

Для одержання скла необхідно приготувати шихту масою 129,62 г на кожні 100 г скла. Вихід скла становить 77,15 %, а втрати під час варіння — 22,85 %.

2.8 Розрахунок матеріального балансу виробництва

Баланс по стадіях технологічного процесу (вказано в таблиці 2.3) та загальний баланс втрат (вказано в таблиці 2.4)

Продуктивність виробництва:

$$A = 10 \text{ кг скла/рік}$$

Вихід скла з шихти:

$$C_c = 77,15\%$$

Технологічні втрати:

- сортування – 10 %;
- механічна обробка – 3 %;
- формування та відпал – 5 %;
- дозування – 5 %.

Розрахунок потоків скла:

1. Сортування. Втрати становлять 10 %:

$$A_1 = \frac{10}{0,90} = 11,11 \text{ кг}$$

Втрати:

$$B_1 = 11,11 - 10 = 1,11 \text{ кг}$$

2. Механічна обробка. Втрати становлять 3 %:

$$A_2 = \frac{11,11}{0,97} = 11,45 \text{ кг}$$

Втрати:

$$B_2 = 11,45 - 11,11 = 0,34 \text{ кг}$$

3. Формування та відпал. Втрати становлять 5 %:

$$A_3 = \frac{11,45}{0,95} = 12,05 \text{ кг}$$

Втрати:

$$B_3 = 12,05 - 11,45 = 0,60 \text{ кг}$$

Розрахунок необхідної кількості шихти:

Для отримання 100 г скла необхідно 129,62 г шихти.

Отже:

$$A_4 = \frac{12,05 \times 100}{77,15} = 15,62 \text{ кг}$$

Втрати під час варіння:

$$B_4 = 15,62 - 12,05 = 3,57 \text{ кг}$$

Дозування шихти:

Втрати при дозуванні становлять 5 %:

$$A_5 = \frac{15,62}{0,95} = 16,44 \text{ кг}$$

Втрати:

$$B_5 = 16,44 - 15,62 = 0,82 \text{ кг}$$

Для приготування шихти необхідно:

1. Пісок Новоселівський – 6,93;
2. Технічний глинозем – 0,36;
3. Поташ – 0,37;
4. Вуглекислий літій – 4,69;
5. Циркон – 2,26;
6. Борна кислота – 1,12;
7. Фосфорнокислий двозаміщений – 0,71;

Таблиця 2.3 – Баланс по стадіях технологічного процесу

Стадія	Позначення	Кількість, кг	Втрати, %	Втрати, кг
Готова продукція	A	10,00	–	–
Сортування	A ₁	11,11	10	1,11
Механічна обробка	A ₂	11,45	3	0,34
Формування та відпал	A ₃	12,05	5	0,60
Шихта (піч)	A ₄	15,62	–	3,57
Дозування	A ₅	16,44	5	0,82

Таблиця 2.4 – Загальний баланс втрат

Вид втрат	Позначення	Кількість, кг
Сортування	Б	1,11
Механічна обробка	Б ₁	0,34
Формування та відпал	Б ₂	0,60
Варіння	Б ₃	3,57
Дозування	Б ₄	0,82
Разом втрати	Б ₅	6,44

2.9 Висновки

Був виконаний розрахунок складу шихти для отримання літєвмісного скла, що відповідає заданому хімічному складу, до якого входять SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O , Li_2O , ZrO_2 , V_2O_5 та P_2O_5 . На основі аналізу наукової літератури та вимог, що висуваються до зазначеного класу матеріалів, було обґрунтовано вибір основних компонентів, які сприяють формуванню необхідної структури і фізико-хімічних властивостей скла.

Дослідження визначило, що діоксид кремнію, оксид бору та оксид фосфору є ключовими склаутворюючими компонентами. Діоксид кремнію формує просторову сітку, яка забезпечує високу хімічну стійкість і механічну міцність матеріалу. Оксид бору знижує температуру плавлення і покращує технічні властивості скломаси. Введення оксиду фосфору забезпечує модифікацію структури скла та впливає на його фізико-хімічні характеристики. Для досягнення необхідних параметрів скла до шихти додано оксид літію, що належить до групи лужних модифікаторів. Li_2O знижує температуру варіння скла, покращує формування скломаси і впливає на перетворення структури силікатної сітки. Оксид калію також виконує роль модифікатора структури і позитивно впливає на технологічні властивості матеріалу.

Особлива увага була приділена введенню в склад оксиду цирконію. Він значно підвищує термічну і хімічну стійкість скла, посилює його механічну

виривалість і збільшує опірність агресивним середовищам. Оксид алюмінію додатково зміцнює скляну сітку, забезпечуючи довговічність і стабільність матеріалу в експлуатаційних умовах. Для приготування шихти були обрані доступні промислові матеріали: кварцовий пісок як джерело SiO_2 , технічний глинозем для Al_2O_3 , поташ для K_2O , вуглекислий літій для Li_2O , циркон для ZrO_2 , борна кислота для B_2O_3 та фосфорнокислий двозаміщений для P_2O_5 . Використання цих сировинних матеріалів дозволяє досягти точної відповідності заданому складу скла та забезпечити високу повторюваність результатів.

Результати дослідження показали значні втрати маси під час варіння скла, зумовлені виділенням вуглекислого газу, водяної пари й інших летких продуктів розкладу вихідних компонентів. Розрахований вихід готового продукту складає 77,15 %, що є типовим показником для багатокomпонентних шихт із вмістом карбонатів та гідратованих сполук. Загальні втрати під час варіння досягли 22,85 % від початкової маси шихти. Розрахунок підтвердив правильність підбору сировинних матеріалів та їх кількісного співвідношення. Цей склад забезпечує отримання продукту із заданими фізико-хімічними характеристиками і може бути використаний у лабораторних і дослідно-промис.

3 НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1 Хімічний склад слини та її фізико-хімічні властивості

Слина є фізіологічним секретом слинних залоз, який виділяється в порожнину рота. У ротовій порожнині вона утворює біологічне середовище, що отримало назву ротової рідини або змішаної слини. Змішана слина складається не лише із секрету слинних залоз, але й включає епітеліальні клітини, лейкоцити, мікроорганізми, залишки харчових продуктів (рис 3.1). Вона відіграє ключову роль у підтриманні нормального функціонального стану зубів і слизової оболонки ротової порожнини. Кількість і склад слини варіюються у значних межах залежно від багатьох чинників, таких як час доби, споживання їжі, вік, стан центральної та вегетативної нервової системи, а також наявність певних захворювань (рис 3.1). Загальний об'єм змішаної слини, що виділяється протягом доби, може коливатися від 0,5 до 2,2 літрів. Проблематика слини стосується різних медичних і фізіологічних аспектів, які можуть впливати на її вироблення, склад і функціонування. Проблеми зі слиною можуть свідчити про порушення в організмі або стати причиною інших захворювань (вказано в таблиці 3.1). Слина відіграє важливу роль у функціонуванні зубних протезів, впливаючи на їх комфорт, стійкість і довговічність [27].

Таблиця 3.1 – причини та наслідки порушень в ротовій порожнині

Проблема	Суть	Причини	Наслідки
1	2	3	4
Гіпосалівація	Недостатня кількість слини може призвести до сухості у роті, що відомо як ксеростомія	Зневоднення, прийом певних ліків (антидепресанти, діуретики), системні захворювання (синдром Шегрена, діабет), старіння, хіміотерапія	Ускладнення з ковтанням, проблеми з мовленням, погіршення здоров'я зубів та ясен (карієс, гінгівіт), підвищений ризик інфекцій

Гіперсалівація	Зайве виділення слини, яке може ускладнювати мовлення і ковтання	Неврологічні розлади (хвороба Паркінсона, інсульт), інфекції або запалення ротової порожнини, вагітність, отруєння або побічні ефекти ліків	Постійне слиновиділення, соціальний дискомфорт, ризик аспірації (потрапляння слини у дихальні шляхи)
Зміна складу слини	Слина може стати густішою або змінити свою консистенцію	Захворювання ендокринної системи, алергії, хронічне запалення, діабет	Ускладнення в очищенні ротової порожнини, зниження ефективності слини у захисті зубів і ясен, підвищений ризик карієсу
Порушення балансу рН слини	Зміна кислотно-лужного балансу слини (рН) може призводити до підвищеної кислотності	Споживання великої кількості кислих продуктів, шлункові проблеми, захворювання нирок	Підвищена кислотність може роз'їдати зубну емаль, що збільшує ризик карієсу та пошкодження зубів
Незвичайний запах або смак слини	Неприємний запах або смак слини може бути ознакою ротових або системних проблем	Інфекції ротової порожнини, гастроєзофагеальна рефлюксна хвороба (ГЕРХ), стоматологічні захворювання, хронічні захворювання шлунка або легенів	Соціальний дискомфорт, порушення смакових відчуттів, необхідність в лікуванні основної причини

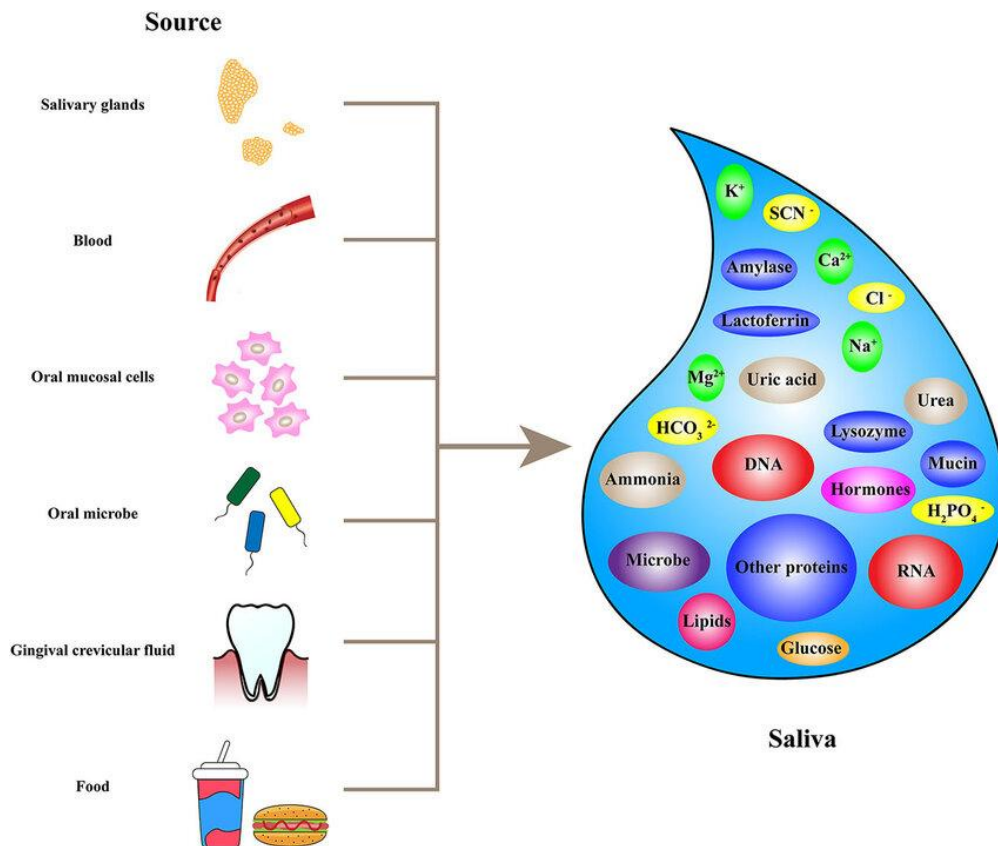


Рисунок 3.1 – Склад слини

3.2 In vitro дослідження у стоматологічному матеріалознавстві

Перед тим як новий матеріал знаходить застосування в клінічній практиці, проводиться ретельний комплекс експериментальних досліджень. Вони включають як лабораторні випробування *in vitro*, так і дослідження *in vivo*, що дозволяють отримати повну картину його характеристик. Такий підхід дає змогу оцінити не лише фізико-механічні параметри матеріалу, але й його взаємодію з тканинами ротової порожнини та організмом в цілому [28].

Проведення досліджень *in vitro* є першим кроком у процесі оцінки стоматологічних матеріалів (вказано в таблиці 3.2). Вони здійснюються в контрольованих лабораторних умовах поза організмом і спрямовані на докладне вивчення окремих властивостей матеріалу (рис 3.2). У стоматологічній галузі такі дослідження допомагають визначити показники міцності на вигин, стискання, розтягування, твердість поверхні, зносостійкість, шорсткість, корозійну стійкість, водопоглинання та інші важливі характеристики [29]. Окрім цього,

значна увага приділяється оцінці біосумісності матеріалів. Це досягається шляхом аналізу їхнього впливу на клітини фібробластів, остеобластів і клітини слизової оболонки ротової порожнини. Такі дослідження мають важливе значення, оскільки дозволяють виявити потенційну цитотоксичність матеріалів ще до їхнього клінічного використання. Багато численні експериментальні дослідження підтверджують, що матеріали на основі цирконію демонструють високу біосумісність, не мають мутагенних властивостей і забезпечують добру життєздатність клітин. Додатковою перевагою є те, що поверхня цирконію менш схильна до адгезії бактеріального нальоту порівняно з деякими іншими стоматологічними матеріалами, що є вкрай важливим у сфері протезування.

При вивченні матеріалів для стоматологічного протезування *in vitro* головну увагу приділяють оцінці їхніх механічних властивостей. Для коронок, мостоподібних протезів і каркасів ключовими параметрами є міцність на вигин, тріщиностійкість і втомна міцність. У реальних умовах жувальне навантаження в області молярів може досягати 300–800 Н, а в особливих випадках навіть перевищувати 1000 Н. Відповідно, для досліджень у лабораторіях використовують універсальні випробувальні машини, які забезпечують контрольоване навантаження до моменту руйнування зразка [30]. Для керамічних матеріалів, зокрема діоксиду цирконію та літійдисилікату, найчастіше застосовують триточкові або чотириточкові тести на вигин згідно зі стандартом [31]. Ці дослідження показали, що цирконієва кераміка характеризується міцністю на вигин, яка перевищує 900 МПа, тоді як літійдисилікатна демонструє значення в межах 360–500 МПа. Важливим аспектом є також дослідження зношуваності матеріалів. У процесі жування поверхні протезів постійно контактують із зубами-антагоністами, що викликає поступове стирання матеріалу. У лабораторії цей феномен моделюють за допомогою жувальних симуляторів, здатних відтворювати сотні тисяч або навіть мільйони жувальних циклів. Вважається, що мільйон таких циклів відповідає кільком рокам клінічного користування протезом.

Ще одним ключовим напрямом є аналіз адгезії матеріалів. У сучасному незнімному протезуванні створення міцної коронки є лише частиною процесу – важливо також забезпечити надійне і тривке з'єднання реставрації із зубною поверхнею.

У зв'язку з цим постійно досліджуються різноманітні цементи, адгезивні системи та методики обробки поверхні матеріалів. У лабораторних умовах силу зчеплення визначають за допомогою тестів на зсув, відрив або мікророзтяг. Ефективність протезів залежить не лише від їхньої міцності, але й від властивостей поверхні матеріалів, які визначають інтенсивність утворення біоплівки.



Рисунок 3.2 – In vitro дослідження

Таблиця 3.2 – Методи дослідження матеріалів для стоматологічного протезування *in vitro*

Метод	Показник	Практичне значення
Тест на вигин	Межа міцності	Стійкість коронок і мостів
Тест на стискання	Міцність матеріалу	Робота під жувальним навантаженням
Аналіз бактеріальної адгезії	Формування біоплівки	Ризик запалення та карієсу
Тест на стирання	Зносостійкість	Тривалість служби конструкції

3.3 *In vivo* дослідження у стоматологічному матеріалознавстві

Однак навіть найточніші лабораторні випробування не можуть повністю імітувати умови експлуатації ортопедичних конструкцій у ротовій порожнині. У реальному клінічному контексті матеріал піддається постійному впливу жувального навантаження, температурних перепадів, дії ферментів слини, змін рівня кислотності та мікроорганізмів зубного нальоту [29]. Саме тому після завершення лабораторних досліджень обов'язково проводиться етап *in vivo*-експериментів. Дослідження *in vivo* проводяться безпосередньо в живому організмі, що дозволяє оцінити поведінку матеріалу в умовах реального біологічного середовища (рис 3.3).

На початкових етапах такі експерименти здебільшого виконуються на лабораторних тваринах, а надалі – в межах клінічних випробувань за участю пацієнтів. У таких дослідженнях оцінюють остеоінтеграцію – здатність кісткової тканини формувати прямий контакт із поверхнею матеріалу. Для цього

використовують гістологічний аналіз, мікрокомп'ютерну томографію та методи морфометрії. Одним із важливих показників є відсоток контакту кістки з поверхнею імплантату. Клінічні дослідження *in vivo* дозволяють оцінювати довгострокову ефективність матеріалів. Наприклад, у випадку цирконієвих коронок і мостоподібних протезів аналізують частоту сколів облицювальної кераміки, зміну її кольору, виникнення тріщин, довговічність конструкцій і стан навколишніх тканин. Більшість сучасних досліджень охоплюють період спостереження від 5 до 10 років, а окремі тривають понад 15 років [32, 33]. Такі дані особливо цінні, адже вони дозволяють оцінити не лише лабораторні характеристики матеріалу, а й його справжню довговічність у клінічній практиці.

У сучасній доказовій стоматології *in vivo* дослідження розглядаються як фінальний та найбільш клінічно значущий етап оцінки матеріалів для протезування, оскільки саме вони дозволяють визначити реальну поведінку матеріалу в умовах функціонуючої ротової порожнини. На цьому рівні відбувається інтеграція всіх факторів впливу, які неможливо повністю відтворити *in vitro*: змінне механічне навантаження, ферментативна дія слини, коливання рН, температурні цикли, а також біологічна взаємодія з мікробіотою та тканинами пацієнта [34]. Однією з ключових особливостей *in vivo* досліджень є їх багаторівнева структура. У стоматології вони поділяються на доклінічні експерименти на тваринах та клінічні дослідження за участю пацієнтів. Доклінічні моделі застосовуються для первинної оцінки біологічної реакції тканин на матеріал, зокрема запальної відповіді, процесів загоєння та формування нової кісткової тканини. У таких дослідженнях широко використовуються гістоморфометричні методи, які дозволяють кількісно оцінити взаємодію матеріалу з біологічними тканинами. Для імплантаційних і протетичних матеріалів одним із ключових параметрів є ступінь остеоінтеграції. У сучасних експериментальних роботах цей показник визначається як відсоток прямого контакту кісткової тканини з поверхнею імплантату. За даними систематичних оглядів, цирконієві імплантаційні матеріали демонструють рівень

ВІС, порівнянний із титановими системами, що свідчить про їхню високу біологічну сумісність та потенціал для клінічного застосування [35].

Окремий напрям *in vivo* досліджень стосується реакції м'яких тканин порожнини рота на стоматологічні матеріали. У клінічній практиці оцінюється стан ясен та слизової оболонки навколо протезних конструкцій за допомогою індексу кровоточивості, індексу нальоту та глибини пародонтальних кишень. Дослідження показують, що поверхнева топографія матеріалу має прямий вплив на формування бактеріальної біоплівки, яка є ключовим фактором розвитку запальних процесів. Зокрема, гладкі та поліровані поверхні цирконію асоціюються з нижчим рівнем бактеріальної колонізації порівняно з шорсткими металевими або полімерними поверхнями [36]. Важливою складовою клінічних *in vivo* досліджень є аналіз довготривалої функціональної стабільності ортопедичних конструкцій. Для сучасних керамічних систем, зокрема діоксиду цирконію та літійдисилікатної кераміки, 5-річна виживаність часто перевищує 90–95 %, що підтверджує їх високу клінічну надійність [37].

Окремо слід відзначити, що *in vivo* дослідження дозволяють виявити типи клінічних ускладнень, які неможливо передбачити лише лабораторними методами. До них належать сколи облицювальної кераміки, вторинний карієс у ділянці країв реставрацій, рецесія ясен, зміна кольору матеріалу та механічне зношування. Саме аналіз *failure modes* (типів відмов) є важливою частиною сучасних клінічних досліджень, оскільки дозволяє вдосконалювати склад матеріалів та технології їх виготовлення.

У сучасній стоматології також активно застосовуються цифрові методи оцінки *in vivo* результатів. До них належать конусно-променева комп'ютерна томографія (СВСТ), інтраоральне сканування та цифрова фотограмметрія, які дозволяють відстежувати зміни кісткової тканини, краєву адаптацію протезів та зношування реставрацій у динаміці без інвазивного втручання.

Таким чином, *in vivo* дослідження є критично важливим етапом оцінки стоматологічних матеріалів, оскільки вони забезпечують найбільш наближене до реальності уявлення про їхню поведінку в клінічних умовах. Саме результати цих

досліджень є основою для формування клінічних рекомендацій та впровадження нових матеріалів у практичну стоматологію.



Рисунок 3.3 – In vivo дослідження

3.4 Літій – дисилікат як сучасний матеріал для стоматологічного протезування

Високоміцний літій-дисилікат став важливим досягненням у розвитку стоматологічної кераміки завдяки поєднанню високих механічних характеристик, естетичних властивостей і біосумісності. Матеріал на основі оксиду літію та діоксиду кремнію створюється шляхом контрольованих процесів кристалізації, у результаті яких формується склокераміка з міцною та стабільною структурою [38]. Його мікроструктура складається приблизно з 70 % кристалів літій-дисилікату, інтегрованих у скляну матрицю. Технологія виробництва передбачає ретельний контроль розвитку та розташування кристалів у скляній матриці, що дозволяє отримувати матеріал зі стабільними властивостями та

високою якістю. Завдяки високій міцності (понад 400 МПа) літій-дисилікат забезпечує довговічність стоматологічних реставрацій і сприяє подовженню терміну їх служби порівняно з традиційними матеріалами. Це дозволяє зменшити частоту заміни реставрацій, скоротити кількість повторних візитів до стоматолога та знизити довгострокові витрати на лікування. Важливою перевагою матеріалу є його естетичність. Він характеризується високою прозорістю та здатністю пропускати світло подібно до природної емалі зубів, що забезпечує гармонійне поєднання реставрацій із натуральними зубними тканинами [39,40].

Літій-дисилікат широко застосовується для виготовлення коронок, мостів, вінірів і вкладок. Його можна використовувати в різних технологічних процесах виробництва реставрацій, що дозволяє адаптувати матеріал до потреб різних стоматологічних клінік. Серед основних методів обробки використовують гаряче пресування, CAD/CAM-фрезерування та пошарове нанесення. Матеріал добре піддається обробці без утворення тріщин і відколів, що сприяє зменшенню виробничих втрат і знижує потребу в повторному виготовленні реставрацій.

Характеризується високою біосумісністю з тканинами порожнини рота та низьким ризиком виникнення небажаних реакцій. Гладка поверхня сприяє зменшенню накопичення зубного нальоту та бактеріальної адгезії, що позитивно впливає на гігієну порожнини рота та знижує ризик розвитку вторинного карієсу. Коефіцієнт теплового розширення літій-дисилікату наближений до показників природних зубних тканин, що дозволяє мінімізувати виникнення внутрішніх напружень, чутливості зубів і мікродефектів у ділянці межі між реставрацією та зубом [41]. Поєднання довговічності, механічної міцності, естетичності, біосумісності та технологічної зручності робить літій-дисилікат одним із найбільш затребуваних матеріалів сучасного стоматологічного протезування. Його використання забезпечує передбачувані клінічні результати, високий рівень задоволеності пацієнтів і економічну доцільність завдяки зменшенню потреби в частій заміні реставрацій. За результатами систематичного огляду клінічних досліджень було встановлено, що кумулятивна виживаність одиночних коронок

із літій-дисилікату через 2 роки становила 100 %, а через 5 років — 97,8 %. Для десятирічного періоду цей показник досягав 96,7 %, що свідчить про високу надійність матеріалу за умови правильного клінічного застосування [42].

Попри високі показники міцності, цей матеріал, як і інші види кераміки, залишається вразливим через схильність до крихкості. Під час експлуатації в його структурі можуть утворюватися мікротріщини, які з часом збільшуються під впливом циклічних навантажень. Лабораторні експерименти свідчать, що однією з основних причин пошкодження суцільнокерамічних реставрацій є втомне руйнування. У зв'язку з цим сучасні дослідження зосереджуються не лише на визначенні максимальної міцності матеріалу, але й на аналізі його здатності витримувати тривалі циклічні навантаження.

Актуальні дослідження підтверджують, що метод виготовлення реставрацій значною мірою впливає на їхні функціональні характеристики. Зокрема, порівняння пресованих реставрацій та конструкцій, виготовлених за допомогою CAD/CAM-фрезерування, продемонструвало подібні показники стійкості до втомних навантажень [41]. Це свідчить про можливість клінічного застосування обох методів за умови чіткого дотримання технологічних вимог.

Таким чином, результати численних досліджень свідчать про те, що літій-дисилікатна кераміка характеризується високими показниками виживаності, достатньою механічною міцністю та прогнозованими клінічними результатами. Поєднання естетичних характеристик із доведеною довговічністю дозволило цьому матеріалу зайняти провідне місце серед сучасних безметалевих систем для виготовлення незнімних ортопедичних конструкцій.

3.5 Висновки

Було проаналізовано фізико-хімічні властивості слини, сучасні методи дослідження стоматологічних матеріалів та особливості застосування літій-дисилікатної кераміки в ортопедичній стоматології.

Встановлено, що слина є важливим біологічним середовищем ротової порожнини, яке безпосередньо впливає на функціонування стоматологічних

протезів. Її склад, кислотно-лужний баланс, в'язкість та об'єм секретії визначають умови експлуатації ортопедичних конструкцій, впливають на процеси адгезії мікроорганізмів, корозійну стійкість матеріалів і комфорт пацієнта. Порушення слиновиділення, зокрема гіпосалівація та зміни складу слини, можуть негативно позначатися на довговічності протезів та стані тканин ротової порожнини.

Також проаналізовано значення досліджень *in vitro* та *in vivo* у стоматологічному матеріалознавстві. Лабораторні випробування *in vitro* дозволяють оцінити фізико-механічні характеристики матеріалів, їхню біосумісність, стійкість до навантажень, стирання та бактеріальної адгезії. Водночас дослідження *in vivo* забезпечують можливість вивчення поведінки матеріалів у реальних клінічних умовах, включаючи взаємодію з тканинами ротової порожнини, остеоінтеграцію, реакцію м'яких тканин та довготривалу функціональну стабільність ортопедичних конструкцій. Поєднання цих методів є необхідною умовою об'єктивної оцінки ефективності нових стоматологічних матеріалів.

Особливу увагу приділено літій-дисилікатній кераміці як одному з найбільш перспективних матеріалів сучасного стоматологічного протезування. Встановлено, що завдяки високій міцності, естетичним характеристикам, біосумісності та стабільності властивостей цей матеріал широко застосовується для виготовлення коронок, вінірів, вкладок та інших незнімних ортопедичних конструкцій. Аналіз результатів клінічних досліджень свідчить про високі показники виживаності літій-дисилікатних реставрацій та їхню довготривалу надійність у клінічній практиці.

Таким чином, результати проведеного аналізу підтверджують, що сучасні керамічні матеріали, зокрема літій-дисилікат, мають значний потенціал для подальшого розвитку стоматологічного протезування. Комплексне використання методів *in vitro* та *in vivo* дозволяє забезпечити науково обґрунтований підхід до оцінки їхніх властивостей і сприяє впровадженню більш ефективних, довговічних та біосумісних ортопедичних конструкцій у клінічну практику.

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

4.1 Розрахунок собівартості проведення науково-дослідної роботи

Ефективність науково-дослідної роботи визначається кінцевими результатами досліджень, які охоплюють інтелектуальну, соціально-культурну та економічну складові.

Традиційно для синтезу літійвмісних силікатних сполук, складові яких належать до діаграми стану багатоконпонентної системи, використовуються вуглекислий літій, технічний глинозем та кварцовий пісок із Новоселівського родовища. Разом із цим доцільним є введення додаткових модифікуючих і функціональних компонентів, таких як поташ, борна кислота та циркон.

У ролі джерела оксиду алюмінію застосовується технічний глинозем, який є значно доступнішим за вартістю порівняно з високотемпературними фазами, такими як корунд, і вирізняється високою реакційною здатністю для фазоутворення під час спікання [43].

Економічна доцільність та властивість сприяти інтенсифікації твердофазного синтезу роблять технічний глинозем оптимальним вибором для таких процесів. Карбонатні групи, що входять до складу вуглекислого літію та поташу, забезпечують підвищення швидкості деструкції матеріалу завдяки термічному видаленню вуглекислого газу.

Руйнування хімічних зв'язків і інтенсивне виділення CO_2 сприяють розпушуванню структури шихти, підвищуючи її реакційну здатність. Це дозволяє знизити температуру утворення перших порцій розплаву та пришвидшити фізико-хімічні процеси, такі як утворення силікатів і скло на наступному етапі варіння скла. Введення борної кислоти, яка при нагріванні перетворюється у легкоплавкий борний ангідрид, а також циркону дає змогу досягти потрібних експлуатаційних якостей кінцевого продукту. Підготовка до етапу варіння скла включає обробку сировинних компонентів, яка полягає у помелі, просіюванні, зважуванні та дозуванні складових. Процес помелу може виконуватися мокрим або сухим способом. Мокрий помел пов'язаний із додатковими витратами на використання води, а також потребує енергоємного

зневоднення і сушіння отриманого шлікеру [44]. У роботі пропонується проведення сухого помелу компонентів (твердих фракцій Новоселівського піску, глинозему та циркону), після якого здійснюється їх подрібнення і розсівання на задані дисперсні фракції. Це дозволяє мінімізувати енергетичні витрати в процесі виробництва.

4.1.1 Розрахунок матеріальних витрат

Для проведення досліджень науково-дослідної роботи в лабораторних умовах необхідно отримати 1000 г (1 кг) сировини (вказано в таблиці 4.1).

Встановлюється кількість необхідних матеріалів на проведення досліджень.

Таблиця 4.1 – Розрахунок витрат на матеріали при виконанні НДР

Найменування матеріалу	Одиниці вимірювання	Необхідна кількість матеріалу, V_i	Ціна одиниці матеріалу, C_i	Сума, грн
Пісок Новоселівський	кг	0,5462	5	3
Технічний глинозем	кг	0,0285	25	0,78
Патош	кг	0,0291	140	4,5
Вуглекислий літій	кг	0,3695	2500	1016
Циркон	кг	0,1785	35	6,8
Борна кислота	кг	0,0886	110	10,7
Фосфат	кг	0,0558	20	1,2
Разом				1042,98

Розрахунок вартості матеріалів:

$$V_M = V_i \times C_i \times 1,1 \quad (4.1)$$

де V_i – витрата i -го матеріалу на проведення експериментів, грн

$Ц_i$ – ціна i -го матеріалу, грн/од

1,1 – коефіцієнт, що враховує транспортні витрати.

4.1.2 Розрахунок енергетичних витрат

Витрати на електроенергію, пов'язані з проведенням НДР, розраховують за формулою (вказано в таблиці 4.2):

$$V_e = P_{усті} \times n_i \times T_i \times K_n \times C_e \quad (4.2)$$

де $P_{усті}$ – електрична потужність i -го устаткування, кВт;

n_i – кідькість i -го устаткування, од.;

T_i – тривалість роботи i -го устаткування, годин;

K_n – коефіцієнт споживання, який дорівнює 1;

C_e – вартість 1кВт·год електроенергії, $C_e = 8,4$ грн.;

Значення електричної потужності, часу роботи устаткування та витрати електроенергії.

Таблиця 4.2 – Значення потужності, часу роботи обладнання та вартості використаної електроенергії

Обладнання	Електрична потужність,кВт	Тривалість роботи, год.	Використана електроенергії, кВт·год	Вартість використаної електроенергії, грн
Барабаний млин	1	10	10	84
Сушильна шафа	0,5	4	2,0	16,8
Муфельна піч	2,2	8	17,6	147,84
Силітова піч	3,0	8	24,0	201,6
Разом	6,7	30	53,6	450,24

4.1.3 Розрахунок витрат на воду

Витрати на воду для технічних цілей розраховуються за формулою:

$$V_B = V_i \times T_i \times C_B \quad (4.3)$$

де V_B – витрата води одиницею обладнання або на операцію, м³/год;

T_i – тривалість роботи обладнання, год;

C_B – вартість 1 м³, $C_B = 16,032$ грн;

Значення витрат води, тривалість операції та вартість використаної води (наведено у таблиці 4.3).

Таблиця 4.3 – Значення витрат води, тривалість операції та вартість використаної води

Обладнання /операція/	Витрати води, м ³	Тривалість використання, год	Об'єм використаної води, м ³	Вартість використаної води, грн
Барабанний млин	0,04	6	0,04	3,847
Разом	0,04	6	0,04	3,847

4.1.4 Розрахунок амортизації основних фондів і нематеріальних активів

Амортизаційні відрахування розраховуються за формулою:

$$A = \frac{C_{об} \times m_i}{12} \quad (4.4)$$

де $C_{об}$ – вартість обладнання, грн. (вказано в таблиці 4.4);

m_i – тривалість роботи обладнання, місяців (вказано в таблиці 4.2). У випадку технологічного обладнання тривалість його використання розраховують згідно прийнятої схеми роботи виробництва (одно- або двозмінна, періодична, безперервна).

Для лабораторного обладнання розрахунок амортизації виконують вважаючи, що річна норма амортизації складає 20 % від його вартості.

Таблиця 4.4 – Вартість обладнання та амортизаційні відрахування

Обладнання	Вартість обладнання, грн	Тривалість роботи, міс.	Амортизація, грн
Барабанний млин	4000	0,2	80
Сушильна шафа	8000	0,1	80
Муфельна піч	22000	0,1	2200
Силітова піч	120000	0,1	2400
Разом	154000		4760

4.1.5 Розрахунок витрат на малоцінні та витратні матеріали

Витрати на малоцінні матеріали, лабораторний посуд, захисний одяг і т. д. приймають у розмірі 8 % від вартості обладнання та вносять до таблиці 4.4.

$$154000 \cdot 0,08 = 12320 \text{ грн}$$

4.1.6 Витрати на оплату праці і відрахування на соціальні заходи

Витрати на заробітну плату при проведенні НДР (вказано в таблиці 4.5).

Таблиця 4.5 – Заробітна плата виконавців науково-дослідної роботи

Посада	Кількість робітників	Заробітна плата (оклад + премія/надбавки), грн.	Час роботи, міс.	Коефіцієнт участі у роботі	Сума, грн
Керівник	1	27000	1,5	0,5	20250
Разом					20250

Преміальний фонд приймається у розмірі 20 % від окладу (оклад керівника 20000 грн).

$$20250 \cdot 0,2 = 4050,00 \text{ грн}$$

4.1.7 Витрати на відрядження, контрагентські роботи і сторонні послуги, накладні витрати

Витрати на науково промислово-відрядження, які приймають у розмірі 12 % від фонду заробітної плати:

$$20250,00 \cdot 0,12 = 2430,00 \text{ грн}$$

Контрагентські роботи та послуги зі сторони, що становлять 10 % від фонду заробітної плати:

$$20250,00 \cdot 0,10 = 2025,00 \text{ грн}$$

Накладні витрати, включно з витратами на господарські потреби, освітлення і тому подібне, що становить 10 % від фонду заробітної плати:

$$20250,00 \cdot 0,10 = 2025,00 \text{ грн}$$

4.1.8 Кошторис витрат на проведення науково-дослідної роботи

Загальна сума витрат на науково-дослідну роботу (вказано в таблиці 4.6).

Загальні витрати на проведення науково-дослідної роботи $V_{\text{ндр}}$, визначаються за формулою:

$$V_{\text{ндр}} = C_{\text{ндр}} \times 1,2 \quad (4.5)$$

де $C_{\text{ндр}}$ – сума НДР за всіма статтями

$$V_{\text{ндр}} = 123367,10 \cdot 1,2 = 148040,52 \text{ грн}$$

Отже, загальні витрати на проведення науково-дослідної роботи складають 148040,52 грн.

Таблиця 4.6 – Кошторис витрат на проведення науково-дослідної роботи

№	Статті витрат	Сума, грн.
1	Заробітна плата	20250,00
2	Преміальний фонд	4050,00
3	Витрати на відрядження	2430,00
4	Витрати на матеріали	1042,98
5	Витрати на електроенергію	450,24

6	Витрати на воду	3,847
7	Амортизаційні відчислення	4760
8	Витрати на малоцінні та витратні матеріали	12320
9	Витрати на контрагентські та сторонні роботи	2025,00
10	Накладні витрати	2025,00
Разом, тис. грн		49357 грн. 10 коп.

4.2 Висновки за економічною частиною

Дана науково-дослідна робота проводилась для вирішення конкретних задач у межах науково-дослідної тематики кафедри хімії та інтегрованих технологій. Науково-дослідна робота спрямована на вдосконалення технологічних операцій в процесі виготовлення склокристалічних матеріалів евкрипит-сподуменових складів, пошуку шляхів їх технологічної реалізації.

Отриманий кошторис витрат на здійснення науково-дослідної роботи складає 49357грн. 10 коп, що свідчить о високому рівні економічної ефективності розробки та про доцільність впровадження отриманих результатів у виробництво склокристалічних матеріалів.

5 ОХОРОНА ПРАЦІ

5.1 Загальна інформація та основні положення з охорони праці

Охорона праці є системою правових, соціально-економічних, організаційно-технічних, санітарно-гігієнічних та лікувально-профілактичних заходів, спрямованих на збереження життя, здоров'я і працездатності людини в процесі трудової діяльності [45]. Основною метою охорони праці є створення безпечних і нешкідливих умов праці, запобігання виробничому травматизму та професійним захворюванням [46].

Продуктивність трудових процесів у підприємствах хімічної промисловості значною мірою визначається впровадженням сучасних технологій та відповідного обладнання, ефективною організацією робочого простору, оптимізацією виробничих операцій, а також дотриманням норм виробничої санітарії. У кожній установі, організації чи підприємстві на території України щорічно розробляються планові заходи, основною метою яких є виконання вимог щодо забезпечення охорони праці. З цією метою укладається колективний договір між представниками працівників і адміністрацією, який регулює взаємні зобов'язання сторін.

У рамках зазначеного договору адміністрація бере на себе обов'язки щодо забезпечення дотримання положень трудового законодавства України, зокрема організації охорони праці, впровадження заходів охорони праці на робочих місцях, забезпечення працівників спеціальним одягом та засобами індивідуального захисту, а також створення умов для матеріального стимулювання і організації відпочинку.

У процесі виготовлення стоматологічних матеріалів працівники можуть зазнавати впливу хімічних речовин, виробничого пилу, шуму, підвищеної температури та інших шкідливих факторів, що потребує застосування відповідних заходів захисту [47]. Важливу роль відіграють правильна організація робочого місця, забезпечення нормативного освітлення, вентиляції та використання засобів індивідуального захисту [46].

Охорона праці становить одну з ключових складових соціальної політики держави [48]. Її сутність полягає у комплексному підході, що охоплює правові акти, соціально-економічні, організаційно-технічні, санітарно-гігієнічні та лікувально-профілактичні заходи, призначені для забезпечення безпечних умов праці, збереження здоров'я та працездатності людини протягом усього виробничого процесу.

Дотримання вимог охорони праці та пожежної безпеки є необхідною умовою безпечного функціонування підприємства та збереження здоров'я працівників [45, 49].

У випадках роботи в небезпечних або шкідливих умовах праці зазначені заходи передбачають обов'язкове проходження працівниками попереднього і періодичного медичного огляду. Контроль за своєчасністю медичних оглядів покладається на відповідні відділи охорони праці виробничих підприємств чи установ, із чітким дотриманням строків, визначених МОЗ України [45].

Контроль за дотриманням норм охорони праці, а також забезпечення безпечних методів і засобів захисту на виробництві здійснюється посадовими особами спеціалізованих підрозділів підприємств, а в інших організаціях відповідальність покладається на інженерно-технічний персонал.

Громадський контроль у цій сфері проводиться відповідними комісіями з охорони праці, створеними при виробничих профспілкових комітетах або інших установах.

З метою забезпечення належних умов праці в Україні визначено стандарти, які регламентують тривалість робочого дня або зміни, встановлюють перерви на обід, а також регулюють тривалість щорічної відпустки. Відповідно до чинного законодавства України, тривалість щорічної основної відпустки гарантується на рівні не менше 24 календарних днів.

Передбачено навчання з питань безпеки. Особи, які не пройшли інструктаж і перевірку знань, не можуть бути допущені до виконання робіт. Наказом Держнаглядохоронпраці від 26 січня 2005 року № 15 затверджено

типове положення щодо порядку проведення навчання, проведення інструктажів із питань охорони праці та перевірки знань [50].

Інструктажі класифікуються на вступні, первинні, повторні, позапланові та цільові, кожен із яких має свої особливості. Вступний інструктаж проводиться працівниками відділу охорони праці або окремо призначеними спеціалістами для осіб, яких направляють на тимчасову чи постійну роботу на підприємство, а також для працівників інших компаній, направлених на тимчасове виконання робіт.

Розвиток підприємств хімічної промисловості в Україні, зокрема в умовах кризових ситуацій, потребує ретельного аналізу й удосконалення підходів до охорони праці.

Основним завданням є зменшення наслідків можливих аварій та мінімізація ризиків, які можуть вплинути на здоров'я та безпеку людей (вказано в таблиці 5.1). Важливо впроваджувати заходи з контролю шкідливих речовин, запобігати їх розповсюдженню та знижувати їхній негативний вплив на організм людини [51].

Таблиця 5.1 – Перелік небезпечних та шкідливих виробничих факторів та їх джерела виникнення

Небезпечні (шкідливі) виробничі фактори	Норматив но–технічний документ, що регламентує вимоги безпеки	Джерела виникнення	Характер дії факторів на органи людини	Нормовані величини та їхні значення
1	2	3	4	5
Висока електрична напруга (230, 400 В)	ПУЕ–87	Кульовий млин, сушильна шафа, силітова піч, щит управління	Електричний струм, коли проходить крізь організм людини спричиняє: термічну дію; .	Сила струму порогового від чутливого:

Продовження таблиці 5.1

1	2	3	4	5
			Електролітичну, термічну, біологічну та механічну дію.	1,6мА; пороговий невідпускаючий, I постійний I=50–80мА, змінний I>50–100мА
Запиленість	НПАОП 0.00-7.14-17	Завантаження та розвантажування кульового млина	Пил потрапляючи на шкіру викликає подразнення шкіри та слизистої оболонки, проникає в легені, викликаючи хвороби	ГДК у повітрі робочої зони, мг/ не повинна перевищувати 30 % ГДК речовин відповідно до ГОСТ 12.1.005-88
Шум	ДСН 3.3.6.037–99	Кульовий млин, вібростіл, вентил яція	При дії шуму на організм людини від 30 до 60 дБА, Гц спостерігається психологічна дія на ЦНС, 60–90 дБА психологічна та фізіологічна дія, шумова хвороба, 130 дБА больовий поріг, 150 дБА механічний розрив барабанних перепон	Рівень шуму, L_A , дБА, $L_A=60$ дБА
Вібрація	ДСН 3.3.6.039–99	Кульовий млин, вібростіл	Загальна вібрація L 0,7 Гц – качка, 4–6–коливання голови, плечей відносно основи у положенні сидя 6–9 Гц – вібраційна хвороба. Локальна вібрація викл. спазми судин	Загальний час контакту з вибруєчим обладнання не повинен перевищувати 2/3 робочого часу, включаючи перерви 10 – 15 хвилин кожні 60 хвилин
Несприятливий	ДСН 3.3.6 042–99	Силітова піч, сушильна шафа	Викликає порушення терморегуляції організму	Допустимі та оптимальні

Продовження таблиці 5.1

1	2	3	4	5
мікроклімат (підвищена температура матеріалу та поверхні)				температура t, °C, відносна вологість та швидкість руху вказано в п. 5.5
Статистична електрика	ДНАОП 0.00–1.29– 97 ДСТУ 7302:2013	Кульовий млин, силітова піч	Впливає на ЦНС, стомлення, порушення сна, погіршення апетиту та інше	Гранично допустимий рівень напруги 60 кВт не більш 1 год

Токсикологічна характеристик речовин та матеріалів, які утворюються в праці дослідження (наведено у таблиці 5.2).

Таблиця 5.2 – Характеристика речовин та матеріалів, що використовуються у процесі досліджень

Найменування речовини (матеріалу)	Клас небезп еки [52]	ГДК у повітрі робочої зони, мг/м ³ , [53]	Характер дії речовини на організм людини	Заходи безпеки
1	2	3	4	5
Пісок Новоселівський	4	1	Має виражену фіброгенну, подразнювальну та канцерогенну дію на організм людини.	Герметизація обладнання, вентиляція, зволоження, контроль повітря, захист дихання, гігієна
Технічний глинозем	4	6	Впливає на дихальні системи, очі, шкіру	Вентиляція, контроль повітря, засоби індивідуального захисту, гігієна
Поташ	3	2	Дихальні шляхи, шкіра, очі	Герметизація процесів, захист органів дихання/очей/шкіри

Продовження таблиці 5.2

Вуглекислий літій	2	0,05	Центральна нервова система, серцево-судинна система	Регулярний моніторинг, прибирання, гігієна та медицина
Циркон	4	6	Органи дихання, очі, шкіра	Герметизація, заборона сухого прибирання, гігієна
Борна кислота	3	10	Токсичний ефект, дихальна система, шкіра та очі	Контроль повітря, прибирання, гігієна
Фосфат	4	6	Органи дихання, очі, шкіра	Герметизація обладнання, вологе прибирання, гігієна

5.2 Огляд умов освітлення

Норми освітленості [54] повинні відповідати ДБН В.2.5-28-2006:

- За характеристикою зорової роботи освітлення приміщення відноситься до середньої точності;
- За розрядом і підрозрядом зорової роботи воно належить до категорії IV г (світлий фон, високий контраст) із показником освітленості (ен) 0,9 %;
- Освітлення є природним, комбінованого типу, боковим, одностороннім.

Для розрахунків вибрано джерело світла та тип освітлювача: газорозрядна лампа ЛБ-40. Необхідний світловий потік такого джерела становить 3000 лм. Норма освітлення для заданої поверхні складає 200 лк. Геометричні параметри приміщення: довжина – 12 м, ширина – 10 м, висота – 5 м. Висота підвішування освітлювача над робочою площиною становить 4 м. Визначення індексу приміщення здійснюється на основі його геометричних характеристик. Для цього розраховується i – індекс приміщення:

$$i = \frac{S}{h(a+b)} \quad (5.1)$$

де S – площа приміщення, м²:

$$S = a \times b \quad (5.2)$$

де a – довжина, м;

b – ширина приміщення, м;

h – висота розміщення освітлювального приладу над поверхнею, яку необхідно освітити, м.

$$i = 120/4(12+10) = 1,36$$

Коефіцієнти відбиття для газорозрядної лампи ЛБ-40 становлять: для стелі 70, для стін 60, для підлоги 30.

Визначаємо коефіцієнт світлового потоку, використовуючи формулу:

$$\eta = f(i; \rho_{ст}; \rho_{стін}; \rho_{підл}) \quad (5.3)$$

де $\rho_{ст}$ – коефіцієнти відбиття відповідно стелі;

$\rho_{стін}$ – коефіцієнти відбиття відповідно стін;

$\rho_{підл}$ – коефіцієнти відбиття відповідно підлоги.

$$\eta = 0,53$$

Потрібна кількість світильників визначаємо за формулою:

$$n = (E_{min} \times k \times S \times Z) / (N \times \Phi_{л} \times \eta) \quad (5.4)$$

де E_{min} – задане нормоване мінімальне значення освітлення, дорівнює 200 лк;

k – коефіцієнт запасу, k дорівнює 1,5;

S – площа що освітлюється дорівнює 120 м²;

Z – коефіцієнт мінімальної освітленості, дорівнює 1,1;

N – кількість світильників, дорівнює 2, од.;

η – коефіцієнт використання світлового потоку, дорівнює 0,53.

При розрахунку кількість світильників округляють до цілого числа;

$$n = (200 \cdot 120 \cdot 1,5 \cdot 1,1) / (2 \cdot 3000 \cdot 0,53) = 12 \text{ ламп}$$

Кількість світильників досягає 12.

5.3 Пожежна безпека

5.3.1 Можливі причини пожежі

Можливі причини пожежі можуть виникати внаслідок:

1) Порушення температурного режиму [55]. Під час випалу кераміки, спікання цирконію чи термічної обробки металевих сплавів застосовуються печі, що здатні досягати температур понад 1000–1500 °С. У разі несправності обладнання або перевищення встановлених температурних меж існує ризик займання ізоляційних матеріалів, мастил чи інших легкозаймистих речовин.

2) Використання легкозаймистих розчинників. У процесі виробництва полімерних матеріалів широко використовуються органічні розчинники, такі як:

- Ацетон;
- етиловий спирт;
- ізопропіловий спирт;
- метилметакрилат.

Пари цих речовин у поєднанні з повітрям здатні утворювати вибухонебезпечні суміші. За присутності відкритого полум'я або джерела іскри існує високий ризик швидкого займання.

3) Коротке замикання. Пошкодження ізоляції проводів, перевантаження мережі або несправність обладнання можуть стати джерелом займання.

4) Порушення правил зберігання сировини. Неправильне зберігання полімерів, смол, мономерів та органічних розчинників поблизу

нагрівальних приладів значно підвищує ризик пожежі. Особливо небезпечним є зберігання легкозаймистих рідин у відкритих ємностях.

5.3.2 Забезпечення пожежної безпеки

Для забезпечення пожежної безпеки відповідно до норм рекомендовано облаштування приміщень системами запобігання пожежам, такими як електрична пожежна сигналізація, телефонний та радіозв'язок, а також системами протипожежного захисту, включаючи зовнішній і внутрішній водопровід [56]. Також важливу роль відіграють організаційно-технічні заходи.

5.4 Висновки за розділом охорони праці

Було проаналізовано ключові аспекти охорони праці, пов'язані із процесами виробництва та використання матеріалів для стоматологічного протезування. Встановлено, що технологічні операції супроводжуються дією шкідливих і небезпечних чинників виробничого середовища, серед яких можна виділити вплив хімічних речовин, пилу, підвищеної температури, а також обладнання, що працює від електромережі. Окрему увагу приділено характеристикам речовин, які застосовуються у виробничих процесах. Визначено їхній можливий вплив на здоров'я людини та обґрунтовано необхідність використання засобів індивідуального захисту, впровадження ефективних систем вентиляції та суворого дотримання санітарно-гігієнічних норм. Аналіз параметрів освітлення засвідчив, що раціональна організація природного та штучного освітлення є важливим фактором підвищення продуктивності праці, зменшення рівня втомлюваності працівників і мінімізації ризиків пов'язаних з виробничим травматизмом. За результатами розрахунків було визначено, що необхідна кількість світильників досягає 12.

У рамках дослідження також розглянуто питання пожежної безпеки, зокрема головні причини виникнення пожеж під час роботи із горючими матеріалами та електроустаткуванням. Виявлено, що чітке дотримання норм пожежної безпеки, своєчасне технічне обслуговування обладнання та ретельний контроль за ходом технологічних процесів значною мірою сприяють зниженню

імовірності аварійних ситуацій. Таким чином, створення та забезпечення безпечних умов праці, виконання нормативних вимог у сфері охорони праці та реалізація комплексу профілактичних заходів є обов'язковими передумовами ефективного й безпечного функціонування підприємств з виробництва матеріалів для стоматологічного протезування.

ВИСНОВКИ

Розглянуті сучасні матеріали, що застосовуються у стоматологічному протезуванні, а також визначено перспективні напрями розвитку технологій виготовлення ортопедичних конструкцій для стоматології. Розробка тематики зумовлена постійним зростанням вимог до функціональності, довговічності, біосумісності та естетичних характеристик стоматологічних протезів, а також активним залученням цифрових технологій до сучасної стоматологічної практики.

Встановлено, що ринок стоматологічних матеріалів швидко розвивається, чітко орієнтуючись на створення прогресивних інновацій. Основними напрями вдосконалення є покращення біосумісності, підвищення механічної міцності, забезпечення естетичного вигляду та інтеграція цифрових методів проектування і виробництва протезних конструкцій. Аналіз наукових джерел свідчить, що серед широкого асортименту матеріалів для стоматологічного протезування важливе місце посідають металеві сплави, кераміка, полімери, композити та безметалеві матеріали на основі діоксиду цирконію. Кожна з цих груп має певні переваги та недоліки. Металеві сплави відзначаються високою міцністю та довговічністю, однак поступаються безметалевим матеріалам в естетичному аспекті. Полімери вирізняються доступністю та легкістю виготовлення, але мають меншу зносостійкість і довговічність у порівнянні з керамікою. Виявлено, що кераміка є однією з найперспективніших для виготовлення незнімних ортопедичних конструкцій. Вона забезпечує високу біосумісність, хімічну нейтральність, стійкість до впливу агресивного середовища ротової порожнини та здатність достовірно імітувати природні оптичні властивості зубів.

Особливу увагу привертають склокерамічні матеріали та літій-дисилікатна кераміка, які поєднують в собі видатні естетичні характеристики зі значною механічною міцністю. На основі вивчення літератури встановлено, що літій-дисилікатна кераміка є одним із провідних матеріалів сучасної стоматології. Її мікроструктура забезпечує високий рівень міцності, стійкість до утворення

тріщин та довготривалу експлуатацію. Завдяки поєднанню механічної надійності, біосумісності та естетичних властивостей, цей матеріал успішно застосовується для виготовлення коронок, вінірів, вкладок та інших ортопедичних конструкцій із передбачуваними клінічними результатами. У роботі також розглянуто вплив фізико-хімічних властивостей ротової порожнини на термін служби стоматологічних конструкцій.

Було встановлено, що такі параметри, як склад слини, кислотно-лужний баланс, в'язкість та інші характеристики ротової рідини мають суттєвий вплив на експлуатаційні властивості матеріалів, адгезію мікроорганізмів і стан тканин порожнини рота. Це підтверджує важливість врахування властивостей біологічного середовища при розробці нових матеріалів. Окрема увага приділена сучасним цифровим технологіям, які істотно вплинули на виробництво стоматологічних протезів. Встановлено, що впровадження CAD/CAM-технологій сприяє покращенню точності виготовлення конструкцій, зменшенню часу виробництва. У результаті дослідження встановлено, що подальші перспективи розвитку стоматологічного матеріалознавства зумовлені вдосконаленням безметалевих конструкцій, підвищенням рівня біосумісності та довговічності матеріалів, а також активним впровадженням цифрових технологій, таких як проектування, CAD/CAM-виробництво та адитивні методи виготовлення. Особливу увагу привертають нанотехнології та біоактивні системи, здатні забезпечити створення стоматологічних матеріалів нового покоління з поліпшеними функціональними характеристиками. Проведено аналіз сучасних матеріалів, які використовуються у стоматологічному протезуванні, визначено їх основні переваги й недоліки, досліджено особливості використання літій-дисилікатної кераміки та окреслено перспективні напрями розвитку матеріалів і технологій у сфері стоматології.

Результати роботи підтверджують, що інтеграція інноваційних високотехнологічних матеріалів із цифровими технологіями виробництва становить основу для подальшого прогресу в стоматологічному протезуванні та сприяє підвищенню якості життя пацієнтів.

Проведені техніко-економічні розрахунки підтвердили доцільність виробництва склокристалічного матеріалу стоматологічного призначення на основі дисилікату літію. Розроблений матеріал характеризується високими показниками міцності, біосумісності та естетичності, що забезпечує його конкурентоспроможність на ринку стоматологічних матеріалів. Використання сучасних технологій виготовлення та доступної сировинної бази створює передумови для ефективного впровадження розробки у виробництво.

Під час аналізу умов праці визначено основні шкідливі та небезпечні виробничі фактори, характерні для виробництва склокристалічних матеріалів. Запропоновані заходи з охорони праці, виробничої санітарії та пожежної безпеки забезпечують дотримання нормативних вимог, зменшення ризику виробничого травматизму та створення безпечних умов праці для персоналу.

СПИСОК ДЖЕРЕЛ ІНФОРМАЦІЇ

1. Denry I., Holloway J. A. Ceramics for Dental Applications: A Review // *Materials*. 2010. Vol. 3, No. 1. P. 351–368. DOI: 10.3390/ma3010351.
2. Kelly J. R., Nishimura I., Campbell S. D. Ceramics in Dentistry: Historical Roots and Current Perspectives // *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1996. Vol. 75, No. 1. P. 18–32. DOI: 10.1016/S0022-3913(96)90413-8.
3. Козлов В. М., Романюк О. Н., Чорний О. П. Аналіз сучасних стоматологічних керамічних матеріалів // *Вісник Вінницького політехнічного інституту*. 2019. № 5. С. 102–108.
4. Denry I., Holloway J. A. Ceramics for Dental Applications: A Review // *Materials*. 2010. Vol. 3, No. 1. P. 351–368. DOI: 10.3390/ma3010351.
5. Ткаченко І. М., Білоус В. В., Ковальчук О. С. Сучасні біокерамічні матеріали в стоматології // *Medicine and Materials*. 2024. Т. 6, № 2. С. 45–56.
6. Denry I., Holloway J. A. Ceramics for Dental Applications: A Review // *Materials*. 2010. Vol. 3, No. 1. P. 351–368. DOI: 10.3390/ma3010351.
7. Ткаченко І. М., Білоус В. В., Ковальчук О. С. Сучасні біокерамічні матеріали в стоматології // *Medicine and Materials*. 2024. Т. 6, № 2. С. 45–56.
8. Zhang Yu, Lawn Brian R.. Novel Zirconia Materials in Dentistry // *Journal of Dental Research*. 2018. Vol. 97, No. 2. P. 140–147. DOI: 10.1177/0022034517737483.
9. Sulaiman Tarek A.. Materials in Digital Dentistry—A Review // *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2020. Vol. 32, No. 2. P. 171–181. DOI: 10.1111/jerd.12566.
10. Rinke Sven, Fischer Christian. Range of Indications for Monolithic Zirconia Restorations: Clinical and Laboratory Aspects // *International Journal of Computerized Dentistry*. 2013. Vol. 16, No. 4. P. 323–334
11. Alghazzawi Tariq F.. Current All-Ceramic Systems in Dentistry: A Review // *International Journal of Prosthodontics*. 2016. Vol. 29, No. 3. P. 245–256. DOI: 10.11607/ijp.4737

12. Wataha John C.. Alloys for Prosthodontic Restorations // Journal of Prosthetic Dentistry. 2002. Vol. 87, No. 4. P. 351–363. DOI: 10.1067/mpr.2002.123817.
13. Anusavice Kenneth J., Shen Chiayi, Rawls H. Ralph. Phillips' Science of Dental Materials. 13th ed. St. Louis : Elsevier, 2021. 592 p.
14. Sailer Irena, Makarov Nikolay A., Thoma Daniel S.. All-Ceramic or Metal-Ceramic Tooth-Supported Fixed Dental Prostheses? A Systematic Review of the Survival and Complication Rates // Dental Materials. 2015. Vol. 31, No. 6. P. 603–623. DOI: 10.1016/j.dental.2015.02.011
15. Zhang Yu, Kelly J. Robert. Dental Ceramics for Restorative Dentistry: A Review of Material Science // Dental Clinics of North America. 2017. Vol. 61, No. 4. P. 797–819. DOI: 10.1016/j.cden.2017.06.001.
16. Ferracane Jack L.. Resin Composite—State of the Art // Dental Materials. 2011. Vol. 27, No. 1. P. 29–38. DOI: 10.1016/j.dental.2010.10.020.
17. Le Bell-Rönnlöf Matti, Sailer Irena. Clinical Performance of Contemporary Monolithic Lithium Disilicate and Zirconia Restorations: A Systematic Review // Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2022. Vol. 34, No. 8. P. 1223–1238. DOI: 10.1111/jerd.12864.
18. I. Denry, Holloway J. Glass-Ceramics in Dentistry. Journal of Dental Research, 2006.
19. Wolfram Höland et al. Control of nucleation and crystallization in glass ceramics for dental applications. Philosophical Transactions of the Royal Society A, 2012.
20. George H. Beall. Design and Properties of Glass-Ceramics. Annual Review of Materials Science, 1992.
21. Wolfram Höland, Rheinberger V., Schweiger M. Control of nucleation and crystallization in glass ceramics for dental applications. Journal of Non-Crystalline Solids.
22. Glass-ceramic processing and applications — James C. Glass-Ceramics: New Compositions and Uses. Journal of Non-Crystalline Solids, 1995

23. Processing of glass-ceramics — Deubener J., Allix M., Davis M. et al. Updated Definition of Glass-Ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 2018.
24. Thermal treatment and crystallization kinetics of glass ceramics — Karamanov A., Pelino M. Crystallization kinetics of glass obtained from industrial wastes. *Journal of Non-Crystalline Solids*.
25. Theory of nucleation and crystal growth in glass — Zanotto E.D. A bright future for glass-ceramics. *American Ceramic Society Bulletin*.
26. Tammann theory of crystallization — James P.F. Kinetics of crystal nucleation in silicate glasses. *Journal of Non-Crystalline Solids*
27. Clinical and Diagnostic Utility of Saliva as a Non-Invasive Diagnostic Fluid. *Biochemia Medica*, 2015.
28. Kumar Vikas, Bhowmik Debjit. In Vitro and In Vivo Evaluation Techniques for Drug Delivery Systems: An Overview // *Journal of Advanced Pharmaceutical Technology & Research*. 2010. Vol. 1, No. 2. P. 201–205
29. Emami Jaleh. In Vitro–In Vivo Correlation: From Theory to Applications // *Journal of Pharmacy & Pharmaceutical Sciences*. 2006. Vol. 9, No. 2. P. 169–189.
30. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review — Zarone F., Di Mauro M.I., Ausiello P. et al., 2019.
31. International Organization for Standardization 6872
32. Survival rates of lithium disilicate restorations — Pieger et al., 2014
33. Clinical performance of lithium disilicate fixed restorations — Sulaiman et al., 2015.
34. Evidence-based dentistry and biomaterials — Schmalz & Arenholt-Bindslev, 2009.
35. Clinical evaluation of dental biomaterials — Ferracane, 2017.
36. Depprich et al., 2007, *Journal of Dentistry*
37. Shelar et al., 2021, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*.

38. Willard Adam, Chu Stephen J.. The Science and Application of IPS e.max Lithium Disilicate Restorations // Compendium of Continuing Education in Dentistry. 2018. Vol. 39, No. 7. P. 426–433.
39. Mechanical properties of lithium disilicate — Apel E. et al. Phenomena and Mechanisms of Crack Propagation in Glass-Ceramics. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.
40. Fatigue behavior of dental ceramics — Zhang Y., Kelly J.R. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. Dental Clinics of North America
41. Pressed versus CAD/CAM lithium disilicate — Carvalho A.O. et al. Fatigue Resistance of Pressed and CAD/CAM Lithium Disilicate Restorations. Journal of Prosthodontics
42. Survival rate of lithium disilicate crowns — Morimoto S., Rebello de Sampaio F.B.W., Braga M.M., Sesma N., Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, Crowns and Veneers: A Systematic Review and Meta-analysis. Journal of Dentistry, 2016
43. Lithium aluminosilicate glass ceramics — Karamanov A., Pelino M. Crystallization Phenomena in Lithium Aluminosilicate Glasses. Journal of the European Ceramic Society.
44. Role of zirconia and boron oxide in glass ceramics — Deubener J. et al. Updated Definition of Glass-Ceramics. Journal of Non-Crystalline Solids, 2018
45. Закон України «Про охорону праці» № 2694-ХІІ від 14.10.1992 р.
46. Жидецький В. Ц. Основи охорони праці : підручник. – Львів : Афіша, 2014. – 376 с.
47. Березуцький В. В. Основи охорони праці : навчальний посібник. – Київ : Каравела, 2017. – 552 с.
48. Закон України «Про охорону праці» № 2694-ХІІ від 01.10.2023, введений в дію Постановою ВР № 2695-ХІІ від 14.10.92, ВВР, 1992, № 49, ст.669.
49. Кодекс цивільного захисту України від 02.10.2012 № 5403-VI.
50. ДСТУ 8302:2015: Типове положення про порядок проведення навчання і перевірки знань з питань охорони праці : НПАОП 0.00-4.12-05 :

затверджено наказом Державного комітету України з нагляду за охороною праці від 26.01.2005 № 15. Київ, 2005.

51. ДСТУ 12.0.003-74*. ССБТ. Небезпечні і шкідливі виробничі фактори Класифікація. Дата прийняття 18.11.1974.

52. ДСТУ 12.1.005-88. ССБТ. Загальні санітарно-гігієнічні вимоги до повітряної робочої зони. - запроваджено 01.01.89.

53. ДСТУ 12.1.007-88 (76) ССБТ. Шкідливі речовини. Класифікація та загальні вимоги безпеки. Введено 01.01.89.

54. ДБН В.2.5-28-2006. Природне і штучне освітлення. Київ : Мінбуд України, 2006.

55. ДСТУ 8828:2019 «Пожежна безпека. Загальні положення»

56. ГОСТ 12.1.004-91* та НАПБ А.01.001-2004

ДОДАТОК А

ПУБЛІКАТИВНА АКТИВНІСТЬ ЗДОБУВАЧА

ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ СКЛАДУ НАНОКОМПОЗИЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ НА ЇХ ВЛАСТИВОСТІ

Владико О.О., Головка А.О., Білик Г.В.

Науковий керівник – Гуріна Г.І., канд. хім. наук, доцент

Одержано лакофарбові наноконпозиційні матеріали на основі вуглецевих нанотрубок як каталізаторів, шаруватих алюмосилікатів як наповнювачів, протикорозійних пігментів та агентів реології, детонаційних наноалмазів як наповнювачів водно дисперсійних матеріалів для покращення теплостійкості, зносостійкості покриттів, аеросилу як наповнювача декоративних органорозчинних матеріалів.

Досліджено фізико-механічні, реологічні, оптичні властивості матеріалів та покриттів і сформульовані рекомендації щодо сфер застосування наноконпозиційних лакофарбових матеріалів.

Встановлено, що застосування водних середовищ з вуглецевими нанотрубками у кількості 1% для процесу емульсійної полімеризації при одержанні акрилових водних дисперсій дозволяє зменшити термін полімеризації в 1.5 рази порівняно з часом полімеризації акрилових мономерів при застосуванні води без вуглецевих нанотрубок. Вплив вмісту вуглецевих нанотрубок на зміну фізико-механічних властивостей пігментованих водно-дисперсійних лакофарбових матеріалів та покриттів не виявлений при різних концентраціях нанотрубок від 0.1 до 0.5%.

Розроблено технологію одержання наповнювачів для лакофарбових матеріалів білого кольору із застосуванням комових природніх бентонітових глин як сировинних компонентів при видаленні сполук Fe^{+3} та Fe^{+2} шляхом відновлення у кислому середовищі при $pH \leq 3$ та нейтралізації водних суспензій наповнювачів такими речовинами як NaOH, $NaHCO_3$, $(-CH_2=CH_2NH-)_n$ [1].

Вивчено вплив добавок наповнювачів на основі монтморилоніт вмісних шаруватих алюмосилікатів на властивості таких

Рисунок А1. – Тези конференції Матеріали XVI всеукраїнської науково-технічна конференція здобувачів вищої освіти (88-ї науково-технічна конференція ХНУМГ ім. О.М. Бекетова) «Сталий розвиток міст». Секція кафедри хімії та інтегрованих технологій, 21-22 квітня 2023 року, м. Харків.

**СТВОРЕННЯ НОВОЇ ЛАКОФАРБОВОЇ КОМПОЗИЦІЇ «ФОС»
ДЛЯ ЗАХИСТУ МЕТАЛОКОНСТРУКЦІЙ ВІД КОРОЗІЇ**

Нестеренко Сергій Вікторович,
кандидат технічних наук, доцент, доцент;

Бічев Максим Сергійович,
магістр;

Головка Анна Олександрівна,
студентка

Харківський національний університет міського господарства ім. О. М. Бекетова
nester.hnamg@gmail.com

Повітряний басейн коксохімічного заводу насичений агресивними речовинами, що спричиняють інтенсивну атмосферну корозію металоконструкцій та обладнання. Агресивність атмосфери в окремих зонах коксохімічного виробництва є різною. Найбільш агресивною зоною є район вежі мокрого гасіння коксу. Тут найвища вологість (95–98 %), а атмосферу виділяються продукти розкладання на розпеченому коксі хлористого, роданистого, сірчанокислого і ціанистого амонію. Швидкість корозії вуглецевої сталі у цьому районі становить 0,40–0,58 мм/рік, чавуну – 0,22–0,35 мм/рік. Джерелами виділення вологи на заводі є також відстійники води (фенольної, шламової тощо), аеротенки та відстійники біохімії, первинні газові холодильники, повітряні повітряні пари та інше. У районі відстійників цеху уловлювання відносна вологість коливається не більше 56–93 %.

Вміст сірководню та аміаку порівняно з районом вежі гасіння дещо вищий (сірководень – 6–13 мг/м³, аміак – 7–20 мг/м³). Швидкість корозії вуглецевої сталі у цьому районі 0,18–0,22 мм/рік, чавуну – 0,08–0,10 мм/рік. Район зрошувальних холодильників характеризується високою вологістю до 100 %. У процесі випаровування оборотної води зрошувальних холодильників у бризках містяться: хлориди – 1–5 г/л, сульфати – 3–5 г/л. Швидкість корозії вуглецевої сталі, у цьому районі досягає 0,34–0,50 мм/рік, а чавуну – 0,15–0,45 мм/рік. Район сатураторів сульфатного відділення цеху уловлювання характеризується вологістю 70–90 %. У атмосфері міститься: сірководень – 2–5 мг/м³, діоксид сірки – до 10 мг/м³, аміак – 5–8 мг/м³, а також ароматичні вуглеводні. Порівнюючи дані щодо корозійної активності атмосфер різних коксохімічних заводів, можна відзначити, що згідно зі СНП 2.03.11-85 їх

Рисунок А2. – Тези конференції Бекетівські хімічні читання. Теорія та практика кризових ситуацій за 2023 рік

СОРБЕНТИ НА ОСНОВІ ХІТОЗАНУ ДЛЯ ЗВ'ЯЗУВАННЯ КАТІОНІВ ВАЖКИХ МЕТАЛІВ

Булавіна Д.А., Головка А.О.

Науковий керівник – Зайцева І.С., канд. хім. наук, доцент

Значна кількість найсучасніших методів очистки стічних вод від важких металів ґрунтуються на сорбції катіонів синтетичними або напівсинтетичними полімерними матеріалами, які містять хімічно активні функціональні групи, що здатні утворювати з катіонами важких металів міцні комплексні сполуки.

Підвищений інтерес спостерігається до використання матеріалів біологічного походження, а саме відходів агропромислового виробництва та морепродуктів [1, 2]. Деякі з цих матеріалів виявляють високу сорбційну здатність та, на відміну від синтетичних матеріалів, характеризуються такими важливими властивостями, як біосумісність, нетоксичність, здатність до біодеградації, а також мають відносно невисоку собівартість та відновлюються у природі. Одним з таких сорбентів є хітозан, широко розповсюджений природний полісахарид.

250

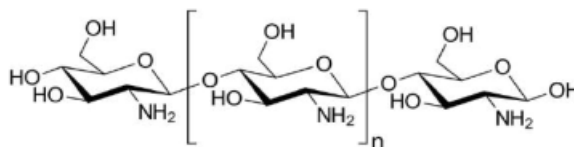


Рисунок 1 – Структура хітозану

Завдяки високому вмісту функціональних аміно- та гідроксильних груп (рис. 1), хітозан є ефективним біoadсорбентом щодо деяких токсичних йонів, барвників та органічних забрудників.

Рисунок А3. – Тези конференції Матеріали XVI всеукраїнської науково-технічна конференція здобувачів вищої освіти (88-ї науково-технічна конференція ХНУМГ ім. О.М. Бекетова) «Сталий розвиток міст». Секція кафедри хімії та інтегрованих технологій, 21-22 квітня 2023 року, м. Харків.

**ДОСВІД УЧАСТІ СТУДЕНТСЬКО-ВИКЛАДАЦЬКОГО КОЛЕКТИВУ
КАФЕДРИ ХІМІЇ ТА ІНТЕГРОВАНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У
«GLOBAL GREENCHEM HACKATON 2025»**

Головко Анна Олександрівна,

бакалавриня групи ХіТк 2022-1;

Яковлєва Поліна Єгорівна,

магістерка групи М ХТпж 2025-1;

Зайцева Інна Сергіївна,

кандидат хімічних наук, доцент, доцентка;

Пилипенко Олексій Іванович,

кандидат технічних наук, доцент, доцент;

Скрипинець Анна Василівна,

кандидат технічних наук, доцент, доцентка

Харківський національний університет міського господарства імені О. М. Бекетова

Inna.Zayceva@kname.edu.ua

31 жовтня – 2 листопада минулого року група студентів та викладачів кафедри хімії та інтегрованих технологій прийняли участь у науково-освітнянському заході "Global Greenchem Hackaton 2025", який був проведений у НТУУ «КПІ». Хакатон є одним із серії заходів, які організує ООН у межах проекту із промислового розвитку під назвою «Глобальна програма інновацій та мереж у зеленій хімії» (GreenChem). Фінансову підтримку проекту надає Глобальний екологічний фонд. Команда кафедри була представлена співавторами даних тез. Слід відзначити, що участь у заході є одним із прикладів послідовного впровадження в освітній процес кафедри студентоцентрованого підходу [1–4].

Мета хакатону полягала у популяризації так званою «зеленої хімії» під якою розуміють впровадження в хімічну інженерію мало- або безвідходних технологій, рециклінгу, використання вторинної техногенної сировини або природної сировини з відновлювальних джерел, розробка технологій, які нестимуть мінімальні екологічні ризики та будуть мати мінімальне навантаження на довкілля.

Кожна з команд, представлених на хакатоні, повинна була представити на розгляд журі власну розробку із новітньої енерго- та рурсорозберігаючої технології виробництва хімічних речовин або матеріалів. Для того, щоб оцінити перспективність впровадження запропонованої розробки у практику організатори хакатону запросили представників промислових компаній ("E.I.F

Рисунок А4. – Тези конференції Актуальні питання хімії та інтегрованих технологій в умовах кризових ситуацій: матеріали Міжнар. наук.-практ. інтернет-конф., 14–16 квітня 2026 р., м. Харків



Український державний університет науки і технологій
ДВНЗ Приазовський державний технічний університет



BIOMAT
CASE CHALLENGE

Форма участі: дистанційна,
тривалість 8 годин
0,25 ECTS

№ 28042026-15

Диплом

Головко Анна Олександрівна

*студентка Харківського національного університету
міського господарства імені О.М. Бекетова*

у номінації «Гуру біосумісності»

І Всеукраїнського студентського кейс-чемпіонату з
матеріалознавства в біомедичній інженерії - 2026



Ректор УДУНТ

Костянтин СУХИЙ

Захід внесено до переліку студентських заходів МОН України в 2026р.



Український державний університет науки і технологій
ДВНЗ Приазовський державний технічний університет



BIOMAT
CASE CHALLENGE

Форма участі: дистанційна,
тривалість 8 годин
0,25 ECTS

№ 28042026-25

СЕРТИФІКАТ УЧАСНИКА

Головко Анна Олександрівна

*студентка Харківського національного університету
міського господарства імені О.М. Бекетова*

І Всеукраїнський студентський кейс-
чемпіонат з матеріалознавства в біомедичній
інженерії - 2026



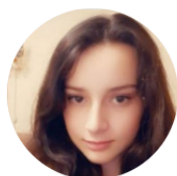
Ректор УДУНТ

Костянтин СУХИЙ

Захід внесено до переліку студентських заходів МОН України в 2026р.



Рисунок А5. – Сертифікати учасника конференцій



Головко Анна

Інші імена ▶

Харківський національний університет міського господарства імені О. М. Бекетова
Підтверджена електронна адреса в kname.edu.ua - [Домашня сторінка](#)

ПІДПИСАТИСЬ

НАЗВА	ПОСИЛАННЯ	РІК
СОРБЕНТИ НА ОСНОВІ ХІТОЗАНУ ДЛЯ ЗВ'ЯЗУВАННЯ КАТІОНІВ ВАЖКИХ МЕТАЛІВ ДА Булавина, АО Головко, ІС Зайцева XVI Всеукраїнська студентська науково-технічна конференція «Сталий розвиток ...»		2023
КОМПЛЕКСНИЙ ІНГІБИТОР КОРОЗІИ НА ОСНОВІ ФЕРУМ (II) ФОСФАТУ ОО Владико, АО Головко, ГВ Білик, ПІ Гуріна XVI Всеукраїнська студентська науково-технічна конференція «Сталий розвиток ...»		2023
ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ СКЛАДУ НАНОКОМПОЗИЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ НА ЇХ ВЛАСТИВОСТІ ОО Владико, АО Головко, ГВ Білик, ПІ Гуріна XVI Всеукраїнська студентська науково-технічна конференція «Сталий розвиток ...»		2023
ЕКОНОМІЧНІ АСПЕКТИ СТВОРЕННЯ НОВИХ КОМПОЗИЦІЙНИХ ЛАКОФАРБОВИХ МАТЕРІАЛІВ ДЛЯ ДОРОЖНЬОЇ РОЗМІТКИ Г Анна, Г Галина VI Міжнародна науково-практична конференція здобувачів вищої освіти і ...		2022

Статті 1-4 ▶ ПОКАЗАТИ БІЛЬШЕ

Рисунок А6. – ПШБ та найменування закладу ВНЗ у Google Scholar

ORCID
Connecting research and researchers

Anna Holovko English

Search the ORCID registry

Printable version

ORCID iD
https://orcid.org/
0009-0000-4435-9881
[Preview public record](#)

Emails & domains

Email addresses
anna.holovko@kname.edu.ua

Verified email domains
kname.edu.ua

Names

Name
Anna Holovko

Also known as
Головка Анна
Анна Головка
Головка А. О.
Holovko A. O.
Holovko Anna

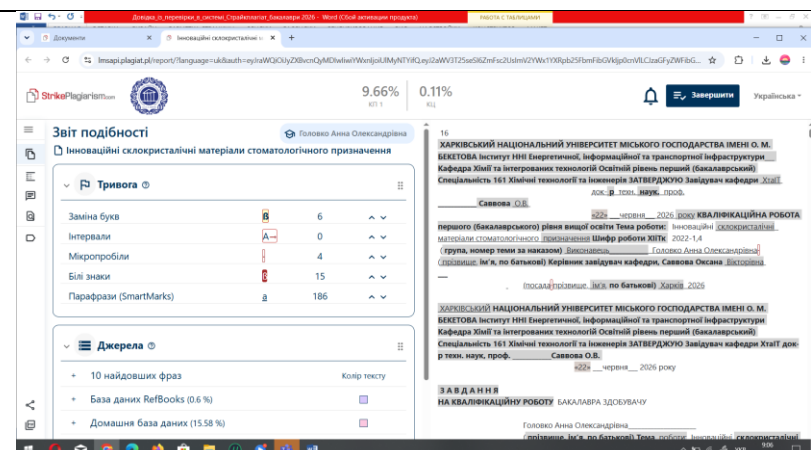
Рисунок А7. – Особисті дані, ПШБ та особистий ідентифікатор у ORCID

ДОДАТОК Б

ДОВІДКА ПРО ПЕРЕВІРКУ РОБОТИ НА ПЛАГІАТ

ДОВІДКА
щодо перевірки кваліфікаційної роботи студента
в інформаційній онлайн-системі «StrikePlagiarism»

Дані про кваліфікаційну роботу студента

1	П.І.Б. студента	Головка Анна Олександрівна
2	Група, курс, інститут	ХіТк 2022-1
3	Спеціальність, освітня програма, форма навчання	161 Хімічні технології та інженерія, Хімічні технології та інженерія, денна
4	Назва роботи	Інноваційні склокристалічні матеріали стоматологічного призначення
5	Ідентифікаційний код в системі	334380703
6	Керівник роботи	Савцова Оксана Вікторівна
7	Дата перевірки	21 червня 2026 р.
8	За результатами перевірки оригінальний текст в роботі складає (%)	90,3
9	Копія з екрану	

2. Пояснення щодо відсотку тексту, який не є оригінальним
– елементи правомірних запозичень

Виявлені запозичення	Відмітка про наявність
Регламентовані компоненти оформлення роботи (титульний аркуш, бланк завдання; встановлені назви розділів; назви ЗВО, кафедри тощо)	так
Власні назви установ, організацій; власні імена; назви програмних продуктів; торгові марки обладнання; матеріалів та речовин тощо	так
Загальноприйняті наукові положення, основоположні теоретичні принципи	так
Усталені словосполучення або описи процесів, характерні для сфери знань відповідно до тематики розділів роботи	так
Бібліографічні посилання на джерела	так
Цитування, оформлене відповідно до вимог, в тому числі раніше опублікованих власних досліджень автора	так
інше	ні

– елементи неправомірних запозичень, що є академічним плагіатом

Виявлені запозичення	Відмітка про наявність
Цитування, яке не оформлене відповідно до вимог, в тому числі раніше опублікованих власних досліджень автора	ні
Подання колективної роботи як індивідуальної або роботи іншого автора як власних досліджень; використання чужих висновків або аналізу без відповідного цитування	ні
Підміна оригінальних джерел вигаданими; спотворення джерел або даних для підтвердження думки чи гіпотези автора; видалення небажаних результатів із набору даних	ні
Переклад іноземних джерел без посилання	ні
Наявність текстових спотворень для маскування цитування без посилання (парафраз, синонімізація, зміна структури тексту при збереженні змісту)	ні
інше	ні

* наявність хоча б одного елементу неправомірних запозичень, що є академічним плагіатом, розглядається як підстава для направлення кваліфікаційної роботи для доопрацювання або відхилення залежно від коефіцієнту оригінальності

Довідку склав
21.06.2026 р.



Скрипинець Анна Василівна

Склад комісії:

Голова комісії:

завідувачка кафедри хімії та інтегрованих технологій Саввова Оксана Вікторівна.

Члени комісії:

доцент кафедри хімії та інтегрованих технологій Скрипинець Анна Василівна,

доцент кафедри хімії та інтегрованих технологій Пилипенко Олексій Іванович;

доцент кафедри хімії та інтегрованих технологій Бабіч Олена Вікторівна;

здобувачка вищої освіти другого (магістерського) рівня Яковлева Поліна Єгорівна.