

**І. В. Янішен, О. В. Сідорова, Н. В. Кричка**

**ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА ВЛАСТИВОСТЕЙ  
ЗУБОТЕХНІЧНИХ СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ  
ДЛЯ ФІКСАЦІЇ НЕЗНІМНИХ КОНСТРУКЦІЙ  
ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ**

*Монографія*

**МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ  
Харківський національний медичний університет**

**І. В. Янішен, О. В. Сідорова, Н. В. Кричка**

**ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА ВЛАСТИВОСТЕЙ  
ЗУБОТЕХНІЧНИХ СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ  
ДЛЯ ФІКСАЦІЇ НЕЗНІМНИХ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ**

*Монографія*

**Харків  
ХНМУ  
2024**

УДК616.314-77:615.463:666.94.017:57.084  
Я65

*Затверджено Вченою радою ХНМУ.  
Протокол № 16 від 19.12.2024*

**Р е ц е н з е н т и:**

- О. В. Возний** – д-р мед. наук, проф. (Запорізький державний медико-фармацевтичний університет).  
**С. М. Германчук** – д-р мед. наук, доц. (ПВНЗ «Київський медичний університет»).

**Янішен І. В., Сідорова О. В., Кричка Н. В.**

Я65 Порівняльна оцінка властивостей зуботехнічних матеріалів для фіксації незнімних конструкцій зубних протезів : монографія. Харків : ХНМУ, 2024. 105 с.

Монографія присвячена підвищенню ефективності ортопедичного лікування пацієнтів з дефектами твердих тканин та обмеженими дефектами зубних рядів незнімними конструкціями на етапах фіксації при застосуванні нового вітчизняного склоіономерного цементу з урахуванням показників його основних властивостей. Показані фізико-механічні та клініко-технологічні властивості матеріалів, які використовуються для фіксації різноманітних незнімних зубних протезів в клініках ортопедичної стоматології України. Для здобувачів вищої освіти стоматологічних факультетів, інтернів-стоматологів та практикуючих лікарів-стоматологів

УДК616.314-77:615.463:666.94.017:57.084

© Харківський національний  
медичний університет, 2024  
© Янішен І. В., Сідорова О. В.,  
Кричка Н. В., 2024

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ . . . . .	5
ВСТУП . . . . .	6
РОЗДІЛ 1. Аналіз сучасного стану та тенденції розвитку матеріалознавства в ортопедичній стоматології . . . . .	9
1.1. Мета-аналіз причин, характеру та частоти виникнення ускладнень при користуванні незнімними зубними протезами . . . . .	9
1.2. Сучасний погляд на розвиток зуботехнічних матеріалів для фіксації незнімних конструкцій зубних протезів . . . . .	12
1.3. Клінічні аспекти застосування склоіономерних цементів для постійної фіксації незнімних конструкцій . . . . .	16
РОЗДІЛ 2. Лабораторні доклінічні дослідження вітчизняного СЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів (методики та результати) . . . . .	20
2.1. Концептуальна модель програми дослідження . . . . .	20
2.2. Розробка рецептури вітчизняного склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій зубних протезів . . . . .	20
2.3. Дослідження фізико-механічних властивостей вітчизняного СЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій порівняно із закордонними аналогами . . . . .	22
2.4. Клініко-технологічні властивості СЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій порівняно з його закордонними аналогами . . . . .	32
2.5. Дослідження міцності адгезії вітчизняного СЦ до природних тканин опорних зубів та конструкційних матеріалів . . . . .	38
2.6. Дослідження вітчизняного СЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів на здатність вивільняти іони фтору . . . . .	44
2.7. Статистичні методи обробки отриманих даних . . . . .	48
РОЗДІЛ 3. Лабораторно-експериментальні дослідження нового вітчизняного склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних конструкцій . . . . .	50
3.1. Дослідження токсичності СЦ на основі полікарбонОВОЇ та 2,3-дигідроксибутадіонової (винної) кислот . . . . .	50
3.2. Гістологічні дослідження впливу склоіономерного матеріалу на тверді тканини зубів та тканини пародонта . . . . .	57

РОЗДІЛ 4. Результати клінічного застосування вітчизняного СЦ при ортопедичному лікуванні на етапі постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів . . . . .	62
4.1. Загальна характеристика пацієнтів . . . . .	62
4.2. Методи обстеження пацієнтів . . . . .	62
4.3. Аналіз клінічних результатів протезування дефектів коронок зубів та включених дефектів зубних рядів різними видами ортопедичних конструкцій . . . . .	64
4.4. Порівняння ранніх та віддалених результатів фіксації незнімних конструкцій на групу СЦ . . . . .	66
4.5. Клінічні випадки застосування запропонованого вітчизняного СЦ на етапах фіксації незнімних конструкцій зубних протезів . . . . .	77
ПІДСУМОК . . . . .	83
ВИСНОВКИ . . . . .	87
ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ . . . . .	88
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ . . . . .	89

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

Ад	– Адгезія
АТ	– Акціонерне товариство
АТК	– Акрилова та тартарова кислоти
ДЗР	– Дефекти зубних рядів
ДСТУ	– Державний стандарт України
ДТГЗ	– Дефекти твердих тканин зубів
КМК	– Карбонова та малеїнова кислоти
НДР	– Науково-дослідницька робота
НОК	– Незнімні ортопедичні конструкції
ОЛ	– Ортопедичне лікування
ПКВК	– Полікарбонова та 2,3-дигідроксибутадіонова (винна) кислоти
РМА	– Папілярно-маргінальний-альвеолярний індекс
СЦ	– Склоіономерний цемент
СО	– Слизова оболонка
ТГОЗ	– Тверді тканини опорних зубів
ТУ	– Технічні умови
ЯЖ	– Якість життя
ISO	– Міжнародний стандарт якості

## ВСТУП

Ортопедична стоматологія в Україні є однією з найбільш розвинутих та перспективних галузей медичної сфери. Успіх її розвитку напряму залежить від досягнень матеріалознавства. Використання вітчизняних матеріалів, обладнання та методів лікування в клініках допомагає зменшити різницю у якості стоматологічної допомоги між Україною та Європою. Проте попит на імпорتنі продукти та обладнання призводить до зростання вартості стоматологічних послуг та продукції.

Значний внесок у розвиток вітчизняного стоматологічного матеріалознавства роблять працівники акредитованої випробувальної лабораторії стоматологічних матеріалів та виробів АО «СТОМА» у Харкові.

Монографія, яка пропонується фахівцям ортопедичної стоматології, є систематизованим оглядом літератури. Крім того, в ній представлені дослідження фізико-механічних властивостей зуботехнічних матеріалів, експериментально обґрунтовано вплив даного матеріалу на тверді тканини зуба та порівняльні випадки клінічних досліджень. Наведені результати досліджень нового вітчизняного склоіономерного цементу «СІЦ на основі ПКВК» для фіксації незнімних зубних протезів порівняно з його аналогами.

Автори монографії не мали на меті вичерпано розглянути всі матеріали та технології, а обмежилися основними аспектами матеріалу.

Ця монографія призначена для здобувачів вищої медичної освіти, інтернів, стоматологів-ортопедів та зубних техніків. Крім того, її можуть використовувати викладачі медичних закладів на різних рівнях акредитації для впровадження у науковий та навчальний процес.

Збереження та відновлення здоров'я у стоматології досягається через вчасне виявлення та лікування проблем з зубами та щелепно-лицевим апаратом за допомогою різноманітних методів індивідуальної профілактики [1–3]. Важливо також встановлення та усунення факторів, що сприяють розвитку цих проблем [4]. Обсяг надання стоматологічної допомоги, включаючи ортопедичне лікування, залежить від поширеності та важкості захворювань стоматологічного характеру [5].

Відновлення зубного ряду не лише сприяє нормалізації функцій щелепно-лицевого апарату та поліпшує зовнішній вигляд, але й має велике значення для профілактики захворювань шлунково-кишкового тракту та психоемоційного стану [6, 7]. Рациональне планування та відновлення дефектів зубів є ключовими для досягнення тривалих результатів ортопедичного лікування [8, 9].

Матеріалознавство є одним з найбільш динамічно розвиваючих напрямків у стоматології. Щорічно на ринок вводяться нові інноваційні продукти для використання в клінічній практиці [10]. Матеріали для фіксації незнімних ортопедичних конструкцій мають великий асортимент.

Не останнє місце в цьому переліку займають і представники склоіономерних цементів (СПЦ). Дослідження показали, що проблеми з фіксацією незнімних реставрацій часто пов'язані з недостатньою міцністю цементного шару. Тому важливо підвищити міцність адгезії цементу. Сучасні дослідження демонструють, що збільшення цієї міцності може покращити клінічні результати [11, 12].

Склоіономерні цементи зазвичай складаються з кальцієвого фтор-алюмосилікатного скла та полікарбонатової кислоти. Додавання винної кислоти може збільшити тривалість робочого часу цементу. Вони забезпечують механічну фіксацію та молекулярну адгезію до зубної структури. Проте вони мають обмеження, такі як низька міцність на вигин і високий модуль пружності, що може спричинити крихкість [13–16]. Розчинність цих матеріалів та їх вплив на рівень рН у ротовій рідині також важливі [17, 18]. Низький початковий рівень кислотності може сприяти післяопераційній чутливості, тому деякі дослідники рекомендують використання герметиків для дентину, таких як адгезиви на основі смоли для захисту зубної пульпи, особливо при малій товщині дентину, що залишився [19]. На сьогодні актуальними залишаються дослідження наукового обґрунтування добору стоматологічних цементів при різних клінічних випадках та різноманітних конструкційних матеріалів зубних протезів.

Дане дослідження виконано відповідно до комплексного плану Харківського національного медичного університету МОЗ України та в межах НДР кафедр стоматологічного профілю «Оптимізація методів діагностики та лікування основних стоматологічних захворювань» (номер держреєстрації 0119U002899, 2019–2021 рр.) та «Відновлення якості життя пацієнтів з основними стоматологічними захворюваннями органів та тканин щелепно-лицевої ділянки за допомогою ортопедичного лікування та реабілітації» (номер держреєстрації 0122U000350, 2022–2024 рр.). Автори є безпосередніми виконавцями фрагментів досліджень, присвячених розробці, експериментальному обґрунтуванню, клінічній апробації вітчизняного склоіономерного цементу для постійної фіксації різноманітних незнімних ортопедичних конструкцій.

Запропоновано рецептуру склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів, що дало змогу розширити перелік матеріалів вітчизняного виробництва. Доповнені та проаналізовані результати хімічних, фізико-механічних та клініко-технологічних властивостей матеріалу свідчать про те, що новий вітчизняний склоіономерний цемент повною мірою відповідає міжнародним критеріям якості та при порівнянні не поступається закордонним аналогам. За результатами проведених лабораторних досліджень розширені наукові дані щодо міцності адгезії на зсув та розрив фіксуючих цементів до різноманітних конструкційних

зуботехнічних матеріалів та твердих тканин опорних зубів. Були доповнені та проаналізовані результати досліджень щодо можливості виникнення субхронічної токсичності нового вітчизняного склоіономерного матеріалу на тверді тканини зуба та тканини пародонта, що свідчать про його біоінертні властивості. Розширені та доповнені наукові дані щодо здатності склоіономерних цементів для постійної фіксації пролонговано виділяти іони фтору після затвердіння матеріалу, що дає змогу говорити про можливість зменшення випадків виникнення такого ускладнення, як вторинний карієс.

Обґрунтовано та клінічно апробовано результати ортопедичного лікування пацієнтів на етапах фіксації незнімних конструкцій зубних протезів з використанням вітчизняного склоіономерного цементу.

Авторами висвітлена рецептура вітчизняного склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів (Патент № 136119, Україна, МПК (2019.01) А61К 6/00). Це дозволяє підвищити якість ортопедичного лікування та рівень життя пацієнтів, які користуються незнімними конструкціями, проведено весь комплекс лабораторних та клінічних досліджень, повністю зібраний первинний матеріал, а також виконані систематизація, статистичний та клініко-інформаційний аналіз, проліковані пацієнти, узагальнено виявлені у дослідженні закономірності.

Результати дослідження вже впроваджені на різних рівнях стоматологічної допомоги, а саме у лікувально-діагностичний процес ДВНЗ «Тернопільський державний медичний університет ім. І. Я. Горбачевського МОЗ України», ЗВО «Полтавський державний медичний університет», а також в учбовий процес кафедри пропедевтики ортопедичної стоматології Полтавського державного медичного університету та кафедри ортопедичної стоматології Тернопільського національного медичного університету ім. І. Я. Горбачевського.

# РОЗДІЛ 1

## АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ ТА ТЕНДЕНЦІЙ РОЗВИТКУ МАТЕРІАЛОЗНАВСТВА В ОРТОПЕДИЧНІЙ СТОМАТОЛОГІЇ

### 1.1. Мета-аналіз причин, характеру та частоти виникнення ускладнень при користуванні незнімними зубними протезами

Розвиток стоматології, зосереджений на впровадженні інноваційних лікувально-діагностичних технологій та профілактичних методів, привів до підвищення якості медичної допомоги населенню [20]. Навіть з впровадженням та поширенням профілактичних і лікувальних заходів стоматологічні захворювання залишаються серед найбільш поширених проблем у сучасної людини і виявляються у більш ніж 8–90 % дорослого населення [21]. Збереження та відновлення стоматологічного здоров'я пацієнтів досягається шляхом раннього виявлення та лікування захворювань, а також застосуванням індивідуальної профілактики та виявленням і усуненням факторів ризику їх розвитку [22].

Одним із пріоритетних завдань державної політики є покращання благополуччя пацієнтів, що забезпечується якісною стоматологічною допомогою [23]. У зв'язку з серйозністю патологій, які трапляються в 3,0–10,67 % випадків, пошук оптимізації стоматологічної ортопедичної допомоги є актуальним завданням. Стоматологи-ортопеди мають удосконалювати методи діагностики та лікування для усунення ускладнень [24]. Дефекти твердих тканин зубів (ДТТЗ) та зубних рядів (ДЗР) є найпоширенішою формою патології зубоцелепної системи, і їх заміщення важливе в практиці стоматології [25, 26].

Аналіз показує, що приблизно 35 % населення у віці 30–35 років потребує відновлення ДТТЗ і ДЗР за допомогою незнімних конструкцій [27]. Відсоток потреби в ортопедичному лікуванні зростає з віком, досягаючи приблизно 94 % після 56 років. Близько 70–80 % стоматологічних пацієнтів, що звертаються для протезування, потребують заміщення дефектів зубних рядів [28].

Оскільки якісне ортопедичне відновлення дефектів зубів та обмежених дефектів зубних рядів залежить від багатьох факторів, науковці у своїх роботах звертають увагу на попередні несприятливі вихідні клінічні умови [29]. Наприклад, недостатня висота клінічних коронок опорних зубів може призвести до незадовільного кінцевого результату ортопедичного лікування, особливо коли потрібно досягти гарного ступеня фіксації незнімних протезів [30]. Деякі автори рекомендують враховувати фізико-механічні характеристики матеріалів для естетичних конструкцій та їх напружено-деформований стан після фіксації при виборі оптимального методу препарування вітальних зубів [31].

Отже, одним з головних завдань сучасної ортопедичної стоматології залишається реабілітація пацієнтів з дефектами зубів і зубних рядів, що є однією з найбільш поширених форм ураження зубощелепної системи [32]. Незнімні зубні протези включають в себе різноманітні конструкції, такі як вкладки, поодинокі повні коронки, напівкоронки, штифтові зуби, мосто-подібні та консольні протези, які фіксуються на цементі тривалої дії [33]. Вони мають переваги перед знімними конструкціями, включаючи малі розміри, відновлення жувальної ефективності, стабільну фіксацію, швидку адаптацію, а також естетичні та функціональні властивості [34]. До незнімних конструкцій належать також шини і шини-протези, які використовуються для фіксації зубів з патологічною рухливістю при лікуванні захворювань тканин пародонта [35]. Ці незнімні зубні протези можуть бути виготовлені з різних матеріалів і мати різний дизайн, а саме: штамповано-паяні, суцільнолітні, комбіновані (металопластмасові та металокерамічні) і керамічні [36]. Для заміщення ДТТЗ та ДЗР частіше використовують керамічні та металокерамічні ортопедичні конструкції, оскільки вони мають найкращі естетичні параметри [37]. Ці конструкції забезпечують пацієнтам відчуття комфорту, внутрішнього задоволення та впевненості [38].

На сучасному етапі розвитку ортопедичної стоматології важливою є концепція лікування, що передбачає раннє заміщення дефектів зубів і зубних рядів різної етіології за допомогою малоінвазивних технологій виготовлення зубних протезів [39, 40]. Метою цієї концепції є досягнення максимального відновлення естетики і функціональних можливостей зубощелепного апарату на тривалій період часу [41].

Впровадження нових методів виготовлення ортопедичних конструкцій свідчить про необхідність дотримання біологічної доцільності та технологічної раціональності [42, 43]. Це вимагає мінімального та ощадливого препарування твердих тканин опорних зубів з урахуванням усіх вимог для подальшого виготовлення конструкцій [44, 45]. Препарування твердих тканин опорних зубів спрямоване на повне зішліфування емалі та частково дентину, що може бути травматичним для зуба. Тому під час лікування незнімними ортопедичними конструкціями рекомендується застосування тимчасових коронок, які допомагають прискорити адаптацію протезного ложа, відновити функцію жування і покращують якість життя пацієнтів [46].

Традиційні методи виготовлення незнімних конструкцій зубних протезів передбачають цілий ряд клініко-технічних заходів, серед яких одним з основоположних моментів є препарування твердих тканин організму для забезпечення як функціональної ефективності, так і довговічності стоматологічних реставрацій будь-якого типу, у тому числі і коронок [47, 48]. Останні визначають розташування краю штучної конструкції та ретракції ясен при отриманні подвійних відбитків [49, 50]. Через неухважність до

біомеханічних властивостей конструкцій та матеріалів, з яких вони виготовляються, виникають помилки та ускладнення при протезуванні незнімними мостоподібними конструкціями [51, 52].

Саме поняття «ускладнення» включає в себе патологічний процес і стан, який пов'язує з основним захворюванням, що не формує якісно відмінні від його головних проявів клінічні синдроми, морфологічні та функціональні зміни зубощелепного апарату. Відомо, що ускладнення можуть виникати як під час, так і після діагностичних та лікувальних процедур [53, 54], наприклад ортопедичного лікування дефекту зубного ряду НОК. Відомо, що металокерамічні мостоподібні протези мають такий відсоток виникнення ускладнень, як 23 %, тимчасом як незнімні конструкції, облицьовані пластмасою – 21 %, поодинокі коронки – 12 %, серед яких лише 7,6 % трапляються при використанні повних керамічних коронок, 11 % відведено куковим вкладкам [55, 56].

Після протезування штучними коронками найбільш типовими є поява наступних ускладнень: 1) карієс (навколо шийки опорного зуба під короною) – 16,4–25,2 % [57]; 2) пульпіт або некроз пульпи з подальшими змінами у періапикальних тканинах – 4,3 % [58]; 3) захворювання тканин крайового пародонта [59]; 4) дефекти облицювання (тріщини, відколи, відломи) [60]; 5) передчасне порушення фіксації у 8–21 % випадків [61].

Під час аналізу джерел літератури встановлено, що випадки пришийкового або вторинного карієсу під штучною конструкцією становлять 6,32 %. Необхідність проведення ендодонтичного лікування опорних зубів до протезування становить 4,63 %. Ускладнення з боку тканин пародонта (папіліт, гінгівіт, маргінальний пародонтит) відмічені у 1,07 % випадків. Глибокі тріщини, відколи або відломи облицювання спостерігались у 5,22 % випадків [62].

Один з недоліків планування ортопедичного лікування – проведення попереднього ендодонтичного лікування опорних зубів, що вважається необґрунтованим [63, 64].

Під час протезування пацієнтів різними видами незнімних конструкцій зубних протезів важливо захищати тверді тканини опорних зубів. Це може запобігти гострим запальним явищам в цій ділянці та забезпечити успішний результат лікування [65, 66].

Для захисту опорних зубів можна використовувати тимчасові коронки як своєрідну пов'язку між щойно відпрепарованими поверхнями опорних зубів і фіксацією конструкції протягом 10–15 днів [67, 68].

У роботах вчених були запропоновані різні захисні та лікувально-профілактичні методи для відпрепарованих тканин опорних зубів. Серед них зазначаються пасти – фтористі, стронцієві, тіамінові, на основі гідроксиапатиту; аплікації, а саме 1 % розчин фториду натрію, 10 % розчин

глюконату кальцію, 3 % розчин ремоденту; лаки, що містять фтор; електрофорез 2,5 % гліцерофосфату кальцію, 2 % розчину фториду натрію; різні адгезивні системи [69, 70].

Нові розробки та інновації в галузі охорони здоров'я мають потенційне застосування для покращання якості життя пацієнтів. У сфері ортопедичної стоматології зубне протезування відіграє важливу роль у догляді за порожниною рота. Проведений аналіз вітчизняних та зарубіжних наукових джерел допомагає виявити причини невимогливого ставлення до стоматологічних маніпуляцій та рівня інформованості пацієнтів про існуючі сучасні методи лікування. Це у свою чергу сприятиме збільшенню лояльності пацієнтів до різноманітних стоматологічних послуг і підвищить якість їх життя.

## **1.2. Сучасний погляд на розвиток зуботехнічних матеріалів для фіксації незнімних конструкцій зубних протезів**

Використання в клінічній практиці лікарів-ортопедів все більше високоестетичних конструкцій привело до розвитку такого напрямку, як матеріалознавство. Оцінити сучасний стан матеріалів для ортопедичної стоматології досить складно, тому що ця спеціальність не має чітко окреслених меж. Більше того, оцінка досліджень у даній галузі є досить суб'єктивною [71, 72].

Цементні матеріали широко вживаються в стоматології і можуть мати різне клінічне застосування. Вони використовуються як базовий та тимчасовий матеріал для пломбування, а також для фіксації різноманітних незнімних конструкцій. Існують різні типи цементів, розроблені для застосування при ортодонтичному та ендодонтичному лікуванні. Фіксуючі матеріали за терміном дії можуть бути постійними або тимчасовими, залежно від їх фізичних властивостей і запланованої тривалості використання [73, 74].

Тимчасові матеріали відіграють важливу роль у відновлювальній стоматології, оскільки фіксація постійних і провізорних реставрацій на підготовлені опорні зуби має кілька клінічних цілей [75, 76]. До них можна віднести: підтримання естетичних норм пацієнтів, адаптація тканин протезного ложа навколо опорного зуба, здоров'я пародонта та оклюзійна гармонія, захист пульпи (у вітальних зубах), запобігання карієсу та деформації зубного ряду [77, 78]. Порушення цементної фіксації часто є наслідком недостатнього адгезивного зв'язування і може призвести до мікропротікання та пов'язаної з цим зміни кольору конструкції, вторинного карієсу, післяопераційної чутливості [79, 80]. Тимчасові матеріали на основі цинк-оксид евгенолу (ЦОЕ) використовуються для тимчасової фіксації ортопедичних конструкцій, тимчасового пломбування та як прокладки для захисту пульпи в глибоких каріозних порожнинах зубів [81, 82].

Матеріал випускається у вигляді порошку та рідини або двох паст. Порошок містить оксид цинку, може містити невелику кількість наповнювача, наприклад, кремнезему. Для прискорення затвердіння до складу входить

приблизно 1 % солей цинку, наприклад, ацетату або сульфату. Рідина складається з очищеного евгенолу або гвоздикової олії (85 % евгенолу) [83].

У матеріалах, що випускаються у вигляді двох паст, перша паста містить окис цинку та мінеральні олії, а друга паста включає евгенол, смоли, наповнювач, каталізатор та барвник. Між оксидом цинку та евгенолом відбувається хімічна реакція – утворення евгеноляту цинку. Цей матеріал має заспокійливу дію на пульпу зуба та гарну герметичну властивість, що є його перевагами [84, 85]. Недоліками ЦОЕ можна вважати: 1) низьку міцність та зносостійкість; 2) розчинність та руйнування під дією внутрішніх середовищ порожнини рота; 3) незначну протикаріозну дію; 4) погіршення адгезії постійних фіксуєчих матеріалів на полімерній основі та склоіономерних цементів (СІЦ) [86].

Цинк-оксид безевгенольні тимчасові цементи були розроблені як альтернатива ЦОЕ з метою уникнення токсичної дії евгенолу на тканину пульпи та інших побічних реакцій у пацієнтів. Ці цементи базуються на оксиді цинку як основному інгредієнті порошку, а евгенол замінений широким спектром органічних кислот для утворення стоматологічних цементів. Ці безевгенольні цементи мають задовільну герметизацію та утримують тимчасову конструкцію, хоча вони недостатньо міцні для остаточної фіксації [87].

Ряд зарубіжних вчених вважає, що ідеальний цемент для постійної фіксації повинен мати: низьку товщину плівки, тривалий час роботи, легкість у роботі під час фіксації, низьку розчинність, високу міцність на стискання та розрив, адгезію до тканин зуба та до поверхні конструкційного матеріалу, захист від карієсу, біосумісність, прозорість та рентгенконтрастність [88]. Вважається, що фізичні властивості цементів слід обирати, враховуючи поряд з характеристиками техніку обробки, чутливість та результати тривалих клінічних випробувань.

Більшість цементів утворюються за допомогою кислотно-лужної реакції. У ролі рідини можуть бути застосовані фосфорна, поліакрилова кислоти або евгенол. Склад порошоків може являти собою оксид цинку або алюмосилікатне скло. Цементи, до складу яких входять смоли, не утворюються за допомогою кислотно-лужної реакції. Натомість вони використовують BIS-GMA або уретанові диметакрилатні смоли [18, 89].

Розповсюдженими матеріалами для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів є цинк-фосфатні, полікарбоксилатні та традиційні склоіономерні цементи [90, 91].

Цинк-фосфатний матеріал складається з комбінації порошку оксиду цинку та фосфорної кислоти і є одним із найдавніших цементів, що широко використовувалися. Цей матеріал вважається стандартом, за яким оцінюються інші стоматологічні цементи [92]. До переваг цинк-фосфатного матеріалу відносять його високу міцність на стискання та товщину цементної плівки

(менше 25 мкм) [93]. Ці характеристики роблять його популярним в практиці лікаря-ортопеда, і його рекомендують для фіксації мостоподібних протезів з довгою проміжною частиною завдяки його жорсткості [94]. Проте до недоліків цинк-фосфатного матеріалу відносять наявність низького початкового рівня рН, який може призвести до підвищеної чутливості під час цементування, відсутність хімічного зв'язку з твердими тканинами зуба та відсутність протикаріозної дії [95].

Наступні представники постійних цементів належать до полікарбоксилатної групи. Один з них – полікарбоксилат цинку. Це матеріал, який відзначається адгезією до емалі зуба. Він формується при змішуванні порошку оксиду цинку з поліакриловою кислотою. Перевагами полікарбоксилату цинку є його неподразнююча дія на пульпу та здатність зв'язуватися з тканинами зуба. Однак він має і свої недоліки. Наприклад, цей матеріал має обмежений робочий час, а також вимагає кондиціонування поверхні зуба перед фіксацією незнімних конструкцій (кислотне травлення) [96, 97]. Хоча до складу порошку входить приблизно 4 % фтористого фтору, він, на жаль, не має значної протикаріозної дії. За джерелами літератури, кількість фтору, який виділяється цим цементом, становить лише 10–15 % порівняно зі склоіономерними цементами. Крім того, полікарбоксилат цинку має тенденцію до передчасного розцементування через кілька років через втрату пластичності. Тому цей цемент рекомендується для використання з поодинокими коронками та мостоподібними протезами з невеликою проміжною частиною, а також при наявності підвищеної чутливості зубів [98].

Цементи на основі смоли стали популярним вибором для фіксації незнімних зубних конструкцій. Перші ці цементи мали високу полімеризаційну усадку через низький вміст наповнювача та високий залишковий вміст аміну, що призводило до погіршення кольору після полімеризації. Сучасні смоляні цементи покращили свої властивості завдяки підвищеному вмісту наповнювача та зниженню рівня залишкового аміну [99, 100]. Ці цементи складаються з уретанової диметакрилатної смоли, яка може містити від 30 до 80 % частинок наповнювача. Вони відрізняються високою міцністю на стискання і низькою розчинністю. Однак до їх недоліків відносять високу товщину плівки та можливий подразнюючий вплив на пульпу. Проблеми з товщиною плівки були зменшені завдяки використанню менших частинок наповнювача та мономерів розріджувача [101]. Смоляні цементи можуть полімеризуватися трьома різними способами: активуванням ультрафіолетовим променем, хімічною реакцією та подвійною активацією (світловою та хімічною). Фотополімерні цементи найкраще підходять для конструкцій, які пропускають світло, наприклад, керамічні вініри або реставрації завтовшки менше 1,5 мм. Смоли, які полімеризуються хімічно, можна використовувати для цементування металокерамічних конструкцій

[102]. Смоляні цементи мають здатність хімічно зв'язуватися зі структурою зубів та металами, що пов'язано з адгезією мономерів в цих матеріалах, що містять MDP, НЕМА та 4-МЕТА. Важливо легке твердіння цементів подвійної полімеризації, оскільки лише частина їх полімеризації відбувається хімічно [103, 104]. Тимчасовий цемент на основі евгенолу може негативно впливати на адгезію смоляних цементів. Смоляні цементи підходять для фіксації керамічних, металокерамічних та композитних конструкцій. Деякими з представників смоляних цементів є PANA VIA (Kuraray Co., Ltd.), Калібра (Dentsply/ Caulk) та Variolink (Ivoclar Vivadent, Inc.) [105, 106].

Групу склоіономерних цементів можна розглядати як гібрид силікатних і полікарбоксилатних цементів, оскільки порошок алюмофторосилікатного скла поєднується з рідиною поліакрилової кислоти. Вміст фтору в порошок зазвичай становить 10–23 % (наприклад, Fuji I (GC Corp.), Ketac-Bond (3M ESPE AG)). Ці цементи мають численні переваги, такі як утворення хімічного зв'язку зі структурою зуба, протикаріозний ефект, висока міцність на стискання, низька розчинність та подібний до структури тканин зуба коефіцієнт теплової енергії розширення. Вони ідеально підходять для загального протезування, оскільки вивільнення фтору може бути корисним деяким пацієнтам [107, 108]. Серед позитивних властивостей склоіономерних цементів варто відзначити біосумісність, відсутність подразнюючої дії на пульпу опорних зубів, хорошу хімічну адгезію як до природних тканин зуба, так і до металів незнімних конструкцій, а також пролонговане виділення фтору [17, 109]. Проте слід уникати використання склоіономерного цементу при наявності у зубів підвищеної чутливості [18, 110].

Самотвердіючі гібридні цементи, які відомі як модифіковані смолою цементи, являють нову формулу, яка містить частинки наповнювача смоли разом із склоіономерним цементом [111]. Ці гібридні цементи мають підвищену міцність на розрив і меншу крихкість порівняно зі склоіономерними цементами. Деякими представниками цих цементів є Principle (Caulk) і Fuji CEM (GC Corp.). Гібридні цементи виділяють таку ж кількість фтору, є менш розчинними та менш чутливими при контакті з вологою під час фіксації [112, 113]. Проте не рекомендується фіксувати деякі керамічні реставрації (зокрема, пресовану кераміку) гібридними цементами через можливість виникнення переломів конструкцій після їх фіксації. Вважається, що ці цементи зазнають гідролітичного розширення після сорбції води, що може призвести до розповсюдження тріщин у незнімній конструкції [114, 115].

Для запобігання виникненню підвищеної чутливості після фіксації рекомендовано нанести десенсибілізатор на основі смоли, щоб зменшити вірогідність виникнення чутливості після фіксації при використанні цинк-фосфатного або склоіономерного цементів [17, 116].

Проте, на жаль, є і такі недоліки: повільне затвердіння, сприйнятливість до поглинання вологи на ранніх стадіях. Це дозволило впровадити у клінічну практику стоматологів-ортопедів такі стоматологічні матеріали, як полімерно-модифіковані та компомерні цементи [117].

Перевагами цих матеріалів порівняно з традиційними є менша сприйнятливість до впливу вологи, більш низька розчинність, велика механічна міцність, кероване затвердіння [19, 118, 119]. Позитивними якостями композитних цементів для фіксації є високі показники адгезії, міцності, що витримує значні навантаження оклюзії, практично нульова розчинність у ротовій рідині, гарні естетичні властивості. Однак є і недоліки: полімеризаційна усадка, відсутність виділення фтору, ризик виникнення післяопераційної чутливості [120]. Згідно з даними закордонних літературних джерел, можна сказати, що композитні цементи є перспективним поколінням фіксуючих матеріалів. Слід відмітити, що ці матеріали мають цілу низку специфічних властивостей, які вигідно відрізняють їх від фіксуючих матеріалів інших типів [121] і визначають широкі можливості для їхнього використання в сучасній ортопедичній стоматології [122]. Однак досвід застосування цих цементів в практиці лікарів-стоматологів становить не більше 10 років, що обумовлює необхідність подальших досліджень в даній галузі, а також нових розробок в цьому напрямку [123, 124].

На нашу думку, слід вважати, що саме СІЦ є кращим вибором для клінічного використання, оскільки вони мають унікальні властивості виділяти фтор при з'єднанні з твердими тканинами зубів, гарну резистентність до розчинення, підвищену міцність [125]. Крім того, на СІЦ сприятливо впливає присутність рідини в канальцях дентину, тому їх рекомендують використовувати для фіксації незнімних конструкцій на опорні вітальні зуби [17]. За даними авторів, волога забезпечує утворення гідратованої гелієвої фази під час затвердіння, викликає невелике збільшення обсягу склоіономерної маси (гігроскопічне розширення), яке в поєднанні з хімічними процесами зв'язування створює оптимальні умови для адгезії цементів до дентину [126].

Склоіономерні цементи здатні утворювати прямий хімічний зв'язок з твердими тканинами зуба. Вони мають гарну крайову герметизацію, при цьому значно збільшують мікротвердість у поверхневому і підповерхневому шарах дентину та емалі. Вважається, що представники цієї групи матеріалів інгібують розмноження і адгезію бактерій порожнини рота, які спричиняють карієс [127]. Зважаючи на викладене вище у нашому дослідженні ми використовували саме групу склоіономерних цементів для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій [128].

Крім того, причинами невдалого протезування незнімними конструкціями можуть бути: порушення правил фіксації незнімних конструкцій,

наявність надмірної конвергенції поверхонь відпрепарованих опорних зубів, невеликі розміри анатомічної коронки природних зубів, нещільне охоплення шийки зуба штучною коронкою, порушення правил приготування цементу, деградація органічних і неорганічних частин з втратою зуба, неправильний вибір самого фіксуючого цементу [129].

Вітчизняні та зарубіжні науковці у своїх роботах наголошують на дотриманні всіх вимог під час фіксації незнімних зубних протезів, тому що невдалі результати протезування конструкціями в перші три роки користування становлять до 26 % випадків [130].

Оскільки основна ціль фіксуючого матеріалу – заповнити порожнечу на межі незнімної конструкції та зуба і механічно зафіксувати її на місці, щоб запобігти зміщенню під час виконання всіх функцій, у літературі все ще стверджується, що ідеального цементу поки що не існує, тому для комплексного лікування пацієнта не завжди так просто обрати найкращий матеріал.

### **1.3. Клінічні аспекти застосування склоіономерних цементів для постійної фіксації незнімних конструкцій**

Стоматологічний фіксуючий матеріал допомагає утримувати та забезпечувати стабільність конструкцій на відпрепарованій поверхні зуба. В стоматології клініцисти використовують широкий спектр фіксуючих матеріалів для цементування незнімних конструкцій. Кожен фіксуючий матеріал має унікальні властивості та клінічне значення. Вважається, що ідеальний цемент повинен бути біосумісним, нерозчинним, стійким до термічних і хімічних впливів, антибактеріальним, естетичним, простим і зручним у використанні. Він повинен мати високі властивості міцності при розтягуванні, зсуві та стисканні, щоб протистояти напруженню на межі штучної конструкції та зуба, а також достатній час роботи та затвердіння [16]. Для досягнення найкращого клінічного результату клініцисти повинні оновлювати свої знання і добре розуміти фіксуючі матеріали, щоб вони могли прийняти раціональне клінічне рішення щодо вибору матеріалу і отримати уявлення про розвиток фіксуючих цементів [131].

Властивості фіксуючих цементів мають співвідноситися з їх клінічним застосуванням. Вони повинні: 1) бути пластичними, щоб після підготовки їх можна було ввести в порожнину зуба або канал кореня; 2) бути нетоксичними; 3) бути нерозчинними у воді та ротовій рідині; 4) мати теплове розширення приблизно таке, як у твердих тканин зуба; 5) мати хорошу міцність на стискання, розтяг і вигин [132].

На сьогоднішній день отримано наступні види стоматологічних матеріалів на основі поліелектролітів:

- полікарбоксилат цинку (ZPC) цементи;
- іономерні цементи (ІЦ).

СЦ утворюються в результаті кислотно-лужної реакції між водним розчином (приблизно 50 %) полікислоти, що діє як донор протонів, і тонко-подрібненим фторалюмосилікатним склом (20–50 мкм), що діє як акцептор протонів [133]. Поліакрилова кислота або сополімери акрилової, ітаконової або малеїнової кислот є найбільш поширеними полікислотами, які використовуються для замішування склоіономерних цементів. До розчину кислоти також додають невелику кількість винної кислоти, яка використовується як агент контролю реакції [134].

На сьогодні матеріалознавство має найбільш динамічний розвиток серед напрямків стоматології. Завдяки постійному вдосконаленню цієї галузі на ринок щороку надходять інноваційні продукти, які можуть широко використовуватися в клінічній практиці [135]. Співвідношення порошкови-рідина та склад склофази сильно впливають на кінетику реакції приготування та властивості склоіономерних цементів. Найбільш широко використовуваним як акцептор протонів є фторалюмосилікатне скло, що містить кремнезем (25–35 %  $\text{SiO}_2$ ), оксид алюмінію (14–20 %  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), фторид кальцію (13–35 %  $\text{CaF}_2$ ), фторид натрію (4–6 %  $\text{NaF}_3$ ), фторид алюмінію (4–6 %  $\text{AlF}_3$ ), фосфат алюмінію (10–25 %  $\text{AlPO}_4$ ) та кріоліт (5–20 %  $\text{Na}_3\text{AlF}_6$ ) [136]. Фторид, присутній у цьому типі скла, відіграє важливу роль у каріостатичних властивостях зубних цементів, допомагає отримати прозорі цементи. Фтор також відповідає за руйнування скляної сітки і в той же час за підвищення сприйнятливості скла до кислотної деструкції. На міцність і реакційну здатність скла, час роботи і схоплювання, а також на оптичну прозорість впливають зміни складу скла. Крім того, було досліджено вплив умов навколишнього середовища на твердість і модуль пружності іономерних склоцементів.

Результати показали, що механічні властивості СЦ є типовими для реставраційних матеріалів і залежать від умов зберігання. Тому середовище порожнини рота дуже важливе для клінічного відбору СЦ. Для покращання різних властивостей даних матеріалів дослідження були спрямовані на модифікацію склоіономерного цементу шляхом введення наночастинок апатиту [137] або включення різних типів наноіономерів [138]. Введення наногідрокси- і фторапатиту у комерційний порошок склоіономерів призвело до поліпшення біологічних і механічних властивостей (міцність на стискання, діаметральний розрив, твердість та двовісна міцність на вигин) нових розумних цементів порівняно з комерційними СЦ [139]. Ці стоматологічні цементи демонструють низьку екзотермічну реакцію і мають приємний зовнішній вигляд, гарне крайове прилягання та дуже гарні біологічні властивості завдяки тривалому вивільненню іонів фтору, які накопичуються в сусідніх ділянках емалі та дентину, знижуючи ризик вторинного карієсу та побічних ефектів [140].

Як свідчать джерела літератури, з часом спостерігається велика кількість ускладнень при лікуванні незнімними конструкціями, які можуть виникати внаслідок неправильно обраної тактики лікування, неадекватно глибокого препарування з надмірним оголенням дентину, неправильно вибраних матеріалів і технології виготовлення згідно з клінічною ситуацією, недотримання протоколу фіксації [141]. У роботі науковців говориться про процентне співвідношення – приблизно 20–40 % пацієнтів, які задоволені своїми незнімними конструкціями. Це дає можливість підвищити термін клінічного використання зубних протезів [142, 143].

Таким чином, естетична ортопедична стоматологія переживає безперервну зміну, що пов'язані з клінічним застосуванням та розробками нових матеріалів. У сучасній стоматології застосовуються найрізноманітніші види матеріалів, що відрізняються один від одного за складом і фізичними властивостями. Тому для лікарів-стоматологів може бути складно зробити вибір матеріалів для фіксації в такій багатій альтернативними продуктами галузі.

Оскільки кожен вид цементу має різні фізичні, механічні та біологічні особливості, що впливають з його власної хімічної структури, вважається, що одного типу цементу недостатньо для щоденного клінічного застосування, тому для досягнення клінічного успіху кожен лікар-стоматолог повинен бути ознайомлений з перевагами та недоліками кожного типу цементу та вміти застосовувати його у своїй роботі.

## РОЗДІЛ 2

### ЛАБОРАТОРНІ ДОКЛІНІЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ВІТЧИЗНЯНОГО СІЦ ДЛЯ ПОСТІЙНОЇ ФІКСАЦІЇ НЕЗНІМНИХ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ (МЕТОДИКИ ТА РЕЗУЛЬТАТИ)

#### 2.1. Концептуальна модель програми дослідження

Наше дослідження включало наступні етапи: 1) аналіз причин, характеру і частоти ускладнень при використанні незнімних зубних протезів, а також розвиток зуботехнічних матеріалів для фіксації та еволюцію СІЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій; 2) експериментально-лабораторне дослідження фізико-механічних та клініко-технологічних властивостей постійних СІЦ для фіксації незнімних ортопедичних конструкцій; 3) розробку рецептури вітчизняного склоіономерного цементу на основі полікарбонатової та 2,3-дигідроксибутадіонової кислот для постійної фіксації незнімних конструкцій; 4) дослідження хронічної токсичності СІЦ на основі ПКВК на статевозрілих лабораторних щурах для визначення її впливу на тканини пародонту та тверді тканини зубів; 5) обґрунтування застосування СІЦ на основі ПКВК для постійної фіксації шляхом проведення ортопедичного лікування пацієнтів з дефектами зубних рядів та твердих тканин зубів незнімними протезами.

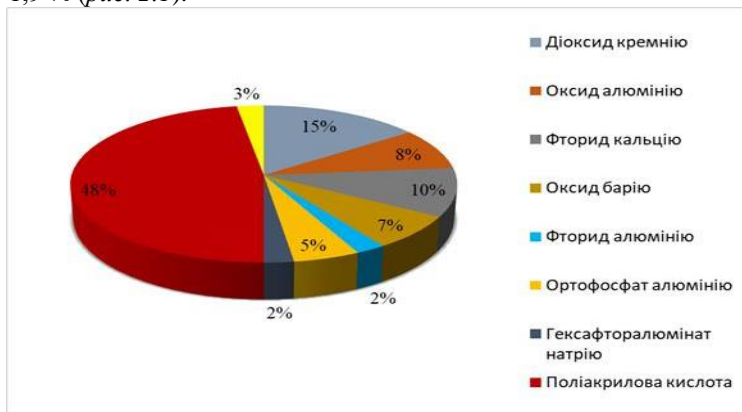
Ці етапи дозволили нам зробити висновки щодо ефективності та безпеки застосування СІЦ для фіксації незнімних конструкцій у стоматологічній практиці.

Розглядаючи історію стоматологічних цементів, можна сказати, що початок їй покладено створенням першого фосфатного цементу, порошок якого містив оксид кальцію, а рідина – фосфорну кислоту. Щоб підвищити міцність цементу до нього додавали скляний порошок або кремнієву кислоту. Склоіономерний цемент одержували на основі силікатного та цинкового полікарбоксилатного цементів. Згодом, згідно з даними у літературі, СІЦ були отримані шляхом заміни оксиду цинку на скло, що реагує з іонами. Таким чином, вивчення особливостей хімічного складу стоматологічних матеріалів дозволило розробити міцніший, менш розчинний і більш прозорий матеріал, хімічний зв'язок якого з тканинами зуба забезпечується шляхом приєднання іонів кальцію до карбоксильних радикалів, присутніх в емалі, дентині та цементі.

#### 2.2. Розробка рецептури вітчизняного склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій зубних протезів

Упродовж останніх років матеріалознавство в ортопедичній стоматології дедалі набуває все більшого розвитку, і на ринку з'являються різноманітні матеріали для фіксації незнімних конструкцій. Найбільше запропоновано вдосконалення та модифікація СІЦ.

Основною метою нашої роботи стала розробка вітчизняного склоіономерного матеріалу для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій. Рецепт «СІЦ на основі ПКВК» мала наступні складові. Порошок: діоксид кремнію –  $15,0 \pm 0,9$ , оксид алюмінію –  $8,5 \pm 3,3$ , фторид кальцію –  $10,0 \pm 0,8$ , оксид барію –  $7,0 \pm 0,7$ , фторид алюмінію –  $2,25 \pm 0,4$ , ортофосфат алюмінію –  $5,0 \pm 0,8$ , гексафторалюмінат натрію –  $2,25 \pm 0,2$ . Розчин: поліакрилова кислота (50 %) –  $47,5 \pm 2,8$  %, винна кислота –  $2,5 \pm 1,9$  % (рис. 2.1).



**Рис. 2.1.** Компоненти складу нового вітчизняного СІЦ для постійної фіксації

Отже, в результаті дослідження особливостей структури матеріалу за індикаторними ознаками найкращим є матеріал рецептури «СІЦ на основі ПКВК» (захищений патентом України на корисну модель № 136119/UA/19 від 12.08.2019 р.).

Нині порошок СІЦ – це дрібно розмелене силікатне скло з великою кількістю кальцію і фтору, проте з невеликою кількістю натрію і фосфатів. Його основними компонентами є діоксид кремнію ( $\text{SiO}_2$ ), який забезпечує прозорість скла, але водночас уповільнює процес твердіння цементу і збільшує його робочий час; оксид алюмінію ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) забезпечує непрозорість матеріалу, підвищує його кислотостійкість, збільшує міцність, скорочує час твердіння і робочий час; фторид кальцію ( $\text{CaF}_2$ ) підвищує властивості проти-каріозної дії цементу, але знижує його прозорість. Крім того, скло містить незначну кількість фторидів натрію та алюмінію, фосфатів кальцію або алюмінію, що підвищує механічну стабільність і міцність матеріалу. Щоб контролювати крайову адгезію матеріалу для фіксації незнімної ортопедичної конструкції ми додали до нашого матеріалу 14 % оксиду барію ( $\text{Ba}_2\text{O}$ ).

Розчин містить близько 5 % оптично активного ізомеру винної кислоти, який збільшує час роботи й сприяє швидкому затвердінню цементу, регулює рН середовища.

Таким чином, беручи до уваги склад компонентів запропонованого склоіономерного матеріалу, а також дотримання всіх необхідних хімічних, токсикологічних та фізико-механічних вимог та зважаючи на виконання етапів фіксації незнімних конструкцій зубних протезів, можна впевнено вважати поставлену задачу виконаною.

### 2.3. Дослідження фізико-механічних властивостей вітчизняного СЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій порівняно із закордонними аналогами

Вивчені фізико-механічні показники стоматологічних склоіономерних цементів: нового вітчизняного на основі суміші полікарбонатової та 2,3-дигідроксибутадієвої (винної) кислоти (АТ «Стома», Україна), СЦ на основі ПКБК, цементу на основі суміші карбонатової та малеїнової кислот (3М ESPE, Німеччина), СЦ на основі КМК та матеріалу на основі гомополімеру акрилової та винної кислот (SDI Limited, Австралія), СЦ на основі АТК.

Дослідження проведені в умовах та з використанням технічних ресурсів акредитованої науково-дослідної лабораторії стоматологічних матеріалів та виробів АТ «Стома» на 120 зразках (по 30 одиниць кожного матеріалу) за методиками, передбаченими міжнародними стандартами ISO, відповідно до яких основні властивості склоіономерних стоматологічних цементів для постійної фіксації включають визначення межі міцності при розтягуванні ( $T$ , МПа) та при згині ( $\sigma$ , МПа), визначення водопоглинання ( $W_v$ , мкг/мм<sup>3</sup>), вільної лінійної усадки ( $L$ , %), розчинності ( $D$ , %) та межі міцності при стисканні ( $C$ , МПа) (табл. 2).

Таблиця 2.1

#### Результати лабораторного вивчення властивостей СЦ для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій

Фізико-механічні властивості СЦ		ISO	Матеріали на основі		
			КМК	АТК	ПКБК
Межа міцності при діаметральному розтягненні ( $T$ , МПа)	$M \pm m$	> 8,1	$9,9 \pm 0,6$	$8,9 \pm 0,3$	$8,8 \pm 0,5$
Міцність при вигині ( $\sigma$ , МПа)	$M \pm m$	> 50	$70,2 \pm 0,7^e$	$55,9 \pm 0,8^a$	$58,3 \pm 0,4^d$
Водопоглинання ( $W_v$ , мкг/мм <sup>3</sup> )	$M \pm m$	$\leq 40$	$36,3 \pm 0,6^e$	$39,7 \pm 0,3^f$	$42,7 \pm 0,4^d$
Вільна лінійна усадка ( $L$ , %)	$M \pm m$	$\leq 1$	$0,33 \pm 0,02^c$	$0,66 \pm 0,09^a$	$0,44 \pm 0,03^b$
Розчинність ( $D$ , %)	$M \pm m$	$\leq 1,5$	$1,23 \pm 0,17$	$1,32 \pm 0,14$	$1,30 \pm 0,16$
Міцність при стисканні ( $C$ , МПа)	$M \pm m$	> 50	$78,6 \pm 0,5$	$76,0 \pm 0,8$	$76,2 \pm 0,4^b$
<p><i>Примітка:</i> а – достовірні відмінності між матеріалами 2 і 3 на рівні <math>p \leq 0,05</math>;  б – достовірні відмінності між матеріалами 3 і 1 на рівні <math>p \leq 0,05</math>;  с – достовірні відмінності між матеріалами 1 і 2 на рівні <math>p \leq 0,01</math>;  д – достовірні відмінності між матеріалами 3 і 1 на рівні <math>p \leq 0,001</math>;  е – достовірні відмінності між матеріалами 1 і 2 на рівні <math>p \leq 0,001</math>;  ф – достовірні відмінності між матеріалами 2 і 3 на рівні <math>p \leq 0,001</math></p>					

*Методика та результати визначення межі міцності при діаметральному розтягненні.* Вимірювання діаметральної межі міцності ( $T$ , МПа) матеріалів проводили за наступною методикою: брали роз'ємну форму з нержавіючої сталі (попередньо змащену силіконовою рідиною або вазеліном) і виготовляли зразки діаметром  $(4,0 \pm 0,1)$  мм і висотою  $(6,0 \pm 0,1)$  мм. Форму встановлювали на металеву пластину і накривали целюлозною плівкою (ДСТУ 7730-89). Наповнювали цементом з невеликим надлишком і перемішували протягом 60 с згідно з інструкцією, зверху накривали новою плівкою та металевою пластиною. Розташовували і закріплювали у гвинтовому затискачі. Поміщали в термостат, який забезпечував температуру  $(37 \pm 2)$  °C і 100 % вологість, на 60 хв. Готові зразки виймали з форми, край їх зачищали наждачним папером, перевіряли на наявність повітряних раковин або відколів.

Діаметр і довжину кожного зразка вимірювали мікрометром (ДСТУ 6507:2009) з точністю до 0,01 мм. Зразок поміщали на нижню пластину пристрою, яка обжимала його таким чином, що навантаження прикладалося вздовж короткої осі з постійною швидкістю 1 мм/хв до повного руйнування. Реєструвалися значення, при якому він руйнувався.

Діаметральну межу міцності (МПа) визначали за формулою:

$$T = (2F / \pi ld) \times 9,81, \quad (2.1)$$

де  $F$  – навантаження в момент руйнування зразка, кг/с;

$l$  – довжина, мм;

$d$  – діаметр, мм;

$\pi$  – 3,14.

Результати випробувань вносили до спеціального розробленого первинного документа: «Протокол реєстрації результатів визначення показників межі міцності при діаметральному розтягненні склоіономерного цементу для постійної фіксації». Показник  $T$  (МПа) для конкретного матеріалу розраховували як середню арифметичну величину за даними не менш як десяти випробувань.

Так, при встановленні величини межі міцності при діаметральному розтягненні ( $T$ , МПа) за результатами лабораторних випробувань матеріалів СІЦ на основі КМК, СІЦ на основі АТК та СІЦ на основі ПКВК для постійної фіксації незнімних конструкцій було виявлено, що показники всіх обраних нами матеріалів знаходяться в межах  $(8,3 \div 10,5)$  МПа, що відповідає вимогам міжнародних стандартів ISO 4104. Ми спостерігали наступне: межа міцності при розтягуванні цементів СІЦ на основі АТК та СІЦ на основі ПКВК була на 1,0 % та 1,1 % менша за межу міцності СІЦ на основі КМК ( $p > 0,05$ ) (рис. 2.2).



**Рис. 2.2.** Порівняння результатів межі міцності при діаметральному розтягненні СЦ для постійної фіксації

*Метод визначення міцності на вигин склоіономерного цементу.* Щоб провести випробування на міцність при вигині ( $\sigma$ , МПа) була взята форма з нержавіючої сталі і виготовлені зразки розміром  $(25 \pm 2 \times 2 \pm 0,1 \times 2 \pm 0,1)$  мм. Їх розміщували на металевій пластині, поверхні якої змащували силіконовою рідиною або вазеліном, зверху накладали целюлозну плівку, наповнювали отвір форми цементом, замішаним згідно з інструкцією, і накривали зверху іншою целюлозною плівкою та металеву пластину. Затискали форму так, щоб видалити надлишки цементу. Через 3 хв її поміщали в термостат з температурою  $(37 \pm 1)$  °С і вологістю 100 %. Через 15 хв після початку замішування матеріалу затискач знімали, зразок виймали з форми, його край зачищали наждачним папером і вимірювали розміри з точністю до  $\pm 0,01$  мм за допомогою мікрометра (рис. 2.3).



**Рис. 2.3.** Підготовка зразків для вимірювання міцності на вигин

Випробувальні зразки поміщали в дистильовану воду (ДСТУ 6709-72) з температурою  $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$  на 24 год.

Після цього матеріал розташовували на паралельних опорах (стрижні діаметром 2 мм) приладу AUTOGRAPH AGS-J на відстані 20 мм один від одного. Ще один стрижень (діаметром 2 мм) розміщували посередині і паралельно поміж двома іншими. Всі три стрижні разом використовували для додавання зусиль до зразка в трьох точках одночасно (рис. 2.4).



**Рис. 2.4.** Пристрій AUTOGRAPH AGS-J для вимірювання міцності на вигин

Докладали зусилля з постійною швидкістю переміщення 1 мм/хв до моменту руйнування зразка і фіксували результат. Межу міцності на вигин  $\sigma$  (МПа) розраховували за формулою:

$$\sigma = 3Fl / 2bh^2 \times 9,81, \quad (2.2)$$

де  $F$  – навантаження в момент руйнування, кгс;

$l$  – відстань між опорами, мм;

$b$  – ширина, мм;

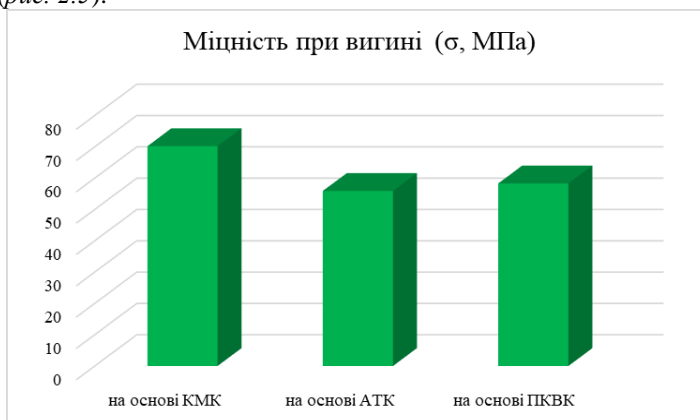
$h$  – висота, мм.

Значення  $\sigma$  для конкретного матеріалу розраховували як середнє арифметичне значення не менше десяти випробувань.

Випробування проведені в однакових метрологічних умовах; дані про умови випробувань та їх результат вносили до «Протоколу реєстрації результатів визначення міцності на вигин склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій». Загальна кількість – 20.

Індекс міцності на вигин ( $\sigma$ , МПа) матеріалів для фіксації незнімних ортопедичних конструкцій, що досліджувалися, коливалася в межах  $(55,1 \div 70,9) \%$ , що відповідає нормам ISO-4049. Встановлено, що міцність на вигин СЦ на основі ПКВК на 11,9 % менша, ніж у матеріалу СЦ

на основі КМК та на 2,4 % більша за матеріал СЦ на основі АТК. Це свідчить про те, що міцність на вигин матеріалу СЦ на основі АТК вірогідно нижча ( $p < 0,001$ ), ніж у СЦ на основі ПКВК та СЦ на основі КМК (рис. 2.5).



**Рис. 2.5.** Порівняння результатів міцності при вигині СЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів

*Методика визначення водопоглинання склоіономерного цементу.* При визначенні водопоглинання ( $W_v$ ,  $\text{мкг/мм}^3$ ) була використана змащена силіконовою рідиною металева форма, яка дозволяла отримувати зразки у вигляді дисків діаметром ( $15,0 \pm 1,0$ ) мм і товщиною ( $1,0 \pm 0,1$ ) мм. На задній стінці форми розміщували лист целюлозної плівки та металеву пластину. Форму заповнювали цементом, змішаним згідно з інструкцією, протягом 60 с. Потім накривали целюлозною плівкою та металевою пластиною, поміщали в затискач і відразу ж переміщували в термостат з температурою ( $37 \pm 2$ ) °С і вологістю 100 % на 60 хв. Готували щонайменше 3 зразки для випробувань. Вимірювали діаметр і товщину в його центральній частині.

Після цього їх поміщали в ексикатор з безводним хлоридом кальцію, який розташовували в сушильній шафі з температурою ( $37 \pm 2$ ) °С. Опісля 24 год їх виймали та витримували протягом 1 год в тому ж ексикаторі при температурі ( $23 \pm 1$ ) °С.

Зразки зважували на вагах спеціального класу точності з похибкою не більше 0,2 мг. Даний цикл повторювали до моменту визначення постійної маси. Отримані проби поміщали в дистильовану воду на 7 діб так, щоб вони не торкалися стінок склянки та один одного (рис. 2.6).

Через 7 днів їх виймали та ретельно висушували, а через 1 хв після вилучення зважували з тією ж точністю. Отриману масу записували як  $m_2$ . Після цього зразки знову доводили до постійної маси в сушильній шафі, як описано вище (рис. 2.7).



**Рис. 2.6.** Підготовка зразків для визначення водопоглинання



**Рис. 2.7.** Проведення випробування на водопоглинання

Результат отриманої постійної маси був записаний як  $m_3$ . Потім виміряли діаметр і товщину зразка в центральній частині за допомогою мікрометра і штангенциркуля та обчислювали його об'єм у  $\text{мм}^3$ . Показник водопоглинання  $W_b$  ( $\text{мкг}/\text{мм}^3$ ) розраховували за формулою:

$$W_b = (m_2 - m_3) / V \times 10^6, \quad (2.3)$$

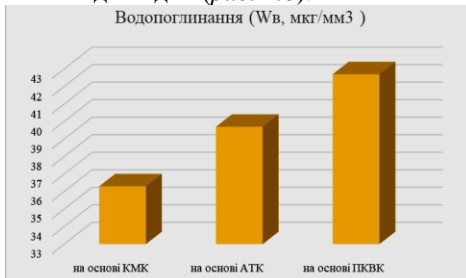
де  $m_2$  – маса після вилучення з води, г;

$m_3$  – маса після висушування, г;

$V$  – об'єм зразка,  $\text{мм}^3$ .

Результати випробувань вносили до «Протоколу реєстрації результатів визначення показника водопоглинання склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій». Показник  $W_b$  для конкретного матеріалу розраховували як середню арифметичну величину за даними не менш як десяти випробувань.

Індекс водопоглинання СЦЦ на основі ПКВК має межу ( $42,7 \pm 0,4$ )  $\text{мкг}/\text{мм}^3$  порівняно з аналогами СЦЦ на основі КМК та АТК – ( $36,3 \pm 0,6$ ) та ( $39,7 \pm 0,3$ )  $\text{мкг}/\text{мм}^3$  відповідно (рис. 2.8).



**Рис. 2.8.** Порівняння результатів водопоглинання СЦЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів

Методика визначення вільної лінійної усадки СІЦ для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій. Експериментальне дослідження вільної лінійної усадки ( $L$ , %) проводили за допомогою металевої форми, змащеної силіконовою рідиною, для отримання проб матеріалу розміром  $(30 \pm 0,1 \times 0,5 \pm 0,1)$  мм. Плівку целюлози та металеву пластину розміщували під формою. Цемент готували згідно з інструкцією, після чого форму заповнювали з надлишком, знову накривали целюлозною плівкою та металевою пластиною, поміщали у гвинтовий затискач та одразу ставили у термостат, що забезпечував температуру  $(37 \pm 2)$  °С та 100 % вологість на 60 хв. Довжину зразка ( $l_0$ ) у формі вимірювали за допомогою штангенциркуля (ДСТУ EN ISO 13385-1:2018) (рис. 2.9).



Рис. 2.9. Зовнішній вигляд штангенциркуля

Отриманий зразок виймали з форми та залишали на поверхні при температурі  $(22 \pm 3)$  °С на  $(24 \pm 1)$  год. Через зазначений проміжок часу знову вимірювали довжину зразка ( $l_1$ ). Для випробувань готували щонайменше 3 зразки. Вільну лінійну усадку  $L$  (%) розраховували за формулою:

$$L = (l_0 - l_1) / l_0 \times 100, \quad (2.4)$$

де  $l_1$  – довжина зразка через 24 год, мм;

$l_0$  – початкова довжина зразка, мм.

Випробування проведені в однакових метрологічних умовах. Дані про умови випробувань та їх результат вносили до «Протоколу реєстрації результатів визначення вільної лінійної усадки склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій». Загальна кількість протоколів – 20.

Величина вільної лінійної усадки ( $L$ , %) СІЦ на основі ПКВК на 0,11 % перевищує СІЦ на основі КМК, але має статистично значиму різницю ( $p < 0,05$ ) з СІЦ на основі АТК (рис. 2.10).

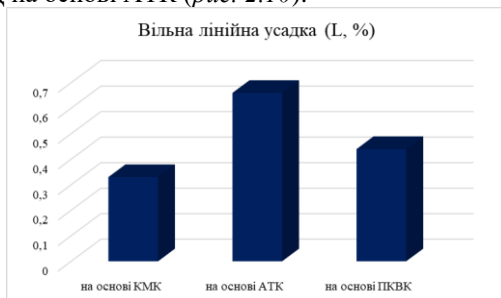


Рис. 2.10. Порівняння результатів вільної лінійної усадки СІЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів

Методика визначення індексу розчинності ( $D$ , %) склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій. Перед проведенням готували по 2 проби для кожного з паралельних випробувань у вигляді дисків діаметром 20 мм і висотою 1,5 мм. На скляну пластину з целюлозною плівкою або алюмінієвою фольгою (ДСТУ 745:2004) поміщали форму з нержавіючої сталі. Наповнювали її цементом з невеликим надлишком, який замішували за інструкцією. Потім в матеріал поміщали шматок дроту з нержавіючої сталі (довжиною 50 мм і діаметром 0,75 мм), попередньо зважений з точністю до 0,001 г. Зверху форму накривали плівкою та скляною пластиною. Потім пластини переміщували в затискач, а згодом в термостат з температурою  $(37 \pm 1)^\circ\text{C}$ . Через 1 год виймали із затискача, а цементний диск і дріт обережно вилучали з форми. Зразки зважували з похибкою не більше  $\pm 0,001$  г ( $m_1$ ).

Згодом обидві проби підвішували в склянці так, щоб вони не торкалися один одної та її стінок, додавали 50 мл дистильованої води, щільно закривали кришкою, ставили в термостат і витримували протягом 24 год при температурі  $(37 \pm 1)^\circ\text{C}$ . Потім диски виймали з води, висушували фільтрувальним папером або безворсовою сухою тканиною і поміщали зразки в ексикатор (ДСТУ 25336) з безводним хлористим кальцієм на 24 год. Потім зважували з похибкою не більше 0,001 г (рис. 2.11). Повторювали процедуру до отримання постійної маси ( $m_2$ ). Розраховували розчинність  $D$  (%) за формулою:

$$D = (m_1 - m_2) / m_1 \times 100, \quad (2.5)$$

де  $m_1$  – наважка зразків, г;

$m_2$  – кінцева наважка зразків, г.

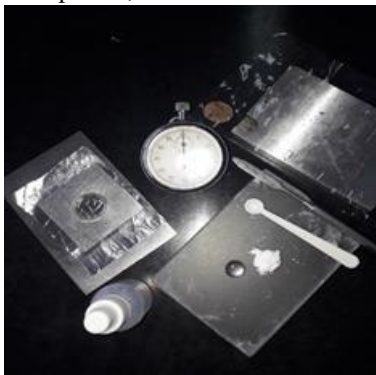
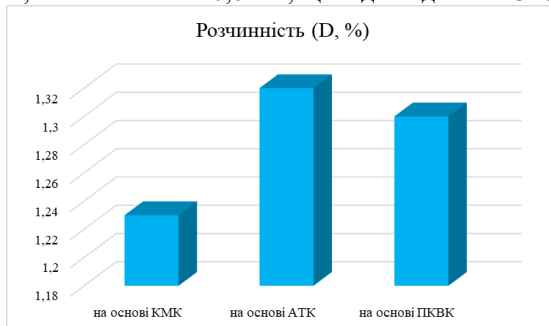


Рис. 2.11. Підготовка до визначення індексу розчинності

Випробування проведені в однакових метрологічних умовах. Дані про умови випробувань та їх результат вносили до «Протоколу реєстрації результатів визначення індексу розчинності склоіономерного цементу для

постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій». Загальна кількість протоколів – 20.

У результаті порівняння розчинності обраних для фіксації цементів встановлено, що СЦ на основі ПКВК на 0,07 % вище за показник СЦ на основі КМК та вірогідно не відрізняється ( $p > 0,05$ ) від матеріалу СЦ на основі АТК, який менше на 0,02 %, що відповідає ISO 3107 (рис. 2.12).



**Рис. 2.12.** Порівняння результатів розчинності СЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів

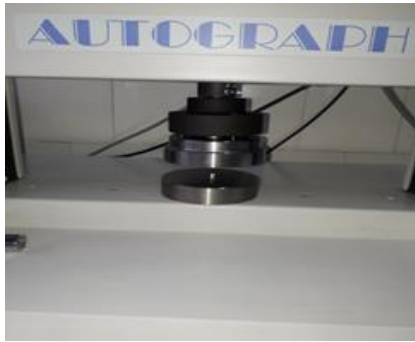
*Метод визначення міцності на стиск (С, МПа) склоіномерного цементу.* Зразки готували у вигляді циліндрів діаметром ( $4,0 \pm 0,1$ ) мм і висотою ( $6,0 \pm 0,1$ ) мм. Цемент перемішували згідно з інструкції, а далі протягом 60 с заливали з невеликим перевищенням в роз'ємну форму з нержавіючої сталі для виготовлення зразків, попередньо змащену силіконовою рідиною. Потім її поміщали у гвинтовий затискач і відразу ж ставили до сушильної шафи при температурі ( $37 \pm 2$ ) °С і 100 % вологості на 60 хв.

Виготовлені зразки виймали з форми, краї зачищали наждачним папером і перевіряли на наявність повітряних кишень або відколів. Далі їх знову витримували в сушильній шафі за температури ( $37 \pm 2$ ) °С і 100 % вологості протягом ( $23 \pm 1$ ) год (рис. 2.13).



**Рис. 2.13.** Підготовка зразків для визначення межі міцності при стисканні

Діаметр кожного зразка вимірювали за допомоги мікрометра (ДСТУ 6507:2009) з точністю до 0,01 мм. Для випробування готували не менше п'яти зразків (рис. 2.14).



**Рис. 2.14.** Мікрометр для проведення випробування на міцність при стисканні

Потім досліджуваний зразок поміщали на нижню плиту компресійного пристрою і прикладали навантаження з незмінною швидкістю 5 мм/хв до моменту руйнування зразка, який фіксували в протоколі. Розрахунок межі міцності при стисненні  $C$  (МПа) здійснювали за формулою:

$$C = P4 / \pi d^2 \times 9,81, \quad (2.6)$$

де  $P$  – навантаження в момент руйнування зразка, кгс;

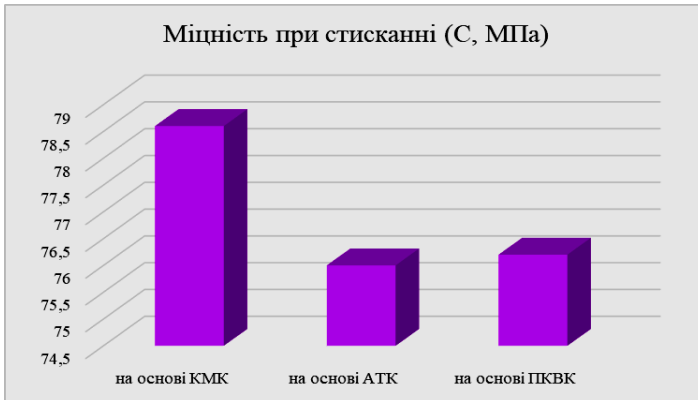
$\pi$  – 3,14;

$d$  – діаметр зразка, мм.

Випробування проведені в однакових метрологічних умовах. Дані про умови випробувань та їх результат вносили до «Протоколу реєстрації результатів визначення міцності при стисканні склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій». Загальна кількість протоколів – 20.

При вимірюванні міцності при стисканні виявлено, що результати несуттєво відрізняються один від одного: СІЦ на основі ПКВК на 2,4 % менше, ніж СІЦ на основі КМК, що має достовірно ( $p < 0,001$ ) значимий результат, але немає достовірної різниці ( $p > 0,05$ ) між запропонованим матеріалом та СІЦ на основі АТК (рис. 2.15).

Дані щодо отриманих в ході експериментальних та лабораторних досліджень, фізико-механічних властивостей СІЦ дозволяють засвідчити, що обрані для порівняння цементу для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій відповідають міжнародним стандартам ISO-9917, ISO-4104, ISO-3107, ISO-4049 та дають можливість рекомендувати їх до застосування в клінічній практиці лікаря-стоматолога-ортопеда на завершальному етапі протезування незнімними ортопедичними конструкціями.



**Рис. 2.15.** Порівняння результатів міцності при стисканні СІЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів

Отже, запропонований нами комплекс лабораторних та експериментальних методів, що включає дослідження діаметральної міцності на розрив, міцності на вигин, водопоглинання, вільної лінійної усадки, розчинності та міцності на стискання матеріалу, дає можливість отримати перелік основних фізико-механічних властивостей СІЦ для рекомендацій щодо застосування в практичній діяльності лікарями.

#### **2.4. Клініко-технологічні властивості СІЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій порівняно з його закордонними аналогами**

На базі акредитованої лабораторії стоматологічних матеріалів АТ «Стома» нами разом з їх співробітниками були проведені експериментальні випробування клініко-технологічних властивостей: зовнішнього вигляду матеріалу, часу змішування цементу, часу його роботи та періоду твердіння, товщини плівки. При вивченні цих параметрів ми спиралися на показники ISO.

Протягом виконання лабораторних досліджень були отримані наступні дані: за оцінкою зовнішнього вигляду СІЦ на основі ПКВК та його аналогів (СІЦ на основі КМК і СІЦ на основі АТК) встановлено, що у порошку відсутні сторонні домішки, а розчин не має осаду та ознак утворення гелю. Встановлення таких критеріїв, як час змішування, робочий час та період затвердіння, показало, що обрані для порівняння склоіономерні матеріали мають показники в межах, рекомендованих міжнародним стандартом ISO 9917.

Клініко-технологічні властивості склоіономерних цементів: зовнішній вигляд компонентів матеріалу, час змішування (с), робочий час (с), час твердіння (с), товщина плівки (мкм) визначали за допомогою 250 зразків матеріалу на базі експериментальної лабораторії АТ «Стома», які рекомендовані ISO та ДСТУ [17]. Були застосовані методики, результати яких представлені в *табл. 2.2.*

Таблиця 2.2

**Результати клініко-технологічних властивостей вітчизняного СІЦ  
для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій  
порівняно з аналогами**

Клініко-технологічні властивості СІЦ		Індикатори якості ISO	Матеріали на основі		
			КМК	АТК	ПКВК
Товщина плівки	мкм	≤ 25,0	10,6 ± 0,5 <sup>a</sup>	13,5 ± 0,3 <sup>b</sup>	18,2 ± 0,7 <sup>c</sup>
Час змішування	с	≤ 30,0	26,7 ± 0,4	28,3 ± 0,7	28,6 ± 0,7 <sup>d</sup>
Робочий час	с	90,0 ≤ 300,0	210,8 ± 3,7 <sup>a</sup>	150,6 ± 7,7	150,5 ± 8,2 <sup>c</sup>
Період твердіння	с	≤ 600,0	420,7 ± 6,3 <sup>a</sup>	480,3 ± 8,7 <sup>b</sup>	420,4 ± 5,4
<i>Примітка:</i> а – достовірні відмінності між матеріалами 1 і 2 на рівні $p \leq 0,001$ ; б – достовірні відмінності між матеріалами 2 і 3 на рівні $p \leq 0,001$ ; с – достовірні відмінності між матеріалами 1 і 3 на рівні $p \leq 0,001$ ; д – достовірні відмінності між матеріалами 3 і 1 на рівні $p \leq 0,05$					

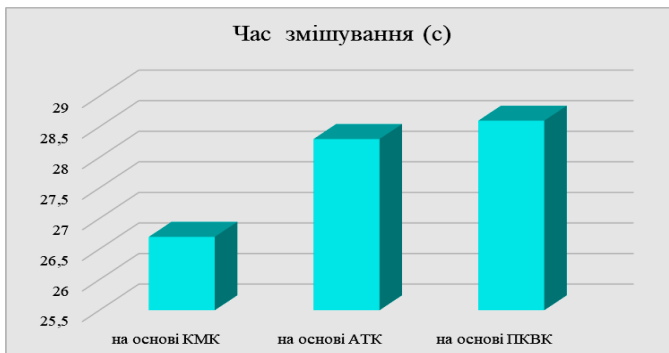
*Зовнішній вигляд порошку і рідини цементу.* Попередній вигляд цементного порошку не виявив жодних сторонніх домішок. При візуальному огляді рідина була без осаду, будь-яких інших включень або ознак утворення гелю.

Випробування проведені в однакових метрологічних умовах. Дані про умови випробувань та їх результат вносили до «Протоколу реєстрації результатів визначення зовнішнього вигляду порошку та рідини склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій». Загальна кількість протоколів – 20.

*Час змішування цементу.* Подрібнений порошок і розчин досліджуваного матеріалу поміщали на скляну пластину. Кількість суміші відміряли за допомогою мірної ложки, потім додавали рідину з пляшки у співвідношенні одна крапля на один мірник. Спочатку додавали приблизно половину порошку до рідини й перемішували шпателем, потім невеликими порціями додавали залишки порошку й доводили матеріал до необхідної консистенції. Замішаний відповідним чином цемент був однорідним і мав глянцеvu поверхню при візуальному огляді. Час перемішування становив 30–40 с.

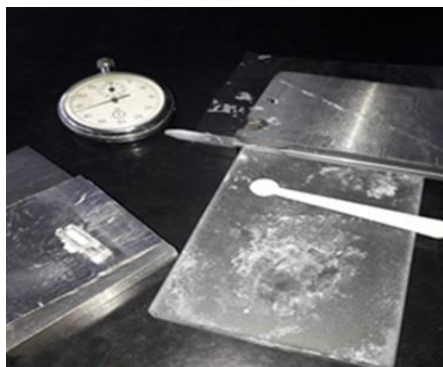
Випробування проведені в однакових метрологічних умовах. Дані про умови випробувань та їх результат вносили до «Протоколу реєстрації результатів визначення часу змішування склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій». Загальна кількість протоколів – 20.

Тривалість процесу замішування (с) всіх матеріалів знаходилася в межах, передбачених відповідними міжнародними стандартами. Ми встановили, що матеріал СІЦ на основі КМК має найменший показник, що на 1,6 % менший за СІЦ на основі АТК та на 1,9 % менший за СІЦ на основі ПКВК, що зазначає достовірну різницю ( $p \leq 0,05$ ) (рис. 2.16).



**Рис. 2.16.** Порівняння результатів часу змішування СЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів

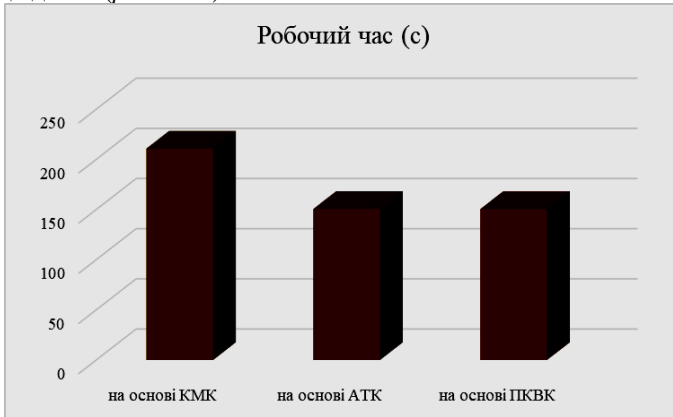
*Робочий час цементу.* Визначення часу роботи цементу проводили наступним чином: на скляну пластинку наносили одну краплю розчину та одну мірну ложку порошку. Вмикали таймер, ретельно перемішували цемент шпателем (згідно з рекомендаціями інструкції по застосуванню) і збирали цемент в центрі скляної пластини. Кожні 10–15 с шпателем відтягували масу цементу. За час роботи приймали період від початку перемішування до моменту, коли маса переставала відриватися від шпателя. Робочий час при температурі 18–25 °С становив не менше 1,5 хв (рис. 2.17).



**Рис. 2.17.** Підготовка до випробування визначення робочого часу цементу

Випробування проведені в однакових метрологічних умовах. Дані про умови випробувань та їх результат вносили до «Протоколу реєстрації результатів визначення робочого часу склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій». Загальна кількість протоколів – 20.

Оскільки матеріал СЦ на основі КМК має найбільший час роботи ( $210,8 \pm 3,7$  с) в лабораторному дослідженні, різниця між ним та матеріалами СЦ на основі ПКВК і СЦ на основі АТК склала 60,3 с, що свідчить про високу вірогідність ( $p \leq 0,001$ ) результату. Однак дані між матеріалами СЦ на основі АТК та СЦ на основі ПКВК не відрізняються ( $p > 0,05$ ) один від одного (рис. 2.18).



**Рис. 2.18.** Порівняння результатів робочого часу СЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів

*Час твердіння цементу.* Для проведення експериментів використовували металеву форму розміром  $10 \times 3 \times 2,5$  мм з отвором для заповнення цементом та металеву пластинку, що була основою для пластинки з цементом; прилад «Віка» [143] з голкою діаметром  $(1,0 \pm 0,1)$  мм, масою рухомої частини  $(400 \pm 10)$  г (рис. 19).



**Рис. 2.19.** Проведення випробувань на визначення часу твердіння цементу

Виготовлену форму з отвором змащували силіконовою рідиною або вазеліном, розміщували на алюмінієвій фользі, а отвір заповнювали до рівня поверхні цементом. Через 1 хв після закінчення процесу форму поміщали в піч при температурі  $(37 \pm 2)$  °C на металевій пластині, закріпленій на приладі «Віка», яку попередньо прогрівали при температурі  $(37 \pm 2)$  °C протягом не менше 30 хв.

Через півтори хвилини після закінчення переміщували голку приладу та опускали її на поверхню досліджуваної маси на 5 с, після чого операцію повторювали кожні 30 с в різних місцях зразка до тих пір, поки голка не переставала залишати відбиток у цементі, який можна було побачити при двократному збільшенні. Між вимірюваннями голку приладу ретельно очищали, якщо це було необхідно. Значення результату приймали як середнє арифметичне з 3 вимірювань. За рекомендаціями ISO, час схоплювання цементу повинен бути не менше 2 і не більше 8 хв.

Випробування проведені в однакових метрологічних умовах. Дані про умови випробувань та їх результат вносили до «Протоколу реєстрації результатів визначення періоду твердіння склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій». Загальна кількість протоколів – 20.

Результат тривалості періоду твердіння матеріалу СЦ на основі АТК становить  $480,3 \pm 8,7$  с, що майже на 1 хв довший за результат матеріалів СЦ на основі ПКВК та СЦ на основі КМК. В обох випадках дані порівняння мають суттєву вірогідність ( $p < 0,001$ ) (рис. 2.20).



**Рис. 2.20.** Порівняння результатів часу остаточного твердіння СЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів

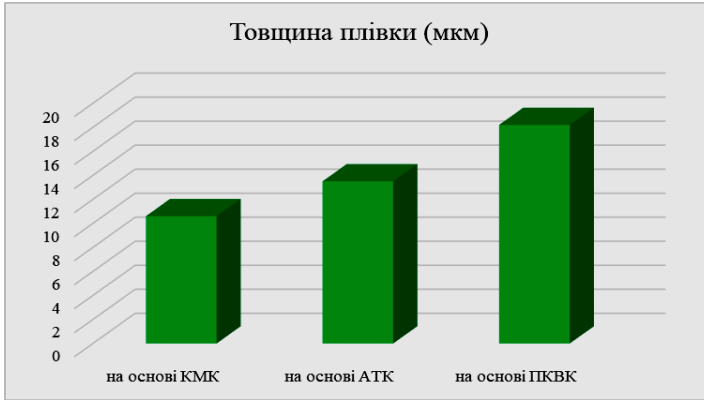
*Визначення товщини плівки.* Вимірювання товщини плівки проводили на двох квадратних пластинах з площею поверхні не менше  $(200 \pm 5)$  мм<sup>2</sup>, з однаковою товщиною не менше 5 мм, навантажувальним пристроєм, що забезпечує зусилля  $(150 \pm 2)$  Н, та мікрометром. З точністю до 1 мкм вимірювали товщину двох скляних пластин, складених разом (індикатор А). На центральну частину однієї з пластинок наносили невелику кількість  $(0,5 \pm 0,05)$  мл цементу, змішаного згідно з рекомендаціями, а іншу пластинку розміщували центральною частиною на матеріалі. Безпосередньо за 10 с до закінчення робочого часу матеріалу до пластин зверху прикладали силу 150 Н (15 кг), через що простір між скляними пластинами заповнювався цементом. Через 10 хв після докладання зусилля вимірювали загальну товщину пластин і цементної плівки (індикатор В). Фіксували різницю в товщині пластин з цементною плівкою і без неї (індикатор В мінус індикатор А). Результатом вважали середнє арифметичне значення 5 вимірювань. Мінімум чотири з п'яти результатів випробувань мали бути нижче 25 мкм (рис. 2.21).



**Рис. 2.21.** Проведення випробування визначення товщини плівки

Випробування проведені в однакових метрологічних умовах. Дані про умови випробувань та їх результат вносили до «Протоколу реєстрації результатів визначення зовнішнього вигляду порошку та рідини склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій». Загальна кількість протоколів – 20.

Значення товщини плівки матеріалу СІЦ на основі ПКВК для постійної фіксації становить  $18,2 \pm 0,7$  мкм, що на 7,6 % більша за дані матеріалу СІЦ на основі КМК та на 4,7 % за СІЦ на основі АТК. Це свідчить про суттєвість різниці ( $p \leq 0,001$ ) між обраними для порівняння СІЦ та відповідає вимогам, зазначеним у міжнародних стандартах ISO (рис. 2.22).



**Рис. 2.22.** Порівняння результатів товщини плівки СЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів

## 2.5. Дослідження міцності адгезії вітчизняного СЦ до природних тканин опорних зубів та конструкційних матеріалів

Питання міцності адгезії стоматологічних цементів для фіксації до природних тканин зуба та ортопедичних конструкційних матеріалів є одним з важливих питань, розв'язання якого сприяє підвищенню ефективності лікування пацієнтів з незнімними ортопедичними конструкціями на етапі фіксації цих зубних протезів.

Дані щодо міцності адгезії, отримані під час лабораторних досліджень матеріалів для постійної фіксації, наведені в *табл. 2.3*.

Таблиця 2.3

### Зведена таблиця визначення міцності адгезії цементів до твердих тканин зуба на розрив та зсув

Фізико-механічні властивості СЦ	ISO, МПа	Матеріал на основі		
		АТК	КМК	ПКВК
Адгезія при розриві, МПа	> 5,0	8,58 ± 0,35	7,89 ± 0,24	8,63 ± 0,29
Адгезія при зсуві, МПа	> 5,0	6,45 ± 0,24	7,37 ± 0,21	7,57 ± 0,29

*Примітка.* Достовірні відмінності на рівні  $p \leq 0,05$

*Методика визначення міцності адгезії з'єднання цементів для фіксації з дентином опорних зубів.* Щоб перевірити міцність адгезії між цементом для фіксації та поверхнею дентину, використовували 20 зубів, заздалегідь виділених за різними показаннями, які поміщали в 0,5 % розчин хлораміну-Т і витримували протягом 2 тиж.

Кожний зуб роз'єднували на дві частини в сагітальній площині за допомогою бормашини зі швидкістю обертання фрези (1 500–3 000 об/хв). Потім половину зуба закріплювали блоком із пластмаси холодної полімеризації таким чином, щоб оголилася поверхня емалі діаметром (4,0 ÷ 1,0) мм.

Препарування емалі зуба проводили до повного оголення дентину з утворенням рівної ділянки. Контроль глибини препарування здійснювали за допомогою йодного тесту: ділянку, що утворилася, обробляли 3 % розчином йоду. Оголений дентин забарвлювався в темно-коричневий колір, а ділянки емалі (у разі недостатнього препарування твердих тканин зуба) у світло-жовтий. На сформовану площу дентину (після його медикаментозної обробки та висушування повітрям) за допомогою досліджуваних цементів фіксували металеві накладки – заготовлені зразки з нікель-хромового сплаву розміром  $5 \times 5$  мм, які попередньо піддавалися піскоструминній обробці кварцовим піском з розміром частинок 50 мкм під тиском повітря 2,5 атм і знежирювалися парою [144].

Досліджувані цементи замішували власноруч при температурі  $24\text{ }^{\circ}\text{C}$  і відносній вологості 60 % відповідно до інструкцій виробника.

Ретельно оглядали межу розділу, щоб переконатися, що матеріал не відклався на поверхні пластмаси при фіксації. На верхній половині пристрою для випробування на зсув був закріплений затискач випробувальної машини РМ 30-1 з діапазоном вимірювань 0–30 кгс (ДСТУ 28840-90) [145] (рис. 2.23).

Досліджуваний матеріал поміщали у верхню частину пристрою. Після цього на циліндричний зразок, який був приклеєний до емалі зуба, накладали другу половину випробувального пристрою і закріплювали в нижньому затискачі вимірювального апарата. Вмикали машину та фіксували значення, при яких відбувалося руйнування шару адгезії. Випробування проводили не менше ніж на 10 зразках. Міцність адгезії сполуки до емалі зуба визначали як межу міцності на зсув циліндричного зразка матеріалу відносно поверхні емалі зуба за формулою:

$$A_{cd} = F_{cd} / S = (F \times 4) / (\pi \times d^2) \times 9,81, \quad (2.7)$$

де  $cd$  – аббревіатура зсуву;

$A_{cd}$  – міцність адгезії, МПа;

$F_{cd}$  – максимальне навантаження, кгс;

$S$  – площа поверхні, що умовно дорівнює площині круга діаметром 3 мм.

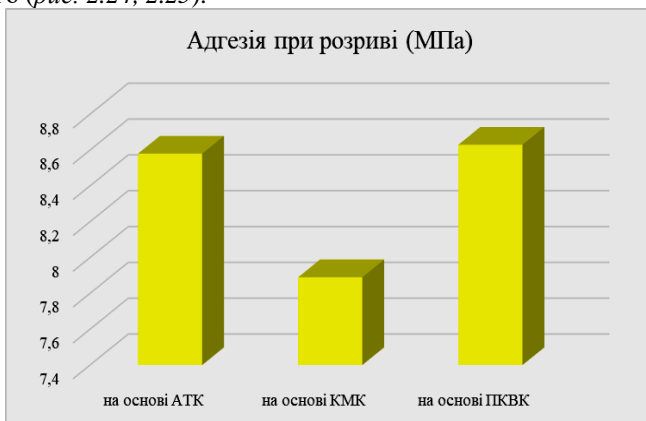
За результат випробування приймали середнє арифметичне десяти випробувань з точністю до 0,1 МПа, якщо різниця між ними не перевищувала 5 %. Випробування проводили в однакових метрологічних умовах, дані та їх результати заносили до «Протоколу реєстрації результатів визначення міцності адгезії скоіномерного цементу до природних тканин опорних зубів». Загальна кількість протоколів – 20.



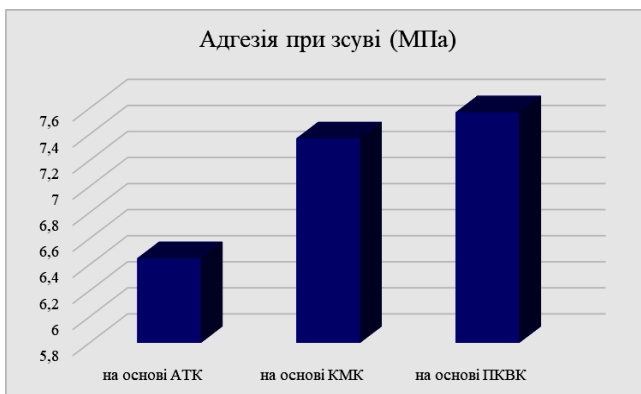
Рис. 2.23. Машина розривна РМ 30-1

Результати адгезії СІЦ до дентину розподілилися наступним чином: показники міцності на розрив знаходяться в діапазоні 7,65 ÷ 8,93 МПа, а на зсув – 6,21÷7,86 МПа. Аналіз показує, що всі результати суттєво не відрізняються і відповідають вимогам міжнародних стандартів ISO 11405. При цьому адгезія до дентину на зсув була значно нижчою, ніж адгезія на розрив.

При визначенні міцності адгезії на зсув досліджуваних нами склоіономерних цементів результат матеріалу СІЦ на основі ПКВК був більший на 1,12 МПа за матеріал СІЦ на основі АТК та на 0,2 МПа за СІЦ на основі КМК. Проте дані між всіма матеріалами не відрізнялися ( $p > 0,05$ ) один від одного (рис. 2.24, 2.25).



**Рис. 2.24.** Показники міцності адгезії СІЦ до розриву порівняно з міжнародними стандартами



**Рис. 2.25.** Показники міцності адгезії СІЦ до зсуву порівняно з міжнародними стандартами

Відповідно до проведеного нами дослідження адгезія цементів для фіксації до тканин дентину зуба залежить від модифікації хімічного складу матеріалу. Під час дослідження склоіономерні цементи показали достатню міцність адгезії до сполуки дентину, що, на нашу думку, в першу чергу пов'язано з їх здатністю окрім механічного зв'язку утворювати хімічний зв'язок з кальцинованою структурою зуба.

*Методика та результати визначення міцності адгезії цементів для фіксації з конструкційними матеріалами.* Для підготовки металеві поверхні досліджуваних зразків було використано два методи:

- 1) піскоструминна обробка;
- 2) створення оксидної плівки шляхом термічної обробки.

Після кожного способу підготовки металеві поверхні міцність зчеплення досліджуваних цементів визначали двома методами шляхом:

- а) розтягування;
- б) зсуву.

У лабораторних випробуваннях на розтягування були виготовлені зразки з нікель-хромового сплаву ( $11 \times 11 \times 15$ ) мм, в яких один кінець мав кріплення для захоплення випробувальною машиною, а протилежний кінець був робочою поверхнею. Експериментальні зразки металу для випробування на зсув мали форму пластин розміром ( $40 \times 10$ ) мм і товщиною 1,5 мм (рис. 2.26).



**Рис. 2.26.** Зразки нікель-хромового сплаву для випробування на зсув

Під час випробування в пластинах з одного боку було вирізано отвір діаметром 0,6 мм для закріплення їх у пазах випробувальної машини. Металеву поверхню обробляли в піскоструминній установці кварцовим піском з розміром частинок 50 мкм під тиском повітря 2,5 атм для створення оксидної плівки. Зразки поміщали в піч Programat-90 з температурним режимом окислення металу (при температурі 980 °С, швидкість підйому

температури – 140 °С). Для кожного з цих матеріалів було виготовлено кондуктор, який запобігав зміщенню закріплених проб один відносно одного до повного затвердіння досліджуваного цементу (рис. 2.27).

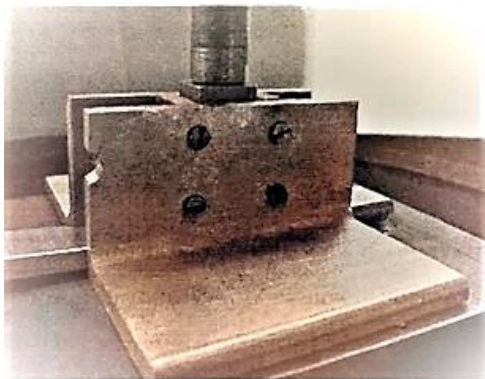


Рис. 2.27. Кондуктор для фіксації зразків

Випробувальні матеріали замішували власноруч при температурі 24 °С та відносній вологості 60 % відповідно до інструкцій виробника. До закінчення робочого часу цемент поміщали між двома металевими пластинами, які потім встановлювали в кондуктор. Навантажувальним пристроєм до них прикладали постійну силу 150 Н у строго вертикальному положенні протягом 10 хв. Після цього зразки поміщали в умови 100 % вологості при температурі  $37 \pm 2$  °С на добу. Через 24 год після початку експерименту їх досліджували на розривній машині зі швидкістю переміщення траверси 1 мм/хв. Величину адгезії визначали за формулою:

$$A = F / S, \quad (2.8)$$

де  $A$  – величина адгезії (МПа);

$F$  – сила, необхідна для руйнування зразків (Н);

$S$  – площа поверхні контакту цементу з металевим зразком (мм).

Характер руйнування цементу визначали після дослідження поверхні зламу під мікроскопом.

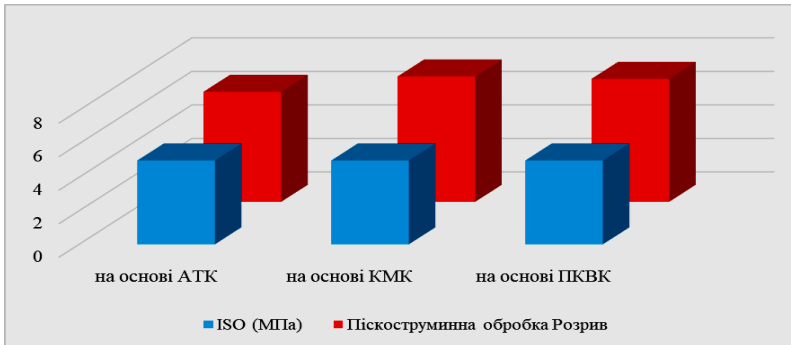
Міцність адгезії СЦ для постійної фіксації до конструкційних матеріалів, які були обрані для лабораторного дослідження, можна показати наступним чином. При попередній піскоструминній обробці каркасів незнімних конструкцій зубних протезів міцність адгезії при розтягуванні була в межах  $6,30 \div 7,81$ . Для матеріалу СЦ на основі ПКВК даний параметр на 0,14 % МПа менший за дані матеріалу СЦ на основі КМК та на 0,77 % більший за дані матеріалу СЦ на основі АТК і має коефіцієнт недостовірної різниці ( $p > 0,05$ ) (табл. 2.4, рис. 2.28).

Таблиця 2.4

### Результати дослідження адгезії цементів на розрив до конструкційних матеріалів при попередній піскоструминній обробці (МПа)

СЦ для постійної фіксації на основі	ISO, МПа	Піскоструминна обробка
		Розрив
АТК	> 5,0	6,56 ± 0,26
КМК	> 5,0	7,47 ± 0,34
ПКВК	> 5,0	7,33 ± 0,38

Примітка. Достовірні відмінності на рівні  $p \leq 0,05$



**Рис. 2.28.** Результати міцності адгезії цементів на розрив до конструкційних матеріалів при попередній піскоструминній обробці порівняно з ISO

Щодо визначення міцності адгезії при зсуві, то матеріал СЦ на основі ПКВК має результат на 0,73 % та 0,88 % більший за дані матеріалів СЦ на основі КМК та на основі АТК, що свідчить про вірогідність значень ( $p < 0,05$ ) (табл. 2.5, рис. 2.29).

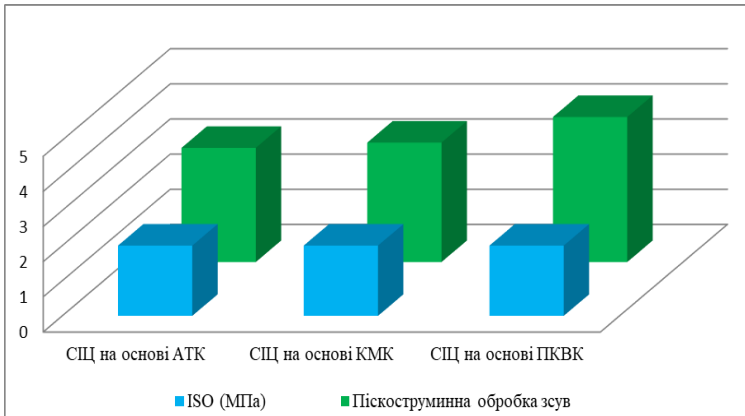
Таблиця 2.5

### Результати дослідження адгезії цементів на зсув до конструкційних матеріалів при попередній піскоструминній обробці (МПа)

СЦ для постійної фіксації на основі	ISO, МПа	Піскоструминна обробка
		Зсув
АТК (1)	> 2	3,25 ± 0,24
КМК (2)	> 2	3,40 ± 0,17 <sup>b</sup>
ПКВК (3)	> 2	4,13 ± 0,20 <sup>a</sup>

Примітка: а – достовірні відмінності між матеріалами 3 і 1 на рівні  $p \leq 0,05$ ;

б – достовірні відмінності між матеріалами 3 і 2 на рівні  $p \leq 0,05$



**Рис. 2.29.** Результати міцності адгезії цементів на зсув до конструкційних матеріалів при піскоструминній обробці порівняно з міжнародними стандартами

Оскільки для раціонального підбору матеріалу, що фіксує залежно від сили адгезії необхідні експериментальні показники з різними групами цементів для фіксації до тканин протезного ложа та конструкційних матеріалів, ми використовували адаптований універсальний метод оцінки адгезії на зсув та розрив як найбільш значущий показник матеріалу для фіксації до різних видів тканин порожнини рота та протезного ложа і конструкційних матеріалів (дентину та емалі зуба, металевих сплавів, пластмаси, керамічних мас, сталі).

## **2.6. Дослідження вітчизняного СПЦ для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів на здатність вивільняти іони фтору**

Для проведення даного лабораторного дослідження було виготовлено 45 зразків з кожного матеріалу ( $n = 15$ ) у формі дисків (діаметром 8,60 мм, товщиною 1,65 мм) з використанням стандартної форми з нержавіючої сталі, двох скляних пластин і прозорої матриці між ними. Випробувані матеріали змішували відповідно до рекомендацій виробника при кімнатній температурі ( $25 \pm 1$  C). Під час застигання в цементи додавали шматочок нейлонової нитки, щоб зафіксувати зразки в досліджуваному середовищі.

Всі зразки були випадковим чином розподілені на 3 підгрупи, що склалися з 5 зразків у кожній. Зразки кожної підгрупи були поміщені в заздалегідь визначені досліджувані середовища: розчин А (буферний розчин), що містив деіонізовану воду, оцтову кислоту, хлорид натрію та циклогексан-діамінотетра кислоту (ЦДТА), використовувався для забезпечення постійної фонові іонної сили, розкладання F, щоб зробити його доступним для визначення, і регулювання рН розчину (підгрупа Ia, IIa, IIIa); розчин В – це демінералізаційна рідина, що складалася з деіонізованої

води, дегідрат хлориду кальцію, одноосновного фосфату натрію, ацетатного буфера, гідроксиду натрію та тимолу, і мала рН 4,3, в якій зразки занурювали на 6 год на добу (Ib, IIb, IIIb); розчин С – це ремінералізаційна рідина, що містила деіонізовану воду, кальцію хлорид дегідрат, натрію фосфат одноосновний, калію хлорид, трис (гідроксиметил) амінометановий буфер (TRIS-буфер), натрію гідроксид і тимол та мала рН 7,0, в якій зразки занурювали на 18 год на добу (Ic, IIc, IIIc).

Розчини 2 і 3 складають систему циклічної зміни рН, яка використовувалася в цьому дослідженні. Розчини для зберігання щодня робили свіжий, як описано вище (після 6 год у демінералізуючому розчині зразки занурювали на 18 год у ремінералізуючий розчин).

Всі зразки підгруп були поміщені в індивідуальні поліпропіленові флакони (18 × 100 мм), що містили по 4 мл відповідного розчину. Потім флакони були накриті лабораторною целолюзною плівкою і поміщені в сушильну шафу при постійній температурі  $37 \pm 0,5$  °C на 1 добу. Наприкінці 24 год їх виймали з ексикатора. Зразки промивали в 1 мл проточної дистильованої води, яку додавали до попередніх 4 мл поживного середовища до об'єму 5 мл. Потім їх знову поміщали в 4 мл свіжого розчину, переміщували в сушильну шафу до наступного зчитування через заданий проміжок часу. Наступні зчитування проводили наприкінці 9-го, 15-го, 21-го та 30-го дня (рис. 2.30).



Рис. 2.30. Цифровий іонний аналізатор ORION 1260

Оцінку іонів фтору, вилуженого в різних розчинах, проводили за допомогою цифрового іонного аналізатора ORION (модель 1260), оснащеного комбінованим фторид-іон-специфічним електродом ORION (96-09).

Після калібрування електроду стандартним розчином фтору з концентрацією 1 і 10 ppm оцінку вивільнення фтору в кожному досліджуваному розчині проводили шляхом відбирання 5 мл аліквоти проби, до якої додавали 0,5 мл розчину для визначення фторидів. Це було зроблено для усунення будь-яких втручань інших іонів, таких як  $Al^{3+}$ ,  $Na^+$ ,  $Sr^+$  тощо. Цей

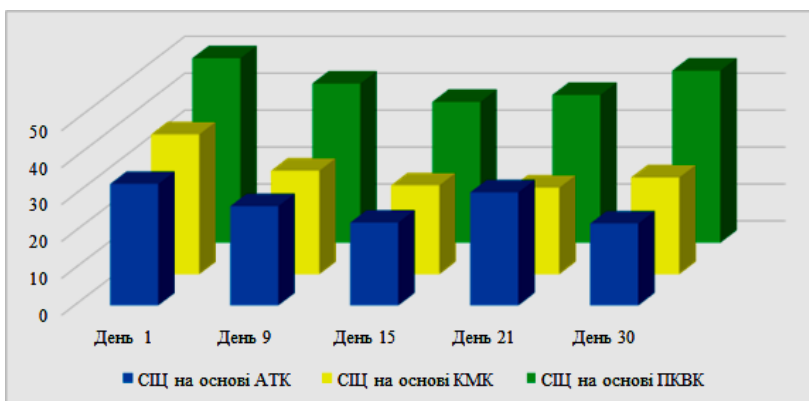
розчин перемішували протягом 60 с, а потім кінчик каліброваного електрода повністю занурювали в розчин.

При порівнянні результатів після перебування зразків у розчині А (буферний розчин) показник вільних іонів F<sup>-</sup> СЦ на основі АТК був менший на 0,87 % за СЦ на основі КМК (p > 0,05), а СЦ на основі ПКВК мав на 17,29 % більший результат, ніж СЦ на основі КМК та на 18,16 % більший, ніж за СЦ на основі АТК, що вказує на достовірність (p < 0,01) (табл. 2.6, рис. 2.31).

Таблиця 2.6

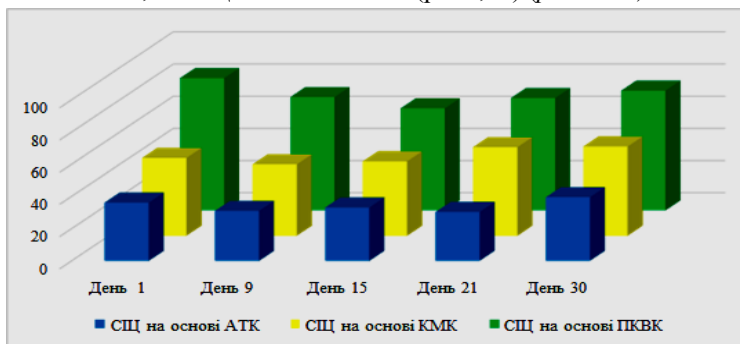
**Виділення іонів фтору зі СЦ (мкг F/см<sup>2</sup>) у різних дослідних середовищах**

День	СЦ АТК (1)			СЦ КМК (2)			СЦ ПКВК (3)		
	Розчин								
	«А»	«В»	«С»	«А»	«В»	«С»	«А»	«В»	«С»
1-й	32,93 ± 1,06 <sup>c</sup>	36,22 ± 1,08 <sup>c</sup>	29,99 ± 1,12 <sup>c</sup>	37,85 ± 2,09 <sup>a</sup>	48,34 ± 4,82	30,84 ± 1,05	49,97 ± 3,22 <sup>d</sup>	82,18 ± 1,76 <sup>d</sup>	38,51 ± 1,34 <sup>d</sup>
9-й	26,89 ± 1,05 <sup>c</sup>	31,09 ± 3,88 <sup>c</sup>	21,25 ± 0,22	28,01 ± 1,20	44,32 ± 4,27	20,61 ± 0,78	43,12 ± 2,63	70,38 ± 1,62 <sup>d</sup>	26,96 ± 3,73
15-й	22,45 ± 0,38 <sup>c</sup>	33,18 ± 0,66 <sup>c</sup>	25,37 ± 0,98	24,05 ± 1,07	46,18 ± 1,48	22,06 ± 0,71	38,16 ± 2,91 <sup>d</sup>	63,45 ± 2,43 <sup>d</sup>	22,64 ± 1,87
21-й	30,65 ± 2,17 <sup>c</sup>	30,43 ± 0,32 <sup>c</sup>	22,46 ± 0,53	23,39 ± 1,27 <sup>a</sup>	54,96 ± 0,53	17,46 ± 0,65 <sup>d</sup>	40,04 ± 2,82 <sup>d</sup>	69,81 ± 1,95 <sup>d</sup>	26,78 ± 1,83
30-й	22,21 ± 0,43 <sup>c</sup>	39,55 ± 1,09 <sup>c</sup>	21,05 ± 0,16	26,19 ± 1,33 <sup>a</sup>	55,43 ± 0,36 <sup>d</sup>	19,56 ± 1,21 <sup>d</sup>	46,62 ± 4,73	74,42 ± 2,84	31,92 ± 1,64
Середнє значення									
	27,02	34,09 <sup>a</sup>	24,02 <sup>b</sup>	27,89	50,88	22,16	45,18 <sup>d</sup>	72,04 <sup>d</sup>	29,36 <sup>d</sup>
<p><i>Примітка:</i> а – достовірні відмінності між матеріалами 2 і 3 на рівні p ≤ 0,05;          б – достовірні відмінності між матеріалами 3 і 1 на рівні p ≤ 0,05;          с – достовірні відмінності між матеріалами 3 і 1 на рівні p ≤ 0,01;          д – достовірні відмінності між матеріалами 2 і 3 на рівні p ≤ 0,01</p>									



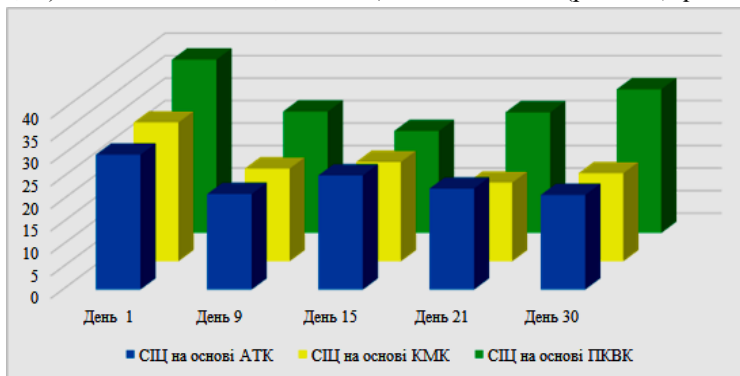
**Рис. 2.31.** Вивільнення іонів фтору зі склоіономерних цементів після перебування їх у розчині «А»

При порівнянні розчин «В» (рН 4,3) СІЦ на основі АТК результат був менший на 16,79 %, ніж СІЦ на основі КМК ( $p > 0,05$ ), а СІЦ на основі ПКВК мав на 37,95 % більший результат, ніж СІЦ на основі АТК та на 21,16 % більший, за СІЦ на основі КМК ( $p < 0,01$ ) (рис. 2.32).



**Рис. 2.32.** Вивільнення іонів фтору зі склоіономерних цементів після перебування їх у розчині «В»

При порівнянні розчин «С» (рН 7,0) СІЦ на основі АТК мав результат на 1,86 % більший показник, ніж СІЦ на основі КМК ( $p < 0,01$ ), а СІЦ на основі ПКВК виділяв вільні іони F<sup>-</sup> на 5,34 % більше СІЦ на онові АТК ( $p < 0,01$ ) та на 7,2 % більше, ніж СІЦ на основі КМК ( $p < 0,01$ ) (рис. 2.33).



**Рис. 2.33.** Вивільнення іонів фтору зі склоіономерних цементів після перебування їх у розчині «С»

Отже, всі матеріали виділяли іони фтору протягом всього експериментального періоду. Максимальне виділення фтору спостерігалось на 1-у добу для всіх матеріалів у всіх досліджуваних середовищах, але найбільший показник був у вітчизняного матеріалу СІЦ на основі ПКВК у розчині «А» 57,97 %, розчині «В» 82,18 % та у розчині «С» 38,51 %. СІЦ на основі

АТК мав середнє значення вільних іонів фтору: 27,02, 34,09 та 24,02 %, що визначає зниження процесу вивільнення іонів фтору з часом. СЦ на основі КМК мав проміжні дані вивільнення іонів фтору.

Всі досліджувані склоіономерні цементи на основі АТК, КМК та ПКВК певною мірою виділяли іони фтору під час і після затвердіння, але здатність до зростаючої тенденції показав СЦ на основі ПКВК.

### 2.7. Статистичні методи обробки отриманих даних

Дані, отримані в ході написання цієї роботи, оброблялися за допомогою параметричних і непараметричних методів. При цьому для роботи з кількісними величинами для аналізу результатів використовувалися традиційні методи параметричної статистики, для обробки якісних ознак, які виражалися переважно у відсотках, застосовувалися непараметричні методи [146, 147].

Використовуючи параметричні методи, визначили основні статистичні характеристики, а саме: середні значення показників та їх середні похибки за формулами: середнє значення відносних величин та їх середня похибка:

$$\bar{P} = \frac{\sum x \times f_1}{n}, \quad (2.9)$$

$$m_p = \sqrt{\frac{P \times q}{n}}, \quad (2.10)$$

де  $P$  – середнє значення відносної величини (частоти);

$n$  – кількість спостережень;

$x$  – значення окремих варіантів;

$f_1$  – частота окремих варіантів;

$m_p$  – середня помилка середньої відносної величини;

$q = 100 - P$ .

Середнє значення абсолютних величин і їх середню помилку одержували наступним чином:

$$\bar{X} = \frac{\sum x \times f_2}{n}, \quad (2.11)$$

$$m_x = \frac{\sigma}{n}, \quad (2.12)$$

де  $X$  – середнє значення абсолютної величини;

$n$  – кількість спостережень (вимірювань);

$x$  – значення варіантів окремих об'єктів дослідження (експериментальних зразків);

$f_2$  – частота окремих варіантів;

$m_x$  – середня помилка середньої арифметичної;

$\sigma$  – середнє квадратичне відхилення.

Ступінь достовірності відмінностей визначали з використанням критерію Стьюдента, за формулами:

$$t = \frac{|\overline{X}_1 - \overline{X}_2|}{\sqrt{m_1^2 + m_2^2}}, \quad (2.12)$$

$$t = \frac{|P_1 - P_2|}{\sqrt{m_1^2 + m_2^2}}, \quad (2.13)$$

де  $t$  – коефіцієнт достовірності відмінностей середніх двох груп;  
 $X_1$  – середнє значення абсолютної величини у першій групі;  
 $X_2$  – середнє значення абсолютної величини у другій групі;  
 $P_1$  – середнє значення частоти в першій групі;  
 $P_2$  – середнє значення частоти у другій групі;  
 $m_1$  – середня помилка середньої арифметичної першої групи;  
 $m_2$  – помилка середньої арифметичної другої групи.

Відмінності вважалися значущими при  $t \geq 2$ , що відповідає високому рівню надійності – 95,0 % та високому рівню вірогідності ( $p < 0,05$ ). Аналіз та обробку статистичних даних досліджень проводили на персональному комп'ютері з використанням пакета прикладних програм Microsoft Office 2010 та ліцензійної програми Statistica 10.0.

Отже, в даному розділі наведено методики експериментальних та лабораторних досліджень з визначення фізико-механічних, клініко-технологічних властивостей запропонованого нами склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій згідно з міжнародними стандартами ISO.

Основні результати досліджень, що представлені у поточному розділі, опубліковані у наукових фахових виданнях та знайшли відображення у тезах доповідей і обговорені на науково-практичних конференціях, семінарах тощо [15, 108, 118, 119, 134].

**РОЗДІЛ 3**  
**ЛАБОРАТОРНО-ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ**  
**НОВОГО ВІТЧИЗНЯНОГО СКЛОІОНОМЕРНОГО ЦЕМЕНТУ**  
**ДЛЯ ПОСТІЙНОЇ ФІКСАЦІЇ НЕЗНІМНИХ КОНСТРУКЦІЙ**

**3.1. Дослідження токсичності СЦ на основі полікарбонОВОЇ та 2,3-дигідроксибутадіонової (винної) кислот**

На базі Державної установи «Інститут патології хребта та суглобів ім. М. І. Ситенка Національної академії медичних наук України» у віварію відділу лабораторної діагностики та імунології спільно з його співробітниками, визначали токсичність склоіономерного цементу на основі полікарбонОВОЇ та 2,3-дигідроксибутадієвої (винної) кислот (СЦ на основі ПКВК). Лабораторні дослідження на лабораторних тваринах виконували відповідно до зазначених положень [148, 149].

В експерименті, що проходив протягом 1 міс, були використані 28 білих лабораторних щурів (обох статей) із середньою масою тіла 200–250 г, віком 6 міс, за якими спостерігали в динаміці. Сліпим методом щурів розділили на 2 групи з однаковою кількістю тварин у кожній ( $n = 14$ ). До першої групи входили умовно здорові щури, які не контактували зі стоматологічним матеріалом – «контрольна» група. Щури другої групи, «експериментальної», мали одноразовий контакт зі склоіономерним цементом у дозі 1,0 мг/кг, що дорівнювало 10 ефективним дозам. Впродовж усього експерименту обидві групи лабораторних щурів утримувалися в однакових умовах та на повноцінному раціоні. Щоденно тварин обстежували задля оцінки їх загального стану: поведінки, наявності апетиту, зміни маси тіла. Ступінь довготривалої токсичної дії вітчизняного СЦ на основі ПКВК на внутрішні органи та системи щурів встановлювали за такими показниками: об'єктивний стан, параметри серцево-судинної та центральної нервової систем, периферична картина крові (кількість еритроцитів, лейкоцитів, гемоглобіну, лейкоцитарна формула). Було визначено біохімічний склад крові за допомогою напівавтоматичного аналізатора «PRIME BioSet» (Тайвань) та фотоелектроколометра КФК-3 (Україна) за загальноприйнятими критеріями: загальний білок, глюкоза, альбуміни, активність аланінамінотрансферази (АЛТ), аспартатамінотрансферази (АСТ), функціональні показники печінки. При завершенні дослідження тварин піддавали евтаназії та визначали масу внутрішніх органів: печінки, нирок, серця, селезінки та надниркових залоз. Вихідні дані були отримані при дослідженні інтактних (контрольна група) лабораторних тварин [150].

*Результати аналізу периферичної крові лабораторних тварин при тривалому контакті з дослідним матеріалом.* Спостереження за загальним станом і поведінкою статевозрілих шурів показали, що стан їх здоров'я був цілком задовільним за умови щоденного застосування розчину зубного цементу протягом одного місяця [151, 152]. Переміщення, споживання їжі та води, зовнішній вигляд та реагування на зовнішні подразники піддослідних шурів не відрізнялися від контрольних [153]. У жодній групі не спостерігали загибелі тварин.

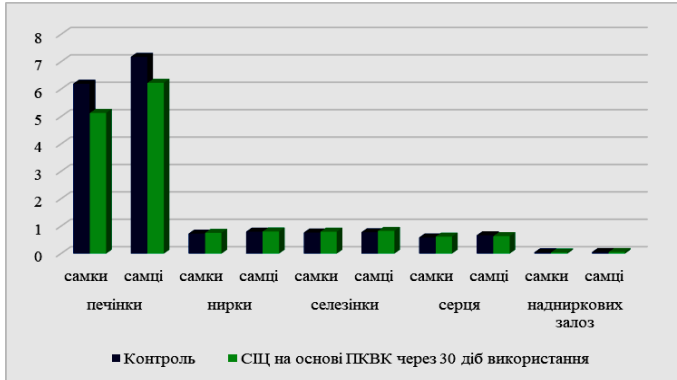
Упродовж всього етапу експерименту суттєвих відхилень у динаміці маси тіла та рівня вагових коефіцієнтів у всіх групах тварин не відмічалось. Середня маса печінки у самок становила ( $5,135 \pm 0,233$ ) г, а у самців ( $6,234 \pm 0,342$ ) г. Маса інших внутрішніх органів: селезінки – у самців ( $0,83 \pm 0,12$ ) г, у самок ( $0,80 \pm 0,16$ ) г, серця – у самців ( $0,64 \pm 0,016$ ) г, у самок ( $0,62 \pm 0,023$ ) г, надниркових залоз – у самців ( $0,061 \pm 0,022$ ) г, у самок ( $0,044 \pm 0,017$ ) г – була в межах належних значень через 30 діб безпосереднього контакту зі стоматологічним СІЦ для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій. Це свідчить про відсутність токсичного впливу СІЦ на основі ПКВК, який досліджували в дозі 1 мг/мл на трофічних процесах. Подальші наші дослідження спрямовані на виявлення можливого негативного впливу стоматологічного СІЦ на склад периферичної крові при тривалому застосуванні (табл. 3.1).

Таблиця 3.1

**Маса тіла шурів та вагові коефіцієнти матеріалу (M ± m; n = 7)**

Показники маси, г	Стать тварин	Група дослідю	
		Контроль	СІЦ на основі ПКВК через 30 діб використання
Печінки	самки	$6,200 \pm 0,176$	$5,135 \pm 0,233^*$
	самці	$7,180 \pm 0,222$	$6,234 \pm 0,342^*$
Нирки	самки	$0,73 \pm 0,01$	$0,76 \pm 0,04$
	самці	$0,80 \pm 0,03$	$0,81 \pm 0,07$
Селезінки	самки	$0,77 \pm 0,07$	$0,80 \pm 0,16$
	самці	$0,78 \pm 0,02$	$0,83 \pm 0,12$
Серця	самки	$0,59 \pm 0,007$	$0,62 \pm 0,023$
	самці	$0,67 \pm 0,009$	$0,64 \pm 0,016$
Надниркових залоз	самки	$0,047 \pm 0,021$	$0,044 \pm 0,017$
	самці	$0,058 \pm 0,018$	$0,061 \pm 0,022$

*Примітка:* \* – відхилення вірогідне щодо інтактного контролю ( $p < 0,05$ )



**Рис. 3.1.** Результати порівняння показників маси внутрішніх органів лабораторних тварин

Для досягнення зазначеної мети в динаміці були вивчені такі основні гематологічні показники, як рівень гемоглобіну, кількість еритроцитів, кількість лейкоцитів та їх лейкоцитарна формула (табл. 3.2).

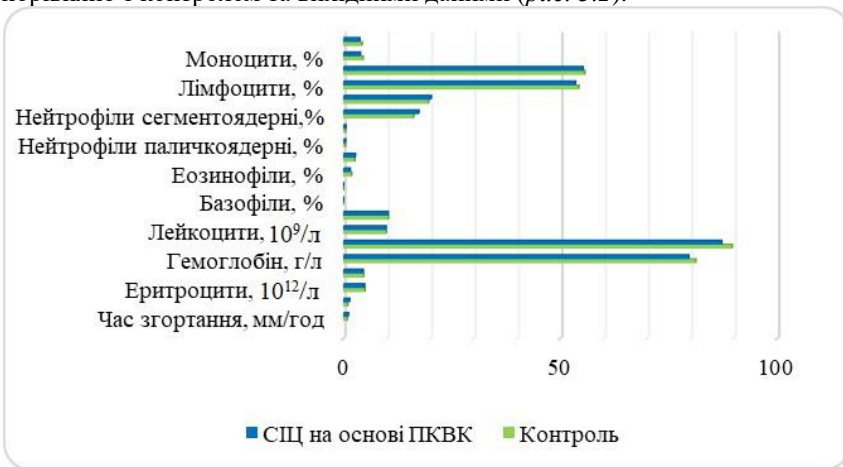
Таблиця 3.2

**Вплив СПЦ для постійної фіксації на показники периферичної крові щурів при тривалому застосуванні ( $M \pm m$ ,  $n = 7$ )**

Показники	Стать тварин	Група дослідю	
		Контроль	СПЦ на основі ПКВК
Час згортання, мм/год	самки	0,85 ± 0,23	1,14 ± 0,36
	самці	0,94 ± 0,35	1,43 ± 0,32
Еритроцити, 10 <sup>12</sup> /л	самки	4,94 ± 0,25	4,86 ± 0,26
	самці	4,61 ± 0,32	4,53 ± 0,19
Гемоглобін, г/л	самки	81,22 ± 2,56	79,62 ± 6,24
	самці	89,64 ± 1,39	87,21 ± 3,05
Лейкоцити, 10 <sup>9</sup> /л	самки	9,83 ± 0,46	9,81 ± 0,68
	самці	10,35 ± 0,69	10,27 ± 0,94
Базофіли, %	самки	0,00 ± 0,00	0,00 ± 0,00
	самці	0,00 ± 0,00	0,00 ± 0,00
Еозинофіли, %	самки	1,86 ± 0,18	1,53 ± 0,28
	самці	2,63 ± 0,57	2,71 ± 0,54
Нейтрофіли паличкоядерні, %	самки	0,43 ± 0,12	0,48 ± 0,18
	самці	0,51 ± 0,16	0,56 ± 0,08
Нейтрофіли сегментоядерні, %	самки	16,21 ± 2,73	17,35 ± 3,61
	самці	19,62 ± 5,23	20,24 ± 6,08
Лімфоцити, %	самки	54,25 ± 1,81	53,48 ± 1,79*
	самці	55,63 ± 1,57	55,24 ± 1,25*
Моноцити, %	самки	4,52 ± 1,28	3,89 ± 1,31
	самці	4,28 ± 1,38	3,73 ± 1,46

Примітка: \* – відхилення вірогідне щодо інтактного контролю ( $p < 0,05$ ).

Встановлено, що в дослідній групі, яка зазнавала впливу на склад периферичної крові стоматологічного матеріалу СЦ на основі ПКВК, не було виявлено відхилень у кількості еритроцитів у самок  $(4,86 \pm 0,26) \times 10^{12}/л$  та у самців  $(4,53 \pm 0,19) \times 10^{12}/л$ , гемоглобіну самок  $(79,62 \pm 6,24) г/л$  та самців  $(87,21 \pm 3,05) г/л$ , лейкоцитів самців  $(10,27 \pm 0,94) \times 10^9/л$  та самок  $(9,81 \pm 0,68) \times 10^9/л$ , показник базофілів у самців та самок  $(0,00 \pm 0,00) \%$ , еозинофілів самців  $(2,71 \pm 0,54) \%$  та самок  $(1,53 \pm 0,28) \%$ . Кількість нейтрофілів паличкоядерних у самців  $(0,56 \pm 0,08) \%$ , у самок  $(0,48 \pm 0,18) \%$ , сегментоядерних у самців складала  $(20,24 \pm 6,08) \%$ , у самок  $(17,35 \pm 3,61) \%$ . Лімфоцити крові у самців  $(55,24 \pm 1,25) \%$  та  $(53,48 \pm 1,79) \%$  у самок, моноцити периферійної крові у самців  $(3,73 \pm 1,46) \%$ , у самок  $(3,89 \pm 1,31) \%$  порівняно з контролем та вихідними даними (рис. 3.2).



**Рис. 3.2.** Показники периферійної крові дослідних тварин при тривалому застосуванні матеріалу СЦ на основі ПКВК порівняно з контрольною групою

Відповідно до отриманих даних довготривале застосування стоматологічного матеріалу СЦ на основі ПКВК для постійної фіксації незнімних конструкцій не зумовлює статистично значущих відхилень у контрольній та експериментальній групах протягом усього періоду спостереження. Зазначене дозволяє стверджувати, що токсичний вплив у стоматологічного матеріалу на склад периферичної крові відсутній.

*Біохімічні показники крові лабораторних тварин при тривалому контакті з дослідним матеріалом.* Функціональний стан печінки щурів, які тривалий час отримували розчин матеріалу, визначали шляхом аналізу показників печінки, які характеризували ферментативну та білково-синтетичну її функції (табл. 3.3).

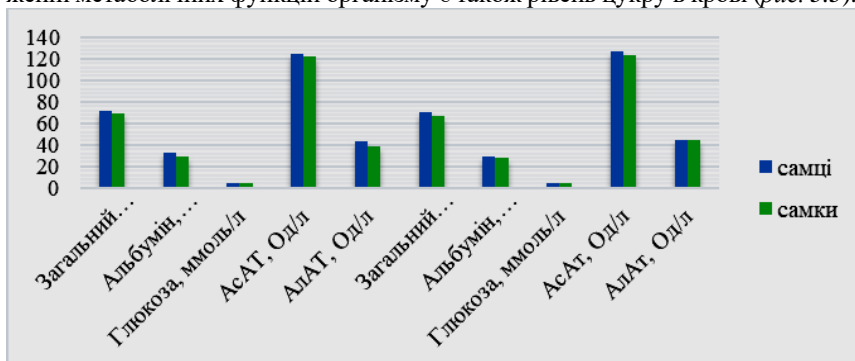
Таблиця 3.3

**Вплив СІЦ для постійної фіксації на біохімічні показники крові щурів при тривалому застосуванні ( $M \pm m, n = 7$ )**

Група досліджу	Показники	Стать	
		самці	самки
Контроль	Загальний білок, г/л	71,39 ± 2,17	69,53 ± 2,93
	Альбумін, ммоль/л	32,87 ± 2,08	29,49 ± 2,74
	Глюкоза, ммоль/л	4,47 ± 1,07	4,35 ± 1,05
	АсАт, Од/л	124,24 ± 7,56	122,21 ± 5,34
	АлАт, Од/л	43,12 ± 2,47	38,27 ± 4,05
СІЦ на основі ПКВК через 30 діб	Загальний білок, г/л	69,79 ± 2,36	67,35 ± 2,47
	Альбумін, ммоль/л	28,56 ± 1,87	28,49 ± 2,36
	Глюкоза, ммоль/л	4,64 ± 2,18	4,51 ± 2,23
	АсАт, Од/л	126,63 ± 8,32	123,59 ± 4,23
	АлАт, Од/л	44,02 ± 2,58	44,19 ± 1,29

*Примітка.* Відхилення вірогідне щодо інтактного контролю ( $p < 0,05$ ).

Стан ферментної функції печінки оцінювали за активністю аланінаміно-трансферази та аспартатамінотрансферази: активність індикаторних ензимів – АлАТ самців – (44,02 ± 2,58) Од/л, тоді як у самок – (44,19 ± 1,29) Од/л. АсАТ самців – (126,63 ± 8,32) Од/л, тоді як у самок – (123,59 ± 4,23) Од/л. Ці показники повністю відповідали існуючим нормам. Важливим у дослідженні метаболічних функцій організму є також рівень цукру в крові (рис. 3.3).



**Рис. 3.3.** Показники стану печінки та глюкози у лабораторних тварин при тривалому застосуванні СІЦ на основі ПКВК

При вивченні цього параметру не було виявлено статистично значущих відмінностей у показниках контрольної та дослідних груп, що свідчить про відсутність негативного впливу на вуглеводний обмін тварин.

Одержані нами результати засвідчили, що стоматологічний СЦ для постійної фіксації в досліджуваній дозі при довготривалому застосуванні у лабораторних щурів не спричиняє вираженого токсичного впливу на ферментосинтетичну функцію печінки та не проявляє цитолітичної дії.

Вплив стоматологічного матеріалу в дозі 1 мг/мл при тривалому застосуванні на дані біохімічного аналізу крові щурів оцінювали наступним чином: ймовірні відмінності у вмісті загального білка самців – (69,79 ± 2,36) ммоль/л, у самок – (67,35 ± 2,47) ммоль/л, на дані альбуміну у самців – (29,64 ± 2,27) ммоль/л, у самок – (28,49 ± 2,36) ммоль/л. Ці дані не відповідають порушенню білково-синтетичної функції печінки, пов'язаному з ураженням її паренхіми.

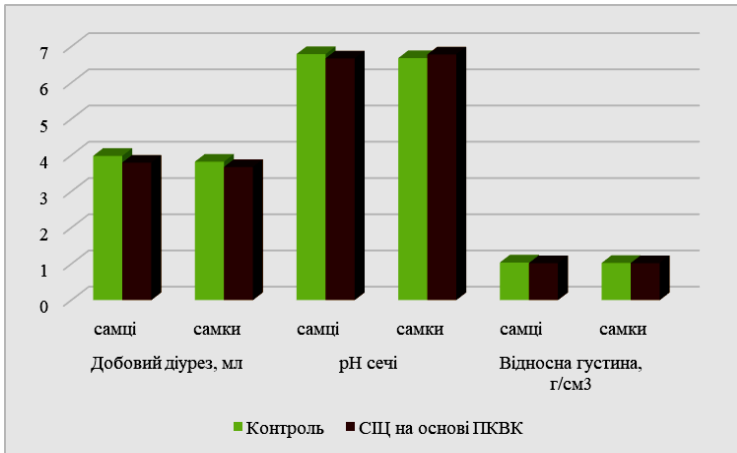
Оцінюючи можливий негативний вплив тривалого застосування СЦ на функціональний стан нирок, використовували схему, яка визначає динаміку рівня діурезу, показники функціонального стану азотвидільної функції нирок (рівень сечовини в сечі та сироватці крові і креатиніну). Вони дають можливість оцінити фільтраційну функцію нирок та реабсорбцію рідини каналцями (табл. 3.4).

Таблиця 3.4

**Вплив на показники функціонального стану нирок у щурів після 30-денного застосування СЦ для постійної фіксації (M ± m, n = 7)**

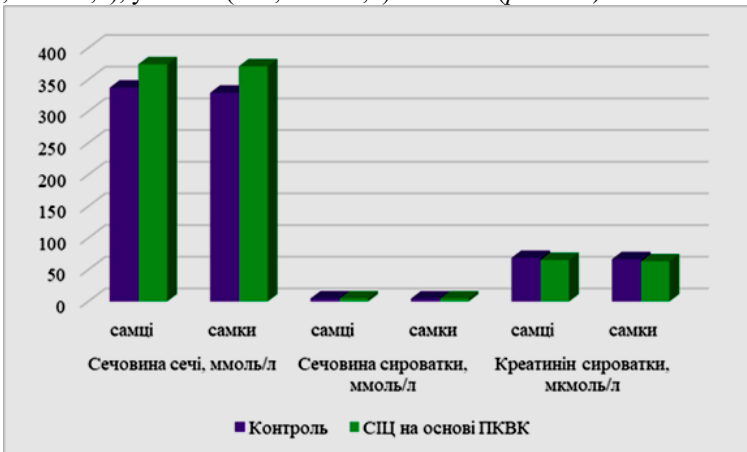
Показники	Стать	Контроль	Вихідні дані	СЦ на основі ПКВК
Добовий діурез, мл	самці	3,98 ± 0,63	4,14 ± 0,39	3,79 ± 0,78
	самки	3,82 ± 0,47	3,79 ± 0,76	3,67 ± 0,29
рН сечі	самці	6,79 ± 0,28	6,81 ± 0,21	6,67 ± 0,52
	самки	6,68 ± 0,32	6,86 ± 0,36	6,78 ± 0,41
Відносна густина, г/см <sup>3</sup>	самці	1,037 ± 0,024	1,017 ± 0,003	1,017 ± 0,018
	самки	1,025 ± 0,012	1,019 ± 0,002	1,019 ± 0,015
Сечовина сечі, ммоль/л	самці	337,4 ± 21,4	342,6 ± 12,3	374,35 ± 20,7
	самки	329,3 ± 19,5	338,4 ± 14,2	371,15 ± 22,3
Сечовина сироватки, ммоль/л	самці	4,71 ± 0,27	4,72 ± 0,26	4,84 ± 0,47
	самки	4,58 ± 0,41	4,66 ± 0,56	4,67 ± 0,42
Креатинін сироватки, мкмоль/л	самці	68,74 ± 4,2	73,24 ± 2,4	65,47 ± 4,6
	самки	66,58 ± 5,3	70,38 ± 3,2	63,38 ± 7,1

З отриманих результатів випливає, що стоматологічний СЦ на основі ПКВК у самців і самок не спричиняв статистично значущих відхилень у досліджуваних показниках. У сечі піддослідних тварин не виявлено цукру, кетонів та білка. Представлені нами результати дослідження засвідчують, що використання склоіономерного цементу не призводило до статистично значущих відхилень рівня креатиніну в сироватці крові самців (65,47 ± 4,6) мкмоль/л, які несуттєво відрізнялися від аналогічного показника у самок (63,38 ± 7,1) мкмоль/л (рис. 3.4).



**Рис. 3.4.** Показники функціонального стану нирок лабораторних тварин

Існує також невелика різниця в рівні сечовини в сироватці крові у самців ( $4,84 \pm 0,47$ ) мкмоль/л, у самок ( $4,67 \pm 0,42$ ) мкмоль/л. Рівень сечовини в сечі суттєво не відрізняється. Так, рівень сечовини у самців ( $374,35 \pm 20,7$ ), у самок ( $371,15 \pm 22,3$ ) ммоль/л (рис. 3.5).



**Рис. 3.5.** Показники функціонального стану нирок лабораторних тварин

Аналізуючи кількісний вміст загального білка та альбуміну в експериментальній групі, статистично значущих відмінностей порівняно з інтактним контролем не виявлено, що свідчить про відсутність токсичного впливу дози СЦ на білоксинтетичну функцію печінки.

Отже, після виконання експериментальних досліджень ми переконалися, що вітчизняний СПЦ у досліджуваній дозі негативно не позначається на функціональному стані нирок, а саме: на екскреції азоту та діуретичній активності, а також не чинить токсичного впливу на важливі органи та тканини організму піддослідних шурів. Крім того, цей матеріал біосумісний з м'якими тканинами організму експериментальних тварин, нетоксичний, не викликає активних запальних і компенсаторно-проліферативних реакцій.

### **3.2. Гістологічні дослідження впливу склоіономерного матеріалу на тверді тканини зубів та тканини пародонта**

Відомо, що внутрішні тканини опорного зуба, до яких відносяться дентин, предентин і пульпа, здатні формувати цілісний функціональний комплекс [154, 155]. За допомогою цього доведено, що після проведення препарування на твердих тканинах зуба з наявною життєздатною пульпою її стан змінюється [156, 157]. Йдеться про ті клітини, які знаходяться в першому ряді і щільно розташовані поруч зі стінками камери пульпи, а також здійснюють трофічну функцію комплексу твердих тканин опорних зубів [158].

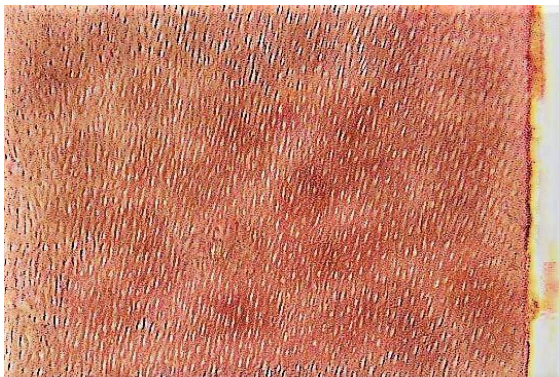
Через 7 діб після початку експерименту макроскопічно слизова оболонка має слабо виражений набряк. Візуально під час мікроскопічного дослідження між відпрепарованою поверхнею, яка контактує з матеріалом, і необробленою частиною зуба утворюється вузька смуга без трубочок дентину. Підтвердженням цього є наявність слабкої еозинофільної міжклітинної речовини (рис. 3.6).



**Рис. 3.6.** Фрагмент відпрепарованого верхнього різця щура.  
7 діб після нанесення СПЦ на основі ПКВК для постійної фіксації.  
Гематоксилін й еозин. Ок. 10, про. 6,3

Візуально на границях цих ділянок спостерігається слабо виражена лінія базофілів, яка відокремлює раніше оброблену площу збережених трубочок дентину. Безпосередньо лінія базофілів виглядає нерівномірною за товщиною

на ділянках, попередньо оброблених вітчизняним матеріалом. У дентині є зони базофілів, що мають вигляд круглих утворень, і оксифілів, які розміщуються між ними. Мікроскопічне дослідження трубочок дентину показує, що вони зберегли свою нормальну клітинну організацію – візуально помітні вузькі отвори та паралельна орієнтація (рис. 3.7).



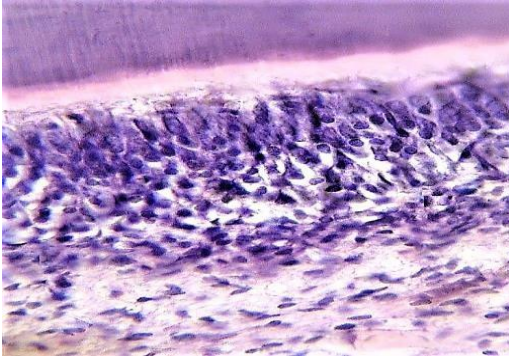
**Рис. 3.7.** Тиждень після препарування та нанесення СЦ на основі ПКВК для постійної фіксації. Гематоксилін й еозин. Ок. 10, про. 40

Рівень предентинного шару чітко визначений, без ознак аномалій. Дентинні трубочки мають ознаки склерозу у межах вузької ділянки. Це дозволило встановити, що клітини пульпи зуба, одонтобласти, міжклітинна речовина, клітини судин лімфатичної та кровоносної систем не відрізняються за будовою від тканин інтактних зубів тварин. Крім того, у мікроциркулярному руслі відмічаються незначні явища запального процесу: розширення окремих судин, стазис (рис. 3.8).



**Рис. 3.8.** Тиждень після проведеного препарування та нанесення СЦ на основі ПКВК. Гематоксилін й еозин. Ок. 10, про. 20

На мікропрепараті представлено безперервний шар одонтобластів, але біля предентину можна побачити поодинокі клітини з ознаками лізису або пікнозу їх ядер. У таких місцях це призводить до зменшення щільності одонтобластів та міжклітинного набряку (рис. 3.9).



**Рис. 3.9.** Тиждень після препарування твердих тканин та нанесення СЦ на основі ПКВК. Гематоксилін й еозин. Ок. 10, про. 40

Подальші дослідження не продемонстрували очевидної різниці між попередньою мікроскопічною організацією тканин зубів лабораторних тварин та після препарування та обробки цих тканин вітчизняним склоіономерним цементом для постійної фіксації.

Відпрепарована ділянка тканини зуба через 14 днів після початку експерименту зберігала однорідну аморфну структуру. Демаркаційна лінія з помірно базofilною будовою, окремі дентинові трубочки мали різний діаметр отворів, але переважно вузькі просвіти. Патологічних нашарувань та деструктивних вогнищ у міжклітинній речовині не виявлено. У пульпі спостерігалось помірне розширення кровоносних судин (рис. 3.10).

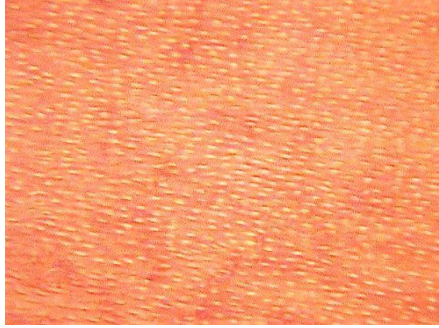


**Рис. 3.10.** 14 днів після препарування та нанесення вітчизняного СЦ на основі ПКВК. Гематоксилін й еозин. Ок. 10, про. 40

Особливостей, що відрізняють морфологію клітин, присутніх у пухкій сполучній тканині пульпи, знайдено не було.

Через 30 днів після початку експерименту при макроскопічному огляді тканини відпрепарованих зубів мали сформовані контури кукси зуба.

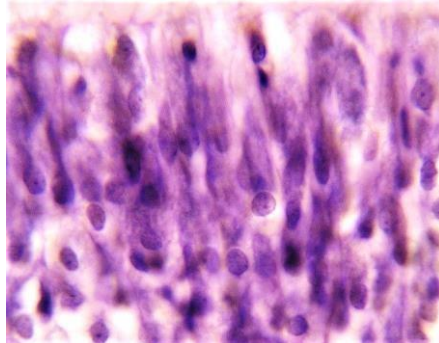
Під час мікроскопічного дослідження дентину поверхневої частини зуба було встановлено, що він має чіткі контури з вужчою (до 25 % площі) ділянкою, де відмічається наявність трубочок дентину з ознаками склерозу, по нижній межі якої розташовані дентинові трубочки без видимих патологічних змін, які мають рівні контури та просвітлення (рис. 3.11).



**Рис. 3.11.** 30 днів після препарування та нанесення СЦ на основі ПКВК. Гематоксилін й еозин. Ок. 10, про. 40

Згідно з результатами гістологічного дослідження, будова предентину не зазнала змін. Сам дентин має оксифільний колір та однорідну структуру. У пульпі зуба також немає патологічних ознак. Шар одонтобластів збережений, має рівномірні контури та неперервність. Водночас відмічається доволі висока щільність клітин.

Гістологічне вивчення одонтобластів демонструє наявність чітких обрисів, подовження їх призматичної форми та круглі гіпохромні ядра (рис. .12).



**Рис. 3.12.** 30 днів після препарування та нанесення СЦ на основі ПКВК. Гематоксилін й еозин. Ок. 10, про. 100

Однак тільки на межі предентину в шарі клітин ми знаходили поодинокі ядра одонтобластів з ознаками лізису або зруйновані клітини.

Варто відзначити, що протягом місяця спостерігається поновлення відростків одонтобластів, які посилено накопичують білок у своїй цитоплазмі, проте подекуди було відмічено присутність забарвлених точок у речовині стінок каналців, які можуть належати до бічного відгалуження відростків одонтобластів.

Таким чином, після проведення гістологічного дослідження отриманих мікропрепаратів, застосування нового вітчизняного СЦ для постійної фіксації дозволило визначити рівномірну облітерацію верхніх відділів каналців дентину, що призвело до можливості формування вузької ділянки склерозу. Розташований поруч з цією ділянкою дентин каналців зберігав характерну йому структуру протягом усього періоду дослідження. Починаючи з 7-ї доби відзначалося незначне запалення пульпи, яке вже до 30-ї доби поступово припинилося. Наявні запальні процеси в дентині та шарі одонтобластів мали відновлювальний характер, що проявлялося у збереженні структури основної частини одонтобластів та безперервності його шару.

Основні результати досліджень, що представлені у поточному розділі, опубліковані у наукових фахових виданнях та знайшли відображення у тезах доповідей і обговорені на науково-практичних конференціях, семінарах тощо [61, 162–164].

## РОЗДІЛ 4

### РЕЗУЛЬТАТИ КЛІНІЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ ВІТЧИЗНЯНОГО СІЦ ПРИ ОРТОПЕДИЧНОМУ ЛІКУВАННІ НА ЕТАПІ ПОСТІЙНОЇ ФІКСАЦІЇ НЕЗНІМНИХ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ

#### 4.1. Загальна характеристика пацієнтів

Клінічне дослідження проведено на базі кафедри ортопедичної стоматології УСЦ Харківського національного медичного університету. До нього було включено 50 пацієнтів віком від 25 до 65 років (обох статей), які звернулись зі скаргами на порушення функції жування, естетичні недоліки та незадовільне попереднє ортопедичне лікування незнімними конструкціями. При обстеженні пацієнтів були встановлені наступні діагнози:

- тотальний дефект коронкової частини зуба;
- косметичний дефект фронтальної групи зубів;
- дефект зубного ряду (ДЗР) третього класу за Кеннеді;
- дефект зубного ряду (ДЗР) четвертого класу за Кеннеді.

Пацієнтам було показано ортопедичне лікування незнімними ортопедичними конструкціями [159]. Для кожного тематичного хворого перед лікуванням проводили анкетування, яке відображало його стоматологічний статус для створення бази даних, та брали письмову згоду на участь у дослідженні.

Всі пацієнти були поділені на три групи за матеріалом СІЦ:

I дослідна (15 осіб) – фіксація незнімних ортопедичних конструкцій на склоіономерний цемент на основі гомополімеру акрилової та тартарової кислот (СІЦ на основі АТК); виробництво – Австралія.

II дослідна (15 осіб) – фіксація незнімних ортопедичних конструкцій на склоіономерний цемент на основі суміші карбонової та малеїнової кислот (СІЦ на основі КМК) (виробництво – Німеччина).

III дослідна (20 осіб) – фіксація ортопедичних незнімних конструкцій на вітчизняний склоіономерний цемент, який замішують на полікарбонатовій та 2,3-дигідроксибутадіоновій (винній) кислотах (СІЦ на основі ПКВК) (виробництво – Україна).

#### 4.2. Методи обстеження пацієнтів

*Клінічні методи обстеження пацієнтів.* Проведення клінічного обстеження пацієнтів включало: з'ясування скарг, збір анамнезу, зовнішній огляд органів порожнини рота. Крім того, під час огляду оцінювали стан раніше встановлених незнімних конструкцій. Якщо пацієнти вже проходили ортопедичну реабілітацію порожнини рота, то оцінювали колір, зношеність облицювання конструкції в ділянці контактів зубів-антагоністів. Під час опитування фіксували скарги, пов'язані з порушенням жувальної функції, естетичними недоліками, утрудненою гігієною порожнини рота.

Обстеження пацієнтів починали із зовнішнього огляду: виявляли наявність симетрії правої та лівої половини обличчя, оцінювали нижню третину обличчя, вираженість носогубних складок та підборідної борозни, ступінь відкриття рота та свободу рухів у скронево-нижньощелепному суглобі. Після цього розпочинали огляд ротової порожнини. Перевагу надавали оцінці прикусу, положенню зубів у зубних рядах, розташуванню зубів-антагоністів у беззубих ділянках, якості конструкції, якщо така є, та її фіксації, рельєфу жувальної поверхні незнімних ортопедичних конструкцій, адгезії конструкції до кукси опорного зуба.

*Оцінка крайового прилягання штучних конструкцій.* Це дослідження проводилось візуальним способом оцінювання та методом зондування (інструментальним) для того, щоб оцінити якість фіксації незімної конструкції. Оцінка крайового прилягання проводилася з використанням кодів:

0 – відсутність порушення крайового прилягання (не визначається межа штучної конструкції і опорного зуба);

1 – визначається межа, але зонд не чіпляється за край конструкції;

2 – визначається межа між зондом та краєм незімної конструкції.

*Оцінка міжзубних контактів.* Для оцінювання щільності контактних пунктів використовували зубну нитку. Її вводили в проміжок між зубами. Визначали наявність контактного пункту, його форму (плоский, точковий) та його корекцію (за необхідності) [160].

*Оцінка оклюзійних взаємовідносин за допомогою артикуляційного паперу.* Пінцетом артикуляційний папір накладали на зубний ряд або конструкцію, зафіксовану на опорних зубах так, щоб пофарбована поверхня була звернена до протилежного зубного ряду. Пацієнта просили зімкнути щелепи в положенні центральної оклюзії, роблячи жувальні рухи нижньою щелепою. Таким чином визначали та оцінювали наявність відбитків від контактів між зубами [161].

*Індексна оцінка стану тканин пародонта.* Оцінювання інтенсивності та поширеності запальної реакції в яснах проводили за допомогою індексу РМА (папілярно-маргінально-альвеолярний) – запропонованого Masser та модифікованого Parma в 1960 р. [162]. Щоб визначити індекс РМА, ясна забарвлювали розчином, який містить йод, і оцінювали поширеність запалення за допомогою шкали:

1 бал – запалення ясенної частини тканин пародонта (Р);

2 бали – запалення маргінальної частини тканин пародонта (М);

3 бали – запалення альвеолярної частини тканин пародонта (А).

Індекс РМА обчислювали у відсотках за формулою:

$$\text{РМА} = (\text{СУМА БАЛІВ} / 3 \times \text{ЧИСЛО ЗУБІВ}) \times 100.$$

Сума балів визначалася шляхом додавання всіх найвищих показників біля кожного зуба. Число зубів у обстежених – 28–30.

Критерії оцінки ступеня тяжкості гінгівіту:

- до 20 % – легкий;
- 25–50 % – середній;
- вище 51 % – тяжкий.

Отже, серед пацієнтів, які звернулись за ортопедичним лікуванням і дали згоду приймати участь у дослідженні, порушення крайового прилягання штучних конструкцій (після попереднього ортопедичного лікування) відмічалось приблизно у 73 % пацієнтів від загальної кількості обстежених. Відсутність міжзубних контактів між природними зубами та штучними конструкціями – у 63,8 %, наявність передчасних оклюзійних контактів – у 27,4 % пацієнтів. При визначенні індексу РМА нами відмічалось, що 32,6 % пацієнтів мали легкий ступінь запалення тканин пародонта, 43,7 % – середній ступінь, а 23,7 % – тяжкий.

Співробітниками кафедри ортопедичної стоматології на клінічній базі Університетського стоматологічного центру ХНМУ було виконано порівняльний аналіз ранніх та віддалених клінічних результатів ортопедичного лікування 50 пацієнтів з діагнозами: часткові дефекти коронкової частини зуба, тотальні дефекти коронкової частини зуба та часткова відсутність зубів у період від 7 днів після фіксації до 18 місяців. Усім учасникам клінічного дослідження були виготовлені ортопедичні незнімні конструкції зубних протезів. Результати обстежень та лікування фіксувалися в амбулаторній медичній карті стоматологічного хворого (облікова форма 043/о).

#### **4.3. Аналіз клінічних результатів протезування дефектів коронок зубів та включених дефектів зубних рядів різними видами ортопедичних конструкцій**

З метою аналізу клінічної якості незнімного протезування нами було комплексно обстежено 50 пацієнтів, які скаржилися на порушення жувальної функції, естетичні дефекти та часткову відсутність зубів, невідповідність кольору природним зубам, порушення анатомічної форми зубів та часткове руйнування зубів.

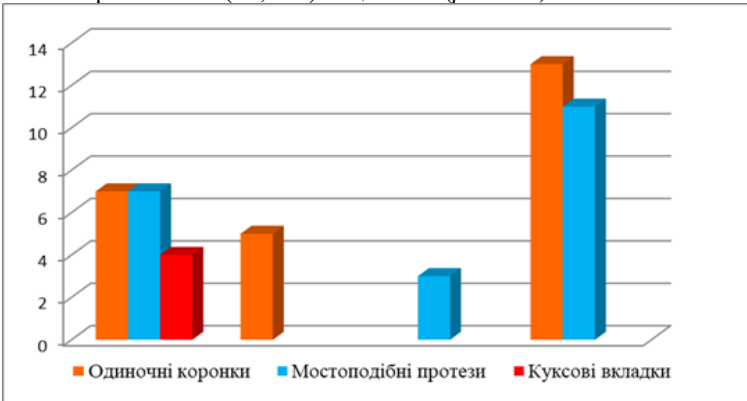
Всім обстеженим пацієнтам були виготовлені незнімні зубні протези за традиційною методикою з подальшою їхньою фіксацією, а саме: поодинокі коронки – 25 конструкцій, куксові вкладки – 4, мостоподібні конструкції – 21, що склало 50, 8 та 42 % загальної кількості всіх конструкцій відповідно (*табл. 4.1*).

Таблиця 4.1

**Розподіл незнімних ортопедичних конструкцій  
за конструкційними матеріалами**

Вид незнімних конструкцій за матеріалом	Одиночні коронки		Мостоподібні протези		Куксові вкладки		Загальна кількість	
	N	%	N	%	N	%	N	%
Суцільноліті	7	14,0	7	14,0	4	8,0	18	36,0
Штамповані	5	10,0	-	-	-	-	5	10,0
Штамповано-паяні	-	-	3	6,0	-	-	3	6,0
Металокерамічні	13	26,0	11	22,0	-	-	24	48,0
Усього	25	50,0	21	42,0	4	8,0	50	100,0

Поодинокі коронки виготовлялись з наступних конструкційних матеріалів: суцільноліті коронки (кобальтохромові сплави) – 7 (14,0 %) пацієнтам; штамповані коронки (сталь) – 5 (10,0 %) пацієнтам; металокерамічні коронки – 13 (26,0 %) пацієнтам (рис. 4.1).



**Рис. 4.1.** Незнімні ортопедичні зубні протези, які були виготовлені пацієнтам

Окрему групу становили пацієнти з куксовими вкладками, тобто спочатку відновлювали коронкову частину опорного зуба, а потім виготовляли незнімну конструкцію. Штамповані та паяні мостоподібні протези були виготовлені 3 (6,0 %) пацієнтам, суцільноліті – 7 (14,0 %), металокерамічні – 11 (22,0 %) обстеженим.

Таким чином, найбільш поширеними проблемами ортопедичної стоматології є дефекти коронкової частини зубів і зубних рядів, що виникають внаслідок ускладненого карієсу, захворювань тканин пародонта, травм, новоутворень, функціональних перевантажень зубів та інших причин. Водночас вибір відновлювальних конструкцій з безлічі можливих варіантів і відсутність раціонального підбору матеріалів для фіксації роблять неможливим прогнозування виникнення тих чи інших ускладнень.

#### 4.4. Порівняння раних та віддалених результатів фіксації незнімних конструкцій на групу СЩ

Якість ортопедичного протезування незнімними зубними протезами оцінювали через певний проміжок часу та аналізували за такими критеріями:

- стабільність кольору та блиску протезів;
- стан маргінального пародонта опорних зубів (визначення індексів пародонта);
- виявлення випадків порушення цілісності конструкції, її фіксації, крайового прилягання до опорних поверхонь та аналіз можливих причин цих ускладнень;
- характер відновлення контактного пункту (наявність залишків їжі, травма та запалення маргінального пародонта).

*Клінічне обстеження та аналіз експлуатації конструкцій через 6 міс після фіксації незнімних конструкцій на опорних зубах.* Загалом ми пролікували 50 пацієнтів наступних вікових груп: 25–36, 37–45, 46–55 та 56–65 років з виготовленням за традиційною методикою 50 конструкцій та подальшою фіксацією таких зубних протезів: поодинокі коронки (штамповані, суцільнолітні, металокерамічні), кукові вкладки (металеві), мостоподібні протези (штамповано-паяні, суцільнолітні, металокерамічні).

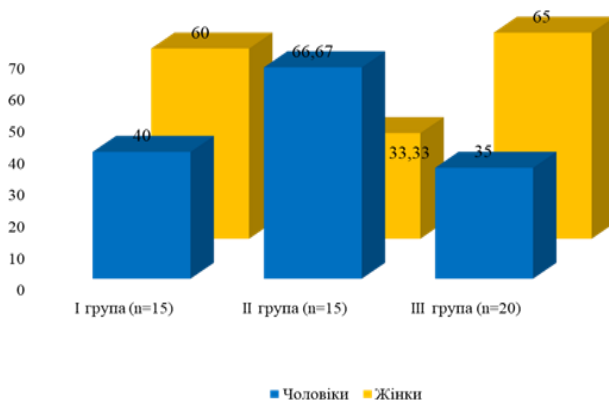
Порівняльну оцінку ефективності ортопедичного протезування незнімними конструкціями зубних протезів оцінювали за допомогою клінічних, функціональних та інструментальних методів дослідження, керуючись сучасними принципами діагностики та лікування. Розподіл пацієнтів, яким проводили протезування за дослідними групами та за статтю, наведено у *табл. 4.2*.

Таблиця 4.2

**Розподіл пацієнтів за статтю у групах**

Стать	Загальна кількість пацієнтів		Групи					
			I (n = 15)		II (n = 15)		III (n = 20)	
	N	%	N	%	N	%	N	%
Чоловіки	23	46,0	6	40,0	10	66,67	7	35,0
Жінки	27	54,0	9	60,0	5	33,33	13	65,0
Всього	50	100	15	100	15	100	20	100

Серед осіб, які взяли участь у дослідженні, було 23 чоловіки (46 %) та 27 жінок (54 %). Розподіл пацієнтів за статтю у кожній групі відповідно становив: I група – 40,0 % чоловіків, 60,0 % жінок; II група – 66,67 % чоловіків, 33,33 % жінок, III група – 35 % чоловіків, 65 % жінок (*рис. 4.2*).



**Рис. 4.2.** Розподіл пацієнтів у дослідних групах

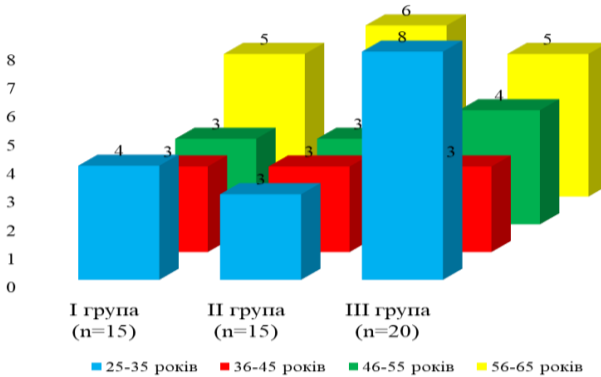
Серед пацієнтів переважали особи віком 36–55 років (38 %), а найменше їх у віці до 35 років (30 %) (табл. 4.3).

Таблиця 4.3

**Розподіл пацієнтів у дослідних групах за віком**

Вік, років	Загальна кількість пацієнтів		Група					
			I (n – 15)		II (n – 15)		III (n – 20)	
	N	%	N	%	N	%	N	%
25–35	15	30,0	4	26,7	3	20,0	8	40,0
36–45	9	18,0	3	20,0	3	20,0	3	15,0
46–55	10	20,0	3	20,0	3	20,0	4	20,0
56–65	16	32,0	5	33,3	6	40,0	5	25,0
Всього	50	100	15	100	15	100	20	100

Залежно від матеріалу, використаного для постійної фіксації, пацієнти були розподілені на три клінічні групи. Відтак, до I групи увійшли пацієнти, незнімні конструкції яких були зафіксовані на склоіономерний цемент на основі суміші карбонової та малеїнової кислот (3M ESPE, Німеччина), до II групи – незнімні конструкції були зафіксовані на матеріал, отриманий шляхом змішування на гомополімері акрилової та тартарової кислот (SDI Limited, Австралія), а до III групи – зубні протези цементувались на вітчизняний СЦ, отриманий шляхом змішування полікарбонової та 2,3-дигідроксибутадіонової (винної) кислот (АТ «Стома», Україна).



**Рис. 4.3.** Аналіз вікового розподілу пацієнтів у дослідних групах

У I групі значення індексу РМА (за модифікацією Parma) до лікування було  $(31,42 \pm 2,29)$  %, що на 9,92 % менше, ніж дані, отримані через 7 днів після фіксації виготовлених нами протезів ( $p < 0,05$ ). Індекс РМА у пацієнтів II групи до лікування становив  $(37,27 \pm 2,61)$  %, що на 11,0 % менше, ніж значення через 7 днів ( $p < 0,05$ ). Значення індексу РМА пацієнтів у III групи перед протезуванням було  $(26,75 \pm 0,38)$  %, що на 5,56 % менше, ніж показники через 7 днів з моменту початку ортопедичного лікування. Всі отримані результати вказують на незначне запалення тканин пародонта.

При визначенні індексу РМА у пацієнтів I дослідної групи через 6 міс після фіксації результат був  $(54,29 \pm 4,08)$  %, що на 12,95 % більше відносно даних за 7 днів ( $p < 0,01$ ).

Індекс РМА через 6 міс у пацієнтів II групи збільшився на 3,64 % і становив 51,91 % ( $p < 0,05$ ). Значення індексу запалення маргінального пародонта у пацієнтів III групи до ортопедичного лікування становило 26,75 %, яке через тиждень збільшилось на 6,0 % та істотно не відрізнялося між собою ( $p > 0,05$ ) (табл. 4.4).

Таблиця 4.4

**Критерії оцінки якості фіксації незнімних ортопедичних зубних протезів з 7 днів до 18 міс користування**

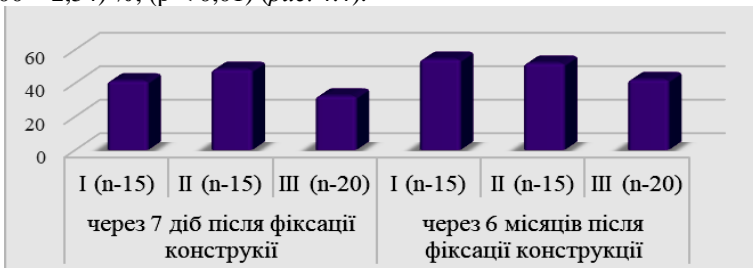
Термін огляду	Кількість пацієнтів	Оцінка за критеріями ускладнень								
		РМА	Порушення крайового прилягання		Порушення стійкості протеза		Зміна кольору		Немає порушень фіксації	
До ортопедичного лікування	I (n = 15)	$31,42 \pm 2,29$	-	-	-	-	-	-	-	-
	II (n = 15)	$37,27 \pm 2,61$	-	-	-	-	-	-	-	-
	III (n = 20)	$26,75 \pm 0,38$	-	-	-	-	-	-	-	-
Всього	50		-	-	-	-	-	-	-	-

Термін огляду	Кількість пацієнтів	Оцінка за критеріями ускладнень								
		РМА	Порушення крайового прилягання		Порушення стійкості протеза		Зміна кольору		Немає порушень фіксації	
Через 7 днів після фіксації конструкції	I (n – 15)	41,34 ± 3,41 <sup>d1</sup>	1	6,67 ± 1,47 <sup>d1</sup>	2	13,33 ± 1,32	-	-	12	80,00 ± 4,18
	II (n – 15)	48,27 ± 3,72 <sup>b2</sup>	3	20,00 ± 2,42 <sup>e</sup>	2	13,33 ± 2,12	-	-	10	66,67 ± 5,31 <sup>e</sup>
	III (n – 20)	32,31 ± 2,39 <sup>c1</sup>	1	5,00 ± 0,62 <sup>f1</sup>	-	-	1	5,00 ± 1,42	18	90,00 ± 5,21
Всього	50		5		4		1		40	
Через 6 міс після фіксації конструкції	I (n – 15)	54,29 ± 4,08	7	46,67 ± 5,37 <sup>d</sup>	4	26,67 ± 3,41	2	13,33 ± 2,68 <sup>d</sup>	2	13,33 ± 1,84
	II (n – 15)	51,91 ± 6,23	4	26,67 ± 4,82	5	33,33 ± 4,27 <sup>b2</sup>	4	26,67 ± 2,13	2	13,33 ± 1,53 <sup>b2</sup>
	III (n – 20)	42,14 ± 3,15 <sup>c3</sup>	4	20,00 ± 2,54	2	10,00 ± 2,24	2	10,00 ± 1,47	12	60,00 ± 5,38 <sup>2</sup>
Всього	50		15		11		8		16	
Через рік після фіксації конструкції	I (n – 15)	43,52 ± 3,02	5	33,33 ± 3,68	3	20,00 ± 1,53 <sup>b2</sup>	2	13,33 ± 3,41 <sup>a2</sup>	5	33,33 ± 4,67 <sup>d</sup>
	II (n – 15)	48,76 ± 4,08	6	40,00 ± 3,87 <sup>b2</sup>	2	13,33 ± 2,37	3	20,00 ± 4,28	4	26,67 ± 3,62
	III (n – 20)	39,19 ± 3,17	3	15,00 ± 3,16	3	15,00 ± 2,07	2	10,00 ± 1,56 <sup>2</sup>	12	60,00 ± 3,87 <sup>2</sup>
Всього	50		14		8		7		21	
Через 18 міс після фіксації конструкції	I (n – 15)	38,61 ± 3,36	4	26,67 ± 1,16 <sup>b3</sup>	3	20,00 ± 4,24 <sup>b3</sup>	5	33,33 ± 2,43 <sup>b3</sup>	3	20,00 ± 3,36
	II (n – 15)	41,67 ± 4,46	2	13,33 ± 1,24 <sup>b3</sup>	6	40,00 ± 3,38 <sup>b3</sup>	3	20,00 ± 5,13	4	26,67 ± 4,27 <sup>b3</sup>
	III (n – 20)	30,52 ± 2,04 <sup>c3</sup>	1	5,00 ± 1,63 <sup>b3</sup>	1	5,00 ± 0,17 <sup>b3</sup>	3	20,00 ± 4,23 <sup>b3</sup>	15	75,00 ± 7,18 <sup>b3</sup>
Всього	50		7		10		11		22	
Примітка: a <sub>1</sub> – достовірні відмінності у I групі між 7 днів і 6 міс на рівні p ≤ 0,05; a <sub>2</sub> – достовірні відмінності у I групі між 6 та 12 міс на рівні p ≤ 0,05; a <sub>3</sub> – достовірні відмінності у I групі між 12 та 18 міс на рівні p ≤ 0,05; b <sub>1</sub> – достовірні відмінності у II групі між 7 днів і 6 міс на рівні p ≤ 0,05; b <sub>2</sub> – достовірні відмінності у II групі між 6 та 12 міс на рівні p ≤ 0,05; b <sub>3</sub> – достовірні відмінності у II групі між 12 та 18 міс на рівні p ≤ 0,05; c <sub>1</sub> – достовірні відмінності у III групі між 7 днів і 6 міс на рівні p ≤ 0,054 c <sub>2</sub> – достовірні відмінності у III групі між 6 та 12 міс на рівні p ≤ 0,05; c <sub>3</sub> – достовірні відмінності у III групі між 12 та 18 міс на рівні p ≤ 0,05; d <sub>1</sub> – достовірні відмінності у I групі між 7 днів і 6 міс на рівні p ≤ 0,01; d <sub>2</sub> – достовірні відмінності у I групі між 6 та 12 міс на рівні p ≤ 0,01; d <sub>3</sub> – достовірні відмінності у I групі між 12 та 18 міс на рівні p ≤ 0,01; e <sub>1</sub> – достовірні відмінності у II групі між 7 днів і 6 міс на рівні p ≤ 0,01; e <sub>2</sub> – достовірні відмінності у II групі між 6 та 12 міс на рівні p ≤ 0,01; e <sub>3</sub> – достовірні відмінності у II групі між 12 та 18 міс на рівні p ≤ 0,01; f <sub>1</sub> – достовірні відмінності у III групі між 7 днів і 6 міс на рівні p ≤ 0,01; f <sub>2</sub> – достовірні відмінності у III групі між 6 та 12 міс на рівні p ≤ 0,01; f <sub>3</sub> – достовірні відмінності у III групі між 12 та 18 міс на рівні p ≤ 0,01										

Після 6 міс користування конструкціями індекс РМА у пацієнтів III групи збільшився на 9,83 % і становив (42,14) %, що вказує на надійність ( $p < 0,01$ ) отриманих даних.

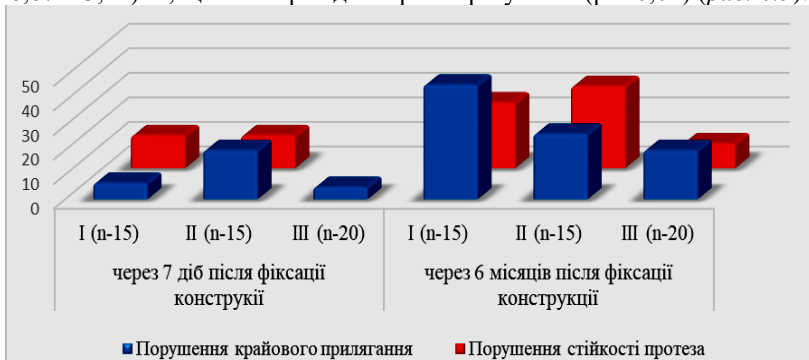
Порушення крайового прилягання зафіксованих незнімних конструкцій через 7 днів користування спостерігалось у пацієнтів I групи в 1 одиниці конструкції ( $6,67 \pm 1,47$ ) % від кількості всіх протезів, але вже при обстеженні цієї групи через 6 міс даний показник збільшився і склав вже 7 одиниць ( $46,67 \pm 5,37$ ) % з вірогідністю ( $p < 0,01$ ) даних.

У пацієнтів II групи цей критерій виявлено у 4 одиниць ( $26,67 \pm 1,82$ ) %, що незначно відрізняється від показника на 7-у добу в межах 3 одиниць ( $20,00 \pm 2,42$ ) % ( $p > 0,05$ ). У пацієнтів III групи порушення крайового прилягання через 7 днів після фіксації відмічене лише в 1 одиниці конструкції ( $5,00 \pm 0,62$ ) %, а через 6 міс показник склав 3 одиниці ( $20,00 \pm 2,54$ ) %, ( $p < 0,01$ ) (рис. 4.4).



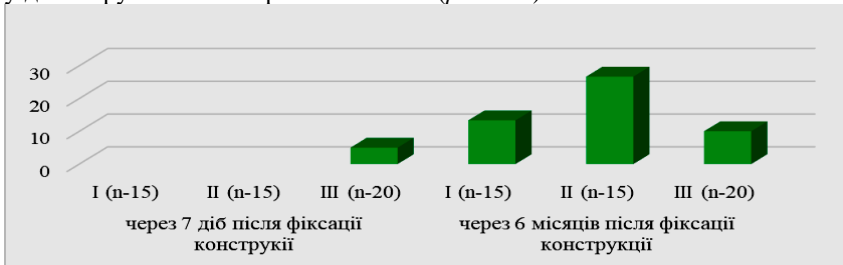
**Рис. 4.4.** Індекс РМА в порівнянні між показниками через 7 днів та 6 місяців після фіксації незнімних зубних протезів

Встановлено порушення стійкості конструкції через 7 днів у пацієнтів I групи у 2 одиницях ( $13,33 \pm 1,32$ ) %, а через 6 міс – у 4 конструкціях ( $26,67 \pm 3,41$ ) %, що має вірогідно гірший результат ( $p < 0,01$ ) (рис. 4.5).



**Рис. 4.5.** Порівняння порушення крайового прилягання та стійкості незнімної конструкції між даними за 7 днів та 6 місяців після фіксації

У II групі за перші 7 днів відзначався у 2 конструкціях ( $13,33 \pm 2,12$  %), що на 5 одиниць ( $33,33 \pm 7,27$  % ) менше, ніж через 6 міс ( $p < 0,01$ ). У пацієнтів III групи порушення даного критерію відзначалося у 2 одиницях ( $10,00 \pm 2,24$  %) на відміну від даних на 7-у добу, коли цей показник у даній групі не спостерігався взагалі (рис. 4.6).



**Рис. 4.6.** Зміна кольору зафіксованих конструкцій в порівнянні між 7 днів та 6 міс після постійної фіксації

Протягом перших 7 днів спостерігали зміну кольору конструкцій лише у пацієнтів III групи в одному випадку ( $5,00 \pm 1,42$  %), а через 6 міс – у двох ( $10,00 \pm 1,47$  %), ( $p < 0,05$ ) на відміну від I та II груп. Через 6 міс користування цей показник в I групі відзначено у 2 конструкціях ( $13,33 \pm 2,68$  %), а в II групі – у 4 одиницях ( $54,29 \pm 4,08$  %).

Спостерігалися також конструкції, в яких не було порушень фіксації. Так, через перші 7 днів такі фіксовані протези спостерігалися у 12 пацієнтів ( $80,00 \pm 4,18$  %) в I групі, через 6 міс у пацієнтів цієї групи цей показник зменшився до 2 одиниць ( $13,33 \pm 1,84$  %) ( $p < 0,01$ ).

Кількість конструкцій без порушень фіксації через 7 днів у пацієнтів II групи становила 10 одиниць ( $66,67 \pm 5,31$  %), але через 6 міс цей показник знизився до 2 одиниць незнімних протезів ( $13,33 \pm 1,53$  %) ( $p < 0,01$ ) (рис. 4.7).

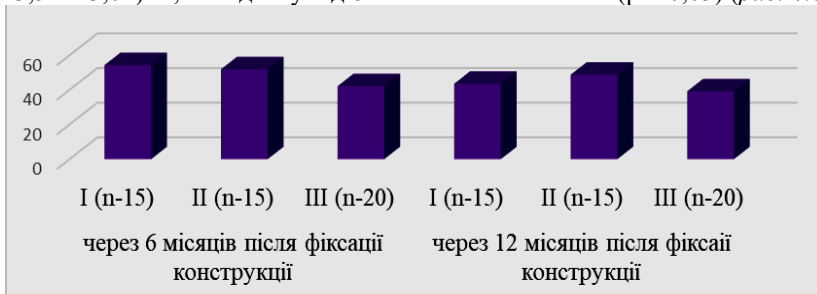


**Рис. 4.7.** Відсутність порушення фіксації через 7 днів та через 6 міс після постійної фіксації

У пацієнтів III групи показник без порушень фіксації в перші 7 днів відмічався у 18 конструкцій ( $90,00 \pm 5,21$ ) %, але через 6 міс користування показник склав 12 одиниць ( $60,00 \pm 5,38$ ) %, що свідчить про вірогідність ( $p < 0,01$ ) даних.

За перші півроку користування незнімними конструкціями зубних протезів, які були фіксовані на різні склоіономерні матеріали, можна зробити наступні висновки: спостерігалось погіршення стану тканин пародонта у пацієнтів I групи на 22,87 %, у пацієнтів II групи на 14,64 %, у пацієнтів III групи на 15,39 %. Порушення крайового прилягання через 7 діб становило 10,0 %, порушення стабільності – 8,0 %; 80,0 % конструкцій не мали порушення фіксації. Через 6 міс спостереження частота порушень крайового прилягання зросла до 30,0 %, порушень стійкості – до 22,0 %, у 16,0 % відмічалось ускладнення «зміна кольору», також зменшилася частка структур, які не мали порушень фіксації, цей результат склав 32,0 %.

*Клінічне обстеження та аналіз критеріїв якості фіксації незнімних конструкцій зубних протезів через 12 міс.* При плановому обстеженні хворих через 12 міс (табл. 4.4) після фіксації незнімних конструкцій відзначено зниження індексу РМА у пацієнтів I групи на 10,77 % ( $43,52 \pm 3,02$ ) %, на відміну від 6-місячного показника ( $p < 0,05$ ) (рис. 4.8).

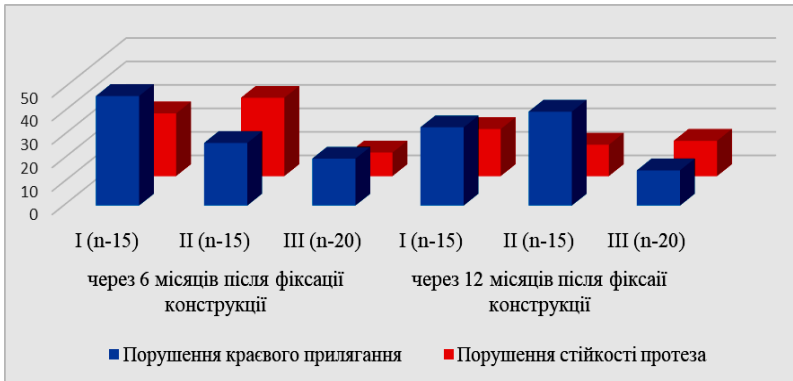


**Рис. 4.8.** Індекс РМА в порівнянні між показниками через 6 та 12 міс після фіксації незнімних зубних протезів

У II групі запалення маргінального пародонта знизилось на 3,15 % ( $48,76 \pm 3,72$ ) % і мало показник ( $p > 0,05$ ) відповідно до попередніх результатів (рис. 4.9).

У пацієнтів III групи цей показник за 12 міс знизився на 2,95 % і становив ( $39,19 \pm 3,17$ ) % з показником ( $p > 0,05$ ) відповідно до отриманих раніше результатів.

Порушення критерію крайового прилягання незнімних зубних протезів у пацієнтів I групи через 6 міс користування було виявлено у 7 одиниць ( $46,67 \pm 5,37$ ) % ( $p < 0,05$ ), а через рік у 5 конструкцій ( $33,33 \pm 3,18$ ) %.



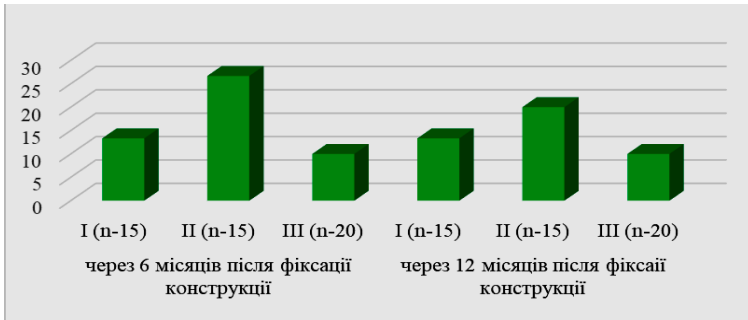
**Рис. 4.9.** Порівняння показників порушення крайового прилягання та стійкості незмінної конструкції між даними через 6 та 12 міс після фіксації

Порушення крайового прилягання у II групі виявлено у 4 одиницях ( $26,67 \pm 1,82$ ) % через 6 міс, але через 12 міс використання він збільшився та становив 6 конструкцій ( $40,00 \pm 3,87$ ) % ( $p < 0,05$ ). Обстеження пацієнтів III групи показало, що цей недолік наявний у 3 конструкціях через 6 міс після протезування ( $15,00 \pm 3,16$ ) %, що незначно відрізняється від 12-місячного показника в 4 одиницях ( $20,00 \pm 2,42$ ) % ( $p > 0,05$ ).

Порушення стабільності зафіксованих конструкцій відзначалося у 3 одиниць ( $20,0 \pm 1,53$ ) % в I групі за 12 міс, що мало недостовірну різницю ( $p > 0,05$ ) від даних через 6 міс ( $26,67 \pm 3,41$ ) %, де дане порушення спостерігалось у 4 одиниць. Пацієнти II групи мали дане порушення у 5 одиниць ( $33,33 \pm 3,87$ ) % через 6 міс застосування, а при обстеженні через 12 міс дані зменшилися і були виявлені у 2 одиниць ( $13,33 \pm 2,37$ ) %, що є достовірною різницею ( $p < 0,05$ ). Натомість у III групі цей показник становив 3 одиниці через 12 міс після протезування ( $15,00 \pm 2,07$ ) % і мав недостовірну ( $p > 0,05$ ) різницю з показником цієї групи через 6 міс – 2 одиниці ( $10,00 \pm 2,24$ ) %.

Під час об'єктивного огляду звертали увагу на зміну кольору фіксованої структури. Цей показник на 12-місячному терміні суттєво не відрізнявся від періоду використання конструкцій протягом 6 міс. Так, у групі I зміна кольору виявлена у 2 конструкцій ( $13,33 \pm 2,68$ ) % як за 6 міс, так і за 12 міс – 2 одиниць ( $13,33 \pm 3,41$ ) %, дані яких не несуть достовірної різниці ( $p > 0,05$ ).

У пацієнтів II групи даний критерій за півроку становив ( $26,67 \pm 2,13$ ) %, що дещо відрізняється від показника за 12 міс ( $20,00 \pm 4,28$ ) % але має невірні різницю ( $p > 0,05$ ). Щодо пацієнтів III дослідної групи, то зміна кольору також спостерігалась у 2 конструкціях ( $10,00 \pm 1,47$ ) % через 6 міс та 2 одиницях ( $10,00 \pm 1,56$ ) % через 12 міс, що у свою чергу також свідчить про недостовірність різниці ( $p > 0,05$ ) (рис. 4.10).



**Рис. 4.10.** Зміна кольору зафіксованих конструкцій в порівнянні між 6 та 12 міс після постійної фіксації

Крім того, під час клінічного обстеження були виявлені конструкції, в яких фіксація не була порушена. Так, у пацієнтів I групи через 6 міс користування виявлено 2 одиниці ( $13,33 \pm 1,84$  %), а через 12 міс цей показник збільшився і становив 5 конструкцій ( $33,33 \pm 4,67$  %), що свідчило про достовірність ( $p < 0,05$ ) отриманих результатів (рис. 4.11).



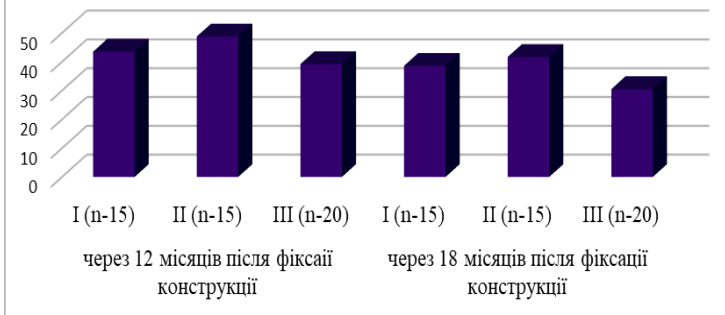
**Рис. 4.11.** Відсутність порушення фіксації між 6 та 12 міс після постійної фіксації

Серед пацієнтів II групи відмічали 2 конструкції через 6 міс ( $13,33 \pm 1,53$  %) та 4 ( $26,67 \pm 3,62$  %) через 12 міс використання, що свідчить про достовірність ( $p < 0,05$ ) отриманих даних. Натомість у пацієнтів III досліджуваної групи цей показник не зазнав суттєвих змін за цей період. Так за 6-місячний період таких конструкцій було 12 ( $60,00 \pm 5,38$  %), а за 12-місячний період – також 12 ( $60,0 \pm 3,87$  %).

Протягом клінічного дослідження ми виявили значне зниження рівня ускладнень (таких як передчасна поломка незнімних конструкцій та запальні процеси в тканинах пародонта).

Впродовж року користування незнімними зубними протезами, які розподілені на три клінічні групи за видом склоіономерного матеріалу, що був використаний для їх фіксації, ми можемо констатувати, що порушення крайового прилягання через 12 міс становило 28,0 %, порушення стабільності – 16,0 %, зміна кольору конструкцій мали 14,0 %, а наявність конструкцій без порушень фіксації збільшилась і становила 42,0 %.

*Клінічне обстеження та аналіз експлуатації конструкцій через 18 міс.* Під час планового обстеження пацієнтів, через 18 міс експлуатації незнімних конструкцій (табл. 4.4) нами було виявлено наступне: індекс РМА у пацієнтів I групи мав кращий показник – зменшився на 4,91 % і становив  $(38,61 \pm 2,36)$  %, що свідчить про  $(p > 0,05)$ , у II групі індекс РМА через 18 міс зменшився на 7,09 % і був  $(41,67 \pm 5,16)$  %, що згідно з даними, отриманими через 12 міс, не є достовірною  $(p > 0,05)$  різницею. Через 18 міс користування незнімними конструкціями індекс РМА зменшився на 8,67 %  $(30,52)$  %, але суттєво не відрізнявся від вихідних показників  $(p > 0,05)$  (рис. 4.12).

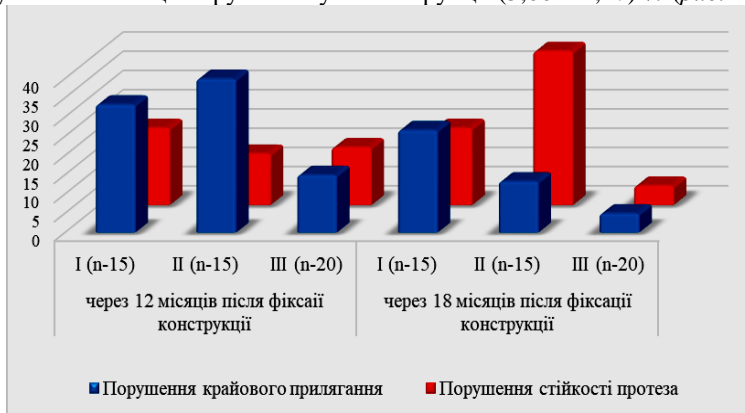


**Рис. 4.12.** Індекс РМА в порівнянні між показниками через 12 та 18 міс після фіксації незнімних зубних протезів

Порушення крайової адгезії у пацієнтів I групи за 18 міс спостерігали у 4 випадках  $(26,67 \pm 5,16)$  %, при порівнянні з 12 міс – 5 одиниць  $(33,33 \pm 2,17)$  %, що вказує на недостовірність різниці  $(p > 0,05)$ . У пацієнтів II групи на момент 18-місячного обстеження кількісний показник зменшився та склав 2 одиниці  $(13,33 \pm 1,24)$  % на відміну від 12-місячних даних – 6 одиниць  $(40,00 \pm 3,87)$  %, що вказує на вірогідність  $(p < 0,01)$  отриманих результатів. Порушення крайового прилягання при обстеженні пацієнтів III групи відмічалось в одному випадку і становило  $(5,00 \pm 2,63)$  %, що в порівнянні з 12-місячними даними – 3 одиниці  $(15,00 \pm 3,16)$  % – дало достовірне значення  $(p < 0,05)$  сукупності показників.

Порушення стійкості зафіксованих конструкцій у I групі за 18 міс відзначено в 3 одиницях  $(20,0 \pm 4,24)$  %, що не відрізняється від попереднього значення  $(p > 0,05)$  порівняно з даними за 12 міс  $(20,0 \pm 1,53)$  %, у пацієнтів

II групи за 12 міс застосування дане порушення спостерігалось у 2 одиницях ( $13,33 \pm 2,37$  %), а через 18 міс цей критерій збільшився до 6 одиниць ( $40,00 \pm 3,38$  %), що має достовірну різницю ( $p < 0,05$ ). У III групі цей показник становив ( $15,00 \pm 2,07$  %) у 3 одиниць за 12 міс застосування і мав достовірну ( $p < 0,01$ ) різницю з показником цієї групи за 18 міс застосування, де було виявлено це порушення у 1 конструкції ( $5,00 \pm 1,17$  %) (рис. 4.13).



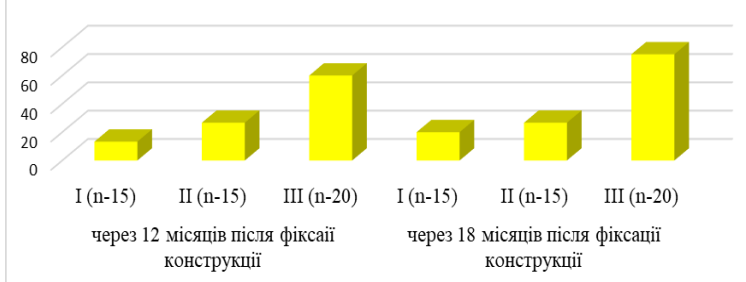
**Рис. 4.13.** Порівняння порушення крайового прилягання та стійкості незнімної конструкції через 12 та 18 міс після фіксації

Зміна кольору незнімних конструкцій зубних протезів у I групі відмічена у 5 одиниць ( $33,33 \pm 2,43$ %) за 18 міс, що дозволяє говорити про достовірність отриманого значення ( $p < 0,01$ ) порівняно з 12-місячними ( $13,33 \pm 3,41$  %) даними. Пацієнти II групи мали це порушення у 3 одиниць ( $20,00 \pm 4,28$  %) за 12 міс застосування. При обстеженні через 18 міс дані не змінилися, а показник залишився на рівні 3 конструкцій ( $20,00 \pm 5,13$  %), що не мало достовірної різниці ( $p > 0,05$ ) (рис. 4.14).



**Рис. 4.14.** Показник зміни кольору зафіксованих конструкцій у порівнянні між 12 та 18 міс після постійної фіксації

У III групі цей критерій виявлено у 2 одиниць ( $10,00 \pm 1,56$ ) % за 12 міс використання, а через 18 міс – у 3 ( $20,00 \pm 4,23$ ) %, що підтверджує вірогідність ( $p < 0,05$ ) отриманих результатів. Конструкції, що не порушили фіксацію за період експлуатації, відзначені за 18 міс у пацієнтів I групи в кількості 3 одиниць ( $20,00 \pm 3,36$ ) % на відміну від цього показника за 12-місячний термін використання – у 5 конструкцій ( $33,33 \pm 4,67$ ) %, ( $p < 0,05$ ) (рис. 4.15).



**Рис. 4.15.** Порівняння «відсутності порушення фіксації» між 12 та 18 міс після постійної фіксації

У пацієнтів II групи результати, отримані за 18 міс у 4 конструкціях ( $26,67 \pm 3,62$ ) %, не відрізняються від даних за 12 міс – у 3 одиницях ( $26,67 \pm 4,27$ ) %, а у пацієнтів III групи – у 15 конструкціях ( $75,00 \pm 4,18$ ) % за 18 міс використання на відміну від даних за 12 міс – 12 одиниць ( $60,00 \pm 3,87$ ) і має достовірну різницю ( $p < 0,01$ ).

Віддалені результати користування зафіксованими незнімними конструкціями зубних протезів свідчать про поліпшення показників при аналізі отриманих даних. Порушення крайового прилягання становило 14,0 %, порушення стійкості – 20,0 %; у 22,0 % відмічалось ускладнення – «знебарвлення», також зменшилася частка структур, які не мали порушень фіксації; цей результат склав 44,0 %.

#### **4.5. Клінічні випадки застосування запропонованого вітчизняного СЦ на етапах фіксації незнімних конструкцій зубних протезів**

**1.** Пацієнт Д. (32 роки, історія хвороби № 1279) звернувся 09.09.2019 р. із скаргами на порушення анатомічної форми та наявність пломби великого розміру у зубах на верхній щелепі праворуч у бічній ділянці. Приблизно 3 роки тому зуби були проліковані з приводу ускладненого карієсу. Об'єктивно було встановлено: обличчя симетричне, носогубні складки виражені помірно, нижня третина обличчя в межах норми.

Діагноз: замісний дефект твердих тканин 1.5 та 1.6 зубів.

План лікування: пацієнту запропоновано виготовлення металокерамічної мостоподібної конструкції з опорою на 1.5 та 1.6 за традиційною методикою з фіксацією на вітчизняний склоіономерний цемент.

20.09.2019. Під інфільтраційною анестезією 4 % розчином Артифрину проведено препарування твердих тканин опорних зубів – 1.5 та 1.6 отримали повний анатомічний робочий подвійний відбиток з верхньої щелепи силіконовим відбитковим матеріалом та повний анатомічний допоміжний відбиток зі зубного ряду нижньої щелепи альгінатним відбитковим матеріалом; отримано оклюзійний відбиток з обох щелеп (рис. 4.16).



**Рис. 4.16.** Вигляд кукси відпрепарованих опорних зубів 1.5 та 1.6

24.09.2019. Проведено припасування каркаса металокерамічного мосто-подібного протеза, перевірка оклюзійно-артикуляційних взаємовідносин зубних рядів, визначення кольору кераміки незнімного зубного протеза (рис. 4.17).

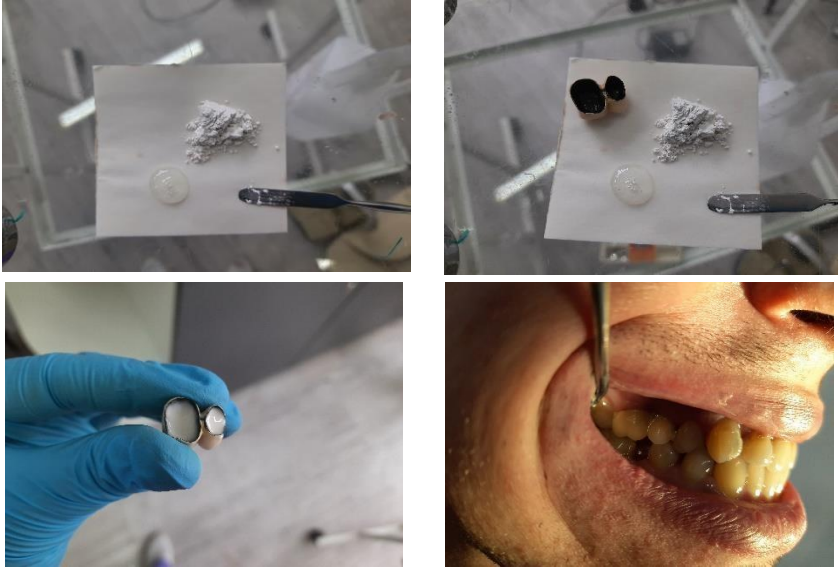


**Рис. 4.17.** Припасування каркаса металокерамічного мостоподібного протеза на куксах відпрепарованих опорних зубів 1.5 та 1.6

26.09.2019. Проведено оцінювання металокерамічного мостоподібного протеза з опорою на 1.5 та 1.6 облицьованого керамічною масою «Дуцерам».

Після етапу глазурування готової конструкції та перевірки оклюзійно-артикуляційних взаємовідносин зубних рядів на опорних 1.5 та 1.6 зубах, виконана фіксація на постійний вітчизняний склоіономерний цемент.

Виконано ізолювання від слини, обробка опорних зубів антисептичним засобом, обезжирення незнімної конструкції, замішування цементу, внесення цементу до опорних коронок, фіксація незнімної конструкції в порожнині рота, видалення надлишків цементу. Дані рекомендації щодо догляду та користування незнімною конструкцією (рис. 4.18).



**Рис. 4.18.** Етапи фіксації незнімної конструкції в порожнині рота пацієнта

**2.** Пацієнтка М. (41 рік, історія хвороби № 1427) звернулася 03.11.2019 р. зі скаргами на порушення анатомічної форми, наявність пломби великого розміру у зубі та на руйнування зуба на нижній щелепі справа у бічній ділянці. Приблизно 5 років тому зуби були проліковані з приводу ускладненого карієсу. Об'єктивно було встановлено: обличчя симетричне, носогубні складки виражені помірно, нижня третина обличчя в межах норми.

Діагноз: замісний дефект твердих тканин 4.6. Тотальний дефект коронкової частини 4.5. Втрата жувальної ефективності 8 % за Агаповим.

План лікування: пацієнтці запропоновано виготовлення куксової вкладки на корінь 4.5 з подальшим виготовленням металокерамічних коронок на 4.5 та 4.6 за традиційною методикою з фіксацією на вітчизняний склоіономерний цемент.

01.11.2019. Проведено розпломбування кореневого каналу 4.5 зуба на 2/3 довжини кореня, отримано частковий анатомічний робочий двоетапний відбиток з нижньої та верхньої щелепи силіконовим відбитковим матеріалом для виготовлення куксової вкладки. Кореневий канал закрито тимчасовою пломбою з водного дентину.

05.11.2019. Проведено припасування та фіксація куксової вкладки у кореневому каналі 4.5 зуба, під інфільтраційною анестезією 4 % розчином Артифрину проведено препарування твердих тканин опорного 4.6 зуба, отримано повний анатомічний робочий подвійний відбиток з нижньої щелепи силіконовим відбитковим матеріалом та повний анатомічний допоміжний відбиток зі зубного ряду нижньої щелепи альгінатним відбитковим матеріалом, отримано оклюзійний відбиток силіконовим відбитковим матеріалом (рис. 4.19).



**Рис. 4.19.** Препарування твердих тканин 4.6 та фіксація куксової вкладки на 4.5 зуби

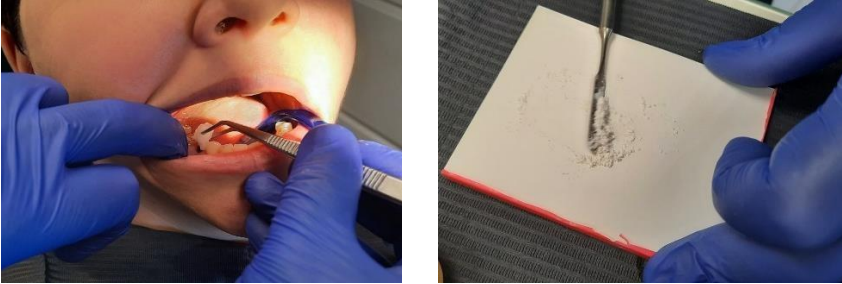
10.11.2019 р. Проведено оцінювання металокерамічних коронок на 4.5 та 4.6 зуби, облицьовані керамічною масою «Дуцерам» (рис. 4.20).



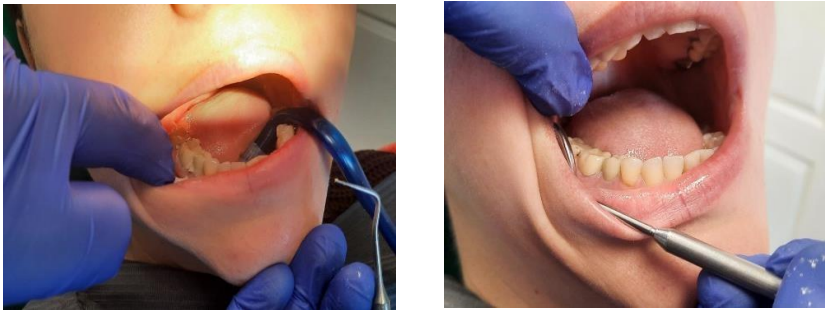
**Рис. 4.20.** Оцінювання металокерамічних коронок на 4.5 та 4.6 зуби, облицьовані керамічною масою «Дуцерам» на розбірній гіпсовій моделі

Після етапу глазурування готової конструкції та перевірки оклюзійно-артикуляційних взаємовідносин зубних рядів на опорних 4.5 та 4.6 зубах проведена фіксація на постійний вітчизняний склоіономерний цемент.

Виконані ізолювання від слини, обробка опорних зубів антисептичним засобом, обезжирення незнімної конструкції, замішування цементу, внесення цементу до опорних коронок, фіксація незнімної конструкції в порожнині рота, видалення надлишків цементу. Дани рекомендації щодо догляду та користування незнімною конструкцією (рис. 4.21, 4.22).



**Рис. 4.21.** Підготовка опорних зубів для фіксації незнімних конструкцій



**Рис. 4.22.** Етапи фіксації незнімної конструкції в порожнині рота пацієнтки

Отже, оскільки завжди є ймовірність збитку (вартість конструкції і матеріалів, час) під час вибору групи матеріалу для фіксації, слід враховувати всі ризики. Основними параметрами, що визначають якість матеріалу для фіксації, є біосумісність, механічна міцність, естетичні характеристики та легкість у використанні. У результаті проведених клінічних досліджень матеріалів для постійної фіксації визначено, що для зниження ризику ускладнень пацієнтам із незнімними конструкціями зубних протезів рекомендовано застосовувати склоіономерний цемент, оскільки він більшою мірою відповідає вимогам, які висуваються до матеріалів для постійної фіксації протезів.

Результати клінічних досліджень показали, що за період спостереження від 6 до 18 міс пацієнти всіх трьох груп мали ускладнення: крайове прилягання – 36 %, порушення стійкості – 31 %, порушення кольору – 26 %. Пацієнти, які були задоволені результатами лікування та в яких не було відзначено передчасного порушення фіксації протезів, склали 78 %.

Клінічні спостереження якості ортопедичного лікування незнімними конструкціями зубних протезів, які були зафіксовані на різні склоіономерні матеріали, засвідчили, що запропонований нами стоматологічний цемент вітчизняного виробництва залежно від матеріалу протеза і тканин протезного ложа є ефективним для зниження ризику розвитку ускладнень. Через 6, 12 міс після протезування у III аналізованій групі пацієнти не відмічали скарг, змін у тканинах апікального періодонта під час рентгенологічного дослідження, порушень стійкості протеза і порушень крайового прилягання.

Через 18 міс після ортопедичного лікування в жодного з 15 пацієнтів III групи не спостерігали жодних порушень, у решті груп пацієнти відзначали поодинокі випадки порушення стійкості протеза і порушення крайового прилягання.

Основні результати досліджень, що представлені у поточному розділі, опубліковані в наукових фахових виданнях та знайшли відображення у тезах доповідей і обговорені на науково-практичних конференціях, семінарах тощо [125, 165, 166].

## ПІДСУМОК

Лікування дефектів зубних рядів та твердих тканин зубів за допомогою незнімних конструкцій є популярним вибором серед пацієнтів. Незважаючи на постійні покращання методів лікування в ортопедичній стоматології, відсоток ускладнень після фіксації залишається досить високим, досягаючи 50 % [2, 3].

Наразі вчені, як вітчизняні, так і зарубіжні, не мають однозначної думки щодо основних причин розвитку порушень фіксації різноманітних незнімних конструкцій. Крім того, ще не розроблено універсального фіксуючого матеріалу, який би підходив для фіксації різних видів незнімних конструкцій у різних клінічних випадках [13, 14].

У зв'язку з цим вибір фіксуючого цементу залишається проблемою, особливо при фіксації незнімних конструкцій з різних матеріалів залежно від виду протезних тканин (тверді тканини зубів або штучна кукса з металу чи композиційного матеріалу). Забезпечення надійності фіксуючих матеріалів залишається актуальною задачею для ортопедичної стоматології. Для клінічної практики необхідний обґрунтований вибір при використанні фіксуючих матеріалів залежно від виду конструкції та виду протезних тканин.

Фіксуючі матеріали мають важливі властивості, які включають адгезію до ортопедичних конструкцій і до тканин опорних зубів, а також стійкість до руйнування. В процесі адгезії цементу забезпечується захист відпрепарованих зубів від бактерій та шкідливих впливів, таких як термічні та хімічні реакції, що допомагає у запобіганні карієсу та захворювань пульпи [110]. Якість крайового прилягання також залежить від характеристик відпрепарованої поверхні зуба та матеріалу для фіксації коронок [112]. Важливо мати можливість отримати тонку плівку цементу, що заповнює простір між куксою зуба та коронкою, забезпечуючи мінімальний контакт з рідиною ротової порожнини [17]. Час роботи цементу також впливає на його плинність і точність фіксації. Важливими характеристиками для фіксуючих матеріалів є міцність на стискання, нерозчинність у ротовій рідині та адгезія до твердих тканин зуба [165].

З розвитком сучасних технологій до фіксуючих матеріалів висуваються додаткові вимоги, включаючи стійкість об'єму, сумісність з різними матеріалами, такими як метали, пластмаси, фарфор, діоксид цирконію та оксид алюмінію, а також відсутність подразнення пульпи [133].

При виборі матеріалу для фіксації незнімних зубних протезів важливо, щоб лікар був впевнений не лише в його фізико-механічних характеристиках, таких як міцність на стискання, товщина цементної плівки, час твердіння, адгезія тощо [18], але й у його впливі на біологічні особливості, такі як вплив на пульпу, тверді тканини зуба та тканини пародонта [129, 132]. Досі вчені з різних країн не досягли єдиної думки щодо основних причин

таких ускладнень, як порушення фіксації коронок, чутливість зубів або некроз пульпи та зміни у тканинах пародонта при використанні стоматологічних цементів [101].

В умовах та з використанням технічних можливостей акредитованої дослідної лабораторії стоматологічних матеріалів та виробів АТ «Стома», проведено аналіз результатів фізико-механічних досліджень порівняно із зарубіжними аналогами. Це дозволило визначити найбільш оптимальну рецептуру, на яку був отриманий патент України на корисну модель [85]. Дані свідчать про те, що вітчизняний СІЦ на основі ПКВК за своїми фізико-механічними та клініко-технологічними властивостями повною мірою відповідає вимогам ISO-9917, ISO-4104, ISO-3107 ISO-4049. З'ясовано, що показник «Межа міцності при діаметральному розтягненні» усіх трьох матеріалів коливається в межах ( $8,8 \pm 9,9$ ) МПа та не має достовірної різниці ( $p > 0,05$ ). «Міцність на вигін» матеріалів, що досліджувались, розташована в межах ( $55,9 \div 70,2$ ) % та має достовірне значення ( $p < 0,001$ ) між показниками СІЦ на основі ПКВК та СІЦ на основі КМК, але несуттєво різниться з показником СІЦ на основі АТК ( $p > 0,05$ ). «Водопоглинання» матеріалу СІЦ на основі ПКВК має незначну різницю порівняно з показниками, представленими у міжнародних стандартах ISO та ДТСУ. «Вільна лінійна усадка» СІЦ на основі ПКВК займає середнє положення, що достовірно ( $p < 0,05$ ) менше порівняно з СІЦ на основі АТК. «Розчинність» СІЦ на основі ПКВК порівняно з аналогами не має достовірності ( $p > 0,05$ ) та відповідає міжнародним стандартам ISO. «Міцність при стисканні» СІЦ на основі ПКВК має достовірно ( $p < 0,001$ ) менший результат, ніж СІЦ на основі КМК.

Сила адгезії при розриві всіх матеріалів, які використовувались у лабораторному дослідженні, мала межі ( $7,89 \div 8,63$ ), тому має недостовірну різницю ( $p > 0,05$ ) у порівнянні між ними. Дослідження адгезії при зсуві показало, що СІЦ на основі ПКВК має достовірне значення ( $p \leq 0,05$ ) порівняно з СІЦ на основі АТК та недостовірне ( $p > 0,05$ ) з СІЦ на основі КМК.

Для визначення здатності СІЦ після їх остаточного твердіння до пролонгованого вивільнення іонів фтору використовували три різні розчини. Так, при порівнянні рідини А (буферний розчин) результати показують, що СІЦ на основі КМК має менший показник вільних іонів F – на 0,87 % порівняно з СІЦ на основі АТК, але ця різниця не є статистично достовірною ( $p > 0,05$ ). З іншого боку, СІЦ на основі ПКВК мав на 17,29 % більший показник за СІЦ на основі АТК та на 18,16 % більший за СІЦ на основі КМК, що свідчить про статистично значущу різницю ( $p < 0,01$ ). При порівнянні рідини В результати показують, що СІЦ на основі АТК був меншим на 1,86 % порівняно з СІЦ на основі КМК, але ця різниця також не є статистично достовірною ( $p > 0,05$ ). СІЦ на основі ПКВК мав на 5,34 % більший

показник, ніж СЩ на основі КМК та на 7,2 % більший за СЩ на основі АТК, і ця різниця є статистично значущою ( $p < 0,01$ ). При порівнянні рідини С результати показують, що СЩ на основі АТК мав на 16,79 % більший показник порівняно з СЩ на основі КМК, і ця різниця є статистично значущою ( $p < 0,01$ ). СЩ на основі ПКВК виділив вільні іони F у 2 рази більше, ніж СЩ на основі КМК ( $p < 0,01$ ) та був більшим за СЩ на основі АТК на 21,16 % ( $p < 0,01$ ).

Токсичність стоматологічного СЩ на основі ПКВК досліджували на статевозрілих лабораторних тваринах. Для визначення довготривалого впливу нового матеріалу на внутрішні органи та загальні системи спостерігали за загальним станом тварин, змінами у масі тіла, станом серцево-судинної системи, периферійної крові, функціонуванням ЦНС, периферійних органів: печінки, нирок, вагових коефіцієнтів внутрішніх органів.

Спостереження за загальним станом і поведінкою лабораторних щурів показали задовільний стан піддослідних. Не було жодної різниці між обома групами (дослідна та контрольна) у рухливості, потребі в їжі та воді, не змінювався зовнішній вигляд, була однакова реакція на зовнішні подразники. У жодній з груп піддослідні лабораторні тварини не загинули. Проведені дослідження складу периферичної крові показали, що у дослідних групах, які одноразово контактували зі стоматологічним склоіономерним матеріалом у дозі 1,0 мг/кг (10 ефективних доз), не спостерігалось відхилень у кількості еритроцитів (у самок  $4,86 \times 10^{12}/л$ , у самців  $4,53 \times 10^{12}/л$ ), гемоглобіну (у самок 79,62 г/л, у самців 87,21 г/л), лейкоцитів (у самців  $10,27 \times 10^9/л$ , у самок  $9,81 \times 10^9/л$ ), базофілів (не визначились – 0,00 % в обох групах самців та самок), еозинофілів (у самців 2,71 %, у самок 1,53 %), паличкоядерних нейтрофілів (у самців 0,56 %, у самок 0,48 %), сегментоядерних нейтрофілів (у самок 17,35 %, у самців 20,24 %), лімфоцитів (у самців 55,24 %, 53,48 % у самок), моноцитів (у самців 3,73 %, у самок 3,89 %) порівняно з інтактною групою. Отримані результати говорять про те, що СЩ на основі ПКВК не чинить виразного токсичного впливу на функціональний стан печінки: активність ферментів аланінаміно-трансферази (АлАТ) у самців 43,12 ммоль/год·мл, тоді як у самок 38,27 ммоль/год·мл. Активність ферментів аспартатаміно-трансферази (АсАТ) у самців 124,24 ммоль/год·мл, тоді як у самок 122,21 ммоль/год·мл, що знаходиться в межах норми. Аналіз маркерів функціонального стану печінки лабораторних тварин, які протягом 1 міс контактували зі стоматологічним матеріалом, показав, що порушень функцій їх печінок не було виявлено.

Було виконано ортопедичне лікування 50 пацієнтів (чоловіки та жінки віком від 25 до 65 років) з діагнозами: дефекти зубних рядів третього і четвертого класів за класифікацією Кеннеді та пацієнтів з дефектами твердих тканин зубів – незнімними конструкціями зубних протезів,

виготовленими за традиційною методикою. При різних клінічних випадках (згідно з ортопедичним діагнозом) в умовах виготовлення необхідної незнімної конструкції зубного протеза (згідно з планом ортопедичного лікування) обґрунтовані показання до клінічного застосування вітчизняного склоіономерного цементу на основі ПКВК для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів та виконаний добір стоматологічних цементів для постійної фіксації. Всі пацієнти були розділені на 3 групи. До I групи були віднесені пацієнти, незнімні конструкції яких були зафіксовані на групу СЦ на основі суміші карбонової та малеїнової кислот (КМК), до II групи – на матеріал, який отримували шляхом змішування на гомополімері акрилової та тартарової кислот (АТК), і до III групи – новий запропонований склоіономерний цемент, що готувався шляхом змішування полікарбонової та 2,3-дигідроксибутадіонової (винної) кислот (ПКВК). Найпоширеніші ускладнення при лікуванні незнімними конструкціями зубних протезів є такі: порушення крайового прилягання, стійкості конструкції та її фіксації. Тому порушення крайового прилягання у віддалений період користування конструкціями у пацієнтів I групи спостерігалось у 4 випадках (26,67) %, у пацієнтів II групи було виявлено 2 одиниці (13,33) %, у пацієнтів III групи порушення крайового прилягання було відмічене в одному випадку (5,00) %.

Порушення стійкості незнімних конструкції у I групі відмічалось у віддалений період у 3 одиниць (20,00) %, у пацієнтів II групи дане порушення виявлялось навколо 6 одиниць (40,00) %, що має достовірну різницю ( $p < 0,05$ ). У III групі цей показник становив одну конструкцію (5,00) %.

Конструкції, в яких в період експлуатації не була порушена фіксація, були відмічені у віддалений термін у пацієнтів I групи в кількості 3 одиниць (20,00) %, у пацієнтів II групи – 4 конструкцій (26,67) % та у пацієнтів III групи у 15 конструкцій (75,00) % за зазначений період, що має достовірну різницю ( $p < 0,01$ ).

Раціональний вибір матеріалу для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів є однією з найважливіших ланок ортопедичного лікування на етапі їхньої фіксації. Клінічні спостереження диференційованого застосування матеріалів для фіксації під час ортопедичного лікування незнімними конструкціями показали, що вибір фіксуючого цементу залежить від конструкційного матеріалу протеза, тканин протезного ложа і призводить до ефективного зниження ризику розвитку ускладнень.

## ВИСНОВКИ

1. У монографії представлено рішення актуальної науково-практичної задачі – підвищення ефективності ортопедичного лікування пацієнтів з дефектами твердих тканин та обмеженими дефектами зубних рядів незнімними конструкціями на етапах фіксації завдяки застосуванню нового вітчизняного склоіономерного цементу з урахуванням показників його основних властивостей.

2. За результатами лабораторних досліджень нового вітчизняного склоіономерного цементу можна відмітити його фізико-механічні властивості порівняно з аналогами: міцність межі при діаметральному розтягуванні менша на 0,6 % ( $p > 0,05$ ), міцність на вигін менша на 7,15 % ( $p < 0,05$ ), водопоглинання більше на 4,7 % ( $p > 0,05$ ), вільна лінійна посадка зменшилася на 0,11 % ( $p < 0,05$ ), розчинність зменшилася на 0,02 % ( $p > 0,05$ ), міцність при стисканні знизилася на 2,4 % ( $p < 0,001$ ).

3. Доведено, що міцність адгезії до твердих тканин зубів та різноманітних конструкційних матеріалів при розриві СЦ на основі ПКВК мала збільшення результату на 0,4 % ( $p > 0,05$ ), міцність адгезії при зсуві була також на 0,5 % ( $p \leq 0,05$ ) більше.

4. Встановлена здатність СЦ на основі ПКВК пролонговано вивільняти іони фтору в різних живильних середовищах: максимальне виділення фтору спостерігалось на 1-у добу у всіх досліджуваних середовищах; він мав найбільший показник у моделі деіонізованої води – 57,97 % ( $p < 0,001$ ), у моделі циклічної зміни рН штучної слини – 38,51 % ( $p < 0,001$ ) та у моделі циклічної зміни рН води – 82,18 % ( $p < 0,001$ ).

5. За результатами експериментальних досліджень доведено, що тривале застосування (протягом 30 діб) вітчизняного склоіономерного цементу не виявило токсичної дії на функціонування органів і тканин експериментальних тварин. Аналіз периферійних та біохімічних показників сироватки крові в основній (дослідній) групі не показав статистично значущих різниць відповідно до контрольної (інтактної) групи ( $p > 0,05$ ).

6. Обґрунтована клінічна ефективність розробленого СЦ на основі ПКВК завдяки оцінці якості ортопедичного лікування незнімними конструкціями зубних протезів, які були зафіксовані на вітчизняний склоіономерний цемент у ранні та віддалені терміни експлуатації, дозволяє отримати позитивний клінічний результат у 81,7 % випадків.

## **ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ**

1. Для профілактики виникнення вторинного карієсу та підвищеної чутливості опорних зубів доцільно використовувати склоіономерний цемент на основі ПКВК завдяки його здатності пролонговано виділяти іони фтору.

2. Завдяки підвищеній міцності адгезії до твердих тканин опорних зубів та конструкційних матеріалів рекомендовано застосовувати склоіономерний цемент на основі ПКВК для попередження передчасного порушення фіксації незнімних конструкцій зубних протезів при довготривалому використанні.

3. У клінічній практиці для поліпшення економічного положення пацієнтів рекомендовано проводити постійну фіксацію різноманітних незнімних ортопедичних конструкцій зубних протезів на склоіономерний цемент на основі ПКВК.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Соколова ІІ, Слинько ЮО, Удовиченко НМ. Поширеність дефектів зубних рядів у дорослого населення Харківського регіону. Український журнал медицини, біології та спорту. 2019;4(6(22)):260–265. DOI: 10.26693/jmbs04.06.260.
2. Bida AV, Hermanchuk SM, Struk VI, Bida VI, Zabuha YI, Bida AV. Rehabilitation of patients with bounded edentulous spaces by non-removable denture structures supported by dental implants in conditions of insufficient bone mineral density. *Wiad Lek.* 2019;72(10):1900-1903. PMID: 31982010.
3. Лабунець ВА, Рачинський СВ, Шнайдер СА, Лабунець ОВ, Дієва ТВ. Стан стоматологічної ортопедичної захворюваності, допомоги, прогноз розвитку та спрямовані шляхи реформування системи організації протезування чоловікам призовного віку на Україні. «Colloquium-journal». 2021;8(95):4-8. DOI: 10.24412/2520-6990-2021-895-4-8
4. Проць ГБ, Рожко ММ. Аналіз стану зубощелепного апарату хворих з генералізованим пародонтитом та дефектами зубних рядів. *Art of Medicine.* 2019;3(1(9)):116-121.
5. Слинько ЮО. Особливості стану зубних рядів жителів м. Харкова. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології», під час проведення X стоматологічного форуму «Медвін: Стоматологія 2021». 2021:142-144.
6. Фурдичко АІ, Федун ІР, Ільчишин МП, Ган ІВ, Пасічник МА. Оцінка стану тканин пародонта у хворих із соматичною патологією. Український журнал медицини, біології та спорту. 2023;8(1(41)):189-194. DOI: 10.26693/jmbs08.01.189.
7. Furdychko AI, Ilchyshyn MP, Fedun IR, Barylyak AYа, Slaba OM, Khoroz LM. Periodontal status in patients with diseases of hepatobiliary system, burdened with tobacco and drug addiction. *Wiad Lek.* 2020;3:517-521. DOI: 10.36740/WLek202003121.
8. Возний ОВ, Романюк ВМ. Використання біомаркерів при плануванні ортопедичної реабілітації пацієнтів із захворюваннями тканин пародонта. Експериментальна та клінічна стоматологія. 2019;1-2:26-30 DOI:10.35339/ecd.2019.1-2.26-30
9. Золотухіна ОІ, Романова ЮГ, Маслов ОВ. Визначення поширеності інфекції гелікобактер пілорі ротової порожнини у тютюнозалежних пацієнтів з хронічним генералізованим пародонтитом на тлі хронічного гіперацидного гастриту в процесі лікування. Сучасні проблеми медицини. 2020;4(40):50-4. DOI: 10.31071/promedosvity2020.04.050
10. Мочалов ЮО. Комплексне обґрунтування вдосконалення лікування зубів з дефектами твердих тканин в умовах розвитку імпортозаміщення пломбувальних матеріалів: автореф. дис. ... доктора мед. наук: 14.01.22.2020:40.

11. Vohra F, Altwaim M, Alshuwaier AS, Al-Deeb M, Alfawaz Y, Alrabiah M, et al. Influence of Bioactive, Resin and Glass Ionomer luting cements on the fracture loads of dentin bonded ceramic crowns. *Pak J Med Sci.* 2020;36(3):416-421. DOI: 10.12669/pjms.36.3.1946

12. Leung GK, Wong AW, Chu CH, Yu OY. Update on Dental Luting Materials. *Dent J (Basel).* 2022;10(11):208. DOI: 10.3390/dj10110208. PMID: 36354653.

13. ДСТУ 31578-2012. Цементи на водній основі. Технічні вимоги. Методи випробувань. Міждержавний рад по стандартизації, метрології і сертифікації. 2015:30 с.

14. Dvornyk VM, Teslenko OI, Jerys LB, Kuz HM, Balia HM, Kuz VS. Reuse of the intraosseous part of the dental implant (The clinical case). *Український стоматологічний альманах.* 2022;1:38-42. DOI:10.31718/2409-0255.1.2022.07

15. Янішен ІВ, Сідорова ОВ. Визначення показників міцності адгезії склоіономерних цементів для постійної фіксації до твердих тканин опорних зубів. *Український журнал медицини, біології та спорту.* 2020;1(23):277-281. DOI: 10.26693/JMBS05.01.277.

16. Smritti J, Kusumitha P, Alla RK, Guduri V, Ramaraju AV, Sajjan MCS. Solubility of glass ionomer cement in various acidic beverages at different time intervals: an in vitro study. *Int J Dent Mater.* 2022;4(3):78-81. DOI: 10.37983/IJDM.2022.4401

17. Дворник ВМ, Марченко АВ, Ніколішна ЕВ, Литовченко ІО, Іленко НМ, Ніколішин ІА. Нові способи лікування гіперестезії зубів. *Світ медицини та біології.* 2021;2(76):84-88. DOI: 10.26724/2079-8334-2021-2-76-84-88.

18. Perera D, Yu SCH, Zeng H, Meyers IA, Walsh LJ. Acid Resistance of Glass Ionomer Cement Restorative Materials. *Bioengineering (Basel).* 2020;7(4):150. DOI: 10.3390/bioengineering7040150. PMID: 33266452.

19. Kuznetsov R, Yanishen I, Diudina I, Krychka N, Diieva T. Experimental justification of a method-of-choice to protect the receptor apparatus of the teeth, supporting a non-removable design denture. *Georgian Med News.* 2019;(286):36-39. PMID: 30829586.

20. Кузьменко ГО. Зарубіжний досвід публічного управління у сфері охорони здоров'я. *Механізм публічного управління.* 2022;33(72):113-119. DOI: 10.32838/TNU-2663-6468/2022.3/19

21. Вошко ІВ. Особливості реформування системи охорони здоров'я в країнах Європи. *Актуальні проблеми державного управління.* 2021;2(83):64-68. DOI: 10.35432/1993-8330appa2832021237249

22. Dvornyk VM, Karamyshev DV, Zhdan VM, Hordiienko LP, Kundii ZhP. Institutional principles of civil-military cooperation regarding medical support of the Armed Forces of Ukraine. *Вісник проблем біології і медицини.* 2022;4(167):66-74. DOI 10.29254/2077-4214-2022-4-167-66-75.

23. Дворник ВМ, Ждан ВМ, Старченко П, Беляєва ОМ. *Medicus nihil aliud est, quam animi consolatio*: комунікативна компетентність лікаря як один з основних критеріїв його професіоналізму. Актуальні питання лінгвістики, професійної лінгводидактики, психології і педагогіки вищої школи: зб. статей V Міжнар. наук.-практ. конф. Полтава. 2020:3–13.

24. Дорошенко СІ, Савонік СМ, Механіко-математичне моделювання процесу лікування дефектів зубних рядів фронтальної ділянки у дітей та підлітків. *Вісник стоматології*. 2021;114(1):15-19. DOI: 10.35220/2078-8916-2021-39-1-15-19

25. Возний ОВ, Германчук СМ, Струк ВІ, Біда ВІ, Погоріла АВ. Стан і перспективи розвитку стоматологічної допомоги населенню України. Актуальні питання фармацевтичної і медичної науки та практики. 2019;12(2(30)):228–234. DOI: 10.14739/2409-2932.2019.2.171248.

26. Bida AV, Hermanchuk SM, Struk VI, Bida VI, Analysis of indicators of the orthopedic careprovision to the adult population of Ukraine during 2012-2017. *Wiadomosci Lekarskie*. 2019;72(5 cz 1):914-917. PMID: 31175795.

27. Янішен ІВ, Ярова АВ, Бережна ОО, Доля АВ, Богатиренко МВ. Клінічні аспекти застосування стоматологічних матеріалів у контексті забезпечення якості лікування ортопедичними конструкціями. *Вісник проблем біології і медицини*. 2019;2(1(149)):59-66. DOI 10.29254/2077-4214-2019-1-2-149-59-66.

28. Біда ОВ. Диференційовані методи ортопедичного лікування та функціональної реабілітації хворих з дефектами зубних рядів, ускладнених зубощелепними деформаціями : дис. ...д-ра наук. 2018:390.

29. Палков ТА. Вимірювання конусності препарування зубів під повні керамічні коронки і мостоподібні протези. *Вісник проблем біології і медицини*. 2020;1:378-380. DOI: 10.29254/2077-4214-2020-1-155-378-380.

30. Германчук СМ, Біда ВІ. Результати клінічного дослідження осіб з частковою втратою зубів при захворюваннях тканин пародонта. *Вісник проблем біології і медицини*. 2019;2(1(149)):346-349. DOI: 10.29254/2077-4214-2019-1-2-149-346-350

31. Янішен ІВ, Білобров РВ, Герман СА, Бірюков ВО, Салія ЛГ. Математичне моделювання напружено-деформованого стану системи кореня зуба при установці кукових вкладок. *Вісник проблем біології і медицини*. 2020;1:264-270. DOI: 10.29254/2077-4214-2020-1-155-264-270.

32. Коробейніков ЛС, Коробейнікова ЮЛ, Король ДМ, Хавалкіна ЛМ. Критерії оцінки опорних зубів під металокерамічні конструкції за результатами конусно-променевої комп'ютерної томографії. 2018;4(2):237-241. DOI: 10.29254/2077-4214-2018-4-2-147-237-241.

33. Біда ВІ, Германчук СМ. Зміни фізико-хімічних властивостей емалі дентину зубів людини в залежності від площі покриття коронки зуба ортопедичною конструкцією. Сучасна стоматологія. 2012;1:92-97.

34. Кузнецов РВ, Янішен ІВ, Федотова ОЛ, Погоріла АВ, Богатиренко МВ. Порівняльна оцінка основних характеристик стоматологічних цементів для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів. Експериментальна і клінічна медицина. 2023;92(1):1-5. DOI: 10.35339/ekm.2023.92.1.ukf.

35. Дворник ВМ, Єрис ЛБ, Тесленко ОІ, Кузь ГМ, Тумакова ОБ. Порівняльні аспекти технологій виготовлення каркасу бюгельного протезу. Вісник проблем біології і медицини. 2018;4(1(146)):188–191. DOI: 10.29254/2077-4214-2018-4-1-146-188-191.

36. Кузнецов РВ, Янішен ІВ Прогнозування зниження якості незнімних конструкцій зубних протезів на етапах клінічної експлуатації. Вісник проблем біології і медицини. 2016;2(1(128)):297-301.

37. Кузнецов РВ, Янішен ІВ, Бережна ОО. Фактори, що визначають якість ортопедичних конструкцій: аналіз взаємозв'язків. Вісник проблем біології і медицини. 2016;2(1(128)):292-296.

38. Нідзельський МЯ, Цветкова НВ, Сегеденко ВФ. Психофізіологічна відповідна реакція організму пацієнта на ортопедичні конструкції. Вісник проблем біології і медицини. 2018;2(1(143)):362-364. DOI 10.29254/2077-4214-2018-1-2-143-362-365.

39. Соколова ІІ, Герман СІ, Герман СА. Деякі питання поширеності та структури дефектів зубних рядів у населення України. Український стоматологічний альманах. 2013;6:116-119.

40. Беліков ОБ, Белікова НІ, Сорохан ММ. Спосіб підвищення міцності адгезивної фіксації мостоподібних протезів до твердих тканин опорних зубів In: Innovative approaches to personal development and health improvement. Monographic series «European Science». 2021;4(10):162-168. DOI: 10.21893/2709-2313.2021-04-1510-038.

41. Слин'юк ЮО. Анатомо-топографічні характеристики малих дефектів зубних рядів населення м. Харкова. Art of Medicine. 2020;2:70-75. DOI:10.21802/artm.2020.2.14.70.

42. Палков ТА. Вимоги до параметрів кута збіжності при препаруванні зубів під сучасні види незнімних зубних протезів. Огляд літератури. Новини стоматології. 2019;2:39-42.

43. Біда ОВ. Ефективність ортопедичного лікування пацієнтів із включеними дефектами зубних рядів незнімними конструкціями зубних протезів з опорою на дентальні імплантати в умовах недостатньої щільності кісткової тканини. Сучасна стоматологія. 2016;2:88-91.

44. Клим'юк ЮВ, Ожоган ЗР, Мізюк ЛВ, Криванич ВМ, Янішен ІВ. Ортопедичне лікування незнімними конструкціями, враховуючи розподіл

і причини виникнення дефектів твердих тканин зубів. Патологія. 2021;18(1(51)):112-116. DOI: 0.14739/2310-1237.2021.1.222967.

45. Дюдiна IЛ. Збереження функціональної активності пульпи при підготовці зубів до лікування незнімними конструкціями протезів: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22. IЛ. Харків. 2012:19 с.

46. Янішен IB, Дюдiна IЛ. Патогенетичні механізми розвитку змін у рецепторному апараті зубів під час препарування твердих тканин та вплив депульпування на їх витривалість до механічних навантажень (огляд літератури). Вісник проблем біології і медицини. 2016;1(126):62-66.

47. Палков ТА, Шибінський ВЯ, Мартинець-Пішковці МЯ. Вимірювання показників електрозбудливості пульпи при препаруванні зубів під металокерамічні коронки і мостоподібні протези. Новини стоматології. 2018;4:53-56.

48. Романюк ВМ, Возний ОВ, Павлов СВ. Діагностичне та прогностичне значення молекулярно-біохімічних маркерів у пацієнтів із захворюваннями тканин пародонту та дефектами зубних рядів. Вісник проблем біології і медицини. 2020;2(156):365-369. DOI: 10.29254/2077-4214-2020-2-156-365-369.

49. Янішен IB. Оцінка якості незнімних конструкцій зубних протезів. Український стоматологічний альманах. 2016;1(1):70-74.

50. Костенко СБ. Модифікація підходів до препарування зубів під ортопедичні конструкції шляхом вдосконалення принципу цільового простору препарування та реставрації. Вісник проблем біології і медицини. 2021;2(160):307-311. DOI: 10.29254/2077-4214-2021-2-160-307-311.

51. Онiщенко СI. Ситуаційний аналіз помилок на етапах виготовлення незнімних протезів та їхньої експлуатації протягом гарантійного терміну. Український медичний альманах. 2013;16(2):63–65.

52. Ярина IM. Аналіз обстеження пацієнтів із незадовільними результатами ортопедичного лікування дефектів твердих тканин зубів і зубних рядів незнімними конструкціями зубних протезів. Український стоматологічний альманах. 2018;4:38-43.

53. Babay N, Alshehri F, Al Rowis R. Majors highlights of the new 2017 classification of periodontal and peri-implant diseases and conditions. Saudi Dent J. 2019;31(3):303-305. DOI: 10.1016/j.sdentj.2019.04.006. PMID: 31337931.

54. Назарян РС, Щєбликіна НВ, Колєсова ТВ, Фоменко ЮВ, Голік НВ. Оптимізація міждисциплінарного підходу до повторного ендодонтичного лікування молярів верхньої щелепи зі складною анатомією мезіобуккального кореня при одонтогенному гаймориті. Український журнал медицини, біології та спорту. 2019;4(5):281-285. DOI: 10.26693/jmbs04.05.281.

55. Ghodsi S, Aghamohseni MM, Arzani S, Rasaeipour S, Shekarian M. Cement selection criteria for different types of intracanal posts. Dent Res J (Isfahan). 2022;19:51. PMID: 36159063.

56. Bandiaky ON, Le Bars P, Gaudin A, Hardouin JB, Cheraud-Carpentier M, Mbodj EB, Soueidan A. Comparative assessment of complete-coverage, fixed tooth-supported prostheses fabricated from digital scans or conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2022;127(1):71-79. DOI: 10.1016/j.prosdent.2020.09.017. PMID: 33143901.

57. Sokolova II, German SI, Tomilina TV, Slynko YO, Potapchuk AM, Skydan KV, Udovychenko NM. Possibilities of modern X-ray examination methods for diagnostics of hidden dental caries of approximal localization. *Wiad.Lek*. 2019;72(7):1258-1264.

58. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29(16):199-214. PMID: 30328190.

59. Соколова ІІ, Савельєва НМ, Герман СІ, Томіліна ТВ. Деякі аспекти етіології захворювань пародонта (огляд літератури). Український стоматологічний альманах. 2018;2:54-59. Режим доступу: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/Usa\\_2018\\_2\\_15](http://nbuv.gov.ua/UJRN/Usa_2018_2_15).

60. Kist S, Stawarczyk B, Kollmuss M, Hickel R, Huth KC. Fracture load and chewing simulation of zirconia and stainless-steel crowns for primary molars. *European journal of oral sciences*. 2019;127(4):369-375. DOI: 10.1111/eos.12645. PMID: 31293020.

61. Янішен ІВ, Сідорова ОВ, Бірюков ВО, Криничко ФР. Причини виникнення ускладнень при ортопедичному лікуванні незнімними конструкціями зубних протезів. The 3rd International scientific and practical conference. *Eurasian scientific congress*. 2020:91-96.

62. Соколова ІІ, Марковська ІВ. Клінічна оцінка ефективності розробленого профілактичного комплексу для робітників, які піддаються впливу електромагнітного випромінювання. *Scientific and practical journal*. 2020;4(1 (13)):105 -110. DOI: 10.21802/artm.2020.1.13.105.

63. Біда ОВ, Забуга ЮІ, Германчук СМ. Експериментальне обґрунтування застосування засобів захисту поверхні препарування твердих тканин вітальних зубів на етапах ортопедичної реабілітації пацієнтів. Український стоматологічний альманах. 2013;1:8-12.

64. Біда ОВ, Павленко ОВ, Забуга ЮІ, Струк ВІ. Захист поверхні препарування твердих тканин вітальних зубів при виготовленні незнімних конструкцій зубних протезів (експериментальне дослідження). *Сучасна стоматологія*. 2013;2:110-112.

65. Дворник ВМ, Дворник АВ, Водоріз ЯЮ, Скрипников ПМ, Ткаченко ІМ. Клінічні особливості впливу вибілювачів різних груп у порожнині рота у різні терміни після закінчення лікування. *Світ медицини та біології*. 2022;2(80):056-060. DOI: 10.26724/2079-8334-2022-2-80-56-60.

66. Дюдiна IЛ, Янiшен IВ, Томiлiн ВГ, Погорiла АВ, Перешивайлова Ю. Огляд методiв захисту пульпи зуба пiсля препарування твердих тканин зубiв. *Вiсник стоматологiї*. 2022;43(1(118)):115-122. DOI: 10.35220/2078-8916-2022-43-1.20.

67. Бiда ОВ, Забуга ЮI, Струк ВI. Структурнi особливостi емалi та дентину зубiв людини у вiковому аспектi. Досягнення бiологiї та медицини. 2012;2:42-46.

68. Струк ВI, Забуга ЮI. Особливостi ортопедичного лiкування пацiєнтiв з патологiчним стиранням твердих тканин зубiв зi збереженням iх вiтальностi. *Сучасна стоматологiя*. 2019;95(1):88-91. DOI: 10.33295/1992-576X-2019-1-88-91.

69. Дюдiна IЛ, Голiк ВП. Вплив операцiї препарування твердих тканин на пульпу зуба пiд час лiкування незiмними конструкцiями протезiв. *Вiсник проблем бiологiї i медицини*. 2013;4(1(104)):11-15.

70. Голiк ВП, Гришанiн ГГ, Дюдiна IЛ, Янiшен IВ. Захист пульпи зубiв, якi використовуються пiд опору незiмних конструкцiй протезiв, за запропонованою методикою. *Dental Science and Practice*. 2015;1-2:14-5.

71. Матерiалознавство в стоматологiї : навч. посiб. / ДМ Король, ОД Оджубейська та iн. ; за заг. ред. Короля ДМ. Вiнниця : Нова Книга. 2019:400 с.

72. Iнновацiї зуботехнiчного матерiалознавства у лiкуванні стоматологiчних пацiєнтiв рiзними ортопедичними конструкцiями : навч. посiб. для пiдготовки фахiвцiв III (освiтньо-наукового рiвня) вищої освiти за спецiальнiстю «Стоматологiя» та для пiдготовки фахiвцiв у системi пiслядипломної освiти медичних ВНЗ. / IВ Янiшен, ОО Бережна, АВ Погорiла, КЮ Андриєнко. Харкiв : ХНМУ. 2021:48 с.

73. Ebadian B, Jowkar M, Davoudi A, Fathi A, Ziaei M, Berg E. The effect of different cleansing methods for removing temporary cement on the tensile bond force of permanently cemented implant-supported metal copings: An in vitro study. *Clin Exp Dent Res*. 2022;8(4):1002-1007. DOI: 10.1002/cre2.593. PMID: 35618682.

74. Zaniboni JF, Silva AM, Fernandez E, de Melo Alencar C, Morais JMP, de Campos EA, Kuga MC. Temporary cement residues affect the bond strength and dentin penetration of self-adhesive resin cement in fiberglass post cementation. *Microsc Res Tech*. 2021;84(10):2351-2360. DOI: 10.1002/jemt.23789. PMID: 33960585.

75. Ярина IМ. Дослiдження впливу незiмних ортопедичних конструкцiй на iмунометаболiчний профiль пацiєнтiв. *Вiсник проблем бiологiї i медицини*. 2018;4(2(147)):368-372. DOI: 10.29254/2077-4214-2018-4-2-147-368-372

76. Song MY, An H, Park EJ. The Effect of Temporary Cement Cleaning Methods on the Retention of Crowns. *J Prosthodont*. 2019;28(1):e210-e215. DOI: 10.1111/jopr.12646. PMID: 28598530.

77. Янішен ІВ, Ярова АВ, Доля АВ, Мовчан ОВ. Показники якості життя пацієнтів на етапах лікування зі застосуванням незнімних ортопедичних конструкцій із матеріалу на основі поліметилметакрилату. Actual trends of modern scientific research. Abstracts of the 2nd International scientific and practical conference. MDPC Publishing. Munich, Germany. 2020:57-63.

78. Янішен ІВ, Ярова АВ, Доля АВ, Мовчан ОВ. Порівняльний аналіз фізико-механічних властивостей матеріалів для виготовлення тимчасових ортопедичних конструкцій. Abstracts of XII International Scientific and Practical Conference «Dynamics of the development of world science». Vancouver, Canada. 2020:407-412.

79. Almejadi N, Kutkut A, Al-Sabbagh M. What is the Best Available Luting Agent for Implant Prosthesis? Dent Clin North Am. 2019;63(3):531-545. DOI: 10.1016/j.cden.2019.02.014. PMID: 31097143.

80. Радчук ВБ. Деякі аспекти перебудови ясенних епітеліоцитів після протезування металокерамічними коронками у віддалені терміни клінічних спостережень. Вісник проблем біології і медицини. 2019;3(152):304-307. DOI: 10.29254/2077-4214-2019-3-152-304-307

81. Lugas AT, Terzini M, Zanetti EM, Schierano G, Manzella C, Baldi D, Bignardi C, Audenino AL. In Vitro Simulation of Dental Implant Bridges Removal: Influence of Luting Agent and Abutments Geometry on Retrieval. Materials (Basel). 2020;13(12):2797. DOI: 10.3390/ma13122797. PMID: 32575862.

82. Koch T, Peutzfeldt A, Malinovskii V, Flury S, Häner R, Lussi A. Temporary zinc oxide-eugenol cement: eugenol quantity in dentin and bond strength of resin composite. Eur J Oral Sci. 2013;121(4):363-9. DOI: 10.1111/eos.12053. PMID: 23841789.

83. Gaile M, Papia E, Zalite V, Locs J, Soboleva U. Resin Cement Residue Removal Techniques: In Vitro Analysis of Marginal Defects and Discoloration Intensity Using Micro-CT and Stereomicroscopy. Dent J (Basel). 2022;10(4):55. DOI: 10.3390/dj10040055. PMID: 35448050.

84. ДСТУ 31609-2012. Матеріали стоматологічні цементні на основі оксиду цинку з евгенолом та без евгенолу. Загальні технічні вимоги та методи випробувань. 2012: 29.

85. ISO 3107:2011 Стоматологія. Цементи на основі оксид цинку/евгенолу і цементи оксид цинку/без евгенолу. 2011:21 с.

86. Мельник АВ, Смірнова ОВ, Сулім ОГ. Хімія в стоматології. Вісник Вінницького національного медичного університету. 2022;26(3):454-457. DOI: 10.31393/reports-vnmedical-2022-26(3)-18.

87. Grinberga S, Papia E, Aleksejuniene J, Zalite V, Locs J, Soboleva U. Effect of Temporary Cement, Surface Pretreatment and Tooth Area on the

Bond Strength of Adhesively Cemented Ceramic Overlays-An In Vitro Study. *Dent J (Basel)*. 2023;11(1):19. DOI: 10.3390/dj11010019. PMID: 36661557.

88. Bayda S, Adeel M, Tuccinardi T, Cordani M, Rizzolio F. The History of Nanoscience and Nanotechnology: From Chemical-Physical Applications to Nanomedicine. *Molecules*. 2019;25(1):112. DOI: 10.3390/molecules25010112. PMID: 31892180.

89. Макеєв ВФ, Микиєвич НІ. Експериментальне вивчення щільності прилягання прямих і непрямих реставрацій до твердих тканин зуба. *Сучасна стоматологія*. 2018;1:94-98.

90. Prabhakar AR, Yavagal CM, Chakraborty A, Sugandhan S. Finite element stress analysis of stainless steel crowns. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2015;33(3):183-91. DOI: 10.4103/0970-4388.160352. PMID: 26156271.

91. Ozer F, Pak-Tunc E, Esen Dagli N, Ramachandran D, Sen D, Blatz MB. Shear bond strength of luting cements to fixed superstructure metal surfaces under various seating forces. *J Adv Prosthodont*. 2018;10(5):340-346. DOI: 10.4047/jap.2018.10.5.340. PMID: 30370024.

92. Ghodsi S, Arzani S, Shekarian M, Aghamohseni M. Cement selection criteria for full coverage restorations: A comprehensive review of literature. *J Clin Exp Dent*. 2021;13(11):e1154-e1161. DOI: 10.4317/jced.58671. PMID: 34824703.

93. Sokolowski G, Krasowski M, Szczesio-Wlodarczyk A, Konieczny B, Sokolowski J, Bociong K. The Influence of Cement Layer Thickness on the Stress State of Metal Inlay Restorations-Photoelastic Analysis. *Materials (Basel)*. 2021;14(3):599. DOI: 10.3390/ma14030599. PMID: 33525369.

94. Wassmann T, Schubert A, Malinski F, Rosentritt M, Krohn S, Techmer K, Bürgers R. The antimicrobial and cytotoxic effects of a copper-loaded zinc oxide phosphate cement. *Clin Oral Investig*. 2020;24(11):3899-3909. DOI: 10.1007/s00784-020-03257-w. PMID: 32198658.

95. ДСТУ 56924-2016 (ISO 4049:2009). Матеріали полімерні відновлювальні. Методи випробувань (з поправкою). 2016:30 с.

96. Aker Sagen M, Dahl JE, Matinlinna JP, Tibballs JE, Rønold HJ. The influence of the resin-based cement layer on ceramic-dentin bond strength. *Eur J Oral Sci*. 2021;129(4):e12791. DOI: 10.1111/eos.12791. PMID: 34057757.

97. Szczesio-Wlodarczyk A, Rams K, Kopacz K, Sokolowski J, Bociong K. The Influence of Aging in Solvents on Dental Cements Hardness and Diametral Tensile Strength. *Materials (Basel)*. 2019;12(15):2464. DOI: 10.3390/ma12152464. PMID: 31382428.

98. Sokolowski G, Szczesio A, Bociong K, Kaluzinska K, Lapinska B, Sokolowski J, Domarecka M, Lukomska-Szymanska M. Dental Resin Cements – The Influence of Water Sorption on Contraction Stress Changes and Hydroscopic

Expansion. *Materials* (Basel). 2018;11(6):973. DOI: 10.3390/ma11060973. PMID: 29890684.

99. Aldhafyan M, Silikas N, Watts DC. Influence of curing modes on conversion and shrinkage of dual-cure resin-cements. *Dent Mater*. 2022;38(1):194-203. DOI: 10.1016/j.dental.2021.12.004. PMID: 34924201.

100. De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *J Appl Oral Sci*. 2015;23(4):358-68. DOI: 10.1590/1678-775720140524. PMID: 26398507.

101. Sinjari B, Santilli M, D'Addazio G, Rexhepi I, Gigante A, Caputi S, Traini T. Influence of Dentine Pre-Treatment by Sandblasting with Aluminum Oxide in Adhesive Restorations. An In Vitro Study. *Materials* (Basel). 2020;13(13):3026. DOI: 10.3390/ma13133026. PMID: 32645819.

102. Ginzkey C, Zinnitsch S, Steussloff G, Koehler C, Hackenberg S, Hagen R, Kleinsasser NH, Froelich K. Assessment of HEMA and TEGDMA induced DNA damage by multiple genotoxicological endpoints in human lymphocytes. *Dent Mater*. 2015;31(8):865-76. DOI: 10.1016/j.dental.2015.04.009. PMID: 26025483.

103. Alizadehgharib S, Östberg AK, Dahlgren U. Effects of the methacrylate/acrylate monomers HEMA, TEGDMA, DEGDA, and EMA on the immune system. *Clin Exp Dent Res*. 2017;3(6):227-234. DOI: 10.1002/cre2.93. PMID: 29744206.

104. ISO 7405:2018-Dentistry — evaluation of biocompatibility of medical devices used in dentistry. 2018:26 с.

105. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Teixeira EC, Takamizawa T, Miyazaki M, Latta MA. Fatigue bond strength of dental adhesive systems: Historical background of test methodology, clinical considerations and future perspectives. *Jpn Dent Sci Rev*. 2022;58:193-207. DOI: 10.1016/j.jdsr.2022.05.001. PMID: 35789771.

106. Янішен ІВ, Федотова ОЛ. Порівняльна кваліметрична оцінка зуботехнічних стоматологічних матеріалів зубних протезів. Експериментальна та клінічна стоматологія. 2017;1(1):95-100.

107. Янішен ІВ, Сідорова ОВ. Методика визначення показника межі міцності при діаметральному розтягненні склоіономерного цементу для постійної фіксації. Сучасні тенденції та перспективи розвитку стоматологічної освіти, науки та практики: зб. наук. праць. Харків. 2020:95-96.

108. Geng H, Wang T, Cao H, Zhu H, Di Z, Liu X. Antibacterial ability, cytocompatibility and hemocompatibility of fluorinated graphene. *Colloids Surf B Biointerfaces*. 2019;173:681-688. DOI: 10.1016/j.colsurfb.2018.10.050. PMID: 30384264.

109. Poornima P, Koley P, Kenchappa M, Nagaveni NB, Bharath KP, Neena IE. Comparative evaluation of compressive strength and surface microhardness of EQUIA Forte, resin-modified glass-ionomer cement with conventional glass-ionomer cement. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2019;37(3):265-270. DOI: 10.4103/JISPPD.JISPPD\_342\_18. PMID: 31584026.
110. Torres-Rivera Z, Fernández-Tarazona J, de Souza A. Influence of dentin conditioning with polyacrylic acid on the shear bond strength of a nano-filled resin-modified glass ionomer cement. *Journal Of Oral Research.* 2020;9(4):319-325. DOI: 10.17126/joralres.2020.073
111. Сорохан ММ, Беліков ОБ, Белікова НІ, Белікова ЛО. Аналіз фізико-механічних властивостей композитного матеріалу – Maxcem Elite ТМ у порівняльному аспекті з фіксуєчими матеріалами для непрямих реставрацій. In: *Materials of the 7th International scientific and practical conference. Eurasian scientific congress.* Barca Academy Publishing. Barcelona, Spain. 2020:94-98.
112. Handa M, Marya P, Gupta V, Chopra S. Comparative evaluation of microleakage of metallic copings luted with three different commercially available luting cements: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2021;21(1):57-65. DOI: 10.4103/jips.jips\_19\_20. PMID: 33835069.
113. Chen J, Zhao Q, Peng J, Yang X, Yu D, Zhao W. Antibacterial and mechanical properties of reduced graphene-silver nanoparticle nanocomposite modified glass ionomer cements. *J Dent.* 2020;96:103332. DOI: 10.1016/j.jdent.2020.103332. PMID: 32283122.
114. Невинський ЮО, Невинський ОГ. Дослідження в ендодонтичній і терапевтичній сферах застосування інноваційних біоактивних цементів. *Вісник проблем біології і медицини.* 2019;1(148):347-353. DOI: 10.29254/2077-4214-2019-1-1-148-347-353.
115. Дворник В, Волгін М, Йоме Е, Кильбаса А, Дворник А. Критична оцінка можливостей сучасних склоіономерних цементів як альтернативи стоматологічній амальгамі: західноєвропейський досвід. Сучасні тренди розвитку медичної освіти: перспективи і здобутки : матеріали навч.-наук. конф. з міжнар. участю. Полтава. 2022:56-57.
116. Belikov O, Sorokhan N, Belikova N, Roshchuk O, Vatamaniuk N. Comparative characteristics of the physicomchanical properties of self-etching self-adhesive cements for indirect restorations. *Journal of social sciences, nursing, public health and education.* 2021;1:5-10.
117. Янішен ІВ, Сідорова ОВ. Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей склоіономерних цементів для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій. *Український стоматологічний альманах.* 2019;2:59–63.

118. Янішен ІВ, Герман СА, Ярина ІМ, Сідорова ОВ, Сорохан ММ. Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей стоматологічних цементів для постійної фіксації ортопедичних конструкцій. Український журнал медицини, біології та спорту. 2018;6(15):240-244. DOI: 10.26693/jmbs03.06.240.
119. Sorokhan , Belikov O, Belikova N, Belikova L. Comparative characteristics of the physical and mechanical properties of the self-etchable self-adhesive composite cement for indirect restorations "Maxcem Elite <sup>TM</sup>". In: of the 12th International scientific and practical conference. Dynamics of the development of world science. 2020:104-110.
120. Оджубейська ОД, Король ДМ, Рамус МО, Король МД. Дослідження тривалості цементних зразків при циклічному стиску. Вісник проблеми біології та медицини. 2018;4(2):246-249. DOI: 10.29254/2077-4214-2018-4-2-147-246-249.
121. Виженко ЄІ. Фізико-механічні властивості цементів для фіксації незнімних ортопедичних конструкцій на імплантатах. Вісник ВДНЗУ. 2012;4(36):18-20.
122. Петрушанко ВМ, Павленкова ЄВ, Павленко СА, Сідорова АІ. Особливості процесу затвердіння склоіонмерних цементів та його вплив на тверді тканини зуба. Вісник проблем біології та медицини. 2013;2:50-54.
123. Вовк ВВ, Борачок ЄВ, Волинець ВМ, Неспрядько ВП. Порівняльна характеристика сучасних стоматологічних фіксуючих цементів. Огляд літератури. Science and innovation of modern world. 2022:181-186.
124. Yanishen IV, Sidorova OV, Berezhna OO, Saliya LG, Bugaiev VY. Analysis of the terms of usage of non-removable restorations fixed by different glass ionomer cements. Journal of Education, Health and Sport. 2021;11(12):307-319. DOI: 10.12775/JEHS.2021.11.12.024
125. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. J Funct Biomater. 2016 Jun 28;7(3):16. DOI: 10.3390/jfb7030016.
126. Оджубейська ОД, Кіндій ДД, Кіндій ВД, Рамусь АМ. Альтернативна оцінка ефективності лікування гіперестезії препаративаних вітальних зубів десенситайзерами при виготовленні металокерамічних незнімних конструкцій. Сучасні тенденції та перспективи розвитку стоматологічної освіти, науки та практики: матеріали міжнар. наук.-практ. конф. Харків. 2021:66–68.
127. Вахула ЯІ, Тупісь ІМ. Перспективні напрямки застосування скла в медицині (огляд). Chemistry, Technology and Application of Substances. 2019;2(2):73 – 77.

128. Мороз ЮЮ. Клінічні та лабораторні причини порушень адаптації пацієнтів до незнімних зубних протезів та практичні рекомендації по їх запобіганню. Вісник морської медицини. 2018;3(80):123-129.
129. Hasiuk P, Odzhubeiska O, Korol D. [et al.] Comparative analysis of endurance cements for the fixation of non-removable orthopedic constructions under the action of cyclic compression. *Wiadomości Lekarskie*. 2022;75(4(1)):770-773.
130. McLean JW. Glass-ionomer cements. *Br Dent J*. 1988;164(9):293-300.
131. Khan AS, Syed MR. A review of bioceramics-based dental restorative materials. *Dent Mater J*. 2019;38(2):163-176. DOI: 10.4012/dmj.2018-039. PMID: 30381635.
132. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Altitnchi A, Ahmed SN, Donovan TE. Physical Properties, Film Thickness, and Bond Strengths of Resin-Modified Glass Ionomer Cements According to Their Delivery Method. *J Prosthodont*. 2019;28(1):85-90. DOI: 10.1111/jopr.12779. PMID: 29508472.
133. Янішен ІВ, Сідорова ОВ. Новий вітчизняний склоіономерний цемент для постійної фіксації незнімних ортопедичних конструкцій. Експериментальна та клінічна стоматологія. 2019;4(5):36-40.
134. Янішен ІВ, Ярова АВ, Бережна ОО, Доля АВ, Богатиренко МВ. Якість лікування ортопедичними стоматологічними конструкціями як проблемам клінічної стоматології (огляд літератури). Український журнал медицини, біології та спорту. 2019;2(18):59-68. DOI: 10.26693/jmbs04.02.059.
135. Amin F, Rahman S, Khurshid Z, Zafar MS, Sefat F, Kumar N. Effect of Nanostructures on the Properties of Glass Ionomer Dental Restoratives/Cements: A Comprehensive Narrative Review. *Materials (Basel)*. 2021;14(21):6260. DOI: 10.3390/ma14216260. PMID: 34771787.
136. Wan Jusoh WN, Matori KA, Mohd Zaid MH, Zainuddin N, Ahmad Khiri MZ, Abdul Rahman NA, Abdul Jalil R, Kul E. Incorporation of Hydroxyapatite into Glass Ionomer Cement (GIC) Formulated Based on Alumino-Silicate-Fluoride Glass Ceramics from Waste Materials. *Materials (Basel)*. 2021;14(4):954. DOI: 10.3390/ma14040954. PMID: 33670465.
137. Moheet IA, Luddin N, Rahman IA, Kannan TP, Nik Abd Ghani NR, Masudi SM. Modifications of Glass Ionomer Cement Powder by Addition of Recently Fabricated Nano-Fillers and Their Effect on the Properties: A Review. *Eur J Dent*. 2019;13(3):470-477. DOI: 10.1055/s-0039-1693524. PMID: 31280484.
138. Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS, Khan AS, Zohaib S, Martí JM, Sauro S, Matinlinna JP, Rehman IU. Modifications in glass ionomer cements: nano-sized fillers and bioactive nanoceramics. *Int J Mol Sci*. 2016;17(7):1134. DOI: 10.3390/ijms17071134. PMID: 27428956.
139. Dionysopoulos D, Gerasimidou O, Papadopoulos C. Modifications of glass ionomer cements using nanotechnology: recent advances. *Recent Progress in Materials*. 2022;4(2):1-17. DOI: 10.21926/rpm.2202011.

140. Nicholson JW. Maturation processes in glass-ionomer dental cements. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2018;4:63-71.
141. Ярина ІМ. Клініко-лабораторне обґрунтування застосування нового вітчизняного А-силіконового відбиткового матеріалу при виготовленні незнімних конструкцій зубних протезів: автореф. дис. ... к.мед.н. Харків. 2019:23 с.
142. ДСТУ Б В.2.7-185:2009 Цементи. Методи визначення нормальної густоти, строків тужавлення та рівномірність зміни об'єму. 2009:30.
143. Кузнецов РВ. Планування опорних елементів та удосконалення методів фіксації адгезивних мостоподібних протезів : дис... канд. мед. наук : 14.01.22 / Кузнецов Роман Володимирович; Харківський держ. медичний ун-т. Полтава. 2006:168 с.
144. ДСТУ 28840-90 Машини для випробування матеріалів на розтяг, стиск та вигин. Загальні технічні вимоги. 2006:8 с.
145. Narayanan R, Nugent R, Nugent K. An investigation of the variety and complexity of statistical methods used in current internal medicine literature. *South Med J*. 2015;108(10):629-634.
146. Habibzadeh F. Statistical data editing in scientific articles. *J Korean Med Sci*. 2017;32(7):1072-1076.
147. Європейська конвенція про захист хребетних тварин, що використовуються для дослідних та інших наукових цілей. Страсбург, 18 бер. 1986. Офіційний переклад. Верховна Рада України. Законодавство України. Доступно на: [https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/994\\_137](https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/994_137).
148. Денисенко СВ. Біоетичне ставлення до лабораторних тварин у навчальному процесі. Актуальні проблеми сучасної медицини : Вісник ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія». 2013;13(2(42)):242-245.
149. Лабораторні методи дослідження у біології, тваринництва та ветеринарної медицини : довідник / ред. Влізла ВВ. Львів: СПОЛОМ. 2012:764 с.
150. Герман СА. Визначення субхронічної токсичності вітчизняного А-силіконового еластичного конструкційного матеріалу. Вісник проблем біології і медицини. 2015;2(123):348-352.
151. Ключинська ТІ, Заліньян ЄС, Вербова ТВ. Створення історичного контролю біохімічних показників сироватки крові щурів Wistar Hannover. Український журнал сучасних проблем токсикології. 2019;3:24-29. DOI: 10.33273/2663-4570-87-3-24-29.
152. Запорожан ВМ, Напханюк ВК, Горянова НО, та ін. Морфологія клітин крові лабораторних тварин і людини: Атлас. Одеса : ОДМУ, 2002. 118 с.

153. Горохівський ВН, Шнайдер СА, Ткаченко СК. Розробка експериментальної моделі пародонтита. Інновації в стоматології. 2018;1:56-60.
154. Бакуменко ВМ, Черняк ВВ, Борута ТО. Мікроскопічні зміни емалі при зубних відкладеннях. Світ медицини та біології. 2008;2:71-73.
155. Ковальов ЄВ, Шундрик МА, Шундрик ЛС, Амосова ВС. Вивчення мікротвердості емалі та дентину різців у нормі і при патологічних станах. Український стоматологічний альманах. 2012;6:25-28.
156. Косенко КМ, Ткаченко СК, Новосельська НГ, Бреус ВС. Модель порушень метаболізму сполучнотканинного матриксу пародонту шурів. Вісник стоматології. 2012;2:2-6.
157. Костиленко ЮП, Саркісян ЕГ. Порівняльна анатомія зубощелепної системи кролика та криси. Український стоматологічний альманах. 2014;5-6:5-9.
158. Про затвердження протоколів надання медичної допомоги за спеціальностями «Ортопедична стоматологія»; «Терапевтична стоматологія»; «Хірургічна стоматологія»; «Ортодонтія»; «Дитяча терапевтична стоматологія»; «Дитяча хірургічна стоматологія»: Наказ Міністерства охорони здоров'я України від 23.11.2004 № 566.
159. Лещук ЛС. Міжзубний контактний пункт жувальних зубів і його значення в збереженні стабільності зубних рядів. Український стоматологічний альманах. 2016;3:63-67.
160. Червонна НВ. Порівняльна характеристика різних методів оцінки оклюзійних контактів у пацієнтів із захворюваннями тканин пародонта. Збірник матеріалів науково-практичної конференції з міжнародною участю «YOUNG SCIENCE 2.0». Київ. 2020:13-134.
161. Данілевський НФ, Борисенко АВ, Антоненко МЮ, Сідельнікова ЛФ. Захворювання пародонту. Терапевтична стоматологія. 2011;3:616.
162. Сідорова ОВ, Янішен ІВ. Визначення токсичності вітчизняного склоіономерного цементу для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів. Медицина сьогодні і завтра. 2022;91(1):65-71.
163. Сідорова ОВ, Янішен ІВ, Бережна ОО. Результати токсичності склоіономерних цементів для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів. МАТЕРІАЛИ Всеукраїнської міждисциплінарної науково-практичної конференції з міжнародною участю «УМСА – століття інноваційних напрямків та наукових досягнень (до 100-річчя заснування УМСА)». 2021 жовтень 8. Полтава. 2021:98-99.
164. Янішен ІВ, Сідорова ОВ, Кузнецов РВ, Кричка НВ, Дюдін ІЛ. Біохімічні показники крові лабораторних тварин при тривалому контакті з дослідним матеріалом. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2024;1(85):163-167

165. Сідорова ОВ. Аналіз порушення фіксації незнімних конструкцій зубних протезів на етапах ортопедичного лікування. Медицина III тисячоліття: збірник матеріалів конференції, 24-26 січ. 2022 р., м. Харків. Харків: ХНМУ, 2022:289-91.

166. Сідорова ОВ. Аналіз порушення фіксації незнімних конструкцій зубних протезів на етапах ортопедичного лікування у віддалений термін користування. Теорія та практика сучасної стоматології : матеріали Всеукраїнської дистанційної науково-практичної конференції, 09 лют. 2022 р., м. Харків. Харків : ХНМУ, 2022:27-29.

*Наукове видання*

Янішен Ігор Володимирович  
Сідорова Ольга Вадимівна  
Кричка Наталія Василівна

**ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА ВЛАСТИВОСТЕЙ  
ЗУБОТЕХНІЧНИХ СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ  
ДЛЯ ФІКСАЦІЇ НЕЗНІМНИХ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ**

*Монографія*

Відповідальний за випуск Янішен І. В.



Редактор Е. Є. Дєпрінда  
Комп'ютерна верстка О. Ю. Лавриненко

Формат А5. Ум. друк. арк. 5,0. Зам. № 24-34428.

---

**Редакційно-видавничий відділ  
ХНМУ, пр. Науки, 4, м. Харків, 61022  
vid.redact@knu.edu.ua**

Свідцтво про внесення суб'єкта видавничої справи до Державного реєстру видавництв, виготівників і розповсюджувачів видавничої продукції серії ДК № 3242 від 18.07.2008 р.