

**І. В. Янішен, К. Ю. Андрієнко, А. В. Погоріла**

**ОБҐРУНТУВАННЯ ШЛЯХІВ УДОСКОНАЛЕННЯ  
ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНИХ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ  
З ВИКОРИСТАННЯМ ЛЕГОВАНИХ  
ПАКУВАЛЬНИХ МАТЕРІАЛІВ**

***Монографія***

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

**І. В. Янішен, К. Ю. Андрієнко, А. В. Погоріла**

**ОБҐРУНТУВАННЯ ШЛЯХІВ УДОСКОНАЛЕННЯ**  
**ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНИХ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ**  
**З ВИКОРИСТАННЯМ ЛЕГОВАНИХ**  
**ПАКУВАЛЬНИХ МАТЕРІАЛІВ**

***Монографія***

**Харків**  
**ХНМУ**  
**2025**

УДК 616.311/.314-007.21/-77-036.8  
Я62

*Затверджено  
Вченою радою ХНМУ.  
Протокол №8 від 24.04.2025.*

**Рецензенти:**

**О. В. Возний** – д-р мед. наук, проф. (Запорізький державний медико-фармацевтичний університет).

**П. А. Гасюк** – д-р мед. наук, проф. (Тернопільський національний медичний університет ім. І. Я. Горбачевського).

**Янішен І. В., Андрієнко К. Ю., Погоріла А. В.**

Я62 Обґрунтування шляхів удосконалення виготовлення знімних зубних протезів з використання легованих пакувальних матеріалів: монографія. Харків: ХНМУ, 2025. 144 с.

Монографію присвячено підвищенню ефективності та обґрунтуванню ортопедичного лікування пацієнтів знімними конструкціями зубних протезів шляхом розробки та застосування легованих пакувальних матеріалів.

Призначена для студентів, інтернів, стоматологів-ортопедів і зубних техніків, а також може бути використана викладачами в навчальних закладах медичного профілю різних рівнів акредитації для впровадження в навчальний процес.

УДК 616.311/.314-007.21/-77-036.8

© Харківський національний  
медичний університет, 2025  
© Янішен І. В., Андрієнко К. Ю.,  
Погоріла А. В., 2025

## ЗМІСТ

Перелік умовних скорочень . . . . .	6
Передмова . . . . .	7
Вступ . . . . .	8
Розділ 1. Сучасні аспекти клініко-технологічних особливостей застосування легованих пакувальних матеріалів для виготовлення знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів (огляд літератури) . . . . .	11
1.1. Загальна картина впливу знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів на стан тканин протезного ложа . . . . .	11
1.2. Аналіз способів та методів підвищення якісних показників базисів знімних пластинкових протезів . . . . .	16
1.3. Основні групи пакувальних матеріалів, що використовуються на етапах виготовлення знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів . . . . .	18
1.4. Гіпотеза дослідження . . . . .	24
Розділ 2. Матеріали і методи дослідження . . . . .	25
2.1. Концептуальна модель програми дослідження . . . . .	25
2.2. Методи підготовки зразків композицій пакувальних матеріалів, склад та технологія . . . . .	26
2.3. Дослідження фізико-механічних показників легованого пакувального матеріалу . . . . .	27
2.3.1. Випробування на час структуризації та затвердіння зразків . . . . .	29
2.3.2. Випробування відносного розширення при структуризації зразків . . . . .	29
2.3.3. Визначення лінійного розширення при затвердінні . . . . .	30
2.3.4. Випробування зразків визначення межі міцності при стисненні зразків . . . . .	31
2.3.5. Визначення шорсткості поверхні зразків . . . . .	32
2.3.6. Визначення коефіцієнта лінійного теплового розширення зразків . . . . .	33
2.4. Дослідження клініко-технологічних показників легованого пакувального матеріалу шляхом методу скінчених елементів . . . . .	34
2.5. Клінічні методи дослідження . . . . .	35
2.5.1. Загальна характеристика досліджуваних груп пацієнтів та матеріалів . . . . .	36
2.5.2. Метод виявлення гострого та хронічного запалення слизової оболонки порожнини рота на етапах ортопедичного лікування пацієнтів шляхом макрогістохімічного дослідження Методика вимірювання площі запального процесу слизової оболонки . . . . .	40
2.5.3. Метод визначення атрофічних процесів альвеолярного відростка верхньої та альвеолярної частини нижньої щелепи під акриловими базами знімних конструкцій . . . . .	41
2.5.4. Дослідження показників якості життя пацієнтів зі знімними конструкціями зубних протезів, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів . . . . .	41

Розділ 3. Розробка та лабораторне обґрунтування легованих пакувальних матеріалів для виготовлення знімних протезів	43
3.1. Оптимізована компонентна структура та порівняльна характеристика основних властивостей нового легованого пакувального матеріалу .	43
3.1.1. Розробка нового легованого пакувального матеріалу із оптимізованою структурою, технологічними та фізико-механічними властивостями . . . . .	44
3.1.2. Вивчення технологічних та фізико-механічних властивостей легованого пакувального матеріалу з оптимізованою структурою	46
3.2. Порівняльна характеристика фізико-механічних властивостей легованого пакувального матеріалу із оптимізованою структурою: багатофакторний підхід . . . . .	49
3.2.1. Вплив концентрації модифікаторів на час структуризації гіпсових зразків легованого пакувального матеріалу . . . . .	49
3.2.2. Вплив концентрації модифікаторів на ударну в'язкість гіпсових зразків легованого пакувального матеріалу . . . . .	51
3.2.3. Вплив концентрації модифікаторів на міцність стиснення гіпсових зразків легованого пакувального матеріалу . . . . .	52
3.2.4. Вплив концентрації модифікаторів на шорсткість гіпсових зразків легованого пакувального матеріалу . . . . .	54
Розділ 4. Результати визначень даних напруження та деформації у базисі знімних ортопедичних конструкцій . . . . .	60
4.1. Обґрунтування результатів визначень даних напруження та деформації в акриловому базисі знімних ортопедичних конструкцій . . . . .	60
4.1.1. Принципи біомеханіки у знімному протезуванні та вплив на показники даних напруження й деформації у базисі знімних ортопедичних конструкцій: основні положення . . . . .	60
4.2. Математичні особливості розрахунку основних фізико-механічних характеристик матеріалів знімної ортопедичної конструкції, виготовленої за допомогою легованого пакувального матеріалу. Допоміжні стоматологічні матеріали	63
4.3. Використання методу скінченних елементів як основу для визначення даних напруження та деформації при виготовленні знімної ортопедичної конструкції . . . . .	68
4.4. Обґрунтування результатів математичного розрахунку показників даних напруження та деформації у базисі знімних ортопедичних конструкцій . . . . .	75
Розділ 5. Результати клінічного застосування розробленого легованого пакувального зуботехнічного матеріалу для виготовлення знімних протезів . .	80
5.1. Обґрунтування клінічного застосування розробленого легованого пакувального зуботехнічного матеріалу . . . . .	80
5.2. Клінічні приклади клініко-технологічних етапів виготовлення знімних конструкцій зубних протезів за допомогою легованих пакувальних матеріалів . . . . .	82

5.3. Клінічні критерії оцінки якості знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів . . . . .	90
5.3.1. Клініко-технологічний взаємозв'язок принципів біомеханіки та методу скінченних елементів при оцінці якості знімної ортопедичної конструкції протягом тривалої клінічної експлуатації . . . . .	90
5.3.2. Результати макростохімічних досліджень слизової оболонки ротової порожнини під базисами знімних пластинкових протезів . . . . .	92
5.3.3. Результати дослідження атрофічних процесів тканин протезного ложа під базисами знімних пластинкових протезів . . . . .	94
5.4. Оцінка якості життя пацієнтів зі знімними конструкціями зубних протезів, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів . . . . .	95
Аналіз та узагальнення отриманих результатів . . . . .	100
Висновки . . . . .	108
Практичні рекомендації . . . . .	109
Список використаних джерел . . . . .	110
Додатки . . . . .	132

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АБ	– акриловий базис
АО	– анкета-опитувальник
БМ	– біомеханіка
БС-ГП	– бутадієн-стирольний латекс
ГС	– гіпсова суміш
ЖТ	– жувальний тиск
ЗОК	– знімні ортопедичні конструкції зубних протезів
КЕ	– кремнійорганічна емульсія
ПВА	– полівінілацетатна дисперсія
ПВС	– полівініловий спирт
ПМ	– пакувальний матеріал
$P \pm m$	– середнє значення відносного показника та його помилка (%)
ЯЖ	– якість життя
С	– коефіцієнт варіації показника (%)
ISO	– міжнародний стандарт якості
$M \pm m$	– середнє значення абсолютного показника та його помилка (од. СІ)
p	– достовірність різниці двох середніх (за t-критерієм Ст'юдента)
S	– відносний стандартизований коефіцієнт матеріалу
t	– критерій достовірності (за Ст'юдентом; при $t = 2$ , $p < 0,05$ )

## ПЕРЕДМОВА

Протезування пацієнтів із повною відсутністю зубів залишається складною задачею. При плануванні конструкцій протезів та їх виготовленні виникає безліч медичних і технологічних проблем, пов'язаних із необхідністю забезпечення оптимального розвантаження альвеолярного відростка та частини щелепи від жувального навантаження [1–3].

На сучасному етапі розвитку стоматології та медицини неможливо зупинити природні процеси атрофії. Через деякий час у пацієнтів із відсутніми зубами спостерігається збільшення невідповідності між профілем тканин щелепи та профілем базису протеза [4–6]. Ця невідповідність наростає і протез необхідно замінювати на новий вже через кілька років. Особливо складна ситуація виникає у випадках більш інтенсивної атрофії тканин щелеп, що погіршує стан протезного ложа та навколишніх ділянок [7, 8]. За даними досліджень, у клініці ортопедичної стоматології 30–40 % пацієнтів стикаються з несприятливими умовами для протезування. Відзначено, що до 20 % осіб із повною відсутністю зубів не можуть користуватися знімними протезами [9].

Розв'язання цієї проблеми деякі дослідники вбачають у модифікації конструкції знімних пластинкових протезів, покращенні технології їх виготовлення, а також використуванні нових матеріалів та полімерів для базисів протезів. Проте останні дослідження демонструють, що певні питання вдосконалення клінічних і технологічних методів виготовлення знімних пластинкових протезів все ще залишаються не вирішеними [10–12]. Розробка пакувальних матеріалів для виготовлення функціонально ефективних знімних протезів має велике значення для практичної охорони здоров'я, що і визначило мету дослідження.

Проблемні питання, що пов'язані з необхідністю вивчення ролі стоматологічних матеріалів у системі технологій забезпечення якості лікування ортопедичними конструкціями, системно не досліджено: відсутні способи оцінки технологічної якості застосованих матеріалів, цілісні уявлення щодо частоти, характеру та видів ускладнень у періоді клінічної експлуатації зубних протезів, не вивчені загальні закономірності легованих пакувальних стоматологічних матеріалів, відсутні алгоритми оцінки ефективності та якості лікування стоматологічних пацієнтів ортопедичного профілю, не з'ясовано вплив лікування на якість життя хворих та клініко-технологічні фактори, які її визначають.

Монографія, яка пропонується широкому колу спеціалістів стоматологічного профілю, являє собою систематизований огляд літератури, який присвячений питанням підвищення ефективності ортопедичного лікування пацієнтів знімними конструкціями зубних протезів шляхом розробки та застосування легованих пакувальних матеріалів. Автори не ставили перед собою завдання висвітлення усієї різноманітності матеріалів і методів та технологій, які використовуються при виготовленні протезів при повному знімному протезуванні. Було розглянуто основні дані по суті даного матеріалу.

Монографія призначена для студентів, інтернів, стоматологів-ортопедів і зубних техніків. Також може бути використана викладачами в навчальних закладах медичного профілю, різних рівнів акредитації для впровадження в навчальний процес.

## ВСТУП

Протезування пацієнтів з повною відсутністю зубів дотепер залишається не вирішеною проблемою. У процесі планування конструкції протезів, а також на етапах виготовлення виникає ряд медичних та технологічних проблем, пов'язаних з необхідністю оптимального розвантаження тканин альвеолярного відростка й альвеолярної частини щелеп від жувального тиску [13–15].

На сучасному етапі розвитку стоматології та медицини в цілому природні процеси атрофії зупинити неможливо, отже у пацієнтів з відсутністю зубів через певний проміжок часу зростає невідповідність профілю тканинних структур щелепи з профілем базису протеза [16–18]. Така невідповідність прогресує і за кілька років протез необхідно замінювати на новий. Значно гірша справа у випадках з підвищеною інтенсивністю атрофічних процесів тканин щелеп, що призводить до складних клінічних умов протезних ложа та поля [19, 20]. У клініці ортопедичної стоматології, за даними дослідників, до 30–40 % пацієнтів мають несприятливі умови для протезування, а до 20 % людей із повною відсутністю зубів неспроможні користуватися знімними протезами [21].

Для вирішення цієї проблеми деякі дослідники пропонують модифікувати конструкції знімних пластинкових протезів, удосконалити технології їх виготовлення, а також використовувати нові пакувальні матеріали та полімери для базисів протезів.

Разом з тим дослідження останніх років свідчать, що окремі питання проблеми вдосконалення клінічних і технологічних методів виготовлення знімних пластинкових протезів все ще залишаються не вирішеними належним чином [22–24]. Розробка пакувальних матеріалів для виготовлення функціонально ефективних знімних протезів має велике значення для практичної охорони здоров'я, що визначило мету дослідження.

Проблемні питання, які пов'язані з необхідністю вивчення ролі стоматологічних матеріалів у системі технологій забезпечення якості лікування ортопедичними конструкціями, системно не досліджено: відсутні способи оцінки технологічної якості застосованих матеріалів, цілісні уявлення щодо частоти, характеру та видів ускладнень у періоді клінічної експлуатації зубних протезів, не вивчені загальні закономірності легованих пакувальних стоматологічних матеріалів, відсутні алгоритми оцінки ефективності та якості лікування стоматологічних пацієнтів ортопедичного профілю, не з'ясовано вплив лікування на якість життя хворих та клініко-технологічні фактори, які її визначають.

**Об'єкт дослідження** – беззубі щелепи, зуботехнічні матеріали, методики виготовлення протезів, показники даних якості життя.

**Предмет** дослідження – фізико-механічні, клініко-технологічні властивості гіпсу для застосування його як пакувального матеріалу при виготовленні акрилових базисів знімних зубних протезів.

Достовірно доведено у ході клінічного дослідження оцінки якості виготовлення знімних конструкцій зубних протезів зменшення інтенсивності атрофічних процесів тканин протезного ложа за середнім показником в основній групі пацієнтів через місяць користування знімними ортопедичними конструкціями зі значенням  $(1,72 \pm 0,19)$  мм (зменшення на 12,03 % ( $p < 0,05$ )), через 6 міс користування ЗОК –  $(0,37 \pm 0,22)$  мм (зменшення на 7,24 % ( $p < 0,05$ )), із загальним середнім значенням зменшення площі атрофічних процесів у 1,4 рази вище показників контрольних груп.

Уперше для покращання якості виготовлення знімних протезів розроблена та апробована багаторівнева авторська система аналізу результатів даних показників якості життя «Анкета-опитувальник якості життя пацієнтів з повною вторинною адентією при виготовленні повних знімних зубних протезів» з найвищими показниками (підвищення в 1,14 рази) – зі значеннями  $(108,86 \pm 0,95)$  балів.

Уперше доведено високу клінічну ефективність ортопедичного лікування пацієнтів ЗОК за допомогою розробленого ЛПМ та додавання оптимальної концентрації модифікаторів KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА, що при виготовленні знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів та у ранні й віддалені терміни експлуатації дозволяє отримати позитивний клінічний результат у 83,2 % випадків.

Впроваджений у промислове виробництво та клінічну практику вітчизняний пакувальний матеріал для виготовлення знімних конструкцій зубних протезів. За результатами лабораторних випробувань застосовування розробленого матеріалу є доцільним, а його клініко-технологічні властивості дозволяють виготовлення базису за удосконаленою методикою, що безпосередньо відображається на якості лікування знімними пластинковими протезами та життя пацієнтів.

Дослідження клініко-технологічних властивостей матеріалу проводилося з урахуванням якості знімного протезування в цілому шляхом одержання суб'єктивної оцінки пацієнта.

Розроблена технологія модифікації гіпсу шляхом введення в малих концентраціях латексів нітрильного каучуку, що забезпечує збільшення когезійної міцності гіпсу. За допомогою цієї технології урегульовано якість поверхні робочих моделей, що відображається на якості виготовлених знімних пластинкових протезів. При введенні в гіпс силоксанової емульсії у великих концентраціях було знижено адгезію акрилових пластмас до модифікованого гіпсу, що дозволяє виключити застосування ізоляційного лаку при виготовленні знімних пластинкових протезів. Модифікована

методика виготовлення знімних пластинкових протезів повного зубного ряду дозволяє отримати максимальну відповідність рельєфу базису знімного протеза та протезного ложа, що у свою чергу знижує ступінь больових відчуттів і скорочує терміни адаптації до протезів.

Ця технологія може бути застосована в практиці ортопедичної стоматології поліклінічних відділень, а матеріали дослідження використані в науковому пошуку та обґрунтуванні нових різних модифікаторів для поліпшення якості пакувального матеріалу, а також у навчальному процесі.

Запропоновано нові композиції пакувальних матеріалів, які дозволяють вирішувати проблему зміни геометричних параметрів базису знімного протеза при класичному способі компресійного пресування базисних пластмас в умовах стоматологічних поліклінік.

Покращено якість поверхні робочих моделей і прес-форм, які знижують адгезивність до жорстких базисних полімерів.

Розроблені та спрощені методики для зубних техніків, які дозволяють легувати і модифікувати пакувальні матеріали. Використання легованих пакувальних матеріалів значно розширює можливості лікарів в ефективному лікуванні пацієнтів зі складним рельєфом протезного ложа.

Розроблені пакувальні матеріали дозволяють скоротити час роботи зубного техника при обробці протезів і лікаря при корекції знімних протезів, знизити терміни адаптації до протезів, в перспективі особливо в комплексі з двошаровими базисами.

Удосконалення фізико-механічних властивостей пакувальних матеріалів дозволяє отримати більш точні і якісні конструкції знімних пластинкових протезів, без використання дорогих імпортованих матеріалів, що сприяє зниженню інтенсивності атрофічних процесів тканин протезного ложа та підвищення функціональної ефективності знімних протезів при складних клінічних умовах в порожнині рота.

## РОЗДІЛ 1

### СУЧАСНІ АСПЕКТИ КЛІНІКО-ТЕХНОЛОГІЧНИХ ОСОБЛИВОСТЕЙ ЗАСТОСУВАННЯ ЛЕГОВАНИХ ПАКУВАЛЬНИХ МАТЕРІАЛІВ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНИХ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)

#### 1.1. Загальна картина впливу знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів на стан тканин протезного ложа

Загальновідомо, що вирішення проблеми взаємозв'язку базису знімного пластинкового протеза з тканинами протезного ложа є актуальним питанням низки наукових досліджень останніх років на просторі сучасної ортопедичної стоматології. Це пов'язано з тим, що попри сьогоднішній етап розвитку сучасної стоматології існує досить висока частота ускладнень при користуванні знімними ортопедичними конструкціями зубних протезів (ЗОК) [1].

Найбільш характерним демографічним зрушенням ХХ ст., а також початку ХХІ ст. є значне збільшення відсотка людей похилого віку в загальній чисельності населення планети. Відомо, що з віком кількість втрачених зубів зростає. Втрата зубів внаслідок ускладнень карієсу та хвороби пародонта визначає високу потребу в протезуванні ЗОК повного зубного ряду [7, 9].

Дослідженнями доведено, що ортопедична реабілітація є комплексним заходом, що пов'язано також зі складністю виготовлення знімних пластинкових протезів повного зубного ряду, з особливостями анатомо-топографічного протезного ложа та необхідністю точної передачі мікрорельєфу слизової оболонки порожнини рота на базис ЗОК [25–28].

За даними ряду авторів [29, 30], відсоток пацієнтів, які не користуються виготовленими для них знімними зубними пластинковими протезами, становить до 29 %. Зазначена група ортопедичних пацієнтів не використовує ЗОК через запальні процеси слизової оболонки порожнини рота (ПР) під основою базису (АБ) застосовуваних конструкцій [31–33], дискомфорт або больові відчуття, викликані невідповідністю базису протеза та тканин протезного ложа [34–37].

Згідно з результатами статистичного аналізу можна зазначити, що із загальної кількості виготовлених повних знімних пластинкових протезів 19,3 % пацієнтів не користуються ними через больові відчуття, 23,6 % – у зв'язку з поганою фіксацією ЗОК, 4,5 % – внаслідок утрудненого шляху введення протеза у порожнину рота, 6,9 % – через часті поломки або деформації ЗОК [38], 8,7 % – через труднощі пережовування їжі, 1,9 % – внаслідок алергічної реакції на компоненти ЗОК, 3,2 % – через частий блювотний рефлекс, 1,8 % – у зв'язку з незадоволеністю естетичного вигляду конструкції, 6,3 % – через повільну адаптацію до ЗОК та 33,6 % – внаслідок комплексу перерахованих вище аспектів [39].

Період адаптації до ЗОК, як зазначають численні дослідники, напрямку пов'язаний з їх якістю [40–42]. Слід наголосити, що цей фізіологічний показник насамперед залежить від фізико-механічних властивостей пакувального матеріалу [43], який використовується для виготовлення робочих моделей. Однак можна зазначити, що широко застосовуваний сьогодні гіпс як основний пакувальний матеріал при виготовленні ЗОК не завжди достатньо відповідає тим вимогам, які до нього висуваються.

Отже, у зв'язку зі збільшенням терміну експлуатації знімних протезів зростає відсоток конструкцій, не придатних для використання через погану фіксацію [44]. Це викликано невідповідністю базису протеза та протезного ложа [45] і свідчить про інтенсивні атрофічні процеси у подальшій перспективі та погіршення показників якості життя пацієнта.

Таким чином, потреба в знімному протезуванні є актуальним питанням сучасної ортопедичної стоматології та, як було зазначено вище, пов'язана з численними факторами, у тому числі і з якістю пакувального матеріалу, що відбивається на стані тканин протезного ложа в процесі використання різних видів знімних зубних пластинкових конструкцій [46, 47].

Відповідність якості ЗОК щодо тканин протезного ложа є однією із головних проблем у практиці ортопедичної стоматології [48]. Це пов'язано з тим, що на сьогодні частота ускладнень при користуванні знімними пластинковими протезами повного зубного ряду залишається досить високою.

Однією з причин цього факту є невідповідність АБ протеза та рельєфу слизової оболонки протезного ложа. Нерідко такі протези багаторазово переробляються. У свою чергу, кожна їх реконструкція пов'язана з додатковою втратою часу пацієнта, зубного техника та лікаря, а також з наднормативними економічними витратами за обладнання та стоматологічні матеріали, що використовується. Однак у ряді випадків зазначені вище дії часом не тільки не призводять до позитивних результатів, але й бувають навіть зовсім не ефективними. Відбувається це через те, що протягом ортопедичного лікування не приділяється належної уваги стану тканин протезного ложа [49, 50], фізіологічному статусу організму, а також якості застосовуваного пакувального матеріалу.

Багато вчених зробили значний внесок у практичне вивчення проблеми зниження атрофічних явищ тканин протезного ложа та підвищення ефективності ортопедичного лікування пацієнтів з повною відсутністю зубного ряду [51, 52]. Однак до цього часу ще не вирішена проблема рівномірного розподілу жувального тиску (ЖТ) переданого базисом знімного пластинкового протеза [53, 54]. Внаслідок цього відбувається навантаження альвеолярного відростка верхньої щелепи та альвеолярної частини нижньої щелепи, що веде до патологічних змін у твердих та м'яких тканинах протезного ложа і в результаті до атрофічних процесів слизової оболонки та кісткової тканини [55–57].

Знімні пластинкові протези нерідко порушують цілісність слизової оболонки ротової порожнини, що призводить до травматичних стоматитів. Останні особливо виражені при недотриманні технології виготовлення протезів, неправильно вибраних конструкціях, низьких якісних характеристиках відбиткових та пакувальних матеріалів, а також неточних корекціях ЗОК [58, 59].

Дослідження багатьох авторів показали, що ступінь негативного впливу пластинкових протезів залежить як від способу та технології їх виготовлення, так і від хімічного складу базисного матеріалу [60–64]. При комплексному вивченні впливу ЗОК на функціональні та морфологічні зміни у слизовій оболонці порожнини рота доведено, що будь-який базис знімного протеза є подразником механічного, хіміко-токсичного та сенсibiliзуючого характеру [65, 66]. Ці подразнюючі властивості найбільш притаманні протезам із пластмас, що містять частково незв'язаний мономер та мають пористість і низьку теплопровідність.

Крім того, ЗОК порушують процеси терморегуляції у слизовій оболонці протезного ложа. Найбільш потужним та поступово діючим фактором є механічне подразнення слизової оболонки протезного ложа жорсткими базисами знімних пластинкових протезів [67].

Розрізняють два основні види механічного подразнення: вертикальний тиск, що супроводжується більш глибоким впливом на тверді та м'які тканини та слизової оболонки протезного ложа, а також тертя внаслідок ковзання базису знімного протеза по поверхні слизової оболонки протезного ложа. Для судинної мережі та елементів периферичної нервової системи тканин протезного ложа більш травматичним є тиск. Ковзний рух базису знімного пластинкового протеза більше травмує епітелій та власний шар слизової оболонки.

Вчені, які досліджували біологічний та механічний вплив базисів знімних протезів на слизову оболонку протезного ложа, виявили, що навіть навантаження  $20 \text{ г/мм}^2$  викликає деформацію слизової оболонки порожнини рота через 15 хв. При цьому відбуваються цитологічні зміни у вигляді внутрішньоклітинного та міжклітинного набряку, набухання клітин, ядер та їх руйнування. Спостерігаються характерні ознаки 2–3-ї стадії гострого запального процесу. Досить ясно, що при хронічному запаленні відбуваються незворотні процеси в слизовій оболонці [68, 69]. У літературі зазначено про наявність чотирьох стадій гострого запалення при користуванні ЗОК [70] від травмуючих факторів та 5 фаз запальної реакції мікросудинного русла, які виникають одночасно із пошкодженням слизової оболонки протезного ложа. При усуненні травмуючих факторів, що викликають подразнення слизової оболонки протезного ложа, розпочинається відновлювальний процес [71].

При користуванні протезами до трьох років окістя, що покриває альвеолярний відросток, потовщується внаслідок осередкової проліферації остеобластів [72]. Також змінюються стінки кровоносних судин, іноді відбувається розволокнення еластичних мембран [73, 74].

Одним із факторів запалення слизової оболонки протезного ложа є скупчення мікрофлори на поверхні АБ протеза. Вважається, що однією з причин даного явища є погана гігієна та поганий догляд за ЗОК, у зв'язку з цим пропонуються різні гігієнічні засоби догляду як за протезом, так і за ротовою порожниною [75, 76]. Однак основна причина запалення слизової оболонки протезного ложа в даному випадку криється не стільки в поганій гігієні ротової порожнини та в поганому догляді за протезом, а в низькому рівні показників місцевого і загального імунітету [77].

При користуванні ЗОК можуть спостерігатися алергічні реакції, спричинені пластифікатором та барвником, деякі автори рекомендують усувати їх за допомогою заміни базисної пластмаси на безбарвну [78]. Інші автори пропонують здійснювати занурення протезів у концентрований Chlorax на 5 хв перед завершальним етапом полірування знімних пластинкових протезів, а також проводити їх обробку ультразвуком [79].

Таким чином, причиною комбінованого подразнення тканин протезного ложа, що сприяє інтенсивним запальним та атрофічним процесам опорних тканин, є базис ЗОК. Цей факт показує, наскільки очевидною і складною є ця проблема, яка потребує подальших наукових досліджень.

У зв'язку з викладеним вище очевидною є актуальна необхідність модифікації пакувального матеріалу з метою:

- зменшення токсичного та алергенного впливу пакувального матеріалу на слизову оболонку протезного ложа;
- покращання показників фіксації та стабілізації знімних пластинкових протезів повного зубного ряду;
- виключення застосування ізоляційного лаку для точної передачі мікрорельєфу слизової оболонки порожнини рота на базис знімного протеза повного зубного ряду.

За даними ряду авторів [80] можна відмітити, що в сучасній клініці ортопедичної стоматології потрібно якомога раніше та точніше виявляти зони гострого запалення слизової оболонки при механічному навантаженні цих ділянок знімними протезами і, відповідно, усувати фактор, що травмує, з певною топографічною точністю на базисі протеза [81, 82].

Раніше було запропоновано метод виявлення зон перевантаження слизової оболонки під базисом знімного протеза за допомогою макрорістохімічної реакції, видимої неозброєним оком, при стадії гострого запалення в межах до 60 хв після фіксації нового протеза [83].

Слизову оболонку протезного ложа покривали розчином Шиллера-Писарева. Через 30–60 с на слизову оболонку наносили 1 % розчин толуїдинового синього, який посилював тон забарвлення зон із запаленою слизовою оболонкою, що дозволяло побачити їх неозброєним оком.

При цьому слід зазначити, що ділянки протезного ложа, схильні до гострого запалення, забарвлювались в більш інтенсивний колір порівняно з нормальною слизовою оболонкою та ставали темно-фіолетового або буро-фіолетового кольору.

При користуванні знімними пластинковими протезами протягом доби та більше ділянки перевантаження тканин протезного ложа набували хронічної форми запалення, які забарвлювались ще інтенсивніше.

Методи вивчення діагностичних моделей визначає ступінь атрофічних процесів, що відбуваються в альвеолярному відростку верхньої щелепи і альвеолярної частини нижньої щелепи до і після протезування знімними пластинковими протезами повного зубного ряду. Методика полягає в тому, що по функціональних зліпках відливаються контрольні моделі з гіпсу і проводяться вимірювання цих моделей у паралелометрі, орієнтуючись за спеціально відміченими точками [84–86].

Враховуючи ділянки щелеп, найменше схильних до атрофічних процесів на контрольних моделях, вимірювали висоту альвеолярного відростка верхньої щелепи і альвеолярної частини нижньої щелепи [87, 88].

Морфологічні зміни при патології зубощелепної системи легко виявити при клінічному огляді та, завдяки цьому, вони піддаються вивченню та лікуванню. Функціональні зміни при клінічному огляді встановити неможливо, тому існують спеціальні лабораторні методи, які ґрунтуються на проведенні функціональних проб [89, 90].

Найчастіше використовується метод електроміографії, що визначає порушення функції жувальних і м'яких м'язів у спокої та під час рухів нижньої щелепи [91].

Для вивчення біоелектричної активності жувальних м'язів при повній відсутності зубів також пропонувалося застосовувати поверхневу або інтерференційну електроміографію [92]. При цьому багато дослідників зазначали, що протезування хворих на знімні пластинкові протези повного зубного ряду призводило до збільшення біоелектричної активності жувальних м'язів під час жування з протезами і після їх зняття [93].

Дослідження фізіології жувального апарату стали можливі завдяки розвитку методів реєстрації рухів нижньої щелепи [94, 95]. За кордоном для цих цілей використовується кінезіограф чи сирогнатограф. Встановлено 14 типів рухів нижньої щелепи, які залежать від жорсткості їжі та оклюзії.

В результаті досліджень встановлено межі руху нижньої щелепи в різні напрямки: латерально – (4,9÷6,8) мм, вертикально – (14,5÷18,8) мм.

Швидкість відкривання рота –  $(56 \div 86)$  мм/с, закривання –  $(55 \div 76)$  мм/с. Час всього жувального циклу –  $(0,73 \div 0,86)$  с, а час змикання зубів під час жування –  $(0,11 \div 0,16)$  с.

Виявилося, що в старшого покоління швидкість рухів нижньої щелепи знижується і має більше варіантів у вертикальному напрямку [96]. Існує думка про наявність переважної сторони жування, зокрема за наявності даної ознаки відзначається збільшення кількості рухів нижньої щелепи сагітально та асиметрія в жувальних рухах в обидві сторони [97].

Це пов'язано з тим, що в процес жування залучаються кортикальні шляхи регуляції рухів нижньої щелепи, тоді як ритмічні жувальні рухи генеруються в ретикулярній формації [98, 99]. Відзначено деяке покращання функціонального стану м'язів на звичній стороні жування [100].

Відомо, що функціональний стан жувального апарату характеризується коефіцієнтом жувальної потужності. Для визначення зазначеного коефіцієнта застосовували методику проб Р. С. Гельмана та І. С. Рубінова, а також їх уніфіковані проби, які засновані на залежності ступеня подрібнення їжі від стану жувального апарату [101].

Інші вчені [102–104] пропонували оцінювати жувальну ефективність за трьома основними показниками:

- жувальний ефект (А) – корисна робота з подрібнення тестової порції продукту при жуванні;
- жувальної здатності (М) – корисна робота з подрібнення тестової порції при жуванні, здійснена за одиницю часу;
- жувальної ефективності (Е) – відношення корисної роботи з подрібнення тестової порції до всієї витраченої.

Таким чином, сучасним вимогам найбільше відповідає безконтактний метод реєстрації функцій зубощелепної системи. Його застосування дає можливість отримання великого статистичного матеріалу та більш достовірних результатів дослідження жувальної ефективності [105, 106].

## **1.2. Аналіз способів та методів підвищення якісних показників базисів знімних пластинкових протезів**

Питаннями підвищення функціональної ефективності знімних пластинкових протезів, а також профілактикою ускладнень займалися багато вітчизняних та зарубіжних вчених [107–109]. За останні десятиліття запропоновано безліч способів виготовлення та модифікацій конструкцій знімного протеза [110]. З метою покращання фіксації ЗОК пропонувалося використовувати невеликий вварювальний клапан, що дозволяє при необхідності евакуювати слину та повітря з-під протеза, що збільшує негативний ЖТ у порожнині, який утворюється АБ протеза та слизовою оболонкою протезного ложа, що у свою чергу сприяє поліпшенню фіксації знімного пластинкового протеза повного зубного ряду [111].

Також пропонувалося для найкращої фіксації протеза покривати його базисом найбільшу поверхню щелеп, що забезпечує повний контакт АБ протеза та слизової оболонки ротової порожнини та сприяє утворенню тонкого шару слини в місці прилягання протеза [112]. До біофізичних методів фіксації протеза відносяться також камери, що присмоктують, (присос Рауе). Однак протези, що фіксуються завдяки функціональному присмоктуванню, не травмують слизову оболонку протезного ложа та не порушують її біологічних властивостей, тоді як камери, особливо присос, викликають гіперплазію тканин і навіть можуть бути причиною виникнення злоякісних новоутворень [113–115]. Багато авторів вважають, що ефективніше ортопедичне лікування досягається при застосуванні еластичних матеріалів як м'яка підкладка під твердий АБ. Застосування м'якої підкладки усуває біль у ділянці кісткових виступів.

Деякі автори вважають, що знімні пластинкові протези з відкритим піднебінням можуть застосовуватися тільки нетривалий термін, оскільки зменшення площі ЗОК збільшує ЖТ на слизову оболонку ротової порожнини та викликає її запалення. ЗОК з укороченим піднебінням можна використовувати як тимчасові. З метою зниження ступеня атрофії м'яких тканин та кісткової основи протезного ложа розроблено конструкцію знімного пластинкового протеза повного зубного ряду у вигляді двошарового базису із замкнутою компенсаторною камерою.

Для зниження жувальних навантажень на опорні тканини протезного ложа в базисі ЗОК пропонувалося виготовляти шар еластичної пластмаси ПМ-01 різної товщини [116, 117].

Пропонувався метод виготовлення ЗОК, при якому форма базису відповідає ступеню податливості слизової оболонки протезного ложа. Протези виготовлялися із створенням камер належної глибини на малопіддатливих ділянках слизової оболонки протезного ложа. Такі знімні пластинкові протези з диференціальним базисом створювали умови для рівномірної передачі жувального тиску тканини протезного ложа [118, 119].

З метою підвищення міцності з'єднання еластичної пластмаси з базисом ЗОК запропоновано методику отримання пористого проміжного шару, що забезпечує механічне зчеплення твердого базису з еластичною пластмасою [120–122].

Відомий метод виготовлення знімної ортопедичної конструкції повного зубного ряду з використанням еластичної пластмаси по периферійному краю відповідно клапанній зоні, який дозволяє підвищити жувальну ефективність на 30÷35 % та збільшити ступінь функціонального присмоктування у 2,2–2,8 рази [123, 124].

М'які силіконові базисні матеріали, що широко застосовуються в ортопедичній стоматології, погано з'єднуються з акриловим твердим базисом знімного пластинкового протеза на гідроподушці.

На поверхні протеза, що прилягає до ясен, є камера з рідиною. Камера утворена твердим базисом і шаром еластичної плівки, що її покриває, і заповнена рідиною на основі гліцерину [125].

Одним з методів поліпшення фіксації та стабілізації ЗОК при несприятливих анатомо-фізіологічних станах протезного ложа (атрофія альвеолярного відростка верхньої щелепи та альвеолярної частини нижньої щелепи 5-го ступеня за класифікацією А.І. Дойнікова) є застосування спеціальних адгезивних препаратів клейових композицій [126, 127]. Під дією слини клей набухав та утворював липкий прошарок, покращуючи фіксацію ЗОК [128]. Деякі дослідники пропонували звернути увагу на перший етап протезування, що починається з отримання відбитка. При цьому вони зазначали, що для забезпечення позитивної фіксації та стабілізації знімного протеза повного зубного ряду необхідно застосовувати диференційовані, компресійні відбитки та враховувати ступінь податливості слизової оболонки порожнини рота [129, 130].

Інші автори застосовували міодинамічний та міостатичний методи отримання відбитків, відзначаючи ефективність цих методів при різкій атрофії альвеолярного відростка на верхній щелепі. Такий підхід забезпечував можливість формування піднебінної границі в момент отримання відбитка, що дозволяло покращити фіксацію ЗОК.

Також для покращання позиціонування ЗОК при різко вираженій атрофії альвеолярного відростка пропонувалося використовувати нову конструкцію внутрішньокісткового імплантанта та внутрішньокісткові магніти [131, 132].

Таким чином, аналізуючи доступні джерела літератури, можна дійти висновку, що наразі не визначено оптимальний спосіб підвищення якісних характеристик АБ знімних пластинкових протезів.

Отже, проблема розробки такої технології виготовлення знімних пластинкових протезів повного зубного ряду, при якій би покращувалася передача мікрорельєфу слизової оболонки порожнини рота на внутрішній бік базису протеза, що дозволило б поліпшити його фіксацію та стабілізацію, а також поліпшити перерозподіл жувального тиску та знизити його в тканинах протезного ложа, на сьогодні є дуже складною та актуальною.

### **1.3. Основні групи пакувальних матеріалів, що використовуються на етапах виготовлення знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів**

*Гіпс та супергіпс як пакувальні матеріали. Методи, що застосовуються для поліпшення їх якості.*

Загальновідомо, що медичний гіпс та супергіпс займають одне з основних місць серед допоміжних матеріалів, що застосовуються у клініко-лабораторній практиці ортопедичної стоматології.

Залежно від умов термічної обробки напівводний гіпс може мати дві модифікації –  $\alpha$ - і  $\beta$ -напівгідрати:

- $\alpha$ -гіпс одержують при нагріванні двоводного гіпсу під тиском 1,3 атм., що помітно підвищує його міцність; цей гіпс називають супергіпсом;
- $\beta$ -гіпс одержують при нагріванні двоводного гіпсу при атмосферному тиску.

Якість гіпсу як пакувального матеріалу оцінюється за його міцністю, тобто міцністю моделей, що отримуються, та їх бездефектністю.

Міцність гіпсу визначається щільністю розташування кристалів двогідрату. З електронно-мікроскопічних досліджень було виявлено, що структура гіпсів відрізняється. Звичайний гіпс не є за мінералогічним складом однорідним монолітом.

Гідратовані з поверхні уламки, спаяні новоутвореннями, отриманими в результаті повного розчинення найдрібніших часток гіпсу з подальшою кристалізацією, є характерною структурою звичайного медичного гіпсу [133]. Для надтвердих гіпсів характерна однорідніша структура, він майже повністю складається з великих, голчастої форми кристалів напівводного гіпсу. Тому динаміка процесу кристалізації для сумішей порошку гіпсів матиме значні відмінності.

Існує 5 типів стоматологічного гіпсу залежно від призначення та межі міцності при стисканні [1, 76]:

- тип 1 – для відбитків;
- тип 2 – медичні;
- тип 3 – високоміцні для моделей;
- тип 4 – надміцні для моделей та штампиків з низьким показником розширення;
- тип 5 – надміцні для моделей та штампиків з високим показником розширення.

Фізико-хімічні, механічні параметри міцності та швидкість затвердіння гіпсу та супергіпсу добре вивчені [134, 155]. Медичний гіпс має питому вагу ( $2,67 \div 2,68$ ) г/см<sup>3</sup>. Його твердіння починається через ( $4 \div 15$ ) хв і закінчується через ( $6 \div 30$ ) хв залежно від типу гіпсової суміші. Межа міцності становить ( $35 \div 200$ ) кг/см<sup>2</sup>. Міцність стандартної гіпсової суміші на розтяг через 24 год після твердіння становить ( $3 \div 7$ ) кг/см<sup>2</sup>, а через 7 діб має значення ( $8,7 \div 14,2$ ) кг/см<sup>2</sup> [1, 13].

Відомо безліч різновидів гіпсу, що випускається для потреб ортопедичної стоматології. Відповідно до вимог міжнародного ISO 6873 за ступенем твердості виділяють 5 класів гіпсу: м'який, звичайний, твердий, надтвердий, особливо твердий.

Для замішування високоміцних гіпсів потрібна висока точність співвідношення порошку та води. Надтверді гіпси (4-го типу) мають час затвердіння від 8 до 10 хв, при цьому розширення під час затвердіння не перевищує ( $0,07 \div 0,09$ ) %, міцність при тиску через 1 год після затвердіння

становить 30 Н/мм<sup>2</sup>, через 1 добу – (5÷60) Н/мм<sup>2</sup>. Зазначені матеріали застосовуються при виготовленні розбірних, комбінованих зі звичайним гіпсом моделей щелеп. Співвідношення порошку та води при замішуванні становить 100 г на (22÷24) мл води [135].

Синтетичні, особливо тверді гіпси характеризуються коефіцієнтом розширення, що дорівнює приблизно 0,1 % через 2 год після замішування. Порошки супертвердих гіпсів суворо дозуються з водою та замішуються у вакуумних змішувачах. Для замішування особливо твердих синтетичних гіпсів рекомендується використовувати спеціальну рідину.

Завдяки застосуванню цієї рідини відбувається рівномірний розподіл порошку в рідині та схоплювання гіпсу. Одержувана гіпсова модель при цьому відрізняється високою гомогенною щільністю, міцністю та точністю відтворення оригіналу.

Підвищення температури суміші до 37 °С призводить до найбільшої розчинності β-напівгідратів [136, 137], це зменшує час схоплювання, енергійне змішування компонентів призводить до аналогічного ефекту.

Багато авторів досліджували методи покращення фізико-механічних властивостей ГС. Виділяють два основних способи прискорення реакції гідратації та активації твердіння суміші: підвищення тонкості подрібнення порошку гіпсу та введення прискорювача твердіння (активатора) [138, 139].

Встановлено, що швидкість схоплювання стоматологічного гіпсу залежить від рівня його подрібнення, дисперсності способу замішування, температури води та наявності в гіпсі домішок [76, 140].

Активація твердіння за допомогою хімічних речовин більш поширена, принцип дії активаторів ґрунтується на їхній здатності підвищувати швидкість розчинення напівгідратів при замішуванні його водою. Процес гідратації напівгідратів значною мірою залежить від виду активатора. Найбільш поширені способи активації твердіння можна розділити за хімічним складом добавок, що вводяться:

- сульфатна активація (за допомогою сульфатів лужних металів, сульфатів важких металів, кислих сульфатів);
- лужна активація (Ca(OH)<sup>2</sup>, NaOH);
- переважно лужна активація (добавки на основі меламинаформальдегідної смоли та ін.);
- змішана активація (формувальні матеріали з поверхнево-активними речовинами);
- кислотна активація (розвари хлористого, йодистого, сірчаноокислого та азотнокислого калію, нітрилоцтова кислота та ін.).

До активаторів реакції схоплювання гіпсу відносяться: 3–4 % розвари хлористого, йодистого, сірчаноокислого та азотнокислого калію, галун та ін. [141]. Ці речовини при змішуванні з гіпсом збільшують його об'ємне розширення і роблять його більш крихким при затвердінні [142].

Важливим моментом у виробництві знімних пластинкових протезів повного зубного ряду є якість виготовлення робочої гіпсової моделі.

Для поліпшення фізико-механічних властивостей, а отже і якості робочих моделей сьогодні використовують різні речовини та способи зміцнення моделей. Останні можна об'єднати в три групи.

До першої групи входять:

- використання 1 % розчину охолодженого тетраборнокислового натрію;
- просочування гіпсових моделей полімерним складом з епоксидної смоли та ацетону у співвідношенні 1 : 2 і наступна обробка протягом однієї-двох годин при температурі 60–80 °С;

- взяття великої кількості гіпсу відносно водного розчину;
- заповнення робочого відбитку ГС на вібростолі;
- замішування гіпсової маси з використанням вакуумної системи.

Друга група передбачає:

- висушування зразків на повітрі протягом 24–48 год;
- висушування форм при температурі 70–80 °С протягом 8 год у сушильній шафі, при цьому зовнішній шар моделі зміцнюється в 1,6 рази;
- занурення моделі після висушування на (15±20) с в розплавлений стеарин або парафін при температурі (90±100) °С, який не тільки покриває її із зовнішньої поверхні, але і вбирається в пори, зв'язуючи тим самим частинки гіпсу, що дозволяє збільшити міцність на стиск робочої поверхні моделі ще на (30±50) %;

- висушування у мікрохвильовій печі;

Третя група передбачає:

- зміцнення моделей шляхом видалення зайвої води за допомогою центрифуги;
- застосування спеціальних сортів гіпсу (мармуровий, супергіпс, штучні гіпси).

Перераховані вище способи призводять до посилення міцності моделей щелеп, але останні при цьому мають деякі недоліки – пористість і шорсткість поверхні. Внаслідок цього збільшуються адгезивні властивості гіпсу відносно базисних матеріалів і виходять менш якісні у функціональному відношенні протези [143], погіршується їх фіксація та стабілізація протезів [131, 144]. Це призводить до механічних пошкоджень слизової оболонки – мікротравм порожнини рота та її запалення – стоматитів [145, 146].

У практиці ортопедичної стоматології при виготовленні моделей були використані різні речовини для покриття їх робочої поверхні з метою усунення впливу зазначених вище факторів, які мають вплив на функціональні якості знімних пластинкових протезів повного зубного ряду.

Зокрема, для легкого відокремлення моделі від відбитку було запропоновано покривати поверхню останнього ізолюючими речовинами: мильним спиртом, гасом зі стеарином [6, 13, 147].

Згідно з дослідженнями низки авторів як розділові суміші застосовували 30 % розчин хлористого кальцію, 2 % крохмальний клейстер, рідке скло, ізодент [147]. Пізніше для виготовлення гіпсової форми використовували ізокол – колоїдний розчин, що складається з (1,5÷2,0) мг альгінату натрію, 0,02 г щавлевокислого амонію, 0,3 мл 40 % розчину формаліну, 0,004 г червоного харчового барвника та дистильованої води, а також ізоляцію фольгою. При цьому було встановлено, що ізоляція фольгою знижує водопоглинання пластмасового тіста. У той же час ізокол на цю властивість пластмаси не впливає і він недостатньо ефективний. У зв'язку з цим вважають, що необхідні пошуки інших, якісніших способів ізоляції гіпсу.

Ряд авторів перед формуванням пластмаси запропонували наносити на поверхню прес-форми за допомогою пензлика з інтервалом 2–3 хв 3 шари поліметилсилоксану (кремнійорганічний полімер), що на відміну від усіх раніше застосовуваних в ортопедичній стоматології ізоляційних матеріалів володіє ізолюючими властивостями. Утворена при цьому гідрофобна плівка завтовшки не більше 1 мкм перешкоджала проникненню парів води, що залишилася в гіпсі, в полімеризуючу пластмасу, а також проникненню парів мономеру в гіпс.

Проникнення залишкового мономеру на всю товщину гіпсової моделі залежить від ізоляційного матеріалу. У дослідженні зазначають, що вазелін та силікатний клей ускладнюють проникнення мономеру, а ізокол – ні. Альгінатна плівка, що утворюється при нанесенні ізоколу на гіпс, має мікроотвори, які не перешкоджають проникненню мономеру в гіпс, але затримують емульсійні частинки. Для ізоляції гіпсової моделі можна використовувати також 1–3 % розчин воску в бензині [148]. Крім того, для покриття гіпсових моделей використовують розділові лаки – АЦ-1 (розчин ацетилцелюлозного етролу в ацетоні) та А1-cote, Dentsply Corp [149].

Японські вчені рекомендують покривати гіпсову модель шаром із силіконової смоли, що утворює гладку поверхню, внаслідок чого від неї добре відокремлюється АБ знімного протеза. Однак є відомості, що будь-яка ізолююча речовина залишає на гіпсі шар, який порушує точність передачі мікрорельєфу слизової оболонки протезного ложа з моделі на АБ ЗОК.

Відомо, що сульфатні активатори підвищують міцність, а лужні надають матеріалу сталість обсягу. Для створення з урахуванням гіпсу матеріалу з комплексом заданих властивостей потрібна певна комбінація відповідних йому модифікаторів. Сьогодні вплив добавок та модифікаторів на властивості гіпсу поки недостатньо вивчено.

Встановлено, що активатори схоплювання на основі кислот прискорюють розчинення порошку гіпсу (напівгідратів) на ранніх стадіях введення води, а лужні активатори відіграють головну роль при формуванні нових фаз прискорення твердіння гіпсу. Як активатори була запропоновані нітрилоцтова кислота та мелаїноформальдегідна смола, що дозволяють регулювати терміни схоплювання гіпсу.

Реакцію схоплювання гіпсу, як будь-яку іншу хімічну реакцію, можна уповільнити. З цією метою застосовуються різні речовини, інгібітори реакції затвердіння гіпсу. До сповільнювачів реакції схоплювання гіпсу відносяться розчини гліцерину, гліколю, сахарози, бури, 6 % етилового спирту, столярного клею та інших речовин [150]. Зазвичай їх додають до гіпсу не з метою уповільнення процесу затвердіння, а посилення його міцності.

Міцність, як фізичний показник, характеризується здатністю моделі протистояти руйнівним зовнішнім зусиллям та визначається ставленням руйнівного навантаження до площі перерізу випробуваного зразка [151].

На сьогоднішній день немає єдиної думки про причину відмінностей у показниках міцності модифікованого гіпсу. Одні дослідники вважають, що вирішальний вплив на міцність гіпсу має ступінь його розчинення, інші [152, 153], що міцність залежить від характеру пор гіпсу.

Так, при використанні сповільнювачів зменшується об'ємне розширення гіпсу. Наприклад, замішування гіпсу з рідиною, що складається з насиченого розчину бури та води у співвідношенні 1:4, подовжує час затвердіння гіпсу –  $(6 \div 60)$  хв, призводить до збільшення його опору розриву –  $(16 \div 55)$  кг/см<sup>2</sup> та зменшує розширення –  $(1,9 \div 0,2)$  % [154].

Більшість активаторів сприяє зростанню об'ємного розширення гіпсу. При цьому характер дії кожної добавки на лінійне розширення індивідуальний. Склади з найбільшим та найменшим розширенням мають вищі значення міцності.

Щоб надати рухливості гіпсовій суміші проводили випробування на зміну кількості водної фази. Однак, як показали дослідження, при змішуванні в рекомендованих виробниками пропорціях лише  $(20 \div 26)$  % води зв'язуються хімічно з гіпсом, а частина, що залишилася, зостається у вільному стані. Вільна вода випаровується, а на її місці залишаються повітряні мікробульбашки, які знижують міцність та якість гіпсу [155].

Якісне виготовлення робочої гіпсової моделі вимагає обов'язкового дотримання технології з'єднання пропорцій гіпсу та води при замішуванні  $(0,41:1,0)$ . Однак з промислового медичного гіпсу, хоча він і є доступним, дешевим і технологічним у роботі при виробництві індивідуальних форм, що використовуються в ортопедичній стоматології, якщо не вживати заходів щодо зміцнення його структури, важко отримати моделі, які б не піддавалися деформації при полімеризації пластмас, застосовуваних для виготовлення знімних зубних протезів [156–158].

Зміна об'єму залежить від консистенції суміші. У густій суміші розширення проявляється більшою мірою, що обумовлено відсутністю значних міжкристалічних порожнин і збільшенням обсягу внаслідок зростання кристалів, які відштовхуються один від одного.

Якщо ГС з водою рідка, між кристалами утворюються міжкристалічні порожнини, та кристали при зростанні хоча і відштовхуються один від одного, але модель при цьому не розширюється, оскільки кристали зміщуються в міжкристалічні ділянки.

Очевидно, що при схоплюванні гіпсу частина води вичавлюється з об'єму, але основна кількість залишається. Випаровування води у процесі її дифузії призводить до пористості гіпсу [159].

#### **1.4. Гіпотеза дослідження**

Підсумовуючи дані наукової літератури, слід зазначити, що до теперішнього часу незважаючи на застосування різних речовин та способів приготування гіпсової суміші ще не досягнуто оптимального результату щодо якості гіпсових моделей, які відповідають усім вимогам виготовлення якісних знімних протезів повного зубного ряду шляхом коректного відображення мікрорельєфу слизової оболонки протезного ложа.

Для детального дослідження динаміки запальних процесів слизової оболонки порожнини рота під базисами знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів із застосуванням пакувальних матеріалів та вивчення травмуючої дії на м'які і тверді тканини протезного ложа АБ знімних пластинкових протезів повного зубного ряду окрема увага приділялася впливу біомеханічних властивостей на тканини протезного ложа і, як наслідок, розподіленню жувального тиску.

Отже принципи біомеханіки у даній роботі актуальні та мають тісний зв'язок з проведеними нами дослідженнями.

Виходячи зі сказаного вище, можна зробити висновок, що будь-яка речовина, що наноситься на поверхню робочої моделі як роздільний шар між гіпсовою моделлю та пластмасою ЗОК, порушує конгруентність точної передачі мікрорельєфу слизової оболонки порожнини рота з моделі на АБ знімного пластинкового протеза.

Таким чином, негативні фактори можна усунути шляхом застосування компластних зуботехнічних матеріалів, враховуючи показники їх фізико-механічних властивостей та методику деконтамінації, завдяки введенню в ГС різних речовин сучасного виробництва, модифікація яких дозволить досягти виключення застосування ізоляційних лаків з технології виготовлення знімних пластинкових протезів повного зубного ряду.

Сучасні соціально-економічні умови функціонування закладів охорони здоров'я в цілому та практика ортопедичної стоматології зокрема висувають дуже високі вимоги до собівартості та якості виконуваної роботи. Тому пошук шляхів оптимізації методики ортопедичної реабілітації пацієнтів з вторинною адентією є своєчасним та актуальним, а використання зуботехнічних матеріалів має прямо відобразитися на клініко-економічній ефективності проведеного лікування.

## РОЗДІЛ 2

### МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

#### 2.1. Концептуальна модель програми дослідження

Основні задачі для розробки нового пакувального матеріалу при виготовленні знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів виконувалися шляхом дослідження із застосуванням методів, що базувались на спеціально опрацьованій нами програмі, яка складалась із кількох основних етапів.

Перший етап. На основі клініко-популяційного аналізу безпосередніх, віддалених результатів ортопедичної реабілітації та клініко-технологічної якості ЗОК проведено обстеження репрезентативної сукупності пацієнтів, для яких 45 лікарів та 72 зубних техніки виготовили 2 585 ЗОК. Для виконання цієї задачі опрацьована спеціальна картка (форма НДР-03), проаналізовано результати безпосереднього огляду пацієнтів та експертної оцінки ортопедичної конструкції, виконано аналіз медичних карток стоматологічних хворих (Ф № 043/о) за період 2019–2023 рр.

На другому етапі проведено порівняльний багатofакторний кваліметричний аналіз груп пакувальних матеріалів вітчизняного та імпортного виробництва за показниками відповідних міжнародних стандартів за спеціально опрацьованими методиками (виконано 591 лабораторне дослідження): розроблено композицію на основі сумішей гіпсів 2–3-го типу та модифікаторів для виготовлення робочих моделей і прес-форм, які забезпечують високу точність АБ знімного пластинкового протеза, при компресійному методі пресування [97, 147, 160]. Лабораторно вивчено вплив водорозчинних латексів і поліметилсилоксанової емульсії на фізико-механічні показники медичного гіпсу. Обґрунтовано технологічні етапи виготовлення знімних пластинкових протезів на основі модифікованих пакувальних матеріалів.

На третьому етапі досліджена система удосконалення якості лікування пацієнтів із застосуванням ЗОК завдяки оптимізації клініко-лабораторного етапу їх виготовлення і обґрунтованого добору пакувального матеріалу з різною консистенцією додавання модифікаторів KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА (556 клініко-технологічних варіантів), для чого за результатами клініко-лабораторних досліджень базових фізико-механічних властивостей ЗОК для кожної із конструкцій опрацьовані «Карти оптимальної технологічної відповідності».

На четвертому етапі розроблено та апробовано методика впливу біомеханічних властивостей на тканини протезного ложа ЗОК і, як наслідок, розподілення жувального тиску шляхом методу скінченного елемента в системі «зубний протез – тканини протезного ложа» з урахуванням геометричних параметрів порожнини рота, такі як товщина слизової оболонки, товщина кортикальної кісткової пластини [32, 161, 162].

Шляхом математичного розрахунку була визначена відносна зміна об'єму матеріалу, об'ємна деформація обумовлена тепловим розширенням, еластична об'ємна деформація, дані потенціалу пружності та теорії пружності. Було враховано внутрішній розподіл напружень, модель була досліджена в перерізах, які проходять через медіальні лінії зубів третього квадранта нижньої щелепи: ПМ<sub>1</sub> – перший премоляр; ПМ<sub>2</sub> – другий премоляр; М<sub>1</sub> – перший моляр; М<sub>2</sub> – другий моляр (253 перерізи).

На п'ятому етапі здійснено ортопедичну реабілітацію 55 пацієнтів з обґрунтованим добором системи розробленої ГС з додаванням модифікаторів KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП і ПВА та виконано апробацію клінічного моніторингу якості та ефективності лікування знімними ортопедичними типами конструкцій зубних протезів (ЗОК – 110) за індикативними показниками стану РП. Проведено дослідження динаміки запальних процесів слизової оболонки порожнини рота під АБ знімних протезів, виготовленими на робочих моделях та прес-формах з медичного гіпсу та із застосуванням пакувальних матеріалів. Проведено порівняльний аналіз травмуючої дії на м'які та тверді тканини протезного ложа АБ знімних пластинкових протезів повного зубного ряду, виготовлених з використанням модифікованого гіпсу.

Було створено анкету-опитувальник для оцінки якості життя пацієнтів з використанням ЗОК, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів (досліджено 55 пацієнтів) через один місяць та через 6 місяців користування ЗОК [163, 164].

## **2.2. Методи підготовки зразків композицій пакувальних матеріалів, склад та технологія**

Сумісно зі співробітниками АТ «СТОМА» був розроблений легований пакувальний матеріал на основі гіпсу та супергіпсу, модифікований латексами нітрильних каучуків та кремнійорганічною емульсією [165]. Вибрані модифікатори різні за своєю будовою, полярністю груп та ліофільністю. Слід зазначити, що окрема увага приділялася вивченню впливу емульгатора на взаємодію агрегатів латексу та кремнійорганічної емульсії з поверхнею модифікованого гіпсу [166, 167].

При виготовленні модифікованих гіпсових зразків застосовувався медичний гіпс 2-го типу промислового виробництва. Як легуючий компонент використовувався зуботехнічний високоміцний гіпс «Laterock Model» 3-го типу (м. Харків, Україна). Як модифікатори застосовувалися такі водорозчинні добавки: KE-10-01 (70 % водна емульсія рідини поліметилсилаксану); ПВС 5/9 (полівініловий спирт); БС-65-ГП (бутадієн-стирольний латекс); ПВА (полівінілацетатна дисперсія). Розчини на основі добавок, що модифікують, готували з концентрацією 0,062; 0,125; 0,250; 0,5; 1,0 масової частки.

Зразки виготовляли такими чином: готували водну емульсію з модифікуючою добавкою, далі – композицію на основі гіпсу, супергіпсу та водного

розчину з модифікуючою добавкою, а потім формували зразки. Співвідношення суміші гіпсу та супергіпсу становили 90:10; 80:20; 70:30; 60:40; 50:50; 40:60; 30:70; 20:80; 10:90 відповідно [51, 168, 169].

Композиції на основі досліджуваних речовин готували згідно з рекомендаціями, зазначеними у паспорті на відповідний гіпс. Так, для гіпсу водна фаза з модифікатором бралася в кількості 60 мл на 100 г порошку, для супергіпсу – 30 мл на 100 г порошку супергіпсу. Для сумішей гіпсу та супергіпсу розрахунок водної фази відбувався з урахуванням маси відповідних компонентів [21, 170, 171].

Модифіковані композиції виготовляли наступним чином. У воду додавали модифікатор, отримуючи водну емульсію необхідної концентрації, яку за допомогою мірного циліндра у необхідній кількості, розрахованій згідно з посібником із застосування гіпсів, виливали в колбу, після чого до неї додавали 100 г гіпсу чи 100 г суміші гіпсу з супергіпсом у необхідній пропорції і витримували 20–30 с до відносного насичення його вологою [172, 173]. Гіпсову масу перемішували до однорідної консистенції за допомогою технічного шпателя без використання технічних засобів згідно з ISO 6873. Залита у форму гіпсова маса протягом 60 с піддавалася ущільненню на вібростолику [174–176]. Для визначення міцності при стисненні виготовлялися стандартні циліндричні зразки діаметром ( $15 \pm 0,3$ ) мм та висотою ( $25 \pm 0,5$ ) мм. Технічні дані модифікаторів представлені у *табл. 2.1*.

Таблиця 2.1

### Характеристика модифікаторів водного розчину

Марка досліджуваного модифікатора	Склад	Вміст сухого залишку, %	В'язкість	pH
KE-10-01	70 % водна емульсія полідиметилсилоксанової рідини	25–28 (кремній)		6,0–7,5
ПВС	Полівініловий спирт	0,4	28,0	5–7
БС-65-ГП	Бутадієн-стирольний латекс	48	18	9,5
ПВА	Полівінілацетатна дисперсія Д50Н, низьков'язка	50–51	6–8	4,5–6,0

### 2.3. Дослідження фізико-механічних показників легованого пакувального матеріалу

У дослідженні були вивчені фізико-механічні показники 110 композицій: стандартних композицій гіпсу та супергіпсу, композицій на основі медичного гіпсу 2-го типу та супергіпсу 3-го типу різних композицій на основі розробленої ГС з додаванням модифікаторів. Проведено дослідження якості поверхні, лінійного та термічного розширення композицій. Як модифікатори застосовувалися такі водорозчинні добавки у різних масових співвідношеннях: KE-10-01 (70 % водна емульсія рідини поліметилсилаксану);

ПВС 5/9 (полівініловий спирт); БС-65-ГП (бутадієн-стирольний латекс); ПВА (полівінілацетатна дисперсія).

Слід зазначити, що кожне водне число модифікованої добавки відповідало частці кожного компонента і було розраховано відповідно до рекомендацій заводу-виробника.

Стандартні циліндричні зразки діаметром  $(15\pm 0,3)$  мм та висотою  $(25\pm 0,5)$  мм випробовувалися на міцність при стисканні та на шорсткість поверхні. Для решти випробувань: час схоплювання, лінійне розширення – композиції заливали в індивідуальні форми, призначені для проведення випробувань.

Порівняльний аналіз якості допоміжних стоматологічних матеріалів включав узагальнення результатів лабораторного вивчення фізико-механічних властивостей різних видів гіпсу [177].

В системі кваліметричної оцінки гіпсів досліджено індикативні властивості допоміжних матеріалів: розроблений нами легований пакувальний матеріал «ORTHOGYPS», аналог з індексом 1 – «ГВ-Г-10-А-III», аналог з індексом 2 – «Base Stone», що передбачено ISO-6873, що розділені нами на технологічні (визначальні особливості процесу пакування матеріалу) та фізико-механічні (загальний робочий час, час структуризації, відносне розширення при структуризації, відносне розширення після структуризації, міцність при стисненні, лінійна усадка) [1, 70, 178].

Відповідно до ISO 6873 проводилися випробування модифікованих зразків на час схоплювання та затвердіння на приладі Віка ОГЦ, визначення лінійного розширення при твердінні на приладі ГОІ, випробування на міцність при стисканні здійснювалося за допомогою розривної машини 2161 P-5 (рис. 2.1).



**Рис. 2.1.** Розривна машина 2161 P-5 для випробування модифікованих зразків на міцність при стисненні

Визначення шорсткості зразків проводили на приладі профілограф-профілометр (модель 201), електротермічним способом на електротермічному діаграмному папері за ISO 6873. Визначення коефіцієнта лінійного теплового розширення проводили термостатом з кварцовим дилатометром [179].

### **2.3.1. Випробування на час структуризації та затвердіння зразків**

Терміни структуризації є одним із основних показників якості гіпсу. Для 2–5-го типів гіпсу час схоплювання має бути не менше 3,0 хв, а затвердіння – не більше 30 хв. На вимогу підприємства-виробника при вказівці частини часу часом затвердіння вважається середнє значення визначеної частини.

Короткі терміни схоплювання гіпсового тіста стандартної консистенції (нормальної густоти) менше 4–5 хв свідчать про низьку якість гіпсу, порівняно з гіпсом, що має нормальні терміни схоплювання [180, 181]. Насамперед це позначається на його міцності. Стандартна консистенція (нормальна густота) характеризується діаметром розширення гіпсового тіста, який повинен дорівнювати  $(178 \pm 0,25)$  мм.

Кількість води визначає властивості гіпсу: час схоплювання та межі міцності та виражається у відсотках як відношення маси води, необхідної для отримання гіпсової суміші стандартної консистенції, до маси гіпсу в грамах.

Попередньо визначали необхідну кількість води та пов'язану з нею нормальну густоту гіпсового тіста. У воду протягом 7 с засипали 240 г гіпсу. Масу перемішували шпателем протягом  $(25 \div 28)$  с, починаючи відлік часу від початку висипання гіпсу у воду. Через 20 с після закінчення перемішування визначали діаметр структуризації та нормальну консистенцію гіпсової суміші.

Усього проведено 107 випробувань.

### **2.3.2. Випробування відносного розширення при структуризації зразків**

Для визначення термінів схоплювання використовують гіпсове тісто стандартної консистенції. Дослідження проводили за ISO 6873. Сутність методу полягає у визначенні часу від початку контакту гіпсу з водою до початку та кінця схоплювання матеріалу. Випробування проводили на приладі Віка ОГЦ. Використовували чисту суху форму з нержавіючої сталі з внутрішнім верхнім діаметром 65 мм, нижнім внутрішнім діаметром 55 мм, висотою 35 мм. Кільце, попередньо протерте та змащене мінеральною олією та встановлене на поліровану пластинку, заповнювали тістом [182, 183].

Для видалення повітря, що потрапило в тісто, кільце з пластинкою  $(5 \div 6)$  разів струшували шляхом підняття та опускання однієї зі сторін пластинки приблизно на 8 мм. Після цього надлишки тіста зрізали лінійкою та заповнену форму на пластинці встановлювали на основу приладу Віка (рис. 2.2).

Перед початком випробування перевіряли, чи опускається стрижень приладу Віка, а також нульове положення рухомої частини. Рухливу частину приладу з голкою встановлювали в таке положення, при якому кінець голки торкався поверхні гіпсового тіста, а потім голку вільно опускали в кільце з тістом. Занурення виконують один раз кожні 25 с, починаючи з цілого числа хвилин. Після кожного занурення голку ретельно витирають, а пластинку разом з кільцем пересувають так, щоб голка при новому зануренні потрапляла до іншого місця поверхні тіста [184].



**Рис. 2.2.** Прилад Віка ОГЦ для випробування модифікованих зразків на час схоплювання та затвердіння

Початок схоплювання визначають кількістю хвилин, що минули від моменту додавання гіпсу до води до моменту, коли вільно опущена голка після занурення в тісто вперше не доходить до поверхні пластинки, а кінець схоплювання – коли вільно опущена голка занурюється на глибину не більше 3 мм. Час початку та кінця схоплювання виражають кількістю хвилин. Випробування проводили двічі.

Усього проведено 163 випробування.

### **2.3.3. Визначення лінійного розширення при затвердінні**

Кращими композиціями, що забезпечують створення необхідної точності, є композиції з позитивною усадкою гіпсу від 0,4 до 0,52 %, які частково компенсують усадкові явища в полімерній матриці базисної пластмаси. Метод випробування проводили за ISO 6873. Суть методу полягає у визначенні лінійних розмірів зразка гіпсу при затвердінні. Випробування проводилися на приладі ГОІ з індикатором вимірювання зміни довжини з точністю до 0,01 мм.

Прилад ГОІ (Державного оптичного інституту) складається зі штатива, на якому закріплений індикатор, та металевого циліндру, що скріплюється при складанні кільцями. Внутрішній діаметр циліндра становив 45 мм, зовнішній – 52 мм, висота – 100 мм. Дюралюмінієва кришка діаметром 52 мм, завтовшки 0,9 мм.

Прилад встановлювали на твердій основі, що виключає можливість вібрації. Циліндр приладу ставили на скляну пластину, заповнювали гіпсовим тістом нормальної густоти, закривали кришкою та встановлювали на опорній плиті [185–187].

Час замішування тіста водою і заповнення ним циліндра не перевищував 1,5–2,5 хв. Стрижень індикатора поворотом гвинта приводили у зіткнення із заглибленням у кришці циліндра. Додатково виконували ще один оберт гвинта для установки індикатора на нульове значення і приступали до фіксації

руху стрілки, що викликалося розширенням гіпсового розчину при його твердінні [188–191]. Початком відліку розширення вважали момент появи позитивних деформацій, кінцем визначення – момент припинення руху стрілки, що наставав приблизно через 1 год після заповнення циліндра розчином. За 60 с перед початком твердіння знімали початкові показники. Величина об'ємного розширення у відсотках дорівнює величині деформації у міліметрах.

Лінійне розширення зразка при затвердінні ( $\alpha_V$ ) розраховувалося за наступною формулою у відсотках:

$$\alpha_V = \frac{1}{V} \left( \frac{\partial V}{\partial T} \right)_p, \quad (2.1)$$

де  $V$  – об'єм матеріалу;  $dV$  і  $dT$  – інтенсивність зміни об'єму із зміною температури.

Після випробувань підраховували середнє арифметичне значення лінійного розширення з точністю до 0,02 %.

Усього проведено 95 випробувань.

#### **2.3.4. Випробування зразків визначення межі міцності при стисненні**

Міцність пакувального матеріалу на стиск є основним критерієм якості гіпсу. Слабкість гіпсових форм призводить до деформації протезів, порушення геометричних параметрів АБ.

Сутність методу полягає у визначенні мінімальних навантажень, що руйнують зразок. Випробування проводили за ISO 6873. До кожного випробування готували по п'ять циліндричних зразків.

Підготовку суміші проводили за допомогою ручної мішалки, яку потім заливали у прес-форму, що утримувалася скляною пластиною, встановленою на вібростолику, й ущільнювали протягом 30 с. До того, як блиск повністю зникне з поверхні суміші, форму з пластиною знімали з вібростолика і, вирівнявши рівні зразків з верхніми краями форми, міцно притискали другою скляною пластиною. Через  $(36,3 \pm 1,2)$  хв від початку змішування зразки виймали з форми. Ще  $(18,2 \pm 6,3)$  хв вони знаходилися на предметному столику при кімнатній температурі і відносній вологості повітря  $(55,1 \pm 0,25)$  %. Після закінчення цього часу проводили випробування 5 зразків, які зазнавали руйнування на розривній машині за ISO 6873 зі швидкістю траверси руху 5 кН/хв, діапазон вимірювань – від 0 до 5 кН.

Зразки поміщали між двома пластинами таким чином, щоб бічні грані, які при виготовленні прилягали до поздовжніх стінок форм, знаходилися на площинах пластин, а упори пластин щільно прилягали до гладкої торцевої стінки зразка [192, 193].

Час від початку рівномірного навантаження зразка до його руйнування має становити від 4 до 29 с, середня швидкість наростання навантаження при випробуванні має бути  $(11,2 \pm 0,5)$  кгс/см<sup>2</sup> на секунду.

Межу міцності на стиснення ( $\sigma_B$ ) одного зразка визначали як окреме від розподілу величини руйнівного навантаження на робочу площу пластини. Міцність при стисканні (МПа) розраховували за формулою:

$$\sigma_B = \frac{R_m}{S_0} [\text{МПа}], \quad (2.2)$$

де  $R_m$  – межа досягнення зусилля;  $S_0$  – початкове значення площі.

Зразок підготовлений до випробувань на стиск. Межу міцності на стиск обчислюють як середнє арифметичне результатів п'яти випробувань без найбільшого та найменшого результатів. Загалом проведено 105 випробувань.

### 2.3.5. Визначення шорсткості поверхні зразків

Профілограф-профілометр, модель 201 (рис. 2.3), є високочутливим вимірювальним приладом для визначення шорсткості та хвилястості поверхні виробів з металевих та неметалевих деталей і усіяких покриттів без пошкодження їхньої поверхні [100, 194].

Визначення шорсткості поверхні проводили за допомогою запису у збільшеному масштабі електротермічним способом на електротермічному діаграмному папері (ширина запису 80 мм) у прямокутних координатах профілю мікронерівностей поверхні в межах від 5-го по 12-й клас включно за ISO. Також вимірювання проводили за показниками стрілочного приладу, за параметром  $R_a$  (середнє арифметичне відхилення мікронерівностей від середньої лінії профілю) в межах від 5-го по 12-й клас включно.



**Рис. 2.3.** Прилад «Профілограф-профілометр» 201 для випробування модифікованих зразків на показник шорсткості

Прилад дозволяє проводити перевірку плоских циліндричних, конічних та інших поверхонь, як зовнішніх, так і внутрішніх, переріз яких у площині вимірювання являє пряму лінію [1, 56]. Дія приладу заснована на принципі обмацування досліджуваної поверхні алмазною голкою з вельми малим радіусом закруглення і перетворення коливань голки в зміни напруги індуктивним методом. При цьому швидкість датчика при записі профілограмом шорсткості становить 0,2 мм/хв та 1,0 мм/хв, хвилястості – 10 мм/хв і при роботі показуючого приладу 0,7 мм/с.

Значення величин мікронерівностей відраховувалося за шкалою, що відповідає встановленому вертикальному збільшенню. Оцифрування шкали дана для збільшення 10; 20 та 40 тис. у масштабі 1:10, для збільшення 100 тис. у масштабі 1:100.

Усього проведено 30 випробувань.

### **2.3.6. Визначення коефіцієнта лінійного теплового розширення зразків**

Теплове розширення – зміна лінійних розмірів та форми тіла при зміні його температури. Кількісно теплове розширення за постійного тиску характеризується об'ємним коефіцієнтом теплового розширення [182, 195].

Для характеристики теплового розширення твердих тіл додатково запроваджують коефіцієнт лінійного теплового розширення. Температурний коефіцієнт лінійного розширення – фізична величина, що дорівнює відносній зміні лінійного розміру тіла при зміні температури на один кельвін. Температурний коефіцієнт об'ємного розширення – фізична величина, що дорівнює відносній зміні об'єму тіла при зміні температури на один кельвін. При полімеризації полімерів теплове розширення пакувальних матеріалів необхідно враховувати, оскільки є змінні температурні умови [124, 198].

Вимірювання лінійних розмірів зразків реєструється за допомогою індикатора з точністю до 0,01 мм [13, 62]. Контакт індикатора із зразком здійснюється за допомогою кварцового циліндра. Вимірювання температури проводиться за допомогою термостата з кварцовим дилатометром (рис. 2.4).



**Рис. 2.4.** Термостат з кварцовим дилатометром для визначення коефіцієнта лінійного теплового розширення зразків

У камері термостата на кінець зразка, що виступає, встановлюється кварцовий циліндр, який приводять в дотик зі штоком мікрометричного індикатора. Поворотом шкали індикатора встановлюють стрілку на нульову позначку, включають термостат і починають нагрівати зразок до відповідної температури, записуючи подовження зразка [177, 205].

Коефіцієнтом лінійного розширення називається відношення збільшення лінійного розміру гіпсового стрижня одиничної довжини до малої зміни температури, що спричинив зміну розміру. На практиці користуються середнім термічним коефіцієнтом лінійного розширення, що розраховується за формулою:

$$\alpha_L = \frac{1}{L} \frac{dL}{dT}, \quad (2.3)$$

де  $L$  – лінійний розмір (наприклад, довжина);  $dL$  і  $dT$  – зміна лінійного розміру на одиницю зміни температури.

Усього проведено 91 випробування.

#### **2.4. Дослідження клініко-технологічних показників легованого пакувального матеріалу шляхом методу скінченних елементів**

З метою детального дослідження динаміки запальних процесів слизової оболонки порожнини рота під АБ ЗОК, виготовлених за допомогою розробленого матеріалу, та вивчення травмуючої дії на м'які і тверді тканини протезного ложа АБ знімних пластинкових протезів повного зубного ряду, виготовлених з використанням модифікованого гіпсу, окрему увагу приділено впливу біомеханічних властивостей на тканини протезного ложа і, як наслідок, розподіленню жувального тиску [1, 77].

Завдяки дослідженню основ біомеханіки, детальні розрахунки яких наведені у Розділі 4, а саме: визначення даних напруження і деформації, які виникають під дією жувальних навантажень в системі «зубний протез – тканини протезного ложа», нами було вивчено вплив розподілу протезного ложа пацієнтів на слизову оболонку порожнини рота та визначено найбільш коректний метод розподілу ЖТ під базисами ЗОК, ґрунтуючись на результатах даних математичного розрахунку методу скінченних елементів [7].

Розглядалася неперервна величина  $T(x)$ , область визначення – відрізок  $OL$  уздовж осі  $X$ . Фіксовані та пронумеровані п'ять точок на осі  $X$  (див. рис. 4.6). Це вузлові точки і зовсім не обов'язково розташовувати їх на однаковій відстані одна від одної [195, 197].

Очевидно, можна ввести до розгляду і більше точок, але цих п'яти цілком достатньо, щоб проілюструвати основну ідею методу. Значення  $T(x)$  в даному випадку відомі в кожній вузловій точці. Ці фіксовані значення представлені графічно на рис. 4.7 і позначені відповідно до номерів вузлових точок через  $T_1, T_2, \dots, T_5$  [198, 199].

Розбиття області на елементи було проведено двома різними способами. Можна, наприклад, обмежити кожен елемент двома сусідніми вузловими точками, утворивши чотири елементи (див. рис. 4.7, а), або розбити область на два елементи, кожен з яких містить три вузли (див. рис. 4.7, б).

Відповідний елементу поліном визначався за значеннями  $T(x)$  у вузлових точках елемента.

На клінічному етапі накладання конструкцій зубних протезів нами було проведено 3D сканування верхньої та нижньої щелепи пацієнта і виготовлених повних знімних ортопедичних конструкцій на них за допомогою екстраорального сканера для зуботехнічних моделей inEos X5 Dentsply Sirona.

Це дослідження статистично підтвердило доцільність використання теорії скінченних елементів та вплив її на принципи БМ порожнини рота, а як наслідок – максимальну відповідність тканин протезного ложа знімних конструкцій зубних протезів, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів.

Отримані дані використані нами для обґрунтування та розробки методів математичного розрахунку об'єму матеріалу, об'ємної деформації, даних потенціалу й теорії пружності як допоміжний елемент при виготовленні знімних ортопедичних конструкцій і в результаті покращання якості ортопедичного лікування пацієнтів у клініці ортопедичної стоматології.

## **2.5. Клінічні методи дослідження**

Запальна реакція слизової оболонки протезного ложа вивчалася із застосуванням макрогістохімічної реакції для визначення площі зон перевантаження протезного поля під АБ знімних пластинкових протезів. Для вимірювання площі зон запалення застосовувався спеціалізований графічний пакет AdobePhotoshop 2020.

Контрольні моделі для біометричних досліджень виготовляли за розвантажуючим відбитком. Біометричні дослідження атрофічних процесів твердих і м'яких тканин щелеп проводили на видозміненому паралелометрі з мікрометром з точністю до 0,01 мм [5, 200, 201].

З метою перевірки функціональних якостей та проведення корекції протезів пацієнтів запрошували на повторні прийоми для перевірки ступеня стійкості протезу та якості протезування [202, 203].

Весь отриманий цифровий матеріал клінічних, лабораторних, фізико-механічних досліджень був виражений в системі СІ. Результати обстеження пацієнтів заносили до комп'ютерної бази даних з використанням спеціалізованого програмного забезпечення на платформі Microsoft Exel 2019. Вихідні дані обробляли у програмі Statistica for Windows 10.0.

Для обробки отриманих даних використовували метод варіаційної статистики з обчисленням середньої арифметичної ( $M$ ) середньоквадратичного відхилення ( $\sigma$ ) і помилки середньої величини ( $t$ ).

Середні значення зіставляли за критерієм Ст'юдента: відмінності вважали достовірними при ( $p \leq 0,05$ ), що є достатнім при проведенні досліджень. Розрахунки проводили на персональному комп'ютері під управлінням операційної системи Windows XP 2022.

Для вивчення змін топографо-анатомічних особливостей щелеп за результатами лікування пацієнтів застосовано клінічні, біометричні, макрорістохімічні та методи дослідження питань біомеханіки порожнини рота шляхом математичного розрахунку.

### 2.5.1. Загальна характеристика досліджуваних груп пацієнтів та матеріалів

Дослідження проводилось на кафедрі ортопедичної стоматології, базою якої є Університетський стоматологічний центр Харківського національного медичного університету.

Для вирішення поставлених завдань нами було обстежено та проведено лікування 55 пацієнтів віком від 45 до 75 років. У зв'язку з поставленими завданнями до дослідження були включені пацієнти з повною втратою зубів I–IV ступенів атрофії щелеп за I. М. Оксманом, I–III класу слизової оболонки за Суплі та I–IV зони податливості слизової оболонки за Лундом [132, 204].

Пацієнтам виготовили знімні протези з жорстким базисом і постановкою штучних зубів методом М. Є. Васильєва, при формуванні найбільш поширеною в клініці ортопедичної стоматології акриловою базисною пластмасою гарячого затвердіння «Фторакс» з використанням класичної технології компресійного пресування [1, 205].

Пацієнтів розподіляли згідно з їх досліджуваними групами, а також за віком та статтю (табл. 2.2).

Таблиця 2.2

#### Розподіл пацієнтів за віком та статтю (згідно з досліджуваними групами)

Вік, роки	Досліджувана група								
	1-а (основна)			2-а (контрольна)			3-я (контрольна)		
	Чоловіки	Жінки	Загалом	Чоловіки	Жінки	Загалом	Чоловіки	Жінки	Загалом
45–55	1	3	4	1	4	5	1	2	3
55–65	3	3	6	2	2	4	2	3	5
65–70	3	2	5	3	4	7	3	1	4
70 і старше	3	2	5	1	2	3	2	2	4
Всього	10 (15,6%)	10 (15,5%)	20 (36,3%)	7 (12,7%)	12 (21,8%)	19 (34,5%)	8 (14,6%)	8 (14,6%)	16 (29,2%)

Досліджувані пацієнти були поділені на три групи, включаючи основну та дві контрольні, залежно від складу пакувального матеріалу, що застосовується для виготовлення робочих моделей та індивідуальних прес-форм, що використовують для виготовлення знімних протезів (табл. 2.3).

Таблиця 2.3

**Загальна характеристика контингенту досліджуваних пацієнтів**

№ досліджуваної групи	1-а досліджувана група (основна)	2-а досліджувана група	3-я досліджувана група
Кількість пацієнтів	20 (36,3 %)	19 (34,5 %)	16 (29,2 %)
Характеристика	Розроблений легований пакувальний матеріал	Гіпс промислового виробництва «ГВ-Г-10 А-III»	Гіпс промислового виробництва в суміші з супергіпсом «Base Stone»
Додавання модифікаторів	КЕ-10-01 – 1,8 % ПВС – 1,67 % БС-65-ГП – 1,62 % ПВА – 1,1 %	Без додавання	Без додавання
Опис контингенту досліджуваних пацієнтів	3 I–V ступенем атрофії альвеолярного відростка ВЩ та НЩ	3 I–V ступенем атрофії альвеолярного відростка ВЩ та НЩ	3 I–V ступенем атрофії альвеолярного відростка ВЩ та НЩ
Співвідношення гіпсової суміші з концентратами	100 г на 55 мл H <sub>2</sub> O	100 г на 55 мл H <sub>2</sub> O	100 г (70 г гіпсу та 30 г супергіпсу) на 44 мл H <sub>2</sub> O
Застосування ізоляційного лаку	Без застосування	Без застосування	Без застосування

Перша досліджувана група(20 осіб): пацієнти з I–V ступенем атрофії альвеолярного відростка верхньої та нижньої щелеп, яким виготовляли знімні пластинкові протези повного зубного ряду верхньої та нижньої щелеп на робочих моделях з гіпсу промислового виробництва з розробленої нами гіпсової суміші розробленого пакувального матеріалу із застосуванням модифікуючих добавок: полівінілового спирту (ПВС), бутадієн-стирольного латексу (БС-65-ГП), полівінілацетатної дисперсії (ПВА) та водної емульсії на основі поліметилсилаксану (КЕ-10-01). Співвідношення ГС з концентратами було наступне: 100 г сухої речовини на 55 мл водного розчину. Ізоляційний лак на етапі пакування конструкцій у полімеризаційну кювету був виключений [4, 206].

Друга досліджувана група (20 осіб): пацієнти з I–V ступенем атрофії альвеолярного відростка верхньої та нижньої щелеп, яким виготовляли знімні пластинкові протези повного зубного ряду верхньої та нижньої щелеп на робочих моделях з медичного гіпсу промислового виробництва «Матеріал 1» без додавання модифікаторів у водний розчин. Співвідношення ГС з концентратами було наступне: 100 г сухої речовини на 55 мл водного розчину. Ізоляційний лак на етапі пакування конструкцій у полімеризаційну кювету був виключений.

Третя досліджувана група (16 осіб): пацієнти з I–V ступенем атрофії альвеолярного відростка верхньої та нижньої щелеп, яким були виготовлені знімні пластинкові протези повного зубного ряду верхньої та нижньої щелеп на робочих моделях з гіпсу промислового виробництва з додаванням суміші супергіпсу 3-го типу «Матеріал 2» без додавання модифікаторів у водний розчин. Співвідношення ГС з концентратами було наступне: 100 г сухої речовини, із них 70 г медичного гіпсу та 30 г супергіпсу на 44 мл водного розчину. Ізоляційний лак на етапі пакування конструкцій у полімеризаційну кювету був виключений.

Клінічне обстеження пацієнтів відповідало загальноприйнятій схемі, що дозволяло встановити стоматологічний статус досліджуваних пацієнтів. Загальні клінічні методи аналізу стоматологічного статусу включали опитування, огляд зубних рядів, альвеолярних частин та альвеолярних відростків, а також пальпацію, при необхідності вивчали діагностичні контрольні моделі щелеп до лікування та через 6 міс після проведеного лікування [43, 207].

Крім того, пацієнти були проінформовані щодо мети та методів дослідження, потенційних переваг та ризиків, а також можливого дискомфорту при діагностиці та лікуванні. Всі етичні вимоги щодо збереження конфіденційності інформації, отриманої під час дослідження, були дотримані.

Проведено обстеження пацієнтів за допомогою суб'єктивних та об'єктивних методів, аналіз показань та протипоказань до лікування повними знімними пластинковими протезами з урахуванням групової належності досліджуваного пацієнта та подальшого плану ортопедичного лікування й постановки діагнозу при повній адентії згідно з міжнародними протоколами [208, 209].

Для більш точного відображення протезного поля усували слиз і слину спеціальними засобами для полоскання рота з помірно вираженим ефектом стискання слизової оболонки. При протезуванні пацієнтів попередньо знімали анатомічні відбитки за допомогою стандартних ложок альгінатним матеріалом.

У зуботехнічній лабораторії було отримано робочі моделі, виготовлені при використанні «Розробленого матеріалу», «Матеріалу 1» та «Матеріалу 2» залежно від досліджуваної групи пацієнтів.

У наступному технологічному етапі досліджень у зуботехнічній лабораторії було виготовлено індивідуальні ложки із самотвердіючої пластмаси «Протакрил». Для покращання фіксації та коректного розподілу тиску на анатомічні границі порожнини рота під час отримання функціональних відбитків за допомогою виготовлених нами індивідуальних ложок ВЩ та НЩ були сформовані воскові межі [210, 217].

Всім досліджуваним пацієнтам робили функціональні відбитки протезного ложа ВЩ та НЩ із застосування індивідуальних ложок коригуючими силіконовими відбитковими масами «Stomaflex cream» або «Zeta Plus», що не викликають компресії слизової оболонки більше 50 %.

Наступним лабораторним етапом була відливка за функціональними відбитками гіпсових моделей ВЩ та НЩ з використанням легованого пакувального матеріалу. При виготовленні знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів у контрольній групі використовували наступну методику отримання робочих моделей з легованих пакувальних матеріалів.

За функціональним та анатомічним відбитками отримували робочі моделі із модифікованої гіпсової суміші та модифікаторів KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА. Для цього в гумову колбу вносили воду в необхідному обсязі, додавали модифікатор та перемішували. Далі додавали до неї суміш стоматологічного гіпсу з супергіпсом та витримували (25÷35) с до насичення. Формувальну суміш перемішували до однорідної консистенції протягом 60 с.

Заповнення та ущільнення форми цоколя індивідуальної робочої моделі проводили на вібростолику. Час заливки при температурі (22÷23) °С становив приблизно 3–4 хв, час схоплювання – приблизно через (8,8±0,8) хв після початку замішування, час затвердіння – приблизно через (27,5±1,5) хв.

Крім того, досліджуваним пацієнтам були виготовлені прикусні воскові шаблони для визначення центрального співвідношення щелеп. Наступним клінічним етапом було визначення висоти положення центрального співвідношення щелеп та визначення протетичної площини.

Лабораторно було проведено окреслення меж протеза на гіпсових моделях ВЩ и НЩ, а також зіставлено гіпсові моделі в центральному співвідношенні за допомогою прикусних шаблонів та подальша гіпсовка моделей ВЩ та НЩ в артикулятор.

Наступний етап – виготовлення базису та воскових валиків й проведення постановки (конструювання) штучних зубних рядів та подальша перевірка конструкцій повних знімних зубних протезів у порожнині рота протягом клінічного етапу проведення дослідження.

Лабораторно було проведено остаточне моделювання воскового базису повних знімних пластинкових протезів та подальша підготовка моделей до етапу гіпсування. Індивідуальну робочу модель з восковим базисом та штучними зубами пакували згіданою вище сумішшю в кювету.

При виготовленні пакувальної суміші в основній групі використовували самі пропорції гіпсу-супергіпсу і методику, як і для виготовлення моделей. Підготовлену модель опускали у кювету для компресійного пресування і гіпсували сумішшю методом зворотного гіпсування.

Основу кювети заповнювали модифікованою гіпсовою сумішшю на вібраторі. Модель занурювали таким чином, щоб зуби та штучні ясна були вище рівня її країв. Зубний гарнітур та восковий базис, як із зовнішньої, так і внутрішньої сторони, сумішшю не закривалися.

Поверхню згладжували та занурювали полімеризаційну кювету на кілька хвилин у воду. Використання ізоляції при додаванні силікоксанової емульсії було виключено [221, 212].

Контрштамп відливали на вібраторі, звертаючи особливу увагу на те, щоб у суміші не утворилося бульбашок. Після закриття кювети та подальшого встановлення її під прес через 45 хв її опускали у киплячу воду на 5 хв з метою випарювання воску та подальшого роз'єднання її частин. Після змивання залишків воску струменем окропу її залишали відкритою до повного охолодження.

Розкрити кювету висушували при температурі (83÷85) °С у сухожаровій шафі протягом (5÷6) год. Завершальним лабораторним етапом була обробка готових знімних ортопедичних конструкцій та їх подальше полірування за традиційною методикою.

### **2.5.2. Метод виявлення гострого та хронічного запалення слизової оболонки порожнини рота на етапах ортопедичного лікування пацієнтів шляхом макрогістохімічного дослідження. Методика вимірювання площі запального процесу слизової оболонки**

Метод виявлення зон перевантаження слизової оболонки під АБ знімного протеза за допомогою макрогістохімічної реакції, видимої неозброєним оком, в I–III стадіях гострого запалення у межах до (40÷50) хв після фіксації нового протеза. Водночас колір нормальної слизової оболонки залишався незмінним [106, 213].

Визначення зон перевантаження слизової оболонки проводилося через 20, 35 та 55 хв після фіксації протезів. Пацієнту пропонували створити навантаження новими протезами на слизову оболонку за допомогою жувальних рухів протягом зазначеного вище часу [131].

Перед цим проведено попередню перевірку внутрішньої поверхні протезів та здійснено оклюзійний контроль. Після цього слизову оболонку протезного ложа покривали розчином Шиллера-Писарева. Через 25–60 с на слизову оболонку наносили (1÷3) % розчин толуїдинового синього, який посилює тон фарбування зон із запаленою слизовою оболонкою, що дозволяє побачити їх неозброєним оком. Через 60 с запалена ділянка слизової оболонки ротової порожнини забарвлюється від синьо-фіолетового до чорного і залишається забарвленою до 10–16 хв [51, 62].

Для точного виявлення ділянки гострого чи хронічного запалення та її площі на слизову оболонку протезного поля наносили розчин Шиллера-Писарева. На АБ протеза наносили крохмаль – емульсію, після висихання якої через 60 с після нанесення розчину Шиллера-Писарева на слизову оболонку порожнини рота накладали протез. У зонах запальної реакції через набряк тканин порушується всмоктування, тому розчин Шиллера-Писарева всмоктується нормальною слизовою оболонкою, а в зонах запальної реакції створюється надлишок вільного йоду, який вступає в реакцію з крохмалем і таким чином ділянки запалення чітко проявляються на АБ протеза. Чим насиченіше забарвлення, тим вища інтенсивність запалення [9, 201].

Визначення площі протезного ложа. Для визначення площі зон запалення протезного ложа та поля засовувався метод із використанням спеціалізованого програмного забезпечення для роботи з графічними зображеннями та фотографіями Adobe Photoshop. Визначення площі запалення протезного поля складалося із трьох етапів. На першому етапі до зони запалення прикладали лист поліетиленової плівки та окреслювали зону запалення [214]. Далі отриманий аркуш за допомогою сканера переносили до комп'ютера у вигляді цифрового зображення за допомогою роздільної здатності 300 точок на дюйм у квадраті. На другому етапі створене зображення завантажували до Adobe Photoshop і за допомогою спеціального «інструменту» – «ласо» обводили область, площу якої необхідно розрахувати. Заключним етапом було використання функції «гістограма», яка автоматично розраховує площу виділеної області [215, 216].

### **2.5.3. Метод визначення атрофічних процесів альвеолярного відростка верхньої та альвеолярної частини нижньої щелепи під акриловими базисами знімних конструкцій**

Усім досліджуваним пацієнтам перед протезуванням виготовляли контрольні моделі з супергіпсу за функціонально-розвантажувальними відбитками. Після одного року з метою контрольної перевірки знову отримували функціональні розвантажувальні відбитки й за ними відліті контрольні моделі [124, 193].

Для визначення атрофічних процесів слизової оболонки та кісткової тканини протезного ложа вимірювали висоту альвеолярних відростків на контрольних моделях верхньої та нижньої щелеп, враховуючи ділянки, що найменше схильні до атрофічних процесів [195, 209]. За допомогою видозміненого паралелометра, з мікрометром з вимірювальною головкою годинникового типу з точністю вимірювання до 0,01 мм, були проведені виміри контрольних моделей за відомою методикою [217].

### **2.5.4. Дослідження показників якості життя пацієнтів зі знімними конструкціями зубних протезів, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів**

Критерії виключення пацієнтів з досліджуваної групи такі: наявність важких соматичних захворювань, хвороби Боткіна, алергологічний статус, ортопедична реабілітація із застосуванням імплантатів, запалення слизової оболонки порожнини рота у гострій фазі, будь-які форми пародонтиту в стадії ремісії, пародонтоз, письмова або усна відмова досліджуваних пацієнтів у проведенні опитування [218–220].

За результатами анкетування досліджуваних пацієнтів була створена вибірка питань, що відображали актуальні проблеми якості життя у протезуванні повними знімними протезами [221] (додаток Б).

Анкета була фактично заповнена усіма пацієнтами досліджуваних груп в електронній формі відразу після клінічного етапу перевірки ЗОК в порожнині рота [222–224]. Отримані дані піддавали процесу шкалювання, перетворюючи в бали для спрощення статистичного аналізу. Відповіді на питання оцінювалися за 5-бальною системою.

Опитувальник включає 22 запитання та відображає як соціальну оцінку даних якості життя досліджуваного пацієнта, так і профільну реакцію на якість знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів, виготовлених за допомогою легованого пакувального матеріалу. Розроблена нами анкета має дві основні складові, які є вагомими в аналізі динаміки критеріїв ЯЖ до та після ортопедичного лікування.

Шкала оцінювання залежала від відповіді у кількості балів від 1 до 5 (від найнижчого ступеня зацікавленості до найвищого).

Усім пацієнтам було проведено відповідне ортопедичне лікування повними знімними зубними протезами, виготовленими за допомогою легованих пакувальних матеріалів.

Підрахунок результатів показників кожного досліджуваного пацієнта з повною вторинною адентією проводився за допомогою сумарного підрахунку балів анкети згідно з відміченими відповідями за два блоки.

Збір результатів опитування досліджуваних груп пацієнтів проводився у трьох фазах, а саме: після етапу накладання ЗОК у порожнину рота, через 1 міс та через 6 міс користування ЗОК, виготовленими за допомогою легованих пакувальних матеріалів.

Розподіл результатів відповідей та подальше формування балів відбувалися згідно з наступним градуванням (одного проведеного фактичного опитування пацієнта):

- 1) високий результат очікування – 101–110 балів;
- 2) вище середнього результат очікування – 87–100 балів;
- 3) нейтральний результат очікування – 65–86 балів;
- 4) нижче середнього результат очікування – 43–64 бали;
- 5) низький результат очікування – 19–42 бали.

Зважаючи на результати наведених даних, можна зробити висновок, що показники даних якості життя пацієнтів за перерахованими вище блоками за запитаннями розробленої нами анкети-опитувальника мають позитивну динаміку щодо зростання результатів за усіма проміжками проведення опитування.

Аналізуючи зазначені вище методики проведення досліджень для розробки та впровадження нового легованого матеріалу для виготовлення знімних конструкцій зубних протезів для пацієнтів з вторинною адентією, можна зазначити, що об'єм проведених досліджень повною мірою розкриває позитивні властивості розробленого матеріалу та практичну значущість у комплексній ортопедичній реабілітації ЗОК.

**Розділ 3**  
**РОЗРОБКА ТА ЛАБОРАТОРНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ**  
**ЛЕГОВАНИХ ПАКУВАЛЬНИХ ЗУБОТЕХНІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ**  
**ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНИХ ПРОТЕЗІВ**

**3.1. Оптимізована компонентна структура та порівняльна характеристика основних властивостей нового легованого пакувального матеріалу**

Одним з найважливіших завдань сучасної ортопедичної стоматології є підвищення ефективності лікування пацієнтів із повною та частковою відсутністю зубів та покращання якості життя завдяки правильному та послідовному виготовленню знімних ортопедичних конструкцій [1, 18].

Успішна стоматологічна реабілітація пацієнта повними знімними пластинковими протезами залежить не тільки від ряду особливостей обраної конструкції та клінічних умов протезного ложа пацієнта, а й від технології розробки матеріалів, що використовуються для її виготовлення [21, 225].

Відомі та широко використовувані в сучасній ортопедичній стоматології зуботехнічні гіпсові суміші у своїй основі мають низьку міцність та нестабільні показники усадки матеріалу [226, 227].

Щодо жорстких базисних пластмас на основі модифікованих акрилатів, які також використовують при виготовленні знімних конструкцій – їх лінійна усадка становить до 0,5 %, а об'ємна – до 6 %, що також негативно відображається на подальшому виготовленні знімної ортопедичної конструкції (ЗОК) [106].

Загальновідомо, що медичний гіпс має питому вагу ( $2,67 \div 2,68$ ) г/см<sup>3</sup>. Його твердіння починається через ( $4 \div 15$ ) хв та закінчується через ( $6 \div 30$ ) хв залежно від типу гіпсової суміші.

Межа міцності становить ( $35 \div 200$ ) кг/см<sup>2</sup>. Міцність стандартної гіпсової суміші на розтяг через 24 год після твердіння становить ( $3 \div 7$ ) кг/см<sup>2</sup>, а через 7 діб – ( $8,7 \div 14,2$ ) кг/см<sup>2</sup> [45].

Аналізуючи вихідні дані при проведенні роботи, було зазначено, що основними недоліками медичного гіпсу є підвищена крихкість, низька напруга при стисканні, а також виникнення на поверхні гіпсових моделей мікропористості або мікропор, які перешкоджають якісному відділенню гіпсу від пластмаси протягом лабораторних етапів виготовлення знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів, що має пряме відображення у клінічних етапах ортопедичного протезування та на віддалених результатах згідно з показниками якості життя пацієнтів [210].

Наведені недоліки мають прямий вплив на якість ортопедичних конструкцій та адаптацію пацієнта до користування зубними протезами.

За класичною методикою, щоб уникнути цих недоліків, необхідне застосування ізоляційного лаку, що, у свою чергу, призводить до неточності передачі мікрорельєфу протезного ложа гіпсової моделі на внутрішню поверхню АБ знімного пластинкового протеза [3].

Отже застосування різних за будовою модифікаторів гіпсової суміші у цілому позитивно впливає на властивості композицій, а також виключає використання ізоляційного лаку, що дозволяє отримати найбільш точне відображення протезного ложа пацієнтів та більш коректний розподіл жувального тиску.

Необхідно зазначити, що здатність гіпсу в процесі затвердіння розширюватися, а пластмас гарячої полімеризації давати усадку дозволяє отримувати ЗОК із заздалегідь розрахованими та необхідними більш точними вимірами, що і стало основним моментом наших подальших досліджень і в результаті створення більш точного модифікованого легованого пакувального матеріалу для виготовлення ЗОК [198].

У поточному розділі викладені результати експериментального обґрунтування складу з добром оптимальної рецептури (*підрозд. 3.1*) за індикативними показниками, вивчення технологічних та фізико-механічних властивостей (*підрозд. 3.2*) вітчизняного легованого матеріалу для виготовлення знімних ортопедичних конструкцій. Вказана послідовність виконання задач дослідження забезпечила всебічний та виважений науково-практичний підхід на доклінічному та клінічному етапах.

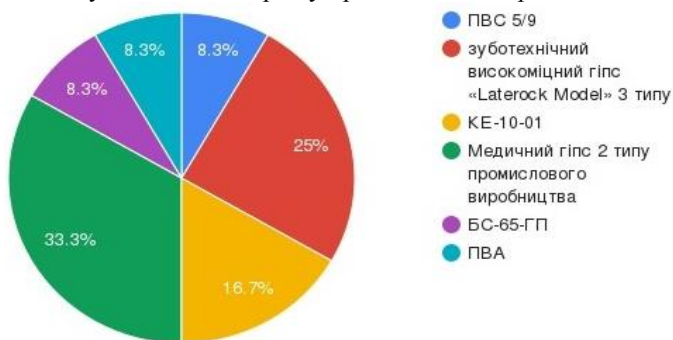
### **3.1.1. Розробка нового легованого пакувального матеріалу із оптимізованою структурою, технологічними та фізико-механічними властивостями**

Сумісно зі співробітниками АТ «СТОМА» був розроблений легований пакувальний матеріал на основі гіпсу та супергіпсу, модифікований латексами нітрільних каучуків та кремнійорганічною емульсією. Вибрані модифікатори різні за своєю будовою, полярністю груп та ліофільністю. Слід зазначити, що окрема увага приділялася вивченню впливу емульгатора на взаємодію агрегатів латексу та кремнійорганічної емульсії з поверхнею модифікованого гіпсу [133].

При виготовленні модифікованих гіпсових зразків застосовувався медичний гіпс 2-го типу промислового виробництва. Як легуючий компонент застосовувався зуботехнічний високоміцний гіпс «Laterock Model» 3-го типу (м. Харків, Україна). Як модифікатори застосовувалися такі водорозчинні добавки:

- 1) КЕ-10-01 (70 % водна емульсія рідини поліметилсілаксану);
- 2) ПВС 5/9 (полівініловий спирт);
- 3) БС-65-ГП (бутадієн-стирольний латекс);
- 4) ПВА (полівінілацетатна дисперсія).

Кількісно-структурна характеристика компонентів модифікованого легованого пакувального матеріалу представлена на *рис. 3.1*.



**Рис. 3.1.** Кількісно-структурна характеристика компонентів розробленого легованого пакувального матеріалу

Розчини на основі добавок, що модифікують, готували з концентрацією 0,062; 0,125; 0,250; 0,5; 1,0 масової частки. Виготовлення зразків проводилося за такими етапами:

- 1) приготування водної емульсії з модифікуючою добавкою;
- 2) приготування композиції на основі гіпсу, супергіпсу та водного розчину з модифікуючою добавкою;
- 3) формування зразків.

Суміші гіпсу та супергіпсу були взяті у співвідношеннях 90:10; 80:20; 70:30; 60:40; 50:50; 40:60; 30:70; 20:80; 10:90 відповідно.

Приготування композицій на основі досліджуваних речовин здійснювали з урахуванням рекомендацій, зазначених у паспорті на відповідний гіпс. Так, для гіпсу водна фаза з модифікатором бралася в кількості 60 мл на 100 г порошку, для супергіпсу в кількості 30 мл на 100 г порошку супергіпсу. Для сумішей гіпсу та супергіпсу розрахунок водної фази проводився з урахуванням маси відповідних компонентів.

Модифіковані композиції були виготовлені наступним чином. У воду додавали модифікатор (*табл. 3.1*), отримуючи водну емульсію необхідної концентрації. Водну емульсію, взятую за допомогою мірного циліндра у необхідній кількості, розрахованій згідно з посібником із застосування гіпсів, виливали в колбу, після чого до неї додавали 100 г гіпсу чи 100 г суміші гіпсу з супергіпсом у необхідній пропорції і витримували (20÷30) с до відносного насичення його вологою.

За допомогою технічного шпателя гіпсову масу перемішували до однорідної консистенції без використання технічних засобів згідно з ISO 6873. Залита у форму гіпсова маса протягом 60 с піддавалася ущільненню на вібростолу.

Таблиця 3.1

**Характеристика модифікаторів водного розчину**

Марка досліджуваного модифікатора	Склад	Вміст сухого залишку, %	В'язкість	pH
KE-10-01	70 % водна емульсія полідиметилсилоксанової рідини	25–28 (кремній)		6,0–7,5
ПВС	Полівініловий спирт	0,4	28,0	5–7
БС-65-ГП	Бутадієн-стирольний латекс	48	18	9,5
ПВА	Полівінілацетатна дисперсія Д50Н, низьков'язка	50–51	6-8	4,5–6,0

Для визначення міцності при стиску виготовлялися стандартні циліндричні зразки діаметром ( $15 \pm 0,3$ ) мм та висотою ( $25 \pm 0,5$ ) мм.

**3.1.2. Вивчення технологічних та фізико-механічних властивостей легованого пакувального матеріалу з оптимізованою структурою**

Структурно-цільове вдосконалення базового пакувального матеріалу дозволило обґрунтувати розробку якісно нового матеріалу, що, як підтверджують результати лабораторних досліджень, має кращі характеристики, порівняльний аналіз яких наведено нижче (*табл. 3.2*).

Порівняльний аналіз якості допоміжних стоматологічних матеріалів включав узагальнення результатів лабораторного вивчення фізико-механічних властивостей різних видів гіпсу [1]. В системі кваліметричної оцінки гіпсів досліджено індикативні властивості допоміжних матеріалів: «Розроблений матеріал», «Матеріал 1» та «Матеріал 2», що передбачено ISO-6873, які розділені нами на технологічні (визначальні особливості процесу пакування матеріалу) та фізико-механічні (загальний робочий час, час структуризації, відносне розширення при структуризації, відносне розширення після структуризації, міцність при стисненні, лінійна усадка).

Для виготовлення технологічного розчину гіпсу необхідно взяти 100 г порошку (із них 70 г медичного гіпсу та 30 г супергіпсу) та 55 мл води. Дослідження показали, що для розчинів латексів технологічність зростає внаслідок зниження тертя між частинками гіпсу за рахунок глобулярної структури латексів та відповідної лужності розчинів. Таким чином, реологічні властивості таких розчинів гіпсу покращуються, що дозволяє знизити кількість водної фази на 10 %.

За показником гідрофільного співвідношення, як підтверджують результати лабораторних випробувань (*табл. 3.2*), усі матеріали відповідають вимогам ISO-6873, однак найточніший показник має «Матеріал 2» та становить ( $0,28 \pm 0,01$ ) мас/%, тоді як у матеріалу «Матеріал 1» – ( $0,28 \pm 0,03$ ) мас/%, а у розробленого легованого пакувального матеріалу – ( $0,29 \pm 0,01$ ) мас/%. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні кваліметричні показники, інформативність коливається у межах ( $0,0 \div 0,050$ ) біт та

відповідно становить: «Розроблений матеріал» – 0,0 біт, «Матеріал 1» – 0,050 біт, «Матеріал 2» – 0,050 біт.

Таблиця 3.2

**Порівняльна характеристика технологічних та фізико-механічних властивостей пакувальних матеріалів без додавання модифікаторів**

Властивості допоміжних матеріалів		Індикатори якості за ISO-6873	Допоміжні матеріали		
			«Розроблений матеріал»	«Матеріал 1»	«Матеріал 2»
Гідрофільне співвідношення (мас%)	M±m, од	0,28±0,30	0,29±0,01 <sup>a</sup>	0,28±0,03	0,28±0,01 <sup>b</sup>
	S	1,0	1,000	0,965	0,965
	h <sub>0</sub>	0	0,000	0,050	0,050
Загальний робочий час	M±m, хв	≥ 30,0	37,5±1,5	41,5±2,0 <sup>c</sup>	48,0±2,3 <sup>a</sup>
	S	1,0	0,800	0,723	0,625
	h <sub>0</sub>	0	0,258	0,338	0,424
Час структуризації	M±m, хв	4,0±0,2	8,8±0,8 <sup>c</sup>	7,5±1,0 <sup>a</sup>	9,0±0,5 <sup>a</sup>
	S	1,0	0,640	0,375	0,900
	h <sub>0</sub>	0	0,412	0,531	0,137
Відносне розширення при структуризації	M±m, %	≤ 0,100	0,040±0,010 <sup>a</sup>	0,080±0,010 <sup>c</sup>	0,030±0,010 <sup>a</sup>
	S	1,0	0,400	0,800	0,300
	h <sub>0</sub>	0	0,300	0,258	0,521
Відносне розширення після структуризації	M±m, %	≤ 0,020	0,010±0,001 <sup>a</sup>	0,020±0,005 <sup>c</sup>	0,009±0,001 <sup>a</sup>
	S	1,0	0,500	1,00	0,450
	h <sub>0</sub>	0	0,500	0,000	0,518
Міцність стиснення	M±m, МПа	≥ 20,0	32,0±2,1 <sup>a</sup>	28,5±1,5	23,0±0,8 <sup>a</sup>
	S	1,0	0,625	0,701	0,869
	h <sub>0</sub>	0	0,424	0,359	0,176
Узагальнений показник якості – Н, біт			0,204	0,360	0,346

<sup>a</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 1 та матеріалом 2 на рівні p ≤ 0,05;  
<sup>b</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні p ≤ 0,05;  
<sup>c</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні p ≤ 0,05;  
<sup>s</sup> – відносний стандартизований коефіцієнти матеріалу;  
h<sub>0</sub> – кваліметричний коефіцієнти матеріалу

За показником «Загальний робочий час» (табл. .2) усі досліджувані матеріали на (25÷60) % перевищують індикативні значення ISO-6873, що здатне забезпечувати неквапливу роботу [13, 167]. Так, для «Матеріал 2» загальний робочий час становить (48,0±2,3) хв, тоді як для «Матеріал 1» – (41,5±2,0) хв, а «Розроблений матеріал» – (37,5±1,5) хв. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні відносні стандартизовані та кваліметричні показники, які коливалися в межах (0,258÷0,424) біт.

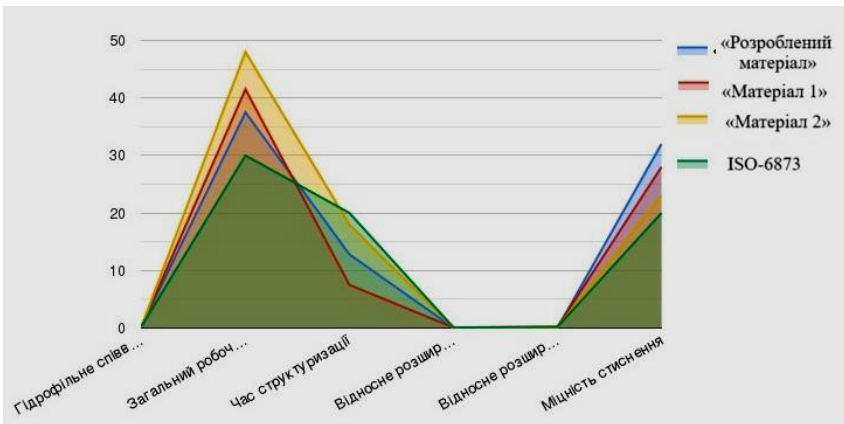
Час структуризації усіх зразків гіпсу для відливки комбінованих розбірних робочих моделей щелеп знаходиться в межах відповідного індикативного значення ISO-6873. При цьому для «Матеріал 2» він становить (9,0±0,5) хв,

для «Матеріал 1» –  $(7,5 \pm 1,0)$  хв, для «Розроблений матеріал» –  $(8,8 \pm 0,8)$  хв, що як результат забезпечує відповідні кваліметричні показники досліджуваних матеріалів у межах  $(0,330 \pm 0,471)$  біт.

Відносне розширення при структуризації усіх досліджуваних матеріалів на 20–70 % нижче індикативних значень ISO-6873, найменший показник має «Матеріал 2» ( $p \leq 0,05$ ) і він становить  $(0,009 \pm 0,001)$  %, «Розроблений матеріал» на 50 % нижче, його значення становить  $(0,040 \pm 0,010)$  %, а «Матеріал 1» має  $(0,080 \pm 0,010)$  %. Ці закономірності і відображаються кваліметричними показниками, значення яких знаходяться у межах  $(0,258 \pm 0,521)$  біт.

Відносне розширення після структуризації усіх зразків гіпсу в межах індикативних значень ISO-6873, при цьому показник «Матеріал 2» ( $p \leq 0,05$ ) на 45 % нижче значення ISO і він становить  $(0,030 \pm 0,010)$  %, «Розроблений матеріал» має значення  $(0,010 \pm 0,001)$  %, а «Матеріал 1» –  $(0,020 \pm 0,005)$  % та має граничне значення. Кваліметричні показники знаходяться у межах  $(0,0 \pm 0,518)$  біт.

Результати порівняльної характеристики технологічних та фізико-механічних властивостей пакувальних матеріалів без додавання модифікаторів відображені на діаграмі (рис. 3.2).



**Рис. 3.2.** Порівняльна характеристика технологічних та фізико-механічних властивостей пакувальних матеріалів без додавання модифікаторів

Як з'ясовано в результаті аналізу даних лабораторних досліджень, міцність стиснення зразків матеріалів на 15–60 % перевищує показники ISO-6873 і найбільше значення має «Розроблений матеріал» –  $(32,0 \pm 2,1)$  МПа, наступне значення «Матеріал 1» –  $(28,5 \pm 1,5)$  МПа, а найнижче має «Матеріал 2» –  $(23,0 \pm 0,8)$  МПа.

## 3.2. Порівняльна характеристика фізико-механічних властивостей легованого пакувального матеріалу із оптимізованою структурою: багатофакторний підхід

### 3.2.1. Вплив концентрації модифікаторів на час структуризації гіпсових зразків легованого пакувального матеріалу

При вивченні властивостей модифікованих зразків легованих пакувальних матеріалів отримані показники порівнювалися зі значеннями показників стандартних композицій гіпсових сумішей без додавання модифікаторів, що наведені в *табл. 3.3*.

Дослідження показали, що є певна залежність швидкості затвердіння гіпсу від певного модифікатора та його концентрації у водній фазі. Важливу роль зіграло співвідношення модифікаторів KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА між собою, результати яких відображені в *табл. 3.3*.

Таблиця 3.3

#### Залежність часу затвердіння гіпсових зразків від концентрації модифікатора (показник: час структуризації)

№ етапу дослідження	Концентрація модифікаторів у водному розчині, %				Час структуризації гіпсових зразків з додаванням модифікатора (хв)		
	KE-10-01	ПВС	БС-65-ГП	ПВА	«Матеріал 1»	«Матеріал 2»	«Розроблений матеріал»
1	0,09	0,08	0,08	0,10	10,8±0,2	7,9±0,4 <sup>a</sup>	9,2±0,5
2	0,45	0,42	0,40	0,50	13,5±0,4	9,8±0,6	12,9±0,4 <sup>d</sup>
3	0,9	0,83	0,81	0,75	14,9±0,5 <sup>f</sup>	11,6±0,3	15,1±0,5 <sup>b</sup>
4	1,8	1,67	1,62	1,0	16,4±0,3	13,3±0,4	16,0±0,5 <sup>e</sup>
5	4,5	4,17	4,04	1,75	18,8±0,5 <sup>c</sup>	15,9±0,5	19,5±0,5

<sup>a</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 2 і матеріалом 3 на рівні  $p \leq 0,05$ ;  
<sup>b</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 3 і матеріалом 1 на рівні  $p \leq 0,05$ ;  
<sup>c</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 1 і матеріалом 3 на рівні  $p \leq 0,01$ ;  
<sup>d</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 3 і матеріалом 1 на рівні  $p \leq 0,001$ ;  
<sup>e</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 1 і матеріалом 2 на рівні  $p \leq 0,001$ ;  
<sup>f</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 1 і матеріалом 3 на рівні  $p \leq 0,001$

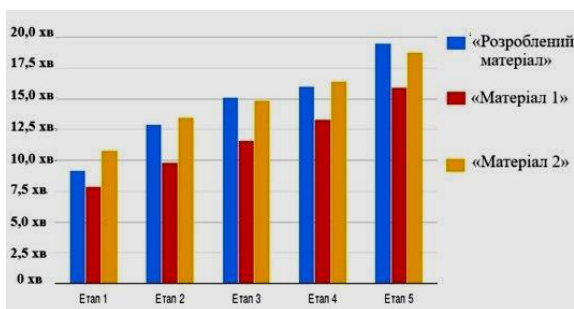
Дані, наведені в таблиці, демонструють вплив природи латексу та його концентрації у водній фазі на швидкість затвердіння порівнювальних гіпсових зразків з додаванням розроблених нами модифікаторів [30].

Якщо час структуризації стандартного розчину гіпсової суміші згідно з ISO-6873 складає (4,0±0,2) хв, то досліджуваних композицій «Матеріал 2», «Матеріал 1» та «Розроблений матеріал» з додаванням модифікованих зразків KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА при введенні мінімальної дози концентрацій модифікатора, середнє значення якого складало (0,08÷0,10) %, цей час подовжується в середньому у (2÷2,5) раза.

Для досліджуваного допоміжного матеріалу «Матеріал 2» з урахуванням додавання модифікованих композицій було встановлено, що при малих концентраціях KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА середнього значення (0,08–0,10) % час структуризації композицій перевищував час затвердіння стандартного зразка на  $(6,2 \pm 0,2)$  хв, а зі збільшенням концентрації цей час зростає в середньому на  $(2,2 \div 3,5)$  хв залежно від етапу дослідження та концентрації модифікаторів.

Вивчення впливу концентрації на час структуризації гіпсової суміші «Матеріал 1» показало, що час змінюється в невеликому інтервалі (до 2 хв). Найменший час структуризації мала композиція з вмістом латексу із середнім значенням (0,08–0,10) % і становила  $(7,9 \pm 0,4)$  хв, а найбільший час затвердіння відзначався при вмісті латексу  $(4,04 \div 4,17)$  % –  $(15,9 \pm 0,5)$  хв відповідно [30].

Динаміка зміни часу структуризації досліджуваних допоміжних матеріалів «Матеріал 1», «Матеріал 2» та «Розроблений матеріал» з додаванням модифікованої водної консистенції з урахуванням KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА представлена на *рис. 3.3*.



**Рис. 3.3.** Динаміка часу структуризації допоміжних матеріалів залежно від концентрації модифікаторів

Як показали дослідження, час структуризації розробленого пакувального матеріалу також залежить від концентрацій модифікаторів і змінювався він в широкому інтервалі  $(5,2 \div 15,5)$  хв порівняно з ISO-6873 та перевищував час структуризації зразків «Матеріал 2» та «Матеріал 1» залежно від вмісту модифікаторів. Свідченням цього є те, що при введенні мінімальної дози концентрацій модифікатора, середнє значення якого складало  $(0,08 \div 0,10)$  %, цей час подовжувався в середньому у  $(2 \div 2,5)$  раза, та зі збільшенням концентрації динаміка зростання складала  $(2,2 \div 3,9)$  хв.

Вплив концентрації добавок, що модифікують, на зміну часу структуризації досліджуваних зразків мала велике значення. Як результат, наявність концентрацій модифікаторів дає великі можливості регулювати технологічність композицій у процесі формування знімних конструкцій зубних протезів за часом затвердіння модифікованої гіпсової суміші.

### 3.2.2. Вплив концентрації модифікаторів на ударну в'язкість гіпсових зразків легованого пакувального матеріалу

Згідно з отриманими даними, для гіпсових композицій, модифікованих добавками KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА, ударна в'язкість, за винятком концентрацій 0,09 та 1,8 %, вище, ніж у стандартного зразка без додавання модифікаторів у водний розчин згідно з ISO-6973 [13, 146].

Для композицій, модифікованих латексом ПВС, максимальний показник ударної в'язкості 1,19 кДж/м<sup>2</sup> відповідає концентрації 0,83 %. Для латексу БС-65-ГП максимальний показник ударної в'язкості 1,32 кДж/м<sup>2</sup> відповідає концентрації латексу 0,81 %.

Ударна в'язкість випробуваних гіпсових сумішей значно перевищує показники стандартного зразка для всіх концентрацій кремнійорганічної емульсії KE-10-01 та досягає максимального значення 1,78 кДж/м<sup>2</sup> при концентрації, що дорівнює 4,5 %.

При концентраціях 4,5, 4,17, 4,04 та 1,75 % у всіх рецептур гіпсових сумішей показники ударної в'язкості падають нижче стандартного зразка, зробленого з гіпсу промислового виробництва. Винятком є розроблений легований пакувальний матеріал.

Результати вимірювання ударної в'язкості гіпсових зразків наведено в табл. 3.4.

Таблиця 3.4

#### Вплив концентрації модифікатора на ударну в'язкість гіпсових зразків

№ етапу дослідження	Концентрація модифікаторів у водному розчині, %				Ударна в'язкість, кДж/м <sup>2</sup>		
	KE-10-01	ПВС	БС-65-ГП	ПВА	«Матеріал 1»	«Матеріал 2»	«Розроблений матеріал»
1	0,09	0,08	0,08	0,10	0,89±0,03 <sup>a</sup>	0,92±0,52	1,02±0,03
2	0,45	0,42	0,40	0,50	1,03±0,34 <sup>e</sup>	1,03±0,34	1,45±0,54
3	0,9	0,83	0,81	0,75	1,19±0,03	1,32±0,67 <sup>a</sup>	1,58±0,38 <sup>d</sup>
4	1,8	1,67	1,62	1,0	0,95±0,25	1,14±0,04 <sup>c</sup>	1,75±0,52
5	4,5	4,17	4,04	1,75	0,86±0,78	0,86±0,65	1,78±0,43

<sup>a</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 1 і матеріалом 3 на рівні  $p \leq 0,05$ ;  
<sup>b</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 2 і матеріалом 1 на рівні  $p \leq 0,05$ ;  
<sup>c</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 2 і матеріалом 3 на рівні  $p \leq 0,05$ ;  
<sup>d</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 3 і матеріалом 1 на рівні  $p \leq 0,01$ ;  
<sup>e</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 1 і матеріалом 2 на рівні  $p \leq 0,001$

Як показали дослідження, практично у всіх гіпсових композицій з додаванням добавок, що модифікують, показник щодо ударної в'язкості перевершує стандартний зразок, приготований з медичного гіпсу промислового виробництва і води.

Максимального значення набув модифікований розроблений пакувальний матеріал із середнім значенням концентрації модифікаторів від (1,0±1,8) %. Динаміка результатів вимірювання показників ударної в'язкості гіпсових зразків досліджуваних допоміжних матеріалів «Матеріал 2», «Матеріал 1» та «Розроблений матеріал» залежно від концентрації модифікаторів KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА представлена на рис. 3.4.

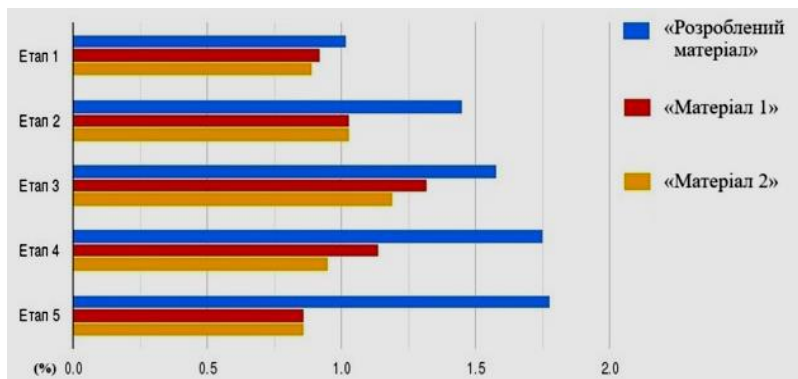


Рис. 3.4. Динаміка результатів вимірювання ударної в'язкості гіпсових зразків залежно від концентрації модифікаторів

### 3.2.3. Вплив концентрації модифікаторів на міцність стиснення гіпсових зразків легованого пакувального матеріалу

Результати вимірювання міцності гіпсового зразка при стисненні представлені у табл. 3.5.

Таблиця 3.5

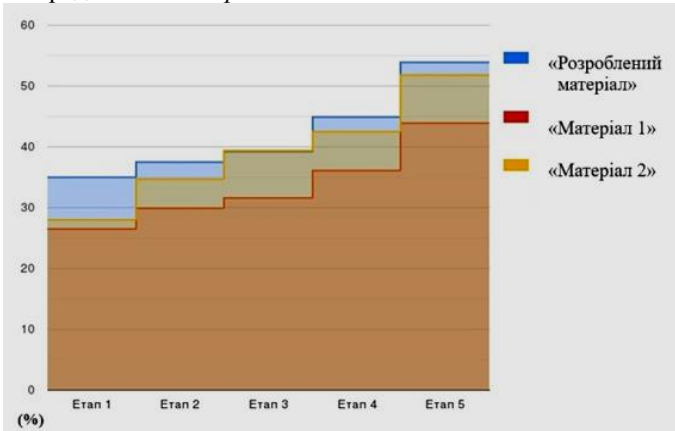
#### Залежність міцності стиснення від концентрації модифікатора

№ етапу дослідження	Концентрація модифікаторів у водному розчині, %				Міцність стиснення, МПа		
	KE-10-01	ПВС	БС-65-ГП	ПВА	«Матеріал 1»	«Матеріал 2»	«Розроблений матеріал»
1	0,09	0,08	0,08	0,10	28,0±0,6	26,5±2,6 <sup>d</sup>	35,0±3,4
2	0,45	0,42	0,40	0,50	34,7±0,5	29,9±0,3	37,5±0,23 <sup>c</sup>
3	0,9	0,83	0,81	0,75	39,4±0,3 <sup>e</sup>	31,6±0,6 <sup>a</sup>	39,2±0,3 <sup>b</sup>
4	1,8	1,67	1,62	1,0	42,5±0,7	36,1±0,5	44,9±0,5
5	4,5	4,17	4,04	1,75	51,8±0,5	43,9±0,6	53,9±0,67

a – достовірні відмінності між матеріалом 2 і матеріалом 3 на рівні  $p \leq 0,05$   
b – достовірні відмінності між матеріалом 3 і матеріалом 1 на рівні  $p \leq 0,005$   
c – достовірні відмінності між матеріалом 3 і матеріалом 2 на рівні  $p \leq 0,01$   
d – достовірні відмінності між матеріалом 2 і матеріалом 1 на рівні  $p \leq 0,001$   
e – достовірні відмінності між матеріалом 1 і матеріалом 3 на рівні  $p \leq 0,001$

Всі зразки гіпсових композицій з додаванням добавок, що модифікують, в різних концентраціях були досліджені на міцність при стисненні [133]. В результаті проведених досліджень міцність гіпсових зразків при стисненні для розробленого допоміжного легованого пакувального матеріалу значно вища при всіх концентраціях модифікаторів KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА, ніж стандартної композиції промислового медичного гіпсу та води, числові значення якої коливаються в діапазоні величин від  $(35,0 \pm 3,4)$  до  $(53,92 \pm 0,67)$  МПа, що має позитивний вплив на якість виготовлення знімної ортопедичної конструкції протеза на подальших лабораторних етапах.

Динаміка результатів вимірювання міцності гіпсового зразка при стисненні представлена на *рис. 3.5*.



**Рис. 3.5.** Динаміка результатів вимірювання міцності гіпсового зразка при стисненні

Для гіпсової суміші «Матеріал 2» міцність стиснення також значно вище, ніж у стандартної композиції згідно з ISO-6873. Максимальне значення показника становить  $(51,8 \pm 0,5)$  МПа при концентраціях модифікаторів із середнім значенням 4,04 %.

Для гіпсової суміші «Матеріал 1» показник руйнівної напруги при стисненні також вище, ніж у стандартного зразка, а максимальне значення  $(43,9 \pm 0,6)$  МПа відповідає концентрації 2,7 %.

В результаті дослід з модифікуючою добавкою ПВС було встановлено, що міцність при стисненні у досліджуваних гіпсових композицій також вище, ніж у стандартного зразка, але має динаміку змін із максимальним значенням  $(53,93 \pm 0,67)$  МПа, що було отримано при концентрації модифікатора 4,17 %.

Посилення властивостей гіпсової суміші розчинами модифікаторів слід пояснити таким чином: розташування глобул каучуку в міжкристалічній решітці гіпсу дає ефект адгезії каучуку, що посилюється, в міжкристалічних областях гіпсу [228].

Таким чином, створення бездефектних кристалічних структур модифікованого гіпсу з посиленням міцності міжкристалічних областей дозволяє знизити крихкість та збільшити пластичність і податливість модифікованого гіпсу, що забезпечує підвищення фізико-механічних властивостей при стисканні та ударі і дає можливість регулювати технологічність композиції при ортопедичному знімному протезуванні.

### **3.2.4. Вплив концентрації модифікаторів на шорсткість гіпсових зразків легованого пакувального матеріалу**

За результатами досліджень було встановлено, що максимально точна передача мікрорельєфу слизової оболонки порожнини рота на внутрішню поверхню АБ протеза дозволяє підвищити його фіксацію та стабілізацію і в результаті знизити ризик виникнення запальних та атрофічних процесів у тканинах протезного ложа [229].

Якість поверхні робочої моделі, а саме її відповідність мікрорельєфу слизової оболонки порожнини рота, значною мірою залежить від шорсткості та пористості моделі і є одним із важливих факторів при виготовленні ЗОК [230].

Рівень якості виготовлення поверхні моделей за такими показниками, як шорсткість та пористість, характеризується її максимальною блисківідбивною здатністю. Проведені дослідження показали, що блисківідбивна здатність поверхні моделі залежить від концентрації модифікуючих добавок у складі легованого пакувального матеріалу.

Загальна закономірність для бутадієн-стирольного латексу пов'язана з поліпшенням зовнішніх даних: зменшення шорсткості та пористості поверхні. При проведенні досліджень у динаміці гіпсові зразки набувають більш гладкого та глянцевого вигляду.

Така тенденція спостерігається при середньому значенні концентрацій модифікатора БС-65-ГП зі значеннями 0,08 та 0,40 % відповідно. При подальшому збільшенні концентрації модифікатора коефіцієнт відображення падає і при концентраціях 1,62 та 4,04 % на комплексних етапах додавання модифікаторів 4 та 5 стає нижчим за стандартний зразок.

Зміна стану поверхні модифікованих гіпсових композицій залежно від концентрацій модифікаторів добавки представлена в *табл. 3.6*, з урахуванням середнього значення коефіцієнта відображення гіпсових зразків при кожному із 5 етапів додавання модифікатора.

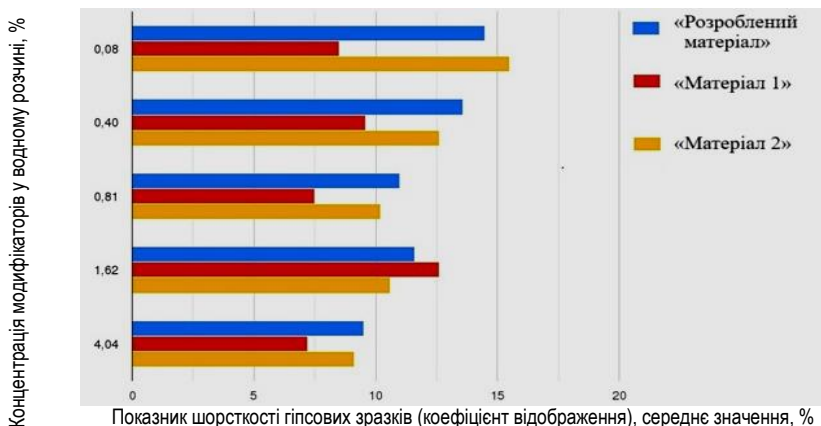
Динаміка результатів вимірювання залежності коефіцієнта відображення від концентрації сухого залишку модифікатора БС-65-ГП представлена на *рис 3.6*.

Таблиця 3.6

## Вплив концентрації модифікаторів на шорсткість гіпсових зразків

№ етапу дослідження	Концентрація модифікаторів у водному розчині, %				Показник шорсткості гіпсових зразків (коефіцієнт відображення), середнє значення, %		
	KE-10-01	ПВС	БС-65-ГП	ПВА	«Матеріал 1»	«Матеріал 2»	«Розроблений матеріал»
1	0,09	0,08	0,08	0,10	15,5±0,4	8,5±0,4	14,5±0,4 <sup>f</sup>
2	0,45	0,42	0,40	0,50	12,6±0,3	9,6±0,3	13,6±0,3 <sup>d</sup>
3	0,9	0,83	0,81	0,75	10,2±0,5 <sup>a</sup>	7,5±0,5	11±0,5
4	1,8	1,67	1,62	1,0	10,6±0,2 <sup>b</sup>	12,6±0,2 <sup>e</sup>	11,6±0,2
5	4,5	4,17	4,04	1,75	9,1±0,4	7,2±0,4	9,5±0,4 <sup>c</sup>

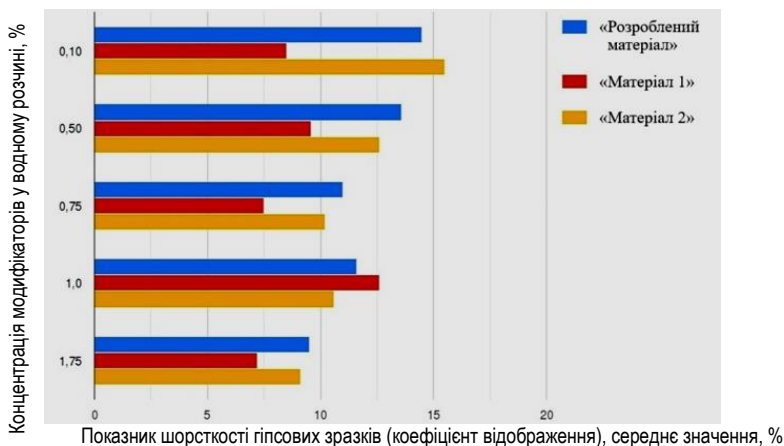
<sup>a</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 1 і матеріалом 3 на рівні  $p \leq 0,05$ ;  
<sup>b</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 1 і матеріалом 2 на рівні  $p \leq 0,001$ ;  
<sup>c</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 3 і матеріалом 2 на рівні  $p \leq 0,02$ ;  
<sup>d</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 3 і матеріалом 1 на рівні  $p \leq 0,005$ ;  
<sup>e</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 2 і матеріалом 3 на рівні  $p \leq 0,05$ ;  
<sup>f</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 3 і матеріалом 1 на рівні  $p \leq 0,001$



**Рис. 3.6.** Залежність коефіцієнта відображення від концентрації сухого залишку модифікатора БС-65-ГП

Для полівінілацетатної дисперсії (ПВА) максимальне значення коефіцієнта відбиття поверхні модифікованих зразків гіпсових сумішей відповідає концентрації модифікатора із середнім значенням 0,50 % вмісту сухого залишку. При подальшому збільшенні концентрації модифікатора блиско-відбивна здатність в динаміці змінюється в меншу сторону (1÷1,5) %, а при концентраціях понад (1÷1,75) % падає нижче стандартного зразка зробленого з гіпсу промислового виробництва [133].

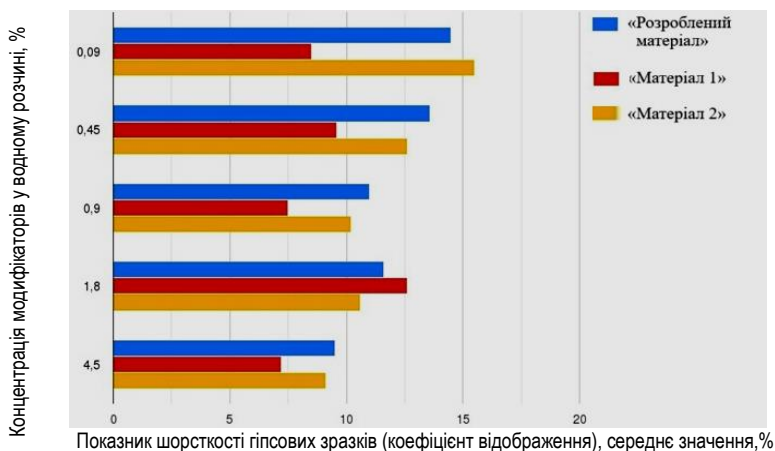
Динаміка результатів вимірювання залежності коефіцієнта відображення від концентрації сухого залишку модифікатора ПВА представлена на *рис. 3.7*.



**Рис. 3.7.** Залежність коефіцієнта відображення від концентрації сухого залишку модифікатора ПВА

Досліджувані зразки із середнім значенням концентрацій KE-10-01 разом з іншими модифікаторами протягом 5 етапів дослідження мають глянсову, блискучу поверхню без пористості, здуття і шорсткості більше з концентрацією 0,09 %. Слід зазначити, що з кожним етапом та збільшенням концентрації модифікатора стан поверхні випробуваних зразків погіршується.

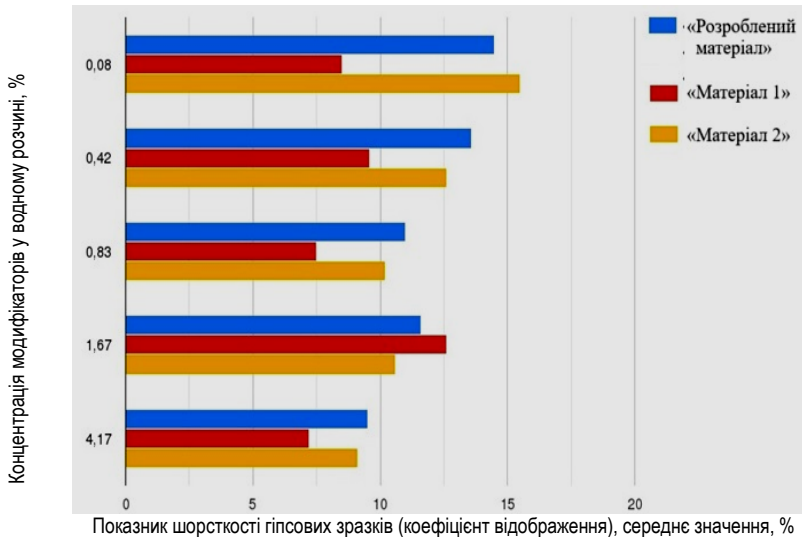
Динаміка результатів вимірювання залежності коефіцієнта відображення від концентрації сухого залишку модифікатора KE-10-01 представлена на *рис. 3.8*.



**Рис. 3.8.** Залежність коефіцієнта відображення від концентрації сухого залишку модифікатора KE-10-01

При використанні модифікатора ПВС блисківідбивна здатність гіпсових зразків змінюється стрибкоподібно та має максимальне значення при концентрації 0,10 %, а з підвищенням концентрації та з кожним етапом проведення дослідження у динаміці зменшує свої значення.

Динаміка результатів вимірювання залежності коефіцієнта відображення від концентрації сухого залишку модифікатора ПВС представлена на *рис. 3.9*.



**Рис. 3.9.** Залежність коефіцієнта відображення від концентрації сухого залишку модифікатора ПВС

За результатами проведених нами досліджень було встановлено закономірність: з підвищенням концентрацій добавок, що модифікують, відбувається незначне зниження блисківідбивної здатності поверхневого шару досліджуваних гіпсових зразків. Були виявлені максимальні показники блисківідбивної здатності для різних модифікаторів.

Для латексу БС-65-ГП при концентрації 0,08 % залишку сухої речовини на етапі дослідження № 2, з урахуванням концентрацій інших досліджуваних модифікаторів, середнє значення показника шорсткості гіпсових зразків відповідає значенню блисківідбивної здатності (14,2±0,3) %.

Для ПВА максимальне значення коефіцієнта відбиття поверхні модифікованих зразків гіпсових сумішей відповідає концентрації модифікатора із середнім значенням 0,50 % вмісту сухого залишку (12,9±0,3) %.

При використанні ПВА у будь-яких концентраціях блисківідбивна здатність не збільшувалася порівняно зі стандартним зразком, виготовленим з медичного гіпсу промислового виробництва, без додавання модифікаторів до гіпсової суміші.

Максимальне значення блисківідбивної здатності, що дорівнює 18 %, ми отримали при використанні як модифікуючої добавки кремнійорганічної емульсії KE-10-01 при концентрації сухого залишку речовини 0,09 %. При подальшому збільшенні концентрації модифікатора – (0,09÷4,5) % – блисківідбивна здатність поверхні досліджуваних матеріалів піддавалася незначному зниженню, але залишалася все одно вище блисківідбивної здатності стандартного зразка, що у свою чергу сприяло хорошему відділенню акрилових пластмас від гіпсової моделі під час полімеризації матеріалу.

Проведені нами дослідження дозволяють виключити із технології виготовлення ЗОК використання ізоляційного лаку, який має негативний вплив на точність передачі мікрорельєфу слизової оболонки протезного ложа на внутрішню поверхню АБ знімної ортопедичної конструкції пластинкового протеза, що в подальшому відображається на показниках якості життя пацієнтів, що користуються ЗОК.

Позитивною динамікою проведених досліджень було досягнуто регулювання якості поверхні гіпсових зразків за рахунок зміни саме концентрації модифікаторів доданих до досліджуваної гіпсової суміші в конкретних співвідношеннях, що має вплив на морфологічні властивості поверхневого шару, контрольованого за коефіцієнтом відображення.

Таким чином, було визначено, що розроблені модифіковані компоненти легованого пакувального матеріалу забезпечували прийнятну точність АБ знімного пластинкового протеза, яка відповідала робочій моделі завдяки підвищенню фізико-механічних властивостей пакувального матеріалу, і в результаті сприяло покращенню технологічності знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів.

Крім того, були визначені значення найбільш сприятливих до додавання концентрацій модифікаторів у досліджуваному легованому пакувальному матеріалі, впровадження яких у технологічний процес дає змогу отримати кращі показники фізико-механічних властивостей, а саме: гідрофільне співвідношення, загальний робочий час, час структуризації, відносне розширення при структуризації, міцність стиснення та показник шорсткості гіпсових зразків.

Обрані показники середніх значень сприятливо впливають на лабораторні процеси виготовлення ЗОК, що позитивно відображаються на подальших клінічних етапах та основах біомеханіки порожнини рота пацієнта.

Основні результати досліджень, що представлені у поточному розділі, опубліковані у наукових фахових виданнях та знайшли відображення у тезах доповідей і обговоренні на науково-практичних конференціях, семінарах тощо:

1. Янішен ІВ, Андрієнко КЮ. Дослідження впливу концентрацій модифікаторів на технологічні та фізико-механічні властивості легованих пакувальних матеріалів для виготовлення знімних конструкцій зубних протезів *Медицина сьогодні і завтра*. 2021;90(4):66-73.

<https://doi.org/10.35339/msz.2021.90.4.yad>

2. Андрієнко КЮ. Порівняльна оцінка фізико-механічних показників легованих пакувальних матеріалів знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів. *Медицина сьогодні і завтра*. 2023;92(2). <https://doi.org/10.35339/msz.2023.92.2.aky>

3. Янішен ІВ, Андрієнко КЮ. Relationship of physical-mechanical index compressive strengths with the optimum composition of modifiers of the gypsum mixture of the packaging material in the manufacture of removable denture structures. *Modern Movement of Science: Proceedings of the 15th International Scientific and Practical Internet Conference; 2023 October 19-20; Dnipro, Ukraine*. Dnipro : FOP Marenichenko VV, 2023. P. 610–612. ISBN 978-617-8293-09-3.

4. Янішен ІВ, Андрієнко КЮ. Вплив складу модифікаторів на показник структуризації пакувального матеріалу при виготовленні знімних конструкцій зубних протезів. *Світ наукових досліджень. Випуск 23: матеріали міжнародної мультидисциплінарної наукової інтернет-конференції; 2023 Жовтень 24–25; Тернопіль, Україна, Ополь, Польща. Тернопіль: ФОП Шпак ВБ; 2023. С. 237–240.*

## РОЗДІЛ 4

### РЕЗУЛЬТАТИ ВИЗНАЧЕНЬ ДАНИХ НАПРУЖЕННЯ ТА ДЕФОРМАЦІЇ У БАЗИСІ ЗНІМНИХ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ

#### 4.1. Обґрунтування результатів визначень даних напруження та деформації в акриловому базисі знімних ортопедичних конструкцій

Для детального дослідження та структурованого аналізу поставлених нами завдань, зазначених у Розділі 2, а саме: дослідження динаміки запальних процесів слизової оболонки порожнини рота під АБ знімних протезів із застосуванням пакувальних матеріалів та вивчення травмуючої дії на м'які та тверді тканини протезного ложа АБ знімних пластинкових протезів повного зубного ряду, виготовлених з використанням модифікованого гіпсу, окрему увагу надано впливу біомеханічних властивостей на тканини протезного ложа і, як наслідок, розподіленню жувального тиску [76, 231].

З розвитком програмного забезпечення, а також зі збільшенням потужності обчислювальної техніки результати визначень даних напруження та деформації відображалися на задачах біомеханіки, зокрема БМ органів ротової порожнини людини [3, 100].

Невідповідність АБ протеза м'яким тканинам протезного ложа може призводити до порушення функціональної цілісності біомеханічної структури та нерівномірного поглинання жувального навантаження. Це може призвести до підвищеної напруги слизової оболонки та кісткової структури, що надалі впливатиме на довговічність та комфорт користування ортопедичною конструкцією і в результаті на показники якості життя пацієнта [232].

Однією із вимог до якісної ортопедичної конструкції є те, щоб навантаження від зубів-антагоністів у стані оклюзії передавалося на АБ протеза чітко по його вертикальній осі, при сагітальних рухах рівномірно розподілялося по всій протетичній площині, а при трансверзальних рухах нижньої щелепи не виникало блокуючих рухів на зубах-антагоністах з формуванням навантажень, що діють під кутом або перпендикулярно вертикальній осі зубних рядів.

Отже принципи біомеханіки у даній роботі є актуальними та мають тісний зв'язок з проведеними нами дослідженнями.

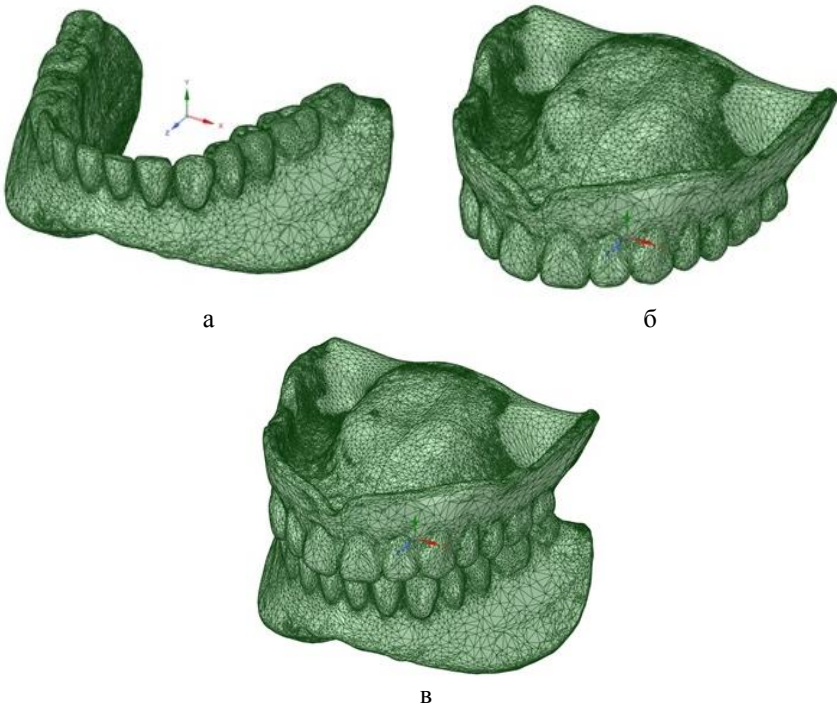
#### 4.1.1. Принципи біомеханіки у знімному протезуванні та вплив на показники даних напруження й деформації у базисі знімних ортопедичних конструкцій: основні положення

Загальновідомо, що під дією зовнішніх сил або навантажень тіло змінює свою форму, така зміна називається деформацією. Внутрішні сили, які виникають в тілі при його деформації і відносяться до одиниці площі елементарної площадки, на яку діють ці сили, називаються напруженнями. Основною задачею теорії пружності є знаходження напружень і деформацій конкретного тіла при заданих навантаженнях [233].

Для визначення даних напруження і деформації, які виникають під дією жувальних навантажень в системі «зубний протез – тканини протезного ложа», була побудована модель за модифікованою нами методикою, описаною нижче.

На етапі накладання конструкцій зубних протезів нами було проведено 3D сканування ортопедичних конструкцій за допомогою екстраорального сканера для зуботехнічних моделей inEos X5 Dentsply Sirona.

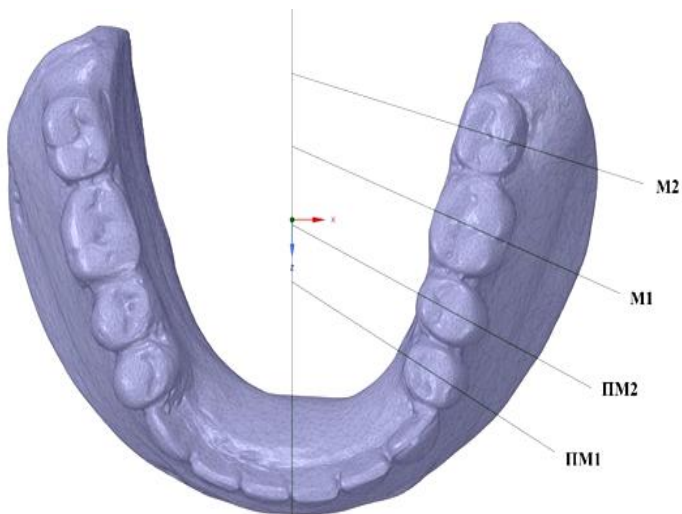
На основі 3D сканів протезів була створена графічна 3D модель протеза, що допомогло нам визначитися із геометричними параметрами моделі (рис. 4.1).



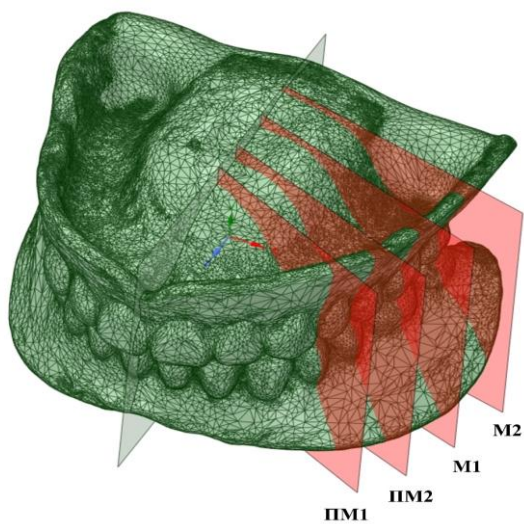
**Рис. 4.1.** 3D модель протезів:

*а* – нижньої щелепи; *б* – верхньої щелепи; *в* – в стані оклюзії.

У зв'язку з тим, що для нас становить інтерес внутрішній розподіл напружень, модель була досліджена в перерізі. Для цього ми визначили 4 площини перерізів, які проходять через медіальні лінії першого премоляра, другого премоляра та першого і другого молярів третього квадранта нижньої щелепи (рис. 4.2, 4.3).



**Рис. 4.2.** Площини перерізу, які проходять через медіальні лінії зубів третього квадранта нижньої щелепи: ПМ<sub>1</sub> – перший премоляр; ПМ<sub>2</sub> – другий премоляр; М<sub>1</sub> – перший моляр; М<sub>2</sub> – другий моляр

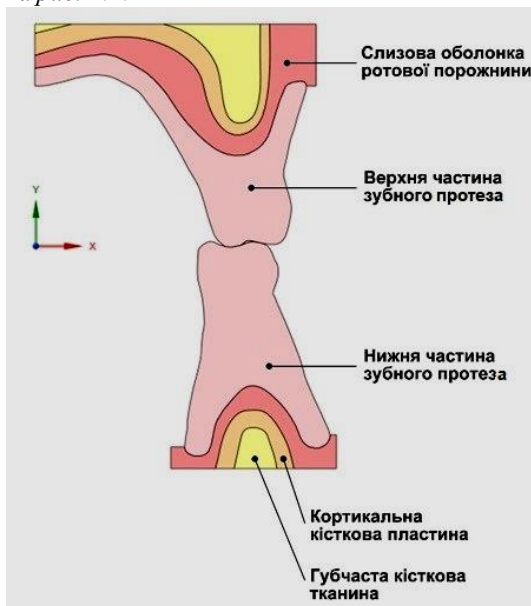


**Рис. 4.3.** 3D зображення площин перерізу: ПМ<sub>1</sub> – перший премоляр; ПМ<sub>2</sub> – другий премоляр; М<sub>1</sub> – перший моляр; М<sub>2</sub> – другий моляр.

Вибір цих площин був обумовлений тим, що саме на ці ділянки припадає найбільше жувальне навантаження.

Для визначення даних ступеня розподілу жувального тиску та деформації у пацієнтів з повними знімними пластинковими протезами нами були враховані та оброблені дані фізико-механічних характеристик матеріалів ортопедичної конструкції, а також геометричні параметри порожнини рота, такі як товщина слизової оболонки, товщина кортикальної кісткової пластини [56].

Структура перерізу моделі з урахуванням тканин протезного ложа представлена на *рис. 4.4*.



**Рис. 4.4.** Структура перерізу моделі (для першого моляра)

#### **4.2. Математичні особливості розрахунку основних фізико-механічних характеристик матеріалів змінної ортопедичної конструкції, виготовленої за допомогою легованого пакувального матеріалу**

Шляхом математичного розрахунку була визначена відносна зміна об'єму матеріалу, об'ємна деформація, обумовлена тепловим розширенням, еластична об'ємна деформація, дані потенціалу пружності та теорії пружності матеріалів змінної ортопедичної конструкції, виготовленої за допомогою легованого пакувального матеріалу.

Проведені нами дослідження з варіювання показників напруження та деформації дозволяють визначити правильність конструювання штучних зубів АБ повного знімного пластинкового протеза відповідно до атрофії альвеолярного відростка пацієнта з урахуванням товщини слизової оболонки порожнини рота [56].

У лінійному випадку (наприклад при лінійному видовженні стрижня) деформація ( $\varepsilon$ ) визначалася, як відношення зміни довжини стрижня до його первинної початкової довжини:

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0} = \frac{\Delta l}{l_0}, \quad (4.1)$$

де  $l_0$  – початкова довжина стрижня;  $l$  – довжина стрижня після видовження;  $\Delta l$  – абсолютне видовження.

Відносне видовження ( $\lambda$ ) визначалося за формулою:

$$\lambda = \frac{l}{l_0} = \frac{l_0 + \Delta l}{l_0} = 1 + \varepsilon, \quad (4.2)$$

де  $l_0$  – початкова довжина стрижня;  $l$  – довжина стрижня після видовження;  $\Delta l$  – абсолютне видовження.

Деформація і відносне видовження були безрозмірними величинами [199]. У тривимірному випадку тензор деформації містив шість компонент: три компоненти лінійної деформації вздовж координатних осей –  $\varepsilon_x$ ,  $\varepsilon_y$ ,  $\varepsilon_z$  і три компоненти деформації зсуву –  $\gamma_{xy}$ ,  $\gamma_{xz}$ ,  $\gamma_{yz}$ .

Тензор напружень також мав шість відповідних компонент: три компоненти нормальних напружень –  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$ ,  $\sigma_z$  і три компоненти тангенціальних напружень –  $\tau_{xy}$ ,  $\tau_{xz}$ ,  $\tau_{yz}$ .

У випадку малих деформацій  $\varepsilon \ll 1$  ізотропного твердого тіла співвідношення між компонентами напруження та деформації були лінійними (закон Гука):

$$\sigma_x = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} [\varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z] + \frac{E}{1 + \nu} \varepsilon_x, \quad (4.3)$$

$$\sigma_y = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} [\varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z] + \frac{E}{1 + \nu} \varepsilon_y, \quad (4.4)$$

$$\sigma_z = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} [\varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z] + \frac{E}{1 + \nu} \varepsilon_z, \quad (4.5)$$

$$\tau_{xy} = \frac{E}{2(1 + \nu)} \gamma_{xy}, \quad (4.6)$$

$$\tau_{xz} = \frac{E}{2(1 + \nu)} \gamma_{xz}, \quad (4.7)$$

$$\tau_{yz} = \frac{E}{2(1 + \nu)} \gamma_{yz}, \quad (4.8)$$

де  $E$ ,  $\nu$  – константи, які визначали фізико-механічні властивості твердого тіла;  $E$  – модуль пружності або модуль Юнга;  $\nu$  – коефіцієнт Пуассона.

Як можна бачити із системи рівнянь, співвідношення між напруженням і деформацією у випадку ізотропного тіла повністю визначалося константами матеріалу  $E$  та  $\nu$ .

Як показали детальні дослідження, кортикальна та губчаста кісткові тканини верхньої на нижньої щелепи є анізотропними матеріалами із наступними фізико-механічними характеристиками (табл. 4.1).

Таблиця 4.1

**Фізико-механічні характеристики кісткової тканини  
нижньої та верхньої щелепи людини**

№ з/п	Величина	Кортикальна кістка (середнє значення)	Губчаста кістка (середнє значення)
1	$E_y$	12500±3,67 МПа	210±3,72 МПа
2	$E_x$	26600±6,65 МПа	1148±4,23 МПа
3	$E_z$	17 900±5,3 МПа	1148±3,56 МПа
4	$G_{yx}$	4500±2,43 МПа	68±2,63 МПа
5	$G_{yz}$	7100±4,3 МПа	68±2,45 МПа
6	$G_{xz}$	5300±4,1 МПа	434±5,32 МПа
7	$\nu_{yx}$	0,18	0,055
8	$\nu_{yz}$	0,28	0,055
9	$\nu_{xz}$	0,31	0,322

*Примітка:*  $E_i$  – модуль Юнга (МПа);  $G_{ij}$  – модуль зсуву (МПа);

$\nu_{ij}$  – коефіцієнт Пуассона; вісь  $y$  – апікально-корональний напрямок;

вісь  $x$  – передньозадній напрямок; вісь  $z$  – латеро-медіальний напрямок

Матеріалом повного знімного пластинкового протеза є поліметил-метакрилат («Етакрил», АТ «Стома», Україна), який є ізотропним матеріалом. Його фізико-механічні характеристики наведені в табл. 4.2.

Таблиця 4.2

## Фізико-механічні характеристики поліметилметакрилату

№ з/п	Величини	Значення
1	Молекулярна маса	120 000±450 а.о.
2	Густина	1,16±0,2 г/см <sup>3</sup>
3	Загальна пористість	3,75±0,6 %
4	Міцність на стиск	90,0±1,2 МН/м <sup>2</sup>
5	Водопоглинення	1,58±0,3 %
6	Модуль Юнга $E$	2 550 МПа
7	Коефіцієнт Пуассона $\nu$	0,3

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

М'які тканини за своїми механічними властивостями відносяться до гіпереластичних матеріалів, для яких пружні деформації більше 1. В цьому випадку зв'язок напруження–деформація був нелінійним.

У цьому випадку компоненти напружень виражалися через пружний потенціал  $U$ . При простому однорідному розтягуванні нормальні напруження зв'язані із пружним потенціалом наступними виразами:

$$\sigma_x = 2 \left( \lambda_1^2 \frac{\partial U}{\partial I_1} - \frac{1}{\lambda_1^2} \frac{\partial U}{\partial I_2} \right) + p, \quad (4.9)$$

$$\sigma_y = 2 \left( \lambda_2^2 \frac{\partial U}{\partial I_1} - \frac{1}{\lambda_2^2} \frac{\partial U}{\partial I_2} \right) + p, \quad (4.10)$$

$$\sigma_z = 2 \left( \lambda_3^2 \frac{\partial U}{\partial I_1} - \frac{1}{\lambda_3^2} \frac{\partial U}{\partial I_2} \right) + p, \quad (4.11)$$

де  $p$  – гідростатичний тиск;  $U$  – пружний потенціал;  $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$  – напруження;  $\lambda_1^2, \lambda_2^2, \lambda_3^2$  – відносні подовження.

У потенціалі енергії деформації ( $I_1, I_2, I_3$ ) використовувались три інваріанти деформації:

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2, \quad (4.12)$$

$$I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_1^2 \lambda_3^2, \quad (4.13)$$

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2, \quad (4.14)$$

де  $\lambda_1 = 1 + \varepsilon_x$ ,  $\lambda_2 = 1 + \varepsilon_y$ ,  $\lambda_3 = 1 + \varepsilon_z$ ;  $\lambda_1, \lambda_2$  та  $\lambda_3$  – відносні подовження у напрямках, паралельних координатним осям.

Для ізотропних нестисливих матеріалів ( $I_3$ ) визначення було наступне:

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 = 1, \quad (4.15)$$

де  $\lambda_1, \lambda_2$  та  $\lambda_3$  – відносні подовження у напрямках, паралельних координатним осям.

Відносна зміна об'єму або об'ємна деформація ( $J$ ) визначалася за формулою:

$$J = \frac{V}{V_0} = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3, \quad (4.16)$$

де  $V_0$  – початковий об'єм;  $V$  – кінцевий об'єм;  $\lambda_1, \lambda_2$  та  $\lambda_3$  – відносні подовження у напрямках, паралельних координатним осям.

Об'ємна деформація ( $J_{th}$ ), обумовлена тепловим розширенням, визначалася за формулою:

$$J_{th} = (1 + \varepsilon_{th})^3, \quad (4.17)$$

де  $\varepsilon_{th}$  – лінійна деформація теплового розширення.

Еластична об'ємна деформація ( $J_{el}$ ) є відношенням об'ємної деформації та теплової деформації:

$$J_{el} = \frac{J}{J_{th}}, \quad (4.18)$$

Існує багато моделей пружного потенціалу. Нами була використана модель Огдена, для якої пружний потенціал мав вигляд:

$$U = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i}, \quad (4.19)$$

де  $\bar{\lambda}_k^{\alpha_i} = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_k^{\alpha_i}$  – девіаторні головні відносні видовження;  $\mu_i, \alpha_i$ , та  $D_i$  – константи матеріалу ( $\mu_i$  та  $\alpha_i$  описують поведінку матеріалу при зсуві;  $D_i$  – вказує на діапазон стисливості, для нестисливих матеріалів дорівнює 0);  $N$  – порядок моделі [141, 143].

Щодо даних потенціалу пружності слизової оболонки ротової порожнини, ми спиралися на розрахунки за моделлю Огдена 3-го порядку із наступними параметрами, які представлені в *табл. 4.4*.

Таблиця 4.4

**Показники параметрів 3-го порядку за моделлю Огдена**

№ з/п	Параметри		
	$\mu_i$	$\alpha_i$	$D_i$
1	3,26E-02	8,41	12,47
2	7,88E-04	25,00	0
3	1,03E-03	-18,94	0

*Примітка:*  $\mu_i$  та  $\alpha_i$  – константи матеріалу, що описують поведінку матеріалу при зсуві;  $D_i$  – величина, що вказує на діапазон стисливості (для нестисливих матеріалів дорівнює 0)

### 4.3. Використання методу скінченних елементів як основи для визначення даних напруження та деформації при виготовленні змінної ортопедичної конструкції

Для розв'язання задач теорії пружності був використаний потужний метод скінченних елементів, основна ідея якого полягає в тому, що досліджуване тіло розбивається на скінченну кількість підобластей або елементів, на яких шукана неперервна функція апроксимується за допомогою поліному, тобто складається із кусково-неперервних функцій [199, 204].

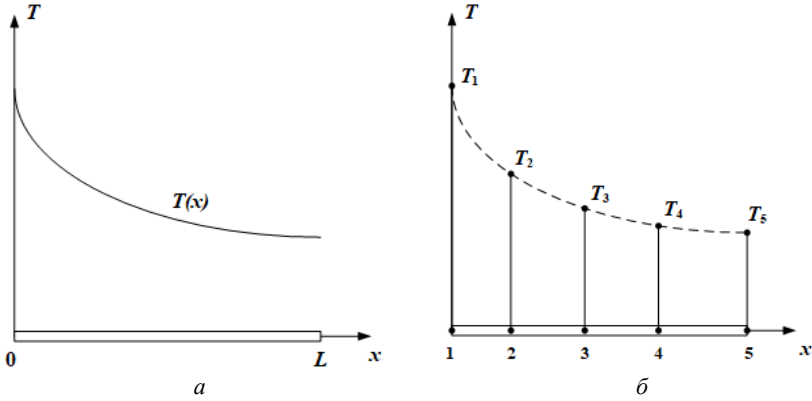
Метод скінченних елементів є гнучким і точним чисельним методом. В нашій роботі саме цей метод було обрано для розв'язання поставленої задачі. Основна ідея методу скінченних елементів полягала в тому, що будь-яку безперервну величину, таку як температура, тиск і переміщення, можна апроксимувати дискретною моделлю, яка будується на множині кусково-неперервних функцій, визначених на скінченному числі підобластей [7].

Кусково-неперервні функції визначаються за допомогою значень неперервної величини в скінченному числі точок даної області. У загальному випадку безперервна величина задалегідь невідома і потрібно визначити значення цієї величини в деяких внутрішніх точках області. Дискретну модель, проте, дуже легко побудувати, якщо спочатку припустити, що числові значення цієї величини в кожній внутрішній точці області відомі. Після цього можна було перейти до загального випадку [102].

Отже, при побудові дискретної моделі безперервної величини чинили у такий спосіб:

1. В області фіксується скінченне число точок. Ці точки називаються вузловими точками або просто вузлами.
2. Значення безперервної величини в кожній вузловій точці вважається змінною, яка повинна бути визначена.
3. Область визначення безперервної величини розбивається на скінченне число підобластей, які називаються елементами. Ці елементи мають загальні вузлові точки і в сукупності апроксимують форму області.
4. Безперервна величина апроксимується на кожному елементі поліномом, який визначається за допомогою вузлових значень цієї величини. Для кожного елемента визначається свій поліном, але вони підбираються таким чином, щоб зберігалася безперервність величини уздовж границь елемента.

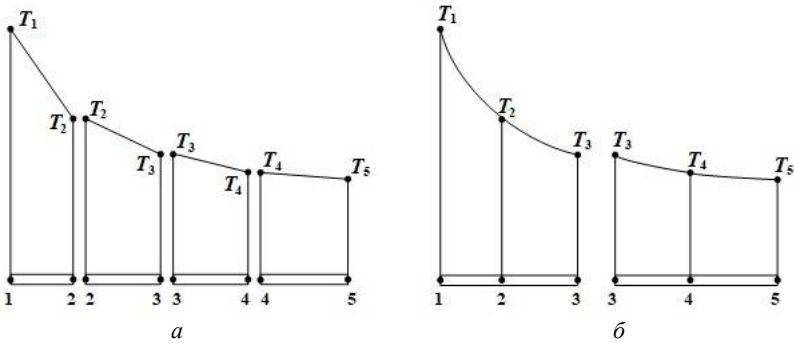
Основна концепція методу скінченних елементів може бути наочно проілюстрована на одновимірному прикладі заданого розподілу температури в стержні, показаному на *рис. 4.5*. Розглядалася неперервна величина  $T(x)$ , область визначення відрізок  $OL$  уздовж осі  $x$ . Фіксовані та пронумеровані п'ять точок на осі  $x$  (*рис. 4.5*). Це вузлові точки; зовсім не обов'язково розташовувати їх на рівній відстані одна від одної [142].



**Рис. 4.5:** *a* – розподіл температури в одновимірному стержні;  
*б* – вузлові точки і очікувані значення  $T(x)$

Очевидно, можна ввести до розгляду і більше точок, але цих п'яти цілком достатньо, щоб проілюструвати основну ідею методу. Значення  $T(x)$  в даному випадку відомі в кожній вузловій точці. Ці фіксовані значення представлені графічно на *рис. 4.7* і позначені відповідно до номерів вузлових точок через  $T_1, T_2, \dots, T_5$ .

Розбиття області на елементи було проведено двома різними способами. Можна, наприклад, обмежити кожен елемент двома сусідніми вузловими точками, утворивши чотири елементи або розбити область на два елементи, кожен з яких містить три вузли (*рис. 4.6*).



**Рис. 4.6.** Поділ області: *a* – на чотири елементи;  
*б* – на два елементи, кожен з яких містить три вузли

Відповідний елементу поліном визначався за значеннями  $T(x)$  у вузлових точках елемента.

У разі розбиття області на чотири елементи, коли на кожен припадало по два вузли, функція елемента була лінійна по  $x$  (дві точки однозначно визначають пряму лінію):

$$T(x) = \alpha_1 + \alpha_2 x, \quad (4.20)$$

де  $T(x)$  – вузлові точки і очікувані значення;  $\alpha_1$  та  $\alpha_2$  – вузлові елементи значення.

Остаточна апроксимація  $T(x)$  складалася з чотирьох кусково-лінійних функцій, кожна з яких визначена на окремому елементі (рис. 4.7, а).

Інший спосіб розбиття області на два елементи з трьома вузловими точками ( $T(x)$ ) призводить до подання функції елемента у вигляді полінома другого ступеня:

$$T(x) = \alpha_1 + \alpha_2 x + \alpha_3 x^2, \quad (4.21)$$

де  $T(x)$  – вузлові точки і очікувані значення;  $\alpha_1$  та  $\alpha_2$  – вузлові елементи значення.

У цьому випадку остаточною апроксимацією  $T(x)$  була сукупність двох кусково-безперервних квадратичних функцій (рис. 4.7, б).

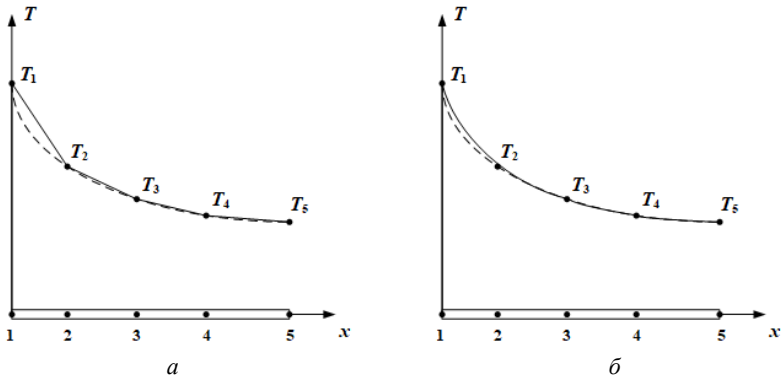


Рис. 4.7. Дискретні моделі для одновимірного температурного поля

З рис. 4.7 видно, що збільшення порядку поліному збільшує точність апроксимації при тій самій кількості вузлових точок.

У загальному випадку розподіл температури невідомий, і ми хочемо визначити значення цієї величини в деяких точках. Методика побудови дискретної моделі залишається точно такою ж, як описано вище, але з додаванням одного додаткового кроку.

Знову визначається множина вузлів і значення температури в цих вузлах  $T_1, T_2, \dots, T_5$ , які тепер є змінними, оскільки вони заздалегідь невідомі. Область розбивається на елементи, на кожному з яких визначається відповідна

функція елемента. Вузлові значення  $T(x)$  повинні бути тепер «відрегульовані» таким чином, щоб забезпечувалося «найкраще» наближення до істинного розподілу температури. Це «врегулювання» здійснюється шляхом мінімізації деякої величини, пов'язаної з фізичним змістом завдання.

Якщо розглядається задача поширення тепла, то мінімізується функціонал, пов'язаний з відповідним диференціальним рівнянням. Процес мінімізації зводиться до вирішення систем лінійних алгебраїчних рівнянь щодо вузлових значень  $T(x)$ .

При побудові дискретної моделі безперервної величини, визначеної у дво- або тривимірній області, основна концепція методу скінченних елементів використовується аналогічно. У двовимірному випадку елементи описуються функціями від  $x$ ,  $y$ , при цьому найчастіше розглядаються елементи у формі трикутника або чотирикутника. Функції елементів зображуються тепер плоскими або криволінійними поверхнями.

Функція елемента буде представлятися площиною, якщо для даного елемента взято мінімальну кількість вузлових точок, яке для трикутного елемента дорівнює трьом, а для чотирикутного – чотирьом. Якщо число вузлів, що використовуються, більше мінімального, то функції елемента буде відповідати криволінійна поверхня. Крім того, надмірне число вузлів дозволяє розглядати елементи з криволінійними межами.

Як було зазначено раніше як функція елемента найчастіше застосовується поліном. Порядок полінома залежить від числа використовуваних в кожному вузлі елемента даних про неперервну функцію.

Класифікація скінченних елементів може бути проведена відповідно до порядку поліноміальних функцій цих елементів.

При цьому розглядаються три наступні групи елементів: симплекс-, комплекс- і мультиплекс-елементи. Симплекс-елементам відповідають поліноми, що містять константу і лінійні члени.

Число коефіцієнтів у такому поліномі ( $\varphi$ ) на одиницю більше розмірності координатного простору:

$$\varphi(x, y) = \alpha_1 + \alpha_2 x + \alpha_3 y, \quad (4.22)$$

де  $\alpha_1$ ,  $\alpha_2 x$  та  $\alpha_3 y$  – вузлові елементи значення.

Поліном є симплексною функцією для двовимірного трикутного елемента. Цей поліном лінійний по  $x$  і  $y$  та містить три коефіцієнта, тому що трикутник має три вузли.

Комплекс-елементам відповідають поліноміальні функції, що містять константу, лінійні члени, а також члени другого, третього і більш високого порядку, якщо це необхідно. Форма комплекс-елементів може бути такою ж, як і у симплекс-елементів, але комплекс-елементи мають додаткові граничні вузли і, крім того, можуть мати також і внутрішні вузли.

Головна відмінність між симплекс- і комплекс-елементами полягає в тому, що число вузлів у комплекс-елементі більше величини, рівної розмірності координатного простору плюс одиниця.

Інтерполяційний поліном для прямокутного елемента ( $\varphi$ ) з чотирма вузлами має вигляд:

$$\varphi(x, y) = \alpha_1 + \alpha_2 x + \alpha_3 y + \alpha_4 xy, \quad (4.23)$$

де  $\alpha_1, \alpha_2 x$  та  $\alpha_3 y$  – вузлові елементи значення.

Замість членів  $x^2$  або  $y^2$  тут залишено добуток  $xy$ , тому що він гарантує лінійну зміну  $\varphi(x, y)$  вздовж кожної лінії, де постійні  $x$  або  $y$ . Пронумеровані вузли і розташування системи координат показані на рис. 4.8.

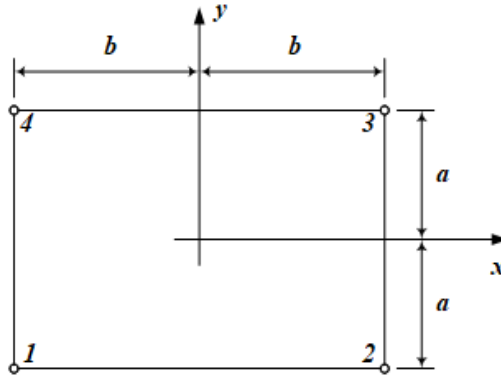


Рис. 4.8. Прямокутний елемент

У вузлах були виконані наступні умови:

$$\varphi(-b, -a) = \Phi_1, \quad (4.24)$$

$$\varphi(b, -a) = \Phi_2, \quad (4.25)$$

$$\varphi(b, a) = \Phi_3, \quad (4.26)$$

$$\varphi(-b, a) = \Phi_4, \quad (4.27)$$

де  $\varphi$  – поліном, що містить константу і лінійні члени;

$\Phi_1, \Phi_2, \Phi_3, \Phi_4$  – граничні умови.

Підстановка цих виразів у формулу в інтерполяційний поліном ( $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4$ ) приводить до системи чотирьох рівнянь, які були вирішені щодо  $\alpha$ :

$$\alpha_1 = \frac{\Phi_1 + \Phi_2 + \Phi_3 + \Phi_4}{4}, \quad (4.28)$$

$$\alpha_2 = \frac{\Phi_1 + \Phi_2 + \Phi_3 - \Phi_4}{4b}, \quad (4.29)$$

$$\alpha_3 = \frac{\Phi_1 - \Phi_2 + \Phi_3 + \Phi_4}{4a}, \quad (4.30)$$

$$\alpha_4 = \frac{\Phi_1 - \Phi_2 + \Phi_3 - \Phi_4}{4ab}, \quad (4.31)$$

де  $\varphi(x, y)$  (1, 2, 3, 4) – лінійні змінні вздовж кожної лінії, де постійні  $x$  та  $y$ .

Підставили  $\alpha_i$  у вихідне співвідношення та перетворили його до вигляду:

$$\varphi(x, y) = N_1 \Phi_1 + N_2 \Phi_2 + N_3 \Phi_3 + N_4 \Phi_4, \quad (4.32)$$

$$N_1 = \frac{1}{4ab} (b - x)(a - y), \quad (4.33)$$

$$N_2 = \frac{1}{4ab} (b + x)(a - y), \quad (4.34)$$

$$N_3 = \frac{1}{4ab} (b + x)(a + y), \quad (4.35)$$

$$N_4 = \frac{1}{4ab} (b - x)(a + y), \quad (4.36)$$

де  $N_1, N_2, N_3, N_4$  – функції форми елемента.

Отримані результати для прямокутного елемента були записані в безрозмірній формі за допомогою відношень  $x/b$  та  $y/a$ . Починали з  $N_1$ :

$$N_1 = \frac{1}{4ab} (b - x)(a - y) = \frac{1}{4} \left(1 - \frac{x}{b}\right) \left(1 - \frac{y}{a}\right), \quad (4.37)$$

де

$$-1 \leq \frac{x}{b} \leq 1, \quad (4.38)$$

$$-1 \leq \frac{y}{a} \leq 1. \quad (4.39)$$

Якщо позначити ці відношення, як:

$$\xi = \frac{x}{b} \quad \text{та} \quad \eta = \frac{y}{a}, \quad (4.40, 4.41)$$

то функції форми можуть бути представлені у вигляді добутків безрозмірних координат:

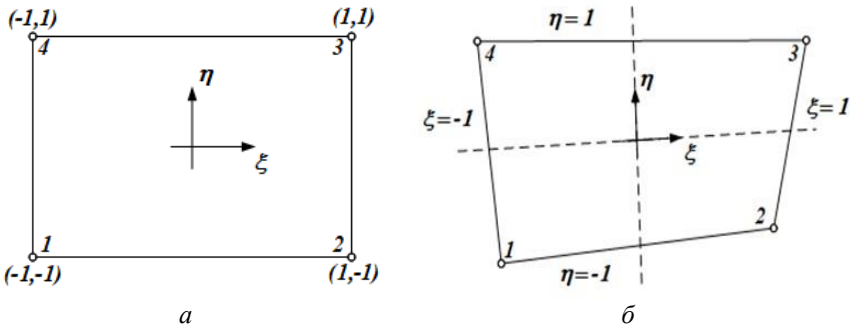
$$N_1 = \frac{1}{4}(1 - \xi)(1 - \eta), \quad (4.42)$$

$$N_2 = \frac{1}{4}(1 + \xi)(1 - \eta), \quad (4.43)$$

$$N_3 = \frac{1}{4}(1 + \xi)(1 + \eta), \quad (4.44)$$

$$N_4 = \frac{1}{4}(1 - \xi)(1 + \eta). \quad (4.45)$$

Впроваджена тільки що система координат називається природною системою координат, оскільки координати при цьому змінюються в діапазоні  $\pm 1$ . Зовсім не обов'язково вимагати, щоб природна система координат була прямокутною, вона може бути і криволінійною (рис. 4.9).



**Рис. 4.9:** *a* – система координат  $\xi\eta$  для прямокутного елемента;  
*б* – чотирикутний елемент загального вигляду

На сьогодні область застосування методу скінченних елементів дуже велика і охоплює всі фізичні процеси, які можуть бути описані диференціальними рівняннями. Найбільш важливі переваги методу скінченних елементів такі:

1. Властивості матеріалів суміжних елементів не повинні бути обов'язково однаковими. Це дозволяє застосовувати метод до тіл, складених з декількох матеріалів.

2. Криволінійна область може бути апроксимована за допомогою прямолінійних елементів або описана точно за допомогою криволінійних.

3. Розміри елементів можуть бути змінними. Це дозволяє збільшити елементи або подрібнити мережу розбиття області на елементи, якщо в цьому є необхідність у зв'язку з розрахунками.

4. За допомогою методу скінченних елементів не становить труднощів розгляд граничних умов з розривним поверхневим навантаженням, а також змішаних граничних умов.

Головний недолік методу полягає тому, що обчислення, які потрібно проводити при використанні методу скінченних елементів, занадто громіздкі для ручного розрахунку навіть у разі розв'язання дуже простих завдань. Для вирішення складних завдань необхідно використовувати швидкодіючу ЕОМ, що володіє великою пам'яттю. Сьогодні створено декілька потужних програмних середовищ (наприклад ANSYS), здатних розв'язувати найскладніші завдання методом скінченних елементів.

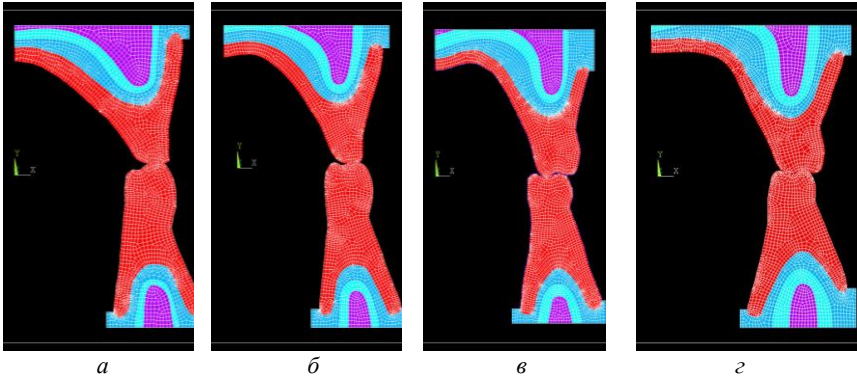
Для розв'язування завдань механіки пружного тіла методом скінченних елементів використовувався підхід, який полягав у мінімізації інтегральної величини, пов'язаної з роботою напружень і зовнішнього прикладеного навантаження. Якщо завдання розв'язується у переміщеннях і на границі задані їх значення, то потрібно мінімізувати потенційну енергію системи.

Якщо завдання вирішується в напруженні із заданими на границі зусиллями, то потрібно мінімізувати додаткову потенціальну енергію системи. Ця процедура передбачала пошук поля переміщень, які мінімізують потенційну енергію системи, виходячи із теореми про потенціальну енергію: з усіх переміщень, що задовольняють заданим граничним умовам пружного твердого тіла, тільки ті, які задовольняють рівнянням рівноваги, роблять потенційну енергію мінімальною.

Після того, як переміщення були визначені, обчислювались компоненти тензорів деформацій і напружень.

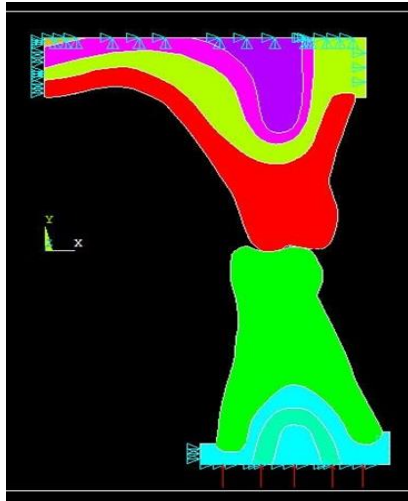
#### **4.4. Обґрунтування результатів математичного розрахунку показників даних напруження та деформації у базисі знімних ортопедичних конструкцій**

Після того, як ми визначилися із геометрією областей рішення та з фізичними характеристиками складових частин моделі, ми обрали тип елементів, на які ми будемо розбивати модель. Як елемент розбиття був вибраний двовимірний чотирикутний елемент із чотирма вузлами. Розбиття на елементи та подальше розв'язання завдання ми проводили в пакеті ANSYS Mechanical APDL. На *рис. 4.10* показано розбиття на елементи двовимірної області рішення.



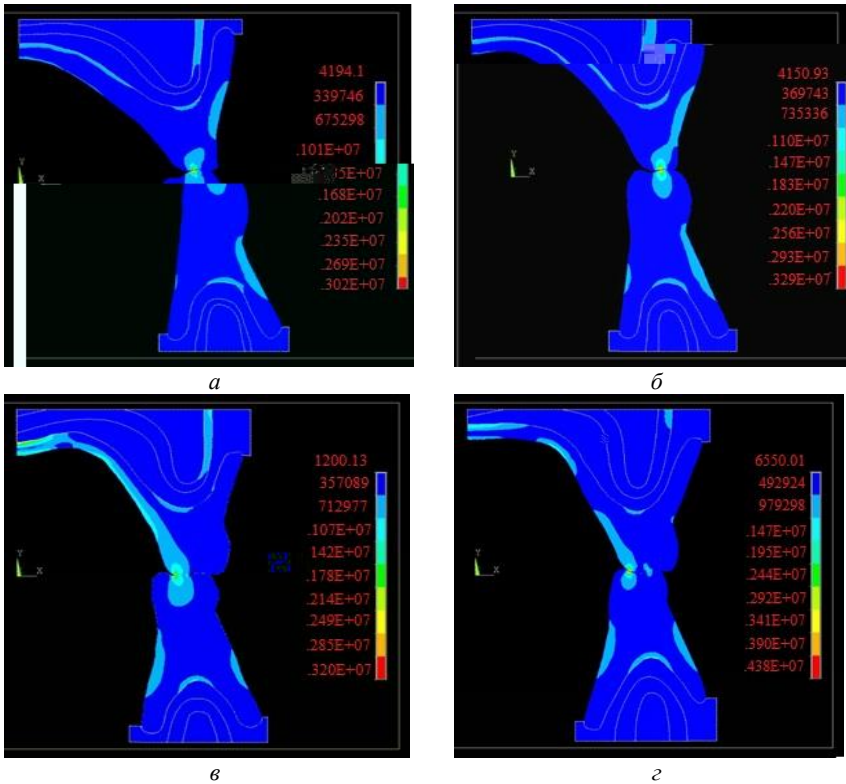
**Рис. 4.10.** Розбиття області рішення на чотирикутні елементи: *a* – переріз ПМ<sub>1</sub>; *б* – переріз ПМ<sub>2</sub>; *в* – переріз М<sub>1</sub>; *г* – переріз М<sub>2</sub>

Під час наступного етапу ми визначили граничні умови (рис. 4.11). Червоними стрілками показано зовнішнє навантаження (навантаження, яке зумовлене м'язами нижньої щелепи), трикутники вказують на тип граничних переміщень вузлових точок.



**Рис. 4.11.** Граничні умови задачі

Після розв'язання задачі із заданими граничними умовами були отримані поля напружень для визначених областей рішення із середнім значенням для ПМ<sub>1</sub> ( $4194,10 \pm 3,41$ ) м<sup>2</sup>К, ПМ<sub>2</sub> ( $4150,93 \pm 5,22$ ) м<sup>2</sup>К. Дані середніх значень М<sub>1</sub> та М<sub>2</sub> становили ( $1200,13 \pm 4,13$ ) та ( $6550,01 \pm 3,23$ ) м<sup>2</sup>К відповідно (рис. 4.12).

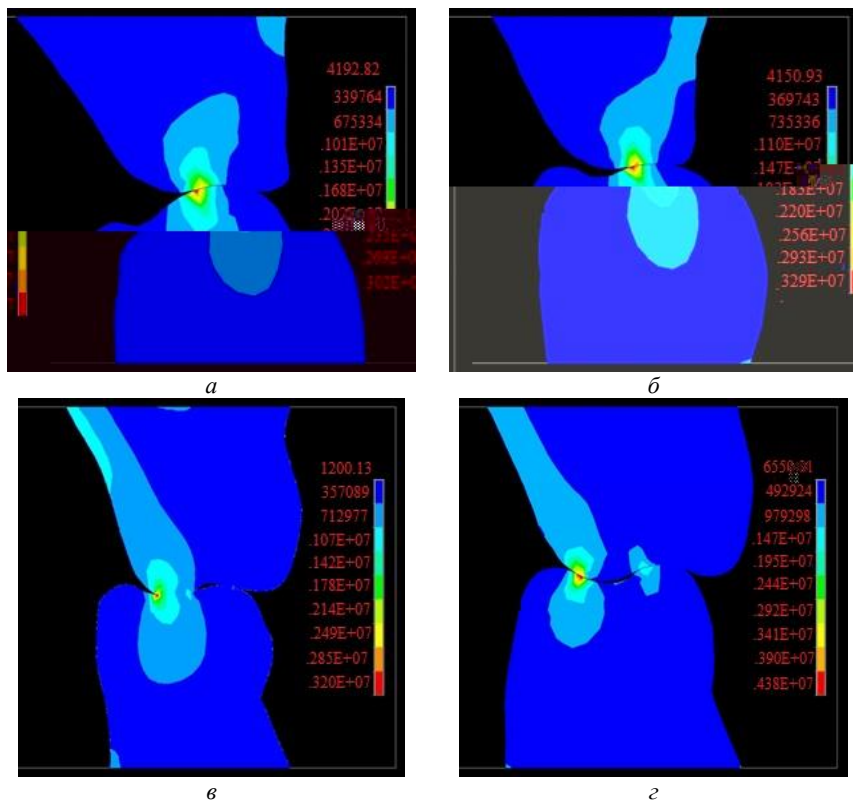


**Рис. 4.12.** Поле напружень у визначених областях рішення:  
 а – переріз ПМ<sub>1</sub>; б – переріз ПМ<sub>2</sub>; в – переріз М<sub>1</sub>; г – переріз М<sub>2</sub>

Щодо градування граничних переміщень вузлових точок та як результат розподілу жувального тиску під АБ повного знімного пластинкового протеза на тканини протезного ложа середні значення кожних площин були наступні: для перерізу ПМ<sub>1</sub> – загальна площа з меншим ступнем навантаження мала показники  $(339746,1 \pm 2,8) \text{ м}^2\text{К}$ , тому що площа з підвищеним тиском становила  $(675298,14 \pm 5,21) \text{ м}^2\text{К}$ , беручи область ПМ<sub>2</sub>, значення були дещо вищі:  $(369743,3 \pm 3,9)$  та  $(735356,34 \pm 4,52) \text{ м}^2\text{К}$  відповідно.

Переріз М<sub>1</sub> мав результат загальної площини з меншим ступнем навантаження  $(357089,2 \pm 1,7) \text{ м}^2\text{К}$ , площини з підвищеним тиском –  $(712977,2 \pm 3,4) \text{ м}^2\text{К}$ . Найбільші ж значення показав сегмент М<sub>2</sub> зі значеннями груп  $(492924,12 \pm 2,15)$  та  $(979298,1 \pm 3,3) \text{ м}^2\text{К}$ . Найбільші стискаючі напруження виникають в зоні контакту протезів верхньої та нижньої щелепи з результатами значень для ПМ<sub>1</sub>  $(302,2 \text{ Е} \pm 0,7) \text{ мм/мм}$ , ПМ<sub>2</sub>  $(329,4 \text{ Е} \pm 0,7) \text{ мм/мм}$ , М<sub>1</sub>  $(320,1 \text{ Е} \pm 0,7) \text{ мм/мм}$  та М<sub>2</sub>  $(438,6 \text{ Е} \pm 0,7) \text{ мм/мм}$ . Водночас в зоні альвеолярного відростка спосте-

рігаються на порядок менші напруження, значення для ПМ<sub>1</sub> становило (101,0E±0,7) мм/мм; ПМ<sub>2</sub> – (107,2E±0,7) мм/мм, М<sub>1</sub> (110,3E±0,7) мм/мм та М<sub>2</sub> (147,3E±0,7) мм/мм, що свідчить про рівномірний розподіл зовнішнього навантаження по площі альвеолярного гребня (рис. 4.13).



**Рис. 4.13.** Область поля напружень із максимальним напруженням:  
 а – переріз ПМ<sub>1</sub>; б – переріз ПМ<sub>2</sub>; в – переріз М<sub>1</sub>; г – переріз М<sub>2</sub>

Отримані дані використані нами для обґрунтування та розробки методів математичного розрахунку об'єму матеріалу, об'ємної деформації, даних потенціалу та теорії пружності як допоміжний елемент при виготовленні знімних ортопедичних конструкцій, що в результаті покращило якість ортопедичного лікування пацієнтів в клініці ортопедичної стоматології.

Крім того, аналізуючи динаміку отриманих результатів можемо запропонувати розроблені теорії для використання під час проведення лабораторних етапів протезування знімними ортопедичними конструкціями зубних протезів пацієнтів з адентією.

Слід зазначити, що детальний моделювальний розрахунок усіх аспектів адаптації тканин протезного ложа до знімного протеза може відобразитися на подальшому виготовленні конструкцій з використанням 3D технологій.

Таким чином, у розділі вичерпно викладені власні наукові здобутки щодо методики дослідження показників напруження та деформації, що дозволяють визначити правильність конструювання штучних зубів АБ повного знімного пластинкового протеза відповідно до атрофії альвеолярного відростка пацієнта з урахуванням товщини слизової оболонки порожнини рота за показниками значимих у клініці ортопедичної стоматології властивостей.

Основні результати досліджень, що представлені у поточному розділі, опубліковані у наукових фахових виданнях та знайшли відображення у тезах доповідей і обговоренні на науково-практичних конференціях, семінарах тощо:

1. Andrienko K. Influence of tension and deformation indicators on the quality of removable constructions acrylic basis. *Inter Collegas*. 2023;10(2). <https://doi.org/10.35339/ic.10.2.aky>

2. Andrienko KYu, Yanishen IV, Pogorila AV. Clinical assessment criteria of the finite element method as an auxiliary method production of removable orthopedic structures using doped packaging materials. Теорія і практика сучасної науки та освіти : матеріали ІХ Міжнародної науково-практичної конференції, 2023 Листопад 9-10; Львів, Україна. Львів : Львівський науковий форум, 2023. С. 28–30.

3. Янішен ІВ, Андрієнко КЮ. Роль визначень даних напруження та деформації у базисі знімних ортопедичних конструкцій протезів як показник даних якості життя: матеріали всеукраїнської науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні методи відновлення зубів»; 2023 Квітень 27–28; Полтава, Україна. Полтава: ПДМУ; 2019.

4. Андрієнко КЮ. Вплив показників деформації та напруження на базис знімних ортопедичних конструкцій. Теорія та практика сучасної стоматології: матеріали всеукраїнської дистанційної науково-практичної конференції; 2022 Лютий 9; Харків, Україна; 2022. С. 34–36.

5. Янішен ІВ, Андрієнко КЮ, Погоріла АВ, Салія ЛГ. Доцільність використання теорій напруження й деформації для моделювання конструкційних елементів повних знімних пластинкових протезів. Український стоматологічний альманах: 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, Україна; 2021. С. 97–98.

6. Андрієнко КЮ. The expediency of using tension and deformation theories to assess the quality of complete removable dentures. International Scientific Interdisciplinary Conference for medical students and young scientists: abstract book; 2021 October 20–21; Kharkiv, Ukraine. Kharkiv: KNMU; 2021. P. 38–39.

**РОЗДІЛ 5**  
**РЕЗУЛЬТАТИ КЛІНІЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ РОЗРОБЛЕНОГО**  
**ЛЕГОВАНОГО ПАКУВАЛЬНОГО ЗУБОТЕХНІЧНОГО МАТЕРІАЛУ**  
**ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНИХ ПРОТЕЗІВ**

**5.1. Обґрунтування клінічного застосування розробленого легovanого пакувального зуботехнічного матеріалу**

Дослідження проводилось на кафедрі ортопедичної стоматології, базою якої є Університетський стоматологічний центр Харківського національного медичного університету.

Для вирішення поставлених завдань нами було обстежено та проведено лікування 55 пацієнтів віком від 45 до 75 років.

У зв'язку з поставленими завданнями до дослідження були включені пацієнти з повною втратою зубів I–IV ступеня атрофії щелеп за І. М. Оксманом, I–III класу слизової оболонки за Суплі та I–IV зони податливості слизової оболонки за Люндом [234, 235].

Досліджувані пацієнти були поділені на три групи, включаючи основну та дві контрольних, залежно від складу пакувального матеріалу, що застосовувався для виготовлення робочих моделей та індивідуальних прес-форм, які використовують для виготовлення знімних протезів [159, 209].

Розподіл пацієнтів згідно з їх досліджуваними групами, за віком та статтю наведено у *табл. 5.1*.

Таблиця 5.1

**Розподіл пацієнтів за віком та статтю  
(згідно з досліджуваними групами)**

Вік, роки	Досліджувана група								
	1-а (основна)			2-а (контрольна)			3-я (контрольна)		
	Чоловіки	Жінки	Загалом	Чоловіки	Жінки	Загалом	Чоловіки	Жінки	Загалом
45–55	1	3	4	1	4	5	1	2	3
55–65	3	3	6	2	2	4	2	3	5
65–70	3	2	5	3	4	7	3	1	4
70 і старше	3	2	5	1	2	3	2	2	4
Всього	10 (15,6%)	10 (15,5%)	20 (36,3%)	7 (12,7%)	12 (21,8%)	19 (34,5%)	8 (14,6%)	8 (14,6%)	16 (29,2%)

Пацієнтам 1-ї досліджуваної (основної) групи з I–V ступенем атрофії альвеолярного відростка верхньої та нижньої щелеп (у кількості 20 осіб) виготовляли знімні пластинкові протези повного зубного ряду верхньої та нижньої щелеп на робочих моделях з гіпсу промислового виробництва

з розробленого нами легованого пакувального матеріалу із застосуванням модифікуючих добавок: полівінілового спирту (ПВС), бутадієн-стирольного латексу (БС-65-ГП), полівінілацетатної дисперсії (ПВА) та водної емульсії на основі поліметилсилаксану марки 400 (КЕ-10-01).

Розподіл пацієнтів за дослідженими групами для порівняльної клінічної оцінки зуботехнічних груп матеріалів та їх загальна характеристика наведені в *табл. 5.2*.

Таблиця 5.2

**Загальна характеристика контингенту досліджуваних пацієнтів**

№ досліджуваної групи	1-а досліджувана група (основна)	2-а досліджувана група	3-я досліджувана група
Кількість пацієнтів	20 (36,3 %)	19 (34,5 %)	16 (29,2 %)
Характеристика	Розроблений легований пакувальний матеріал	Гіпс промислового виробництва «ГВ-Г-10 А-III»	Гіпс промислового виробництва в суміші з супергіпсом «Base Stone»
Додавання модифікаторів	КЕ-10-01 – 1,8 % ПВС – 1,67 % БС-65-ГП – 1,62 % ПВА – 1,1 %	Без додавання	Без додавання
Опис контингенту досліджуваних пацієнтів	3 I–V ступенем атрофії альвеолярного відростка ВЩ та НЩ	3 I–V ступенем атрофії альвеолярного відростка ВЩ та НЩ	3 I–V ступенем атрофії альвеолярного відростка ВЩ та НЩ
Співвідношення гіпсової суміші з концентратами	100 г на 55 мл H <sub>2</sub> O	100 г на 55 мл H <sub>2</sub> O	100 г (70 г гіпсу та 30 г супергіпсу) на 44 мл H <sub>2</sub> O
Застосування ізоляційного лаку	Без застосування	Без застосування	Без застосування

Співвідношення гіпсової суміші з концентратами було наступне: 100 г сухої речовини, із них 70 г медичного гіпсу та 30 г супергіпсу на 55 мл водного розчину. Ізоляційний лак на етапі пакування конструкцій у полімеризаційну кювету не застосовували.

Пацієнтам 2-ї досліджуваної групи з I–V ступенем атрофії альвеолярного відростка верхньої та нижньої щелеп (у кількості 20 осіб) виготовляли знімні пластинкові протези повного зубного ряду верхньої та нижньої щелеп на робочих моделях з медичного гіпсу промислового виробництва «Матеріал 1» без додавання модифікаторів у водний розчин. Співвідношення гіпсової суміші з концентратами було наступне: 100 г сухої речовини на 55 мл водного розчину. Ізоляційний лак на етапі пакування конструкцій у полімеризаційну кювету не застосовували.

Пацієнтам 3-ї досліджуваної групи з I–V ступенем атрофії альвеолярного відростка верхньої та нижньої щелеп (у кількості 16 осіб) були виготовлені знімні пластинкові протези повного зубного ряду верхньої та нижньої щелеп на робочих моделях з гіпсу промислового виробництва з додаванням

суміші супергіпсу 3-го типу «Матеріал 2», без додавання модифікаторів у водний розчин. Співвідношення гіпсової суміші з концентратами було наступне: 100 г сухої речовини, із них 70 г медичного гіпсу й 30 г супергіпсу на 44 мл водного розчину. Ізоляційний лак на етапі пакування конструкцій у полімеризаційну кювету не застосовували.

## **5.2. Клінічні приклади клініко-технологічних етапів виготовлення знімних конструкцій зубних протезів за допомогою легованих пакувальних матеріалів**

Клінічне обстеження пацієнтів проводили за загальноприйнятою схемою, що давало змогу встановити стоматологічний статус досліджуваних пацієнтів. Із загальних клінічних методів аналізу стоматологічного статусу проводили опитування, огляд зубних рядів, альвеолярних частин та альвеолярних відростків, використовували пальпацію, при необхідності вивчали діагностичні контрольні моделі щелеп до лікування та через 6 міс після проведеного лікування. Детальний аналіз алгоритму представлений у Розділі 2.

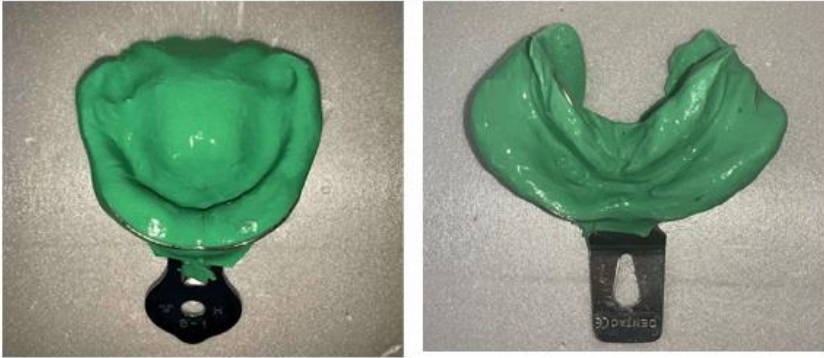
Дослідження проводили з мінімальними психологічними втратами для пацієнтів: вони були повністю проінформовані стосовно мети та методів дослідження, про потенційні переваги та ризики, а також можливий дискомфорт при діагностиці та лікуванні. Щодо збереження конфіденційності інформації, отриманої під час дослідження, то всі етичні вимоги дотримувалися.

Крім того, за допомогою суб'єктивних та об'єктивних методів було проведено обстеження пацієнта, а також аналіз показань та протипоказань до лікування повними знімними пластинковими протезами з урахуванням групової належності досліджуваного пацієнта й подальшого складання плану ортопедичного лікування та постановки діагнозу при повній адентії відповідно до міжнародних протоколів (рис. 5.1).



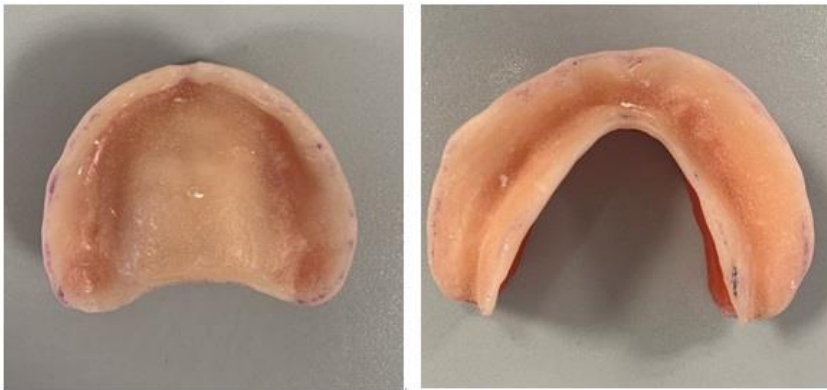
**Рис. 5.1.** Фото досліджуваного пацієнта з повною адентією верхньої та нижньої щелепи до протезування

Особливу увагу приділяли отриманню повних анатомічних робочих відбитків верхньої та нижньої щелепи за допомогою стандартних ложок альгінатним відбитковим матеріалом (рис. 5.2).



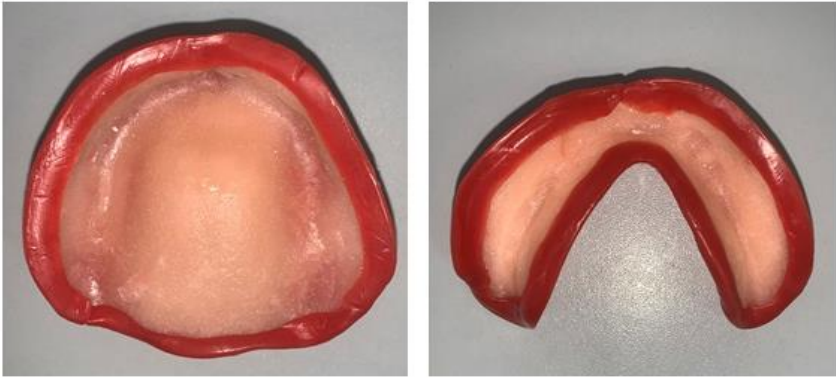
**Рис. 5.2.** Анатомічні відбитки верхньої та нижньої щелепи

У зуботехнічній лабораторії отримали робочі моделі, що були виготовлені при використанні легованого пакувального матеріалу відповідно до досліджуваної групи пацієнтів. Протягом наступного технологічного етапу досліджень виготовлені індивідуальні ложки із самотвердіючої пластмаси «Протакрил» (рис. 5.3).



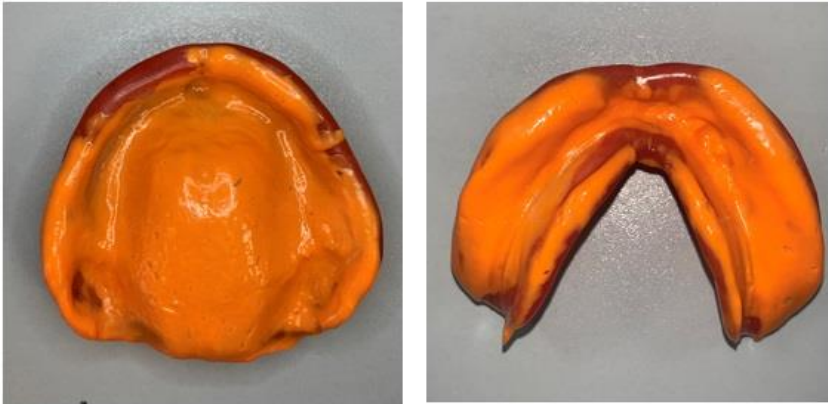
**Рис. 5.3.** Індивідуальні ложки верхньої щелепи та нижньої щелепи

Для покращання фіксації та коректного розподілу тиску на анатомічні границі порожнини рота під час отримання функціональних відбитків за допомогою виготовлених нами індивідуальних ложок ВЩ та НЩ нами були сформовані воскові межі (рис. 5.4).



**Рис. 5.4.** Воскові межі індивідуальних ложок верхньої та нижньої щелепи

Всім досліджуваним пацієнтам робили функціональні відбитки протезного ложа ВЩ та НЩ із застосування індивідуальних ложок коригуючими силконовими відбитковими масами «Stomaflex cream» або «Zeta Plus», що не викликають компресії слизової оболонки більше 50 % (рис. 5.5).



**Рис. 5.5.** Функціональні відбитки верхньої та нижньої щелепи

Наступним лабораторним етапом була відливка за функціональними відбитками гіпсових моделей ВЩ та НЩ з використанням легованого пакувального матеріалу. При виготовленні знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів у основній групі застосовували наступну методику отримання робочих моделей з легованих пакувальних матеріалів. За функціональним та анатомічним відбитком отримували робочі моделі із модифікованої гіпсової суміші й модифікаторів KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА.

Для цього воду в необхідному обсязі вносили в гумову колбу, додавали модифікатор та перемішували. Далі до неї додавали суміш стоматологічного гіпсу з супергіпсом і витримували ( $25 \div 35$ ) с до насичення. Формувальну суміш перемішували до однорідної консистенції протягом 60 с.

Заповнення та ущільнення форми цоколя індивідуальної робочої моделі проводили на вібростолу. Час заливки при температурі ( $22 \div 23$ ) °С – приблизно 3–4 хв, час схоплювання – приблизно через ( $8,8 \pm 0,8$ ) хв після початку замішування, час затвердіння – приблизно через  $27,5 \pm 1,5$  хв (рис. 5.6).



**Рис. 5.6.** Гіпсові моделі за функціональними відбитками верхньої та нижньої щелепи

Крім того, були виготовлені прикусні воскові шаблони для визначення центрального співвідношення щелеп, що відображено на рис. 5.7.

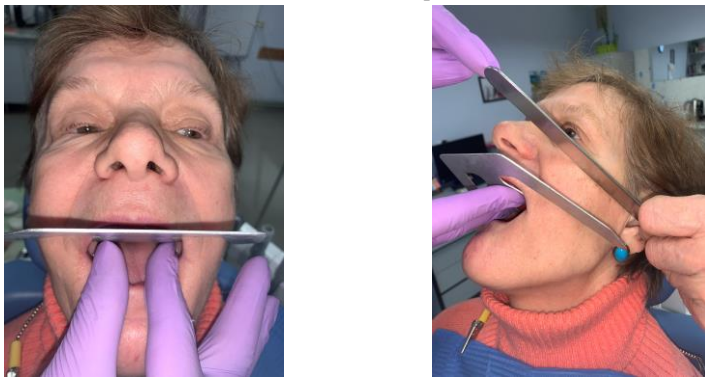


**Рис. 5.7.** Прикусні воскові шаблони верхньої та нижньої щелепи

Наступним клінічним етапом було визначення висоти положення центрального співвідношення щелеп (рис. 5.8) та протетичної площини (рис. 5.9).

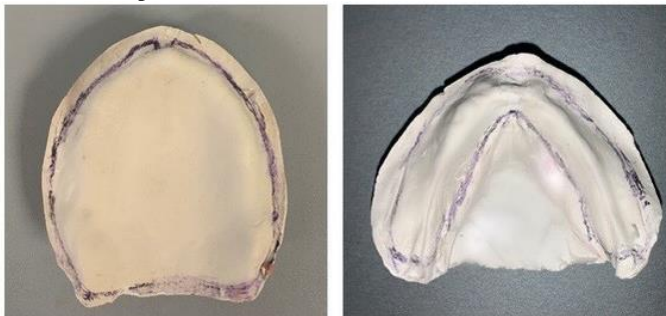


**Рис. 5.8.** Визначення висоти положення центрального співвідношення щелеп



**Рис. 5.9.** Визначення протетичної площини протягом клінічного етапу

Лабораторно було проведено окреслення меж протеза на гіпсових моделях ВЩ й НЩ (рис. 5.10).



**Рис. 5.10.** Межі протеза на моделях верхньої та нижньої щелепи

Лабораторно було зіставлено гіпсові моделі в центральному співвідношенні за допомогою прикусних шаблонів та подальша гіпсовка моделей ВЩ та НЩ в артикулятор (*рис. 5.11*).



**Рис 5.11.** Гіпсові моделі верхньої та нижньої щелепи в артикуляторі

Наступним етапом було виготовлення базису та воскових валиків й проведення постановки (конструювання) штучних зубних рядів та подальша перевірка конструкцій зубних протезів у порожнині рота протягом клінічного етапу (*рис. 5.12*).



**Рис. 5.12.** Перевірка конструкцій зубних протезів верхньої та нижньої щелепи у порожнині рота

Лабораторно було проведено остаточне моделювання воскового базису повних знімних пластинкових протезів та подальша підготовка моделей до етапу гіпсування. Індивідуальну робочу модель з восковим базисом та штучними зубами пакували зазначеною вище сумішшю в кювету.

При виготовленні пакувальної суміші в основній групі використовували самі пропорції гіпсу-супергіпсу і методику, як і для виготовлення моделей. Підготовлену модель опускали у кювету для компресійного пресування та гіпсували сумішшю методом зворотного гіпсування (рис. 5.13).



**Рис. 5.13.** Етап пакування у кювету верхньої та нижньої щелепи

Основу кювети заповнювали модифікованою гіпсовою сумішшю на вібраторі. Модель занурювали таким чином, щоб зуби та штучні ясна були вище рівня її країв. Зубний гарнітур та восковий базис, як із зовнішньої, так і з внутрішньої сторони, сумішшю не закривалися.

Поверхню згладжували та занурювали полімеризаційну кювету на кілька хвилин у воду. Використання ізоляції при додаванні сілоксанової емульсії було виключено.

Контрштамп відливали на вібраторі. Особливу увагу звертали на те, щоб у суміші не утворювалося бульбашок. Після закриття кювети та подальшого встановлення її під прес через 45 хв її опускали у киплячу воду на 5 хв з метою випарювання воску та подальшого роз'єднання її частин. Змивши залишки воску струменем окропу її залишали відкритою до повного охолодження. Розкрити кювету висушували при температурі 83–85 °С у сухожаровій шафі протягом (5÷6) год.

Завершальним лабораторним етапом була обробка готових знімних ортопедичних конструкцій та їх полірування (рис. 5.14).



**Рис. 5.14.** Готові знімні конструкції зубних протезів верхньої та нижньої щелепи у порожнині рота, виготовлені за допомогою легованого пакувального матеріалу

Останнім етапом було накладання повних знімних пластинкових протезів ВЩ та НЩ у порожнині рота, перевірка фіксації та стабілізації виготовлених конструкцій та надання подальших рекомендацій (рис. 5.15).



**Рис. 5.15.** Готові конструкції зубних протезів ВЩ та НЩ у порожнині рота, виготовлені за допомогою легованих пакувальних матеріалів

### **5.3. Клінічні критерії оцінки якості знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів**

Отриманий цифровий матеріал клінічних, лабораторних, фізико-механічних досліджень був виражений в системі СІ. Результати обстеження пацієнтів заносили до комп'ютерної бази даних за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення на платформі Microsoft Exel 2019. Вихідні дані обробляли у програмі Statistica for Windows 10.0, а отримані дані – методом варіаційної статистики з обчисленням середньої арифметичної ( $M$ ) середньо-квадратичного відхилення ( $\sigma$ ) і помилки середньої величини ( $t$ ).

Середні значення зіставляли за критерієм Ст'юдента: відмінності вважали достовірними при ( $p \leq 0,05$ ), що є достатнім при проведенні досліджень. Розрахунки виконували на персональному комп'ютері під управлінням операційної системи Windows XP 2022.

Зміни топографо-анатомічних особливостей щелеп за результатами лікування пацієнтів вивчали з використанням клінічних, біометричних, макростохімічних та методів дослідження питань БМ порожнини рота шляхом математичного розрахунку [56].

#### **5.3.1. Клініко-технологічний взаємозв'язок принципів біомеханіки та методу скінченних елементів при оцінці якості знімної ортопедичної конструкції протягом тривалої клінічної експлуатації**

Для детального дослідження динаміки запальних процесів слизової оболонки порожнини рота під базисами ЗОК, виготовлених за допомогою розробленого легованого пакувального матеріалу, та вивчення травмуючої дії на м'які й тверді тканини протезного ложа базисів знімних пластинкових протезів повного зубного ряду, виготовлених з використанням модифікованого гіпсу, окрему увагу надано впливу біомеханічних властивостей на тканини протезного ложа і, як наслідок, розподіленню жувального тиску [24, 148].

Завдяки дослідженню основ БМ, детальні розрахунки яких наведені у Розділі 4 (визначення даних напруження і деформації, які виникають під дією жувальних навантажень в системі «зубний протез – тканини протезного ложа»), нами вивчено вплив розподілу протезного ложа пацієнтів на слизову оболонку порожнини рота та визначено найбільш коректний метод розподілу жувального тиску під АБ ЗОК на основі результатів даних математичного розрахунку методу скінченних елементів (рис. 5.16).

На клінічному етапі накладання конструкцій зубних протезів було проведено 3D сканування верхньої та нижньої щелепи пацієнта й виготовлених повних знімних ортопедичних конструкцій на ВЩ та НЩ за допомогою екстраорального сканера для зуботехнічних моделей inEos X5 Dentsply Sirona (рис. 5.17).

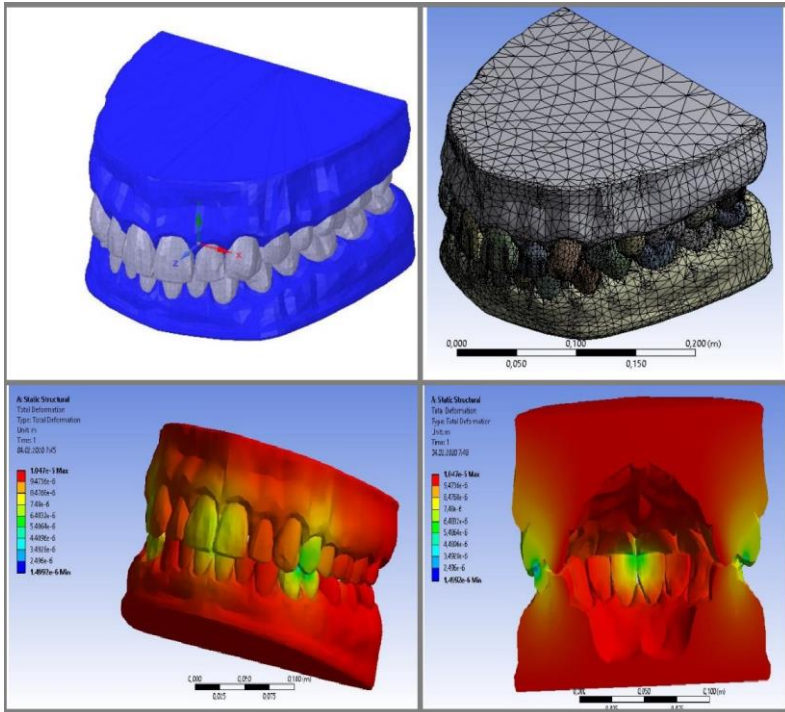


Рис. 5.16. Схема методу скінченних елементів при розрахунку розподілу жувального тиску

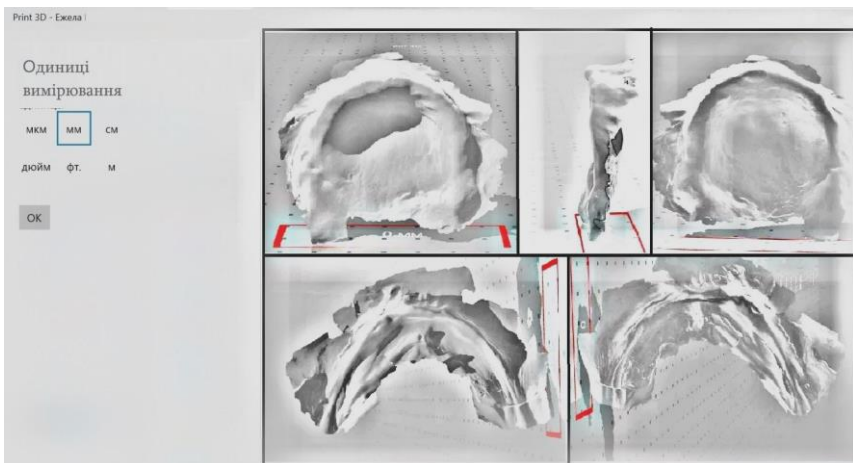
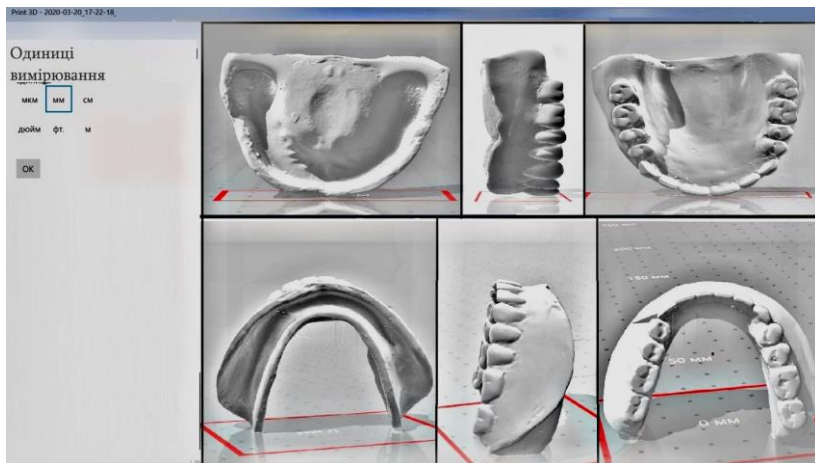


Рис 5.17. 3D сканування тканин протезного ложа верхньої та нижньої щелепи

Дане дослідження дало статистичне підтвердження доцільності використання теорії скінченних елементів та впливу її на принципи біомеханіки порожнини рота, а саме: максимальну відповідність тканин протезного ложа ЗОК, вироблених за допомогою легованих пакувальних матеріалів (рис. 5.18).



**Рис. 5.18.** 3D сканування готових знімних ортопедичних конструкцій верхньої та нижньої щелепи

Отримані дані використані нами для обґрунтування та розробки методів математичного розрахунку об'єму матеріалу, об'ємної деформації, даних потенціалу та теорії пружності як допоміжний елемент при виготовленні знімних ортопедичних конструкцій і в результаті покращання якості ортопедичного лікування пацієнтів в клініці ортопедичної стоматології.

### **5.3.2. Результати макрогістохімічних досліджень слизової оболонки ротової порожнини під базисом знімних пластинкових протезів**

Для об'єктивної оцінки клінічного стану слизової оболонки протезного ложа використовувалося макрогістохімічне дослідження [209].

Сумарна площа зон запалення в день накладання повного знімного пластинкового протеза у пацієнтів другої досліджуваної групи становила 3582 мм<sup>2</sup>, у пацієнтів 3-ї досліджуваної групи – 1454 мм<sup>2</sup> та у пацієнтів 1-ї досліджуваної (основної) групи – 1132 мм<sup>2</sup>.

Через 1 міс ці показники знизилися у пацієнтів 2-ї групи до 1897 мм<sup>2</sup>, у пацієнтів 3-ї групи – до 1292 мм<sup>2</sup>, а у пацієнтів 1-ї групи – до 791 мм<sup>2</sup>.

Через 6 міс користування ЗОК сумарна площа зон запалення у 2-ї групи була 1692 мм<sup>2</sup>, у пацієнтів третьої групи – 1022 мм<sup>2</sup>, а у пацієнтів 1-ї (основної) групи – 642 мм<sup>2</sup>. Показник сумарної площі зон запалення у 2-й групі в 2,1 раза вище, ніж у 1-й групі, та 1,3 раза вище, ніж у третій групі.

Результати сумарних площ зон запалення слизової оболонки порожнини рота під дією ЗОК досліджуваних груп пацієнтів у період 1 дня, 1 міс та через 6 міс після етапу накладання ЗОК відображені у *табл. 5.3*.

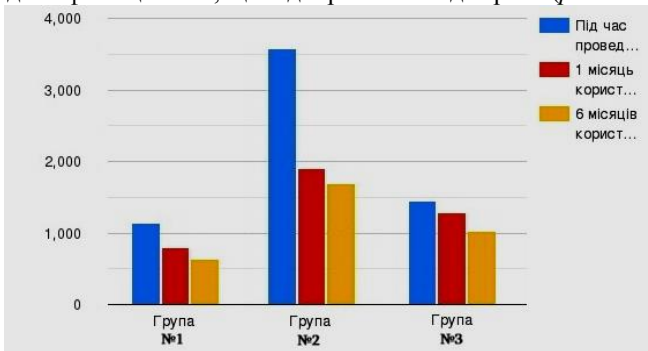
Таблиця 5.3

**Сумарна площа зон запалення  
слизової оболонки порожнини рота під дією ЗОК, мм<sup>2</sup>**

Проміжок часу	Досліджувана група 1 (основна)	Досліджувана група 2	Досліджувана група 3
1 день	1132±3,35 мм <sup>2</sup> a <sup>1</sup>	3582±5,27 мм <sup>2</sup> b <sup>1</sup>	1454±0,39 мм <sup>2</sup> c <sup>1</sup>
1 міс	791±5,63 мм <sup>2</sup> a <sup>2</sup>	1897±2,97 мм <sup>2</sup> b <sup>2</sup>	1292±4,02 мм <sup>2</sup> c <sup>2</sup>
6 міс	642±4,42 мм <sup>2</sup>	1692±5,03 мм <sup>2</sup>	1022±3,21 мм <sup>2</sup>

a<sup>1</sup> – достовірні відмінності у 1-й групі між 1 днем та 1 місяцем на рівні p ≤ 0,05;  
a<sup>2</sup> – достовірні відмінності у 1-й групі між 1 та 6 місяцями на рівні p ≤ 0,01;  
b<sup>1</sup> – достовірні відмінності у 2-й групі між 1 днем та 1 місяцем на рівні p ≤ 0,01;  
b<sup>2</sup> – достовірні відмінності у 2-й групі між 1 та 6 місяцями на рівні p ≤ 0,005;  
c<sup>1</sup> – достовірні відмінності у 3-й групі між 1 днем та 1 місяцем на рівні p ≤ 0,005;  
c<sup>2</sup> – достовірні відмінності у 3-й групі між 1 та 6 місяцями на рівні p ≤ 0,05

З аналізу результатів дослідження можна зробити висновок, що під знімними пластинковими протезами, виготовленими у 1-й досліджуваній групі за допомогою легованого пакувального матеріалу [206] без застосування ізоляційного лаку, спостерігалось менше сумарних площ зон запальної реакції в день фіксації ЗОК, що відображено на діаграмі (*рис. 5.19*).



**Рис. 5.19.** Результати макрогістохімічного дослідження

Через 6 міс після фіксації ЗОК відбулося значне зниження сумарної площі зон запалення слизової оболонки протезного ложа під АБ знімних пластинкових протезів у 1-й групі. Це побічно свідчить про функціональну цінність знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів, виготовлених за допомогою легованого пакувального розробленого матеріалу з використанням модифікаторів з пропорціями КЕ-10-01 – 1,8 %, ПВС – 1,67 %, БС-65-ГП – 1,62 % та ПВА – 1,1 % у першій досліджуваній групі пацієнтів.

### 5.3.3. Результати дослідження атрофічних процесів тканин протезного ложа під базами знімних пластинкових протезів

Аналіз статистичних даних атрофічних процесів тканин протезного ложа показує велику функціональну ефективність знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів, виготовлених на робочих моделях та прес-формах за допомогою легованих пакувальних матеріалів.

Дані результатів-аналізу свідчать про зниження атрофічних процесів твердих та м'яких тканин альвеолярного відростка верхньої щелепи та альвеолярної частини нижньої щелепи. Це підтверджується проведеними біометричними дослідженнями контрольних моделей щелеп до протезування через місяць після накладання ЗОК та через 6 міс користування ЗОК. Результати біометричних досліджень показали різну динаміку зниження висоти альвеолярного відростка у пацієнтів через 6 міс та представлені на діаграмі (рис. 5.20) та в табл. 5.4.

З результатів статистичних показників проведених досліджень помітно, що зниження середнього показника висоти альвеолярного відростка верхньої щелепи та альвеолярної частини нижньої щелепи відбулося у 2-й досліджуваній групі пацієнтів через місяць користування ЗОК на  $(1,72 \pm 0,19)$  мм ( $p < 0,05$ ), у 3-й досліджуваній групі на  $(1,22 \pm 0,42)$  мм ( $p < 0,05$ ) та у 1-й досліджуваній (основній) групі на  $(0,52 \pm 0,29)$  мм ( $p < 0,05$ ).

Зменшення висоти альвеолярної частини нижньої та верхньої щелепи склало (за середнім показником) в 1-й досліджуваній (основній) групі пацієнтів через 6 міс користування ЗОК  $(0,37 \pm 0,22)$  мм ( $p < 0,05$ ), у 2-й групі –  $(0,96 \pm 0,32)$  мм ( $p < 0,05$ ), у 3-й групі –  $(0,85 \pm 0,28)$  мм ( $p < 0,05$ ).

У 3-й досліджуваній групі середнє значення показників зниження висоти альвеолярного відростка верхньої щелепи та альвеолярної частини нижньої щелепи в 1,3 раза вище, ніж у 1-й (основній) досліджуваній групі, та в 1,1 раза вище, ніж у 3-й групі, а альвеолярної частини нижньої щелепи в 1,4 та 1,2 раза відповідно (рис. 5.20).

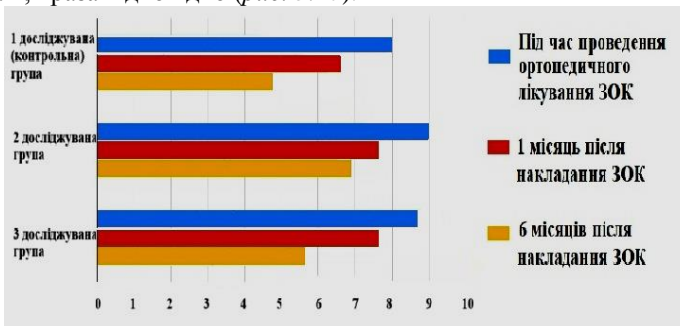


Рис. 5.20. Динаміка атрофічних процесів ВЦ та НЦ після проведення ортопедичного лікування, через 1 міс та через 6 міс після накладання ЗОК

Таким чином, аналіз статистичних результатів дослідження дозволяє зробити висновок про те, що ступінь інтенсивності атрофічних процесів тканин протезного ложа був найменший у першій досліджуваній (основній) групі. Друга та третя досліджувані групи пацієнтів характеризувалися неухильним зростанням атрофії альвеолярних відростків.

Це підтверджує доцільність використання легованого пакувального матеріалу та додавання оптимальної концентрації модифікаторів KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА при виготовленні знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів (табл. 5.4).

Таблиця 5.4

**Атрофічні процеси тканин протезного ложа ВЩ та НЩ через 1 міс та 6 міс після етапу накладання ЗОК (М±т)**

№ досліджуваної групи	Загальна площа зон атрофічних процесів тканин протезного ложа під базисами знімних пластинкових протезів, мм <sup>2</sup>			
	1 міс після накладання ЗОК		6 міс після накладання ЗОК	
	ВЩ	НЩ	ВЩ	НЩ
Перша (основна)	6,56±0,28 <sup>a</sup>	5,93±0,42	4,32±0,09	4,84±0,22
Друга	8,65±0,15	7,59±0,33	8,08±0,05 <sup>b</sup>	6,95±0,55
Третя	7,51±0,22 <sup>c</sup>	6,58±0,55	6,22±0,32	5,35±0,14

<sup>a</sup> – достовірні відмінності у I групі між 1 та 6 місяцями на рівні  $p \leq 0,01$ ;  
<sup>b</sup> – достовірні відмінності у II групі між 1 та 6 місяцями на рівні  $p \leq 0,005$ ;  
<sup>c</sup> – достовірні відмінності у III групі між 1 та 6 місяцями на рівні  $p \leq 0,05$

**5.4. Оцінка якості життя пацієнтів зі знімними конструкціями зубних протезів, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів**

Розподіл обстежених пацієнтів залежно від досліджуваної групи наведено в табл. 5.5.

Таблиця 5.5

**Кількісний показник досліджуваних пацієнтів з повною відсутністю зубів за статтю та віком**

№ вікової підгрупи	Вік пацієнта, роки	Кількісний показник		
		чоловіки	жінки	загалом
1	45–55	3	9	12
2	55–65	7	8	15
3	65–70	9	7	16
4	70 та старше	6	6	12
Всього		25 (45,54 %)	30 (54,46 %)	55

Кількісні показники відображені наступним чином: чоловіки з повною адентією – 25 пацієнтів (45,54 % загальної кількості обстежених), жінки з повною адентією – 30 пацієнтів (54,46 % загальної кількості обстежених).

Критерії виключення пацієнтів з досліджуваної групи такі: важкі соматичні захворювання, хвороба Боткіна, алергологічний статус, ортопедична реабілітація із застосуванням імплантатів, запалення слизової оболонки порожнини рота у гострій фазі, будь-які форми пародонтиту у стадії ремісії, пародонтоз, письмова або усна відмова пацієнтів у проведенні опитування [236–239].

За результатами анкетування досліджуваних пацієнтів була створена вибірка питань, що відображали актуальні проблеми якості життя при протезуванні повними знімними протезами. Зміст анкети-опитувальника наведений у *додатку Б*.

Анкету фактично заповнювали всі пацієнти досліджуваних груп в електронній формі відразу після клінічного етапу перевірки ЗОК в порожнині рота. Отримані дані піддавали процесу шкалювання, переводячи в бали для спрощення статистичного аналізу. Відповіді на питання оцінювалися за 5-бальною системою.

Опитувальник має у своєму складі 22 запитання та відображає як соціальну оцінку даних якості життя досліджуваного пацієнта, так і профільну реакцію на якість знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів, виготовлених за допомогою легованого пакувального матеріалу. Анкета має дві основні складові, які є вагомими в аналізі динаміки критеріїв ЯЖ до та після ортопедичного лікування.

Шкала оцінювання залежала від відповіді у кількості балів від 1 до 5 (від найнижчого ступеня зацікавленості до найвищого).

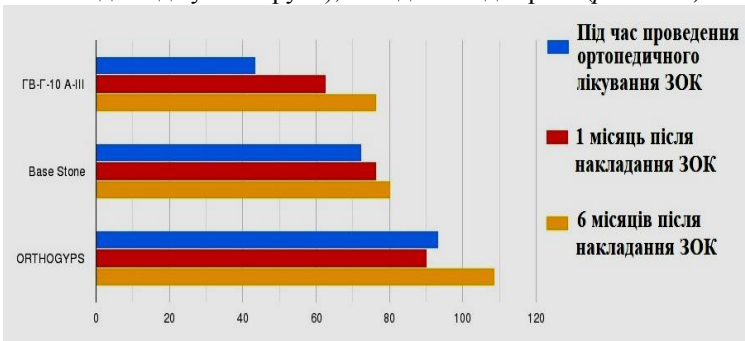
Усім пацієнтам було проведено відповідне ортопедичне лікування повними знімними зубними протезами, виготовленими за допомогою легованих пакувальних матеріалів.

Підрахунок результатів показників кожного досліджуваного пацієнта з повною вторинною адентією проводився за допомогою сумарного підрахунку балів анкети відповідно до відмічених відповідей за два блоки. Збір результатів опитування досліджуваних груп пацієнтів проводився у трьох фазах: після етапу накладання ЗОК у порожнину рота, через 1 міс та через 6 міс користування ЗОК, виготовленими за допомогою легованих пакувальних матеріалів [118]. Розподіл результатів відповідей та подальше формування балів відбувалося згідно з наступним градуюванням (одного проведеного фактичного опитування пацієнта): 101–110 балів – високий результат очікування; 87–100 балів – вище середнього; 65–86 балів – нейтральний; 43–64 бали – нижче середнього; 19–42 бали – низький результат очікування.

За результатами дослідження найнижчий показник рівня якості життя виявлено у пацієнтів 4-ї вікової підгрупи до та після ортопедичного лікування ЗОК, виготовленими за допомогою медичного гіпсового зразка «Матеріал 1» (2-а досліджувана група), (42,62±2,29) та (46,22±2,25) балів, та повними знімними пластинковими протезами, виготовленими за допомогою гіпсової суміші «Матеріал 2» (3-я досліджувана група) з результатами (55±3,26) та (62,32±1,49) бали.

Аналізуючи проведене опитування за допомогою розробленої нами анкети, найбільш низькі показники даних якості життя протягом трьох досліджуваних етапів лікування ЗОК виявлено в 3-й віковій підгрупі: виготовлені за допомогою гіпсової суміші «Матеріал 1» (2-а досліджувана група) – (78,5±1,29) балів, «Матеріал 2» (3-я досліджувана група) – (66,4±2,29) балів.

Результати показників даних якості життя у пацієнтів з проведеним ортопедичним лікуванням ЗОК, виготовленими за допомогою трьох досліджуваних гіпсових зразків «Матеріал 1» (2-а досліджувана група) та «Матеріал 2» (3-я досліджувана група) та «Розроблений матеріал» (1-а основна досліджувана група), наведені на діаграмі (рис. 5.21).



**Рис. 5.21.** Динаміка показників даних якості життя пацієнтів під час лікування, через 1 міс та через 6 міс після лікування ЗОК, виготовлених за допомогою досліджуваних гіпсових зразків

Слід зауважити, що загальні досліджувані показники даних якості життя пацієнтів згідно з результатами опитувальника мали динаміку підвищення у 2,35 раза, але дані, що відображали рівень ЯЖ через 6 міс користування ЗОК, залишалися найнижчі у 2-й досліджуваній групі. Жінки 3-ї та 4-ї вікової підгруп мали рівень ЯЖ вище, ніж у чоловіків, середні значення якого становили для гіпсової суміші «Матеріал 1» (2-а досліджувана група) (84,2±0,25) та (72,6±2,9) балів та «Матеріал 2» (3-я досліджувана група) (73,9±2,85) та (81,1±0,7) балів.

Щодо 1-ї вікової підгрупи пацієнтів, яким було виготовлено ЗОК за допомогою легованого пакувального матеріалу «Розроблений матеріал» (1-а досліджувана група), результати даних згідно з анкетною-опитувальником якості життя збільшилися – (92,65±0,72) та (88,9±1,74) балів. Аналізуючи період через 6 міс після етапу накладання ЗОК, можна з впевненістю зазначити, що показники результатів даних якості життя були найвищими із середнім значеннями (101,8±1,34) та (105,9±0,8) балів.

У 2-й віковій підгрупі, де використовували ЗОК, виготовлені за допомогою легованого пакувального матеріалу (1-а досліджувана, основна

група), позитивні результати підвищення показника складали  $(85,46 \pm 2,15)$  та  $(91,78 \pm 2,13)$  балів відповідно.

За результатами проведеного опитування досліджуваних пацієнтів, ЗОК яких були виготовлені за допомогою «Матеріал 1» (2-а досліджувана група) та «Матеріал 2» (3-я досліджувана група), показники даних якості життя у 1-й та 2 віковій підгрупах були різні.

Розглядаючи найнижчі показники, можна зазначити, що значення на етапі опитування відразу після накладання ЗОК та через 1 міс користування ЗОК становили в 1-й віковій підгрупі  $(41,6 \pm 3,14)$  та  $(43,4 \pm 2,2)$  бали у гіпсового зразка «Матеріал 1» (2-а досліджувана група) з динамікою підвищення через 6 міс користування ЗОК у 1,19 раза. Щодо найвищих показників, то значення  $(99,13 \pm 0,25)$  та  $(101,92 \pm 1,42)$  бали були у досліджуваних пацієнтів 3-ї та 4-ї вікових підгруп.

Щодо гіпсової суміші «Матеріал 2» (3-я досліджувана група), в динаміці через 1 міс користування конструкціями показники даних якості життя пацієнтів 1-ї вікової підгрупи після лікування ЗОК наблизилися до значень 2-ї вікової підгрупи, збільшившись у 1,1 раза –  $(62,8 \pm 1,34)$  та  $(59,9 \pm 1,1)$  балів відповідно.

Важливо зазначити, що в динаміці користування знімними ортопедичними конструкціями зубних протезів, а саме у віддаленому періоді через 6 міс після етапу накладання ЗОК, виготовлених за допомогою розробленого легованого пакувального матеріалу (1-а основна досліджувана група), показники даних рівня якості життя згідно з розробленою нами анкетною-опитувальником у 4-й віковій підгрупі досліджуваних пацієнтів становили найвище максимальне значення (підвищення 1,14 раза) –  $(108,86 \pm 0,92)$  балів, що вказує на прямий взаємозв'язок з якістю розробленого легованого пакувального матеріалу та його вплив на тканини протезного ложа ортопедичного пацієнта.

З огляду на результати наведених даних, можна зробити висновок, що показники даних якості життя пацієнтів за перерахованими вище блоками за запитаннями розробленої нами анкети-опитувальника мають позитивну динаміку зростання результатів за усіма проміжками проведення опитування [118].

Також відсутність регресу в показниках віддалених результатів проведення опитування за допомогою розробленої нами анкети досліджуваних пацієнтів відображає правильний вибір ортопедичної конструкції, виготовленої за допомогою легованих пакувальних матеріалів, та подальшу стабільність лікувального ефекту.

Таким чином, нами проведено порівняльний аналіз клініко-економічної ефективності, що дозволяє зробити висновки про те, що за показником інтегральної ефективності при виготовленні знімних конструкцій зубних протезів застосування розробленого легованого пакувального матеріалу (1-а досліджувана, основна, група) істотно перевершує широко використовувані у вітчизняній стоматологічній практиці зуботехнічні гіпсові

суміші, які є невід'ємною складовою протягом лабораторних етапів виготовлення якісних знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів.

Основні результати досліджень, що представлені у поточному розділі, опубліковані у наукових фахових виданнях та знайшли відображення у тезах доповідей і обговоренні на науково-практичних конференціях, семінарах тощо:

1. Андрієнко КЮ. Результати аналізу клінічних критеріїв оцінки якості знімних ортопедичних конструкцій, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів. Актуальні проблеми сучасної медицини: *Вісник Української медичної стоматологічної академії*. 2023; 23(3):78–82. <https://doi.org/10.31718/2077-1096.23.3.78>

2. Янішен ІВ, Андрієнко КЮ, Бережна ОО, Погоріла АВ, Салія ЛГ. Оцінка ефективності ортопедичного лікування пацієнтів зі знімними конструкціями зубних протезів на підставі даних якості життя. *Експериментальна та клінічна стоматологія*. 2018. № 3 (04). <https://doi.org/10.35339/ecd.4.3.40-45>.

3. Янішен ІВ, Андрієнко КЮ, Федотова ОЛ. Relationship areas of ignition process zones prosthetic bed fabricated with the quality of manufacture of complete removable dentures with the help of doped packaging material. The 8th International scientific and practical conference “Distance learning in universities and modern problems”; 2023 November 07-10; Budapest, Hungary. Budapest: International Science Group. 2023. P. 126–128. ISBN 979-8-89238-620-3 DOI : 10.46299/ISG.2023.2.8

4. Янішен ІВ, Андрієнко КЮ, Погоріла АВ. Динаміка показників атрофічних процесів тканин протезного ложа пацієнтів з використанням знімних ортопедичних конструкцій, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів. Modern problems of science: IX Міжнародна науково-практична конференція; 2023 Листопад 6-10; Київ, Україна. Київ, 2023. P. 212–215.

5. Янішен ІВ, Ющенко ПЛ, Андрієнко КЮ, Криничко ФР, Доля АВ. The evaluation of efficiency orthopedic treatment using specific questionnaire of quality of life. Scientific achievements of modern society: abstracts of the V<sup>th</sup> International scientific and practical conference; 2020 January 8–10; Liverpool, United Kingdom. Liverpool; 2020. p. 256-262.

6. Янішен ІВ, Погоріла АВ, Андрієнко КЮ, Запара ПС, Сідорова ОВ. Порівняльна оцінка ефективності ортопедичного лікуванні пацієнтів з частковою та повною відсутністю зубів на підставі даних якості життя. Актуальні проблеми стоматології, щелепно-лицевої хірургії, пластичної та реконструктивної хірургії голови та шиї: матеріали всеукраїнської науково-практичної конференції з міжнародною участю; 2019 Листопад 14–15; Полтава, Україна. Полтава: ПДМУ; 2019. С. 94–95.

7. Янішен ІВ, Андрієнко КЮ, Бережна ОО, Погоріла АВ. Comparative evaluation of orthopedic treatment of patients with partial and complete absence of teeth according quality of life. Питання експериментальної та клінічної стоматології: збірник наукових праць; 2019 Грудень 6–7; Харків, Україна. Харків : ХНМУ, 2019. С. 123–124.

## АНАЛІЗ І УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ

З розвитком сучасної ортопедичної стоматології протягом останніх років висувуються підвищені вимоги до функціональних властивостей знімних ортопедичних конструкцій пластинкових протезів як вагомого аспекту ортопедичної реабілітації пацієнтів з вторинною адентією [1, 58].

Методи виготовлення ЗОК, що застосовуються у практичній діяльності стоматолога-ортопеда, досі не адаптовані повною мірою до отримання ЗОК з точністю відповідної робочої моделі [117, 135]. Саме тому вирішення цієї актуальної, на наш погляд, проблеми потребує розробки нових технологій виготовлення АБ знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів та допоміжних матеріалів для їх виготовлення, що в пролонгованому періоді позитивно відобразатиметься на показниках якості життя пацієнтів, що потребують лікування ЗОК [50].

У вирішенні цього питання вітчизняні та зарубіжні вчені у своїх наукових публікаціях розглядають ряд методів, які сприяють удосконаленню клініко-лабораторних етапів виготовлення різного виду знімних ортопедичних конструкцій за допомогою покращання функціональної ефективності протезів та профілактики атрофічних процесів альвеолярних відростків верхньої та нижньої щелеп.

Якість виготовлення повних знімних протезів на лабораторних етапах залежить від багатьох причин, найбільш вагомими з яких: відливка робочих моделей, виготовлення індивідуальних прес-форм, полімеризація базисної пластмаси та обробка готової повної знімної ортопедичної конструкції.

Точна робоча модель та індивідуальна гіпсова прес-форма – запорука успішного виготовлення майбутньої конструкції знімного протеза. Найбільш поширеним матеріалом для виготовлення є зуботехнічний гіпс (ISO 6873). Однак досліджено, що він має низьку міцність при співвідношенні гіпсової суміші з водним розчином, що у середньому дорівнює  $(0,49 \div 0,55)$  МПа (ISO 6873) та має показники швидкого схоплювання. Основною метою всіх представлених раніше модифікацій гіпсу (удосконалення фізико-механічних показників матеріалу шляхом введення модифікаторів, що впливають на кристалізацію композиції) було зниження крихкості виливків, розробка зуботехнічної гіпсової композиції з більш високою міцністю та регульованими термінами схоплювання.

Однак запропоновані методики повною мірою не вирішували цю проблему і не отримали належної уваги в клінічній практиці. Істотними вадами були труднощі у застосуванні заявлених модифікацій.

При отриманні гіпсових композицій невіршеними залишалися такі проблеми:

- незадовільна міцність на стиск у вологому та сухому стані гіпсових форм;
- недостатній рівень реологічних властивостей гіпсової суспензії для якісного відтворення нею поверхні;

- пориста структура гіпсової форми після сушіння;
- необхідність проведення тривалого температурного сушіння форм для отримання заданих властивостей, що збільшує енергоємність та собівартість.

У зв'язку з цим для поліпшення фізико-механічних показників пакувального матеріалу при виготовленні робочих гіпсових моделей багато вітчизняних та зарубіжних авторів пропонують використовувати різні речовини та способи. Однак слід зазначити, що жоден із них належним чином не вирішує поставлені перед ортопедичною стоматологією завдання. Таким чином, проблема створення знімних протезів, якісних у функціональному та естетичному відношенні, залишається актуальною і на сьогоднішній день.

Для створення легovanого пакувального матеріалу з оптимізованою структурою було виведено два основних методи, один із них, найбільш поширеним, є отримання його на основі звичайного модифікованого гіпсу з модифікованими добавками. Іншим, на наш погляд, більш точним та сучасним є використання як пакувальних матеріалів сумішей на основі гіпсів 2–3-го типу та модифікаторів з оптимізованим співвідношенням концентратів для виготовлення робочих моделей та прес-форм.

Метою було обґрунтування підвищення ефективності ортопедичного лікування пацієнтів знімними ортопедичними конструкціями зубних протезів шляхом розробки та застосування легovanих пакувальних матеріалів за вивчення показників даних якості життя при використанні запропонованих вище знімних конструкцій.

При виготовленні модифікованих гіпсових зразків застосовувався медичний гіпс 2-го типу промислового виробництва, а як легуючий компонент – зуботехнічний високоміцний гіпс «Laterock Model» 3-го типу (м. Харків, Україна). Як модифікатори застосовувалися такі водорозчинні добавки: KE-10-01 (70 % водна емульсія рідини поліметилсилаксану); ПВС 5/9 (полівініловий спирт); БС-65-ГП (бутадієн-стирольний латекс); ПВА (полівінілацетатна дисперсія).

В системі кваліметричної оцінки гіпсів досліджено індикативні властивості модифікованого легovanого пакувального матеріалу, що передбачено ISO-6873, які розділені нами на технологічні (визначальні особливості процесу пакування матеріалу) та фізико-механічні (загальний робочий час, час структуризації, відносне розширення при структуризації, відносне розширення після структуризації, міцність при стисненні, лійна усадка).

Проведені нами дослідження показали, що композиції із співвідношенням 100 г сухої речовини, із них 70 г медичного гіпсу та 30 г супергіпсу, найбільш підходить для модифікації з метою покращання характеристик поверхні.

Аналіз результатів показав, що на параметри композицій впливає співвідношення  $\alpha$ - і  $\beta$ -гіпсів у суміші. Якість композиції визначається домішкою ангідриту і, переважно, двоводного гіпсу. Тоді як  $\alpha$ -гіпс реагує з водою, двоводний гіпс служить центрами кристалізації. Чим цих центрів більше,

тобто більше двоводного гіпсу, тим швидше та інтенсивніше процес затвердіння і, як наслідок, більша дефектність кристалічних ґраток.

Відмінність процесу затвердіння супергіпсу полягає в тому, що у воді відбувається розчинення дрібних зерен гіпсу, а також розчинення з поверхні великих напівводних кристалів ( $\alpha$ -гіпсу). Незначна домішка двоводного гіпсу також забезпечує кристалізацію поряд з великим утворенням двоводного гіпсу на поверхні кристалів гіпсу. Кристалізація завершується до моменту схоплювання, і чим триваліший процес, тим кристали виростають більшими і щільнішими, забезпечуючи міцність виливки. Високоміцний гіпс майже повністю складається з кристалічного гіпсу своєї модифікації. Згідно з отриманими даними для лінійного розширення композицій сумішей виявлено загальну закономірність, пов'язану з її зростанням зі збільшенням частки звичайного гіпсу у складі ГС. Вона збільшується від 0,03 до 0,44 %.

За показником «Загальний робочий час» досліджувані матеріали на 25–60 % перевищують індикативні значення ISO-6873, що здатне забезпечувати неквапливу роботу. Так, для розробленого нами легованого пакувального матеріалу загальний робочий час становить  $(37,5 \pm 1,5)$  хв. Для матеріалів отримані і відповідні відносні стандартизовані та кваліметричні показники, які коливалися в межах  $(0,258 \div 0,424)$  біт.

Час структуризації усіх зразків гіпсу для відливки комбінованих розбірних робочих моделей щелеп знаходиться в межах відповідного індикативного значення ISO-6873. При цьому для суміші «Матеріал 2» він становить  $(9,0 \pm 0,5)$  хв, для «Матеріал 1»  $(7,5 \pm 1,0)$  хв, а для розробленого нами легованого пакувального матеріалу  $(8,8 \pm 0,8)$  хв, що і забезпечує відповідні кваліметричні показники досліджуваних матеріалів у межах  $(0,330 \div 0,471)$  біт.

Як з'ясовано в результаті аналізу даних лабораторних досліджень, міцність стиснення зразків матеріалів на  $(15 \div 60)$  % перевищує показники ISO-6873 і найбільше значення має розроблений нами пакувальний матеріал –  $(32,0 \pm 2,1)$  МПа, наступне значення «Матеріал 1»  $(28,5 \pm 1,5)$  МПа, а найнижче має «Матеріал 2» –  $(23,0 \pm 0,8)$  МПа.

Як показали дослідження, практично у всіх композицій сумішей модифікованого легованого пакувального матеріалу показання лінійного розширення вище, ніж у стандартних зразків зі значеннями  $(0,040 \pm 0,010)$  % при показнику відносного розширення при структуризації та  $(0,010 \pm 0,001)$  % з показником відносного розширення після структуризації гіпсових зразків. Кваліметричні показники знаходилися в межах  $(0,0 \div 0,518)$  біт.

Таким чином, на підставі отриманих даних слід зазначити, що, змінюючи співвідношення компонентів  $\alpha$ - і  $\beta$ -гіпсів можна підбирати індивідуальні характеристики суміші. Це дає можливість регулювати технологічність композицій залежно від поставленого завдання у процесі виготовлення робочих моделей та індивідуальних прес-форм для виготовлення знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів.

Максимальне значення блисківідбивної здатності, що дорівнює 18 %, ми отримали при використанні як модифікуючої добавки кремнійорганічної емульсії KE-10-01 при концентрації сухого залишку речовини 0,09 %. При подальшому збільшенні концентрації модифікатора з 0,09 до 4,5 % блисківідбивна здатність поверхні досліджуваних матеріалів піддавалася незначному зниженню, але залишалася все одно вище блисківідбивної здатності стандартного зразка, що у свою чергу сприяло хорошему відділенню акрилових пластмас від гіпсової моделі під час полімеризації матеріалу.

Проведені нами дослідження дозволяють виключити із технології виготовлення ЗОК використання ізоляційного лаку, який має негативний вплив на точність передачі мікрорельєфу слизової оболонки протезного ложа на внутрішню поверхню АБ знімної ортопедичної конструкції пластинкового протеза, що в подальшому відображається на показниках якості життя пацієнтів, які користуються ЗОК.

Як результат було визначено, що розроблені модифіковані компоненти легованого пакувального матеріалу, у свою чергу, забезпечували прийнятну точність АБ знімного пластинкового протеза, що відповідала робочій моделі завдяки підвищенню фізико-механічних властивостей пакувального матеріалу, що приводило до покращеної технологічності знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів.

При розробці легованого пакувального матеріалу керувалися таким завданням: за допомогою покращання фізико-механічних та технологічних показників пакувального матеріалу забезпечити при виготовленні протезів класичним способом компресійного пресування базових полімерів відповідність знімного протеза робочій моделі – домогтися більш точної передачі мікрорельєфу тканин протезного ложа на АБ знімного протеза. У такий спосіб забезпечити гарну фіксацію та стабілізацію знімних ортопедичних конструкцій, а також знизити травматичний вплив АБ ЗОК на підлягаючі тканини протезного ложа шляхом виготовлення АБ протеза зі стабільними геометричними параметрами, враховуючи показники БМ анатомії порожнини рота.

Однією із задач при виготовленні якісної ортопедичної конструкції є те, щоб навантаження від зубів-антагоністів у стані оклюзії передавалося на АБ протеза чітко по його вертикальній осі, при сагітальних рухах рівномірно розподілялося по всій протетичній площині, а при трансверсальних рухах нижньої щелепи не виникало блокуючих рухів на зубах-антагоністах з формуванням навантажень, що діють під кутом або перпендикулярно вертикальній осі зубних рядів.

Отже принципи БМ у даній роботі актуальні та мають тісний зв'язок з проведеними нами дослідженнями.

На етапі накладання конструкцій зубних протезів нами було проведено 3D сканування ортопедичних конструкцій за допомогою екстраорального сканера для зуботехнічних моделей inEos X5 Dentsply Sirona. На основі

3D сканів протезів була створена графічна 3D модель протеза, що допомогло нам визначитися із її геометричними параметрами.

Шляхом математичного розрахунку була визначена відносна зміна об'єму матеріалу, об'ємна деформація, обумовлена тепловим розширенням, еластична об'ємна деформація, дані потенціалу пружності та теорії пружності. Метод скінченних елементів є гнучким і точним чисельним методом. В нашій роботі саме його було обрано для вирішення поставленої задачі. Як елемент розбиття моделі був вибраний двовимірний чотирикутний елемент із чотирма вузлами. Розбиття на елементи та подальше розв'язання завдання ми проводили в пакеті ANSYS Mechanical APDL.

Далі із заданими граничними умовами були отримані поля напружень для визначених областей рішення із середнім значенням для  $PM_1$  ( $4194,10 \pm 3,41$ )  $m^2K$ ,  $PM_2$  ( $4150,93 \pm 5,22$ )  $m^2K$ . Дані середніх значень  $M_1$  та  $M_2$  становили ( $1200,13 \pm 4,1$ ) і ( $6550,01 \pm 3,23$ )  $m^2K$ .

Найбільші стискаючі напруження виникають в зоні контакту протезів верхньої та нижньої щелепи з результатами значень для  $PM_1$  ( $302,2E \pm 0,7$ ) мм/мм,  $PM_2$  ( $329,4E \pm 0,7$ ) мм/мм,  $M_1$  ( $320,1E \pm 0,7$ ) мм/мм та  $M_2$  ( $438,6E \pm 0,7$ ) мм/мм. Водночас в зоні альвеолярного відростка спостерігаються на порядок менші напруження, значення для  $PM_1$  становило ( $101,0E \pm 0,7$ ) мм/мм,  $PM_2$  – ( $107,2E \pm 0,7$ ) мм/мм,  $M_1$  – ( $110,3E \pm 0,7$ ) мм/мм та  $M_2$  – ( $147,3E \pm 0,7$ ) мм/мм, що свідчить про рівномірний розподіл зовнішнього навантаження по площі альвеолярного відростка.

Отримані дані використані нами для обґрунтування та розробки методів математичного розрахунку об'єму матеріалу, об'ємної деформації, даних потенціалу та теорії пружності як допоміжний елемент при виготовленні знімних ортопедичних конструкцій, що в результаті покращило якість ортопедичного лікування пацієнтів у клініці ортопедичної стоматології.

Крім того, аналізуючи динаміку отриманих результатів можемо запропонувати розроблені теорії для використання під час лабораторних етапів протезування знімними ортопедичними конструкціями зубних протезів. Слід зазначити, що детальний моделювальний розрахунок усіх аспектів адаптації тканин протезного ложа до знімного протеза може відобразитися на подальшому виготовленні конструкцій за допомогою 3D технологій виготовлення знімних протезів.

Як показник функціональної цінності знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів, виготовлених за допомогою розробленого легованого пакувального матеріалу, був досліджений ступінь їх впливу на тканини протезного ложа. Для виявлення ділянок площі гострого та хронічного запалення застосовували макрогістохімічну реакцію фарбування слизової оболонки порожнини рота досліджуваних пацієнтів.

Слід зазначити, що запальні явища, за результатами досліджень, відображені у трьох досліджуваних групах пацієнтів з різними значеннями та залежно від проміжку часу користування, а саме: після етапу накладання

ЗОК у порожнину рота, через 1 міс та через 6 міс користування ЗОК, виготовленими за допомогою легованих пакувальних матеріалів.

Сумарна площа зон запалення в день накладання знімного пластинкового протеза у пацієнтів 2-ї досліджуваної групи становила 3 582 мм<sup>2</sup>, у пацієнтів 3-ї групи – 1 454 мм<sup>2</sup> та у пацієнтів 1-ї (основної) групи – 1 132 мм<sup>2</sup>. Через 1 міс ці показники знизилися у пацієнтів 2-ї групи до 1897 мм<sup>2</sup>, у пацієнтів 3-ї групи – до 1 292 мм<sup>2</sup>, а у пацієнтів 1-ї (основної) групи – до 791 мм<sup>2</sup>. Через 6 міс користування ЗОК сумарна площа зон запалення у 2-й групі була 1 692 мм<sup>2</sup>, у пацієнтів 3-ї групи – 1 022 мм<sup>2</sup>, а у пацієнтів 1-ї (основної) групи – 642 мм<sup>2</sup>. Показник сумарної площі зон запалення вище у 2-й групі, ніж у 1-й, у 2,1 раза, та в 1,3 раза, ніж у третій.

З аналізу результатів дослідження можна зробити висновок, що під знімними пластинковими протезами, виготовленими у 1-й досліджуваній групі за допомогою легованого пакувального матеріалу без застосування ізоляційного лаку, спостерігалось менше сумарних площ зон запальної реакції в день фіксації ЗОК.

Через 6 міс після фіксації ЗОК відбулося значне зниження сумарної площі зон запалення слизової оболонки протезного ложа під АБ знімних пластинкових протезів у 1-й (основній) групі. Це побічно свідчить про функціональну цінність знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів, виготовлених за допомогою розробленого легованого пакувального матеріалу з використанням модифікаторів з такими пропорціями: КЕ-10-01 – 1,8 %, ПВС – 1,67 %, БС-65-ГП – 1,62 % та ПВА – 1,1 % у першій досліджуваній групі пацієнтів.

Аналіз статистичних даних атрофічних процесів показує велику функціональну ефективність повних знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів, виготовлених на робочих моделях та прес-формах за допомогою розробленого легованого пакувального матеріалу. Дані результатів аналізу свідчать про зниження атрофічних процесів твердих та м'яких тканин альвеолярного відростка верхньої щелепи та альвеолярної частини нижньої щелепи досліджуваних груп пацієнтів.

Це підтверджується проведеними біометричними дослідженнями контрольних моделей щелеп до протезування, через місяць після накладання ЗОК та через 6 міс користування ЗОК.

З результатів статистичних показників проведених досліджень помітно, що середній показник зниження висоти альвеолярного відростка верхньої щелепи та альвеолярної частини нижньої щелепи відбулося в 2-й досліджуваній групі пацієнтів через місяць користування ЗОК на (1,72±0,19) мм ( $p < 0,05$ ), у 3-й групі на (1,22±0,42) мм ( $p < 0,05$ ) та у 1-й на (0,52±0,29) мм ( $p < 0,05$ ).

Зменшення висоти альвеолярної частини нижньої та верхньої щелепи за середнім показником у 1-й досліджуваній (основній) групі пацієнтів через 6 міс користування ЗОК склало (0,37±0,22) мм ( $p < 0,05$ ), у 2-й групі – (0,96±0,32) мм ( $p < 0,05$ ), у 3-й – (0,85±0,28) мм ( $p < 0,05$ ).

У 3-й досліджуваній групі середнє значення показників зниження висоти альвеолярного відростка верхньої щелепи та альвеолярної частини нижньої щелепи в 1,3 рази вище, ніж у 1-й (основній) досліджуваній групі, та в 1,1 рази, ніж у 3-й, а альвеолярної частини нижньої щелепи 1,4 та 1,2 рази відповідно.

Таким чином, аналіз статистичних результатів дослідження дозволяє зробити висновок про те, що ступінь інтенсивності атрофічних процесів тканин протезного ложа був найменший у першій досліджуваній (основній) групі. Друга та третя досліджувані групи пацієнтів характеризувалися неухильним зростанням атрофії альвеолярних відростків. Це підтверджує доцільність використання легованого пакувального матеріалу та додавання оптимальної концентрації модифікаторів KE-10-01, ПВХ, БС-65-ГП та ПВА при виготовленні знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів.

З даних дослідження видно, що найкращі показники функціональних та естетичних результатів протезування у пацієнтів першої (основної) та третьої досліджуваної групи пацієнтів стосовно другої досліджуваної групи.

Окрему увагу приділено аналізу результатів даних показників якості життя досліджуваних груп пацієнтів, яким було виготовлено ЗОК з розробленого нами пакувального матеріалу. У результаті анкетування досліджуваних пацієнтів була створена вибірка питань, що відображали актуальні проблеми якості життя при протезуванні повними знімними протезами.

Збір результатів опитування досліджуваних груп пацієнтів проводився за трьома фазами: після етапу накладання ЗОК у порожнину рота, через 1 міс та через 6 міс користування ЗОК, виготовленими за допомогою легованих пакувальних матеріалів.

Аналіз опитування продемонстрував, що найбільш низькі показники даних якості життя протягом трьох досліджуваних етапів проведеного лікування ЗОК виявлені в 3-й віковій підгрупі: виготовлені за допомогою гіпсової суміші «Матеріал 1» (2-а досліджувана група) –  $(78,5 \pm 1,2)$  балів, «Матеріал 2» (3-я досліджувана група) –  $(66,4 \pm 2,3)$  балів.

Щодо пацієнтів 1-ї вікової підгрупи, яким було виготовлено ЗОК за допомогою розробленого легованого пакувального матеріалу (перша, основна, досліджувана група), результати даних згідно з анкетною-опитувальником якості життя збільшилися і склали  $(92,65 \pm 0,72)$  та  $(88,9 \pm 1,7)$  балів. Аналізуючи період через 6 міс після етапу накладання ЗОК, можна з впевненістю зазначити, що показники результатів даних якості життя були найвищими із середнім значеннями  $(101,8 \pm 1,3)$  та  $(105,9 \pm 0,8)$  балів.

В 2-й віковій підгрупі, що користувалися ЗОК, виготовленими за допомогою розробленого легованого пакувального матеріалу (1-а група), позитивні результати підвищення показника складали  $(85,4 \pm 2,1)$  та  $(91,7 \pm 2,1)$  балів відповідно.

Важливо зазначити, що в динаміці користування знімними ортопедичними конструкціями зубних протезів, а саме у віддаленому періоді через 6 міс після етапу накладання ЗОК, виготовлених за допомогою розробленого

легованого пакувального матеріалу (1-а основна досліджувана група), показники даних рівня якості життя згідно з розробленою нами анкетною-опитувальником в 4-й віковій підгрупі досліджуваних пацієнтів становили найвище максимальне значення (підвищення 1,14 раза) ( $108,86 \pm 0,92$ ) балів, що вказує на прямий взаємозв'язок з якістю розробленого легованого пакувального матеріалу та його вплив на тканини протезного ложа ортопедичного пацієнта.

З огляду на результати наведених даних, можна зробити висновок, що показники даних якості життя пацієнтів за перерахованими вище блоками за запитаннями розробленої нами анкети-опитувальника мають позитивну динаміку зростання результатів за усіма проміжками проведення опитування.

Крім того, відсутність регресу в показниках віддалених результатів проведення опитування за допомогою розробленої нами анкети досліджуваних пацієнтів відображає правильний вибір ортопедичної конструкції, виготовленої за допомогою легованих пакувальних матеріалів, та подальшу стабільність лікувального ефекту.

Показники відсоткового співвідношення оцінок були відносно стабільні, але з тенденцією до збільшення добрих та відмінних. Отже, при порівняльній оцінці клінічних та біометричних показників зубощелепної системи у пацієнтів першої (основної) досліджуваної групи усі досягають кращих результатів.

Таким чином, можна дійти висновку, що запропонований легований пакувальний матеріал сприяє розробці ЗОК з кращими якість та більшою ефективністю, ніж групи допоміжних матеріалів.

За даними проведених досліджень незаперечно доведено, що повні знімні пластинкові протези, виготовлені за допомогою легованого пакувального матеріалу, більш якісні та цінні у функціональному плані, ніж ЗОК, які були виготовлені за допомогою альтернативних пакувальних груп допоміжних матеріалів, що використовувались у другій та третій досліджуваних групах. Використання ЗОК в основній досліджуваній групі сприяло максимальному збереженню висоти альвеолярного відростка верхньої щелепи та альвеолярної частини нижньої щелепи, тобто мали найменший показник площі атрофічних процесів верхньої та нижньої щелеп у віддаленому етапі перевірки користування знімною ортопедичною конструкцією.

Необхідно зазначити, що точність передачі мікрорельєфу тканин протезного ложа досліджуваних пацієнтів першої групи, ЗОК яких було виготовлено за допомогою легованого пакувального матеріалу, мала найвищі показники, що, у свою чергу, позитивно впливало на зменшення частоти проведення корекцій ЗОК та прискорення адаптації пацієнта до нової ортопедичної конструкції, а у віддаленому періоді – на підвищення психосоціального статусу шляхом нормалізації показнику даних якості життя.

Велику роль відіграло визначення біомеханічних властивостей порожнини рота, а саме: даних ступеня розподілу жувального тиску та деформації у пацієнтів з повними знімними протезами шляхом математичного розрахунку методом теорії скінчених елементів.

Завдяки урахуванню та обробці даних геометричних параметрів порожнини рота досліджуваних пацієнтів, ЗОК яких був виготовлений за допомогою легованого пакувального матеріалу, показника товщини слизової оболонки та кортикальної кісткової пластини, ми дійшли висновку про прямий та коректний розподіл жувального тиску при користуванні ЗОК й оптимальне розташування зубної дуги ЗОК та постановки штучних зубів, правильність якого підтвердили статистичні показники віддалених результатів ортопедичної реабілітації основної групи пацієнтів.

## ВИСНОВКИ

1. У дослідженні на основі системного аналізу теоретичних відомостей, базуючись на результатах лабораторних даних, наведено нове цільове рішення актуального науково-практичного завдання – розробка нового вітчизняного легованого пакувального матеріалу для виготовлення знімних конструкцій зубних протезів, обґрунтування та оцінка його клінічного застосування.

2. Створено передумову для підбору характеристик пакувального матеріалу з фізико-механічні показниками матеріалів, а саме: показник загального робочого часу більший на 0,43 % ( $p > 0,05$ ); час структуризації менший на 3,12 % ( $p < 0,05$ ); відносне розширення при структуризації менше на 4,72 % ( $p < 0,05$ ); відносне розширення після структуризації менше на 3,89 % ( $p < 0,05$ ); міцність при стисненні більше на 7,28 % ( $p > 0,05$ ); лінійна усадка зменшилася на 0,78 % ( $p < 0,05$ ).

3. Доведено та випробувано в клінічній практиці легований пакувальний матеріал на основі суміші 100 г (із них 70 г гіпсу та 30 г супергіпсу) на 55 мл  $H_2O$  з додаванням модифікаторів з оптимальними відсотковими співвідношеннями: КЕ-10-01 – 1,8 %, ПВС – 1,67 %, БС-65-ГП – 1,62 % та ПВА – 1,1 % з високими фізико-механічними та технологічними показниками для виготовлення робочих моделей та індивідуальних прес-форм, що забезпечило високу точність базису знімної ортопедичної конструкції зубного протеза.

4. Шляхом математичного розрахунку визначено відносну зміну об'єму матеріалу, об'ємну деформацію, обумовлену тепловим розширенням, еластичну об'ємну деформацію, дані потенціалу пружності та теорії пружності завдяки методу скінченних елементів. Були отримані поля напружень для визначених областей рішення із середнім значенням для  $PM_1$  ( $4194,10 \pm 3,41$ )  $m^2K$ ,  $PM_2$  ( $4150,93 \pm 5,22$ )  $m^2K$ . Дані середніх значень  $M_1$  та  $M_2$  становили ( $1\ 200,13 \pm 4,1$ ) та ( $6\ 550,01 \pm 3,23$ )  $m^2K$ .

5. Встановлено зниження сумарних площ зон запалення слизової оболонки в день накладання знімного пластинкового протеза зі значенням  $1\ 132\ mm^2$  (зменшення на 2,92 %;  $p < 0,05$ ), через 1 міс –  $791\ mm^2$  (зменшення на 12,29 %;  $p < 0,05$ ), через 6 міс користування ЗОК –  $642\ mm^2$  (зменшення на 7,04 %;  $p < 0,05$ ). Показник сумарної площі зон запалення в 3,9 раза нижче, ніж у інших досліджуваних груп.

6. Досягнуто зменшення інтенсивності атрофічних процесів тканин протезного ложа завдяки клінічному дослідженню оцінки якості виготовлення знімних конструкцій зубних протезів в основній групі пацієнтів через місяць користування ЗОК зі значенням  $(1,72 \pm 0,19)$  мм (зменшення на 12,03 %;  $p < 0,05$ ), через 6 міс –  $(0,37 \pm 0,22)$  мм (зменшення на 7,24 %;  $p < 0,05$ ), із загальним середнім значенням зменшення площі атрофічних процесів у 1,4 раза вище показників контрольних груп. Обґрунтована клінічна ефективність розробленого ЛПМ та додавання оптимальної концентрації модифікаторів KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА. При виготовленні знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів та у ранні й віддалені терміни експлуатації дозволяє отримати позитивний клінічний результат у 83,2 % випадків.

### **ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ**

1. Розробники та виробники зуботехнічних матеріалів рекомендують використання нового легованого пакувального матеріалу «ORTOGYPS», що випускається вітчизняним виробником АТ «Стома» (Харків, Україна) на промисловій основі та впровадження його у практичну охорону здоров'я для компресійного, ливарного та мікрохвильового методів виготовлення повних знімних пластинкових протезів та підвищення точності виготовлення знімних ортопедичних конструкцій.

2. Для отримання робочих моделей та індивідуальних прес-форм із покращеними фізико-механічними властивостями доцільне застосування розробленого легованого пакувального матеріалу зі складом на основі 100 г сухої речовини, із них 70 г медичного гіпсу та 30 г супергіпсу на 55 мл водного розчину, із застосуванням модифікуючих добавок: полівінілового спирту (ПВС) – 1,67 %, бутадієн-стирольного латексу (БС-65-ГП) – 1,62 %, полівінілацетатної дисперсії (ПВА) – 1,1 % та водної емульсії на основі поліметилсилаксану (KE-10-01) – 1,8 %.

3. При конструюванні повних знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів доцільно застосовувати методику визначення біомеханічного впливу на тканини протезного ложа шляхом методу скінчених елементів, що дозволить досягти правильної жувальної ефективності завдяки коректному розподілу жувального тиску та подальшого зменшення атрофії тканин протезного ложа пацієнтів з повною відсутністю зубів.

4. Для клінічної оцінки якості виготовлення знімних конструкцій зубних протезів рекомендується використовувати розроблений спеціальний опитувальник «Анкета-опитувальник якості життя пацієнтів з повною вторинною адентією при виготовленні повних знімних зубних протезів, виготовлених за допомогою легованого пакувального матеріалу», що впливає у віддаленому періоді на зменшення частоти корекцій стоматологом-ортопедів знімних протезів, а у пацієнтів прискорює період адаптації до протезів та подальшої ортопедичної реабілітації.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Янішен ІВ. Клініко-технологічні аспекти забезпечення якості лікування в ортопедичній стоматології. [Дис док мед н, спец. 14.01.22 – Стоматологія]. Харків: ХНМУ, 2015. 349.
2. Слинко ЮО, Соколова ІІ, Удовиченко НМ. Поширеність дефектів зубних рядів у дорослого населення Харківського регіону. *Український журнал медицини, біології та спорту*. 2019; 4,(6):260-264.
3. Янішен ІВ, Бережна ОО, Кузнєцов РВ. Фактори, що визначають якість ортопедичних конструкцій: аналіз взаємозв'язків. *Вісник проблем біології і медицини*. 2016;1(2):291-298.
4. Струк ВІ, Германчук СМ, Біда ОВ. Статистичні показники ортопедичної стоматологічної допомоги в Україні. *Вісник стоматології*. 2021;107(2):74–78. <https://doi.org/10.35220/2078-8916-2019-32-2-74-78>
5. Росоловська СО, Кіндій ДД, Гасюк ПА, Кіндій ВД, Воробець АБ. Аналіз впливу базисних акрилових пластмас «Фторакс» і «Villacryl H Plus» на основні гематологічні показники в експерименті. *Клінічна стоматологія*. 2023;(1):24–29. <https://doi.org/10.11603/2311-9624.2023.1.13845>
6. Кузь ВС, Дворник ВМ, Кузь ГМ. Відновлення жувальної ефективності у пацієнтів з повними знімними протезами, виготовленими із різних груп базисних матеріалів. *Актуальні проблеми сучасної медицини*. 2017;17(59):224–226.
7. Abasolo M, Aguirrebeitia J, Vallejo J, Albizuri J, Coria I. Influence of vertical misfit in screw fatigue behavior in dental implants: A three-dimensional finite element approach. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: *Journal of Engineering in Medicine*. 2018;232(11):1117-1128. Doi: [10.1177/0954411918806325](https://doi.org/10.1177/0954411918806325)
8. Arturo N. Natali. Dental Biomechanics. CRC Press. 2019, 212 p..
9. Рябушко НО, Дворник ВМ, Павліш ІВ, Баля ГМ. Покращення процесу адаптації до знімних конструкцій зубних протезів у хворих на ішемічну хворобу серця. *Український стоматологічний альманах*. 2016;3(2):62–65.
10. Король МД. Возрастные изменения состояния зубных дуг. *Стоматологическая наука и практика*. 2016;2(13):12–15.
11. Sischo L, Broder HL. Oral health-related quality of life: what, why, how, and future implications. *J Dent Res*. 2011 Nov;90(11):1264–70. Doi: 10.1177/0022034511399918.
12. Нідзельський МЯ, Цветкова НВ. Динаміка звуковимовляння у хворих, що адаптуються до повних знімних зубних протезів. *Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії* 20(3):87-91. <https://doi.org/10.31718/2077-1096.20.3.87>

13. Янішен ІВ. Забезпечення клініко-технологічної якості допоміжного стоматологічного матеріалу гіпсу: порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей. *Клінічна стоматологія*. 2015;2:25–29. ISSN 2311-9624. Доступно на: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/Ns\\_2016\\_2\\_8](http://nbuv.gov.ua/UJRN/Ns_2016_2_8).

14. Pennacchini M, Bertolaso M, Elvira MM, et al. A brief history of the Quality of Life: its use in medicine and in philosophy. *La Clinica Terapeutica*. 2011;162(3):e99–e103. Available at: [https://www.researchgate.net/publication/51455603\\_A\\_brief\\_history\\_of\\_the\\_Quality\\_of\\_Life\\_its\\_use\\_in\\_medicine\\_and\\_in\\_philosophy](https://www.researchgate.net/publication/51455603_A_brief_history_of_the_Quality_of_Life_its_use_in_medicine_and_in_philosophy).

15. Фастовець ОО, Глазков ОО. Щодо проблеми експертної оцінки в ортопедичній стоматології. *Вісник проблем біології і медицини*. 2014; 3(1):358–361.

16. Нідзельський МЯ, Чикор ВП. Практикум з ортопедичної стоматології : навчальний посібник для студентів та лікарів-інтернів. Ужгород : НМУ, 2016. 104 с.

17. Янішен ІВ, Бережна ОО, Погоріла АВ, Андрієнко КЮ. Інновації зуботехнічного матеріалознавства у лікуванні стоматологічних пацієнтів різними ортопедичними конструкціями : навч. посібник для підготовки фахівців III (освітньо-наукового) рівня вищої освіти за спеціальністю «Стоматологія» та для підготовки фахівців у системі післядипломної освіти медичних ВНЗ. Харків : ХНМУ; 2021. 48 с. Доступно на: <https://repo.knmu.edu.ua/handle/123456789/28695>.

18. Король ДМ. Стоматологія в Україні – інновації та перспективи. Перший съезд стоматологов Украины. *Dental science and practice*. 2014;4:40–43.

19. Westrienen PE, Pisters MF, Toonders SAJ, Gerrits M, de Wit NJ, Veenhof C. Quality of life in primary care patients with moderate medically unexplained physical symptoms. *Qual Life Res*. 2020 Mar;29(3):693-703. Doi: 10.1007/s11136-019-02358-8. Epub 2019 Nov 15. PMID: 31732910.

20. Нідзельський МЯ, Римар МП. Сучасні погляди на фонетичну реабілітацію ортопедичних стоматологічних хворих. *Гуманітарний вісник Національного університету імені Юрія Кондратюка* : зб. наук. праць. 2020;1-2(7):149–157.

21. Янішен ІВ. Пацієнт-орієнтовані інновації зуботехнічного матеріалознавства в стоматологічному лікуванні знімними та незнімними конструкціями. *Український стоматологічний альманах*. 2015;5:45-53.

22. Rothermel TM, Win Z, Alford PW. Large-deformation strain energy density function for vascular smooth muscle cells. *J Biomech*. 2020 Oct 9;111:110005. Doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.110005.

23. Фастовець ОО, Глазунов АО. Оцінка клінічної ефективності повних знімних протезів, виготовлених за вдосконаленою методикою функціонального відбитка. *Вісник морської медицини*. 2017;1(74):122–128.

24. Політун АМ, Кананович ТМ, Головчанська ОД. Етичні та деонтологічні проблеми при наданні стоматологічної допомоги людям літнього та старечого віку. *Проблеми старіння та довголіття*. 2013;22(2):211–218.

25. Голік ВП, Без'язична НВ. Рівень запалення тканин протезного ложа при лікуванні повної адентії з використанням м'якої підкладки базису знімного протезу. Питання експериментальної і клінічної стоматології : збірник наукових праць. Харків : ХНМУ.2013;10:42.

26. Shen P, Sun Q, Xu W, Zhen J, Zhang S, Yang C. The fate of autogenous free fat grafts in the human temporomandibular joint using magnetic resonance imaging. *J Craniomaxillofac Surg*. 2015 Nov;43(9):1804-8. Doi: 10.1016/j.jcms.2015.08.024. Epub 2015 Sep 8. PMID: 26433769.

27. Якобчук АВ, Дементьева ОВ, Цанько П, Кокарь ОО, Возний ОВ. Теоретико-методичні аспекти підвищення якості стоматологічної допомоги в Україні. *Таврический медико-биологический вестник*. 2012;15(2):279–281.

28. Король ДМ, Тончева КД, Козак РВ, Калашніков ДВ, Зубченко СГ, Оджубейська ОД. Загальні принципи планування та технологія виготовлення знімних протезів : навчальний посібник для здобувачів вищої освіти згідно програми підготовки магістрів та молодших бакалаврів стоматології. Полтава : ПДМУ; 2022. 230 с.

29. Рожко ММ, Неспрядько ВП, Палійчук ІВ та ін. Ортопедична стоматологія : підручник / за редакцією М. М. Рожка, В. П. Неспрядька. Київ : ВСВ «Медицина»; 2020. 720 с.

30. Андрієнко КЮ. Порівняльна оцінка фізико-механічних показників легованих пакувальних матеріалів знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів. *Медицина сьогодні і завтра*. 2023;92(2). <https://doi.org/10.35339/msz.2023.92.2.aky>

31. Янішен ІВ, Кричка НВ, Дюдіна ІЛ, Погоріла АВ, Перешивайлова Ю. Проблема відповідності повних знімних пластинкових протезів із акрилових пластмас протезному ложу, їх міцність та біологічна індиферентність. Актуальні проблеми сучасної ортопедичної стоматології : матеріали Всеукраїнської науково-практичної конференції, присвяченої пам'яті Л. М. Мунтяна, 10–11 травня 2019 р., Вінниця. Вінниця. 2019:95–97.

32. Біда ОВ. Електроміографічні характеристики жувальних м'язів осіб із захворюваннями тканин пародонта, ускладненими частковою втраатою зубів. *Вісник стоматології*. 2021;114(1):10-14. <https://doi.org/10.35220/2078-8916-2021-39-1-10-14>

33. Villa Camargos G, Armenine TE, Paleari AG, Nascimento GMO, Munhoz MFV. Teaching Complete Denture Procedures to Dental Students by Conventional or Simplified Methods: A Randomized Clinical Trial. *J. Dent. Educ.* 2019;83: 303–313.

34. Нідзельський МЯ, Дудченко МО, Цветкова НВ, Соколовська ВМ. Профілактика больового синдрому при користуванні знімними протезами. *Дерматовенерологія. Косметологія. Сексопатологія.* 2017;1(4):169–173.

35. Слинько ЮО, Мішина ММ, Соколова ІІ. Склад мікрофлори різних біотопів порожнини рота у осіб із частковою вторинною адентією *Український журнал медицини, біології та спорту.* 2019;2 (18):214–219. DOI: 10.26693/jmbs04.02.214

36. Messias A, Nicolau P, Guerra F. Different Interventions for Rehabilitation of the Edentulous Maxilla with Implant-Supported Prosthesis: An Overview of Systematic Reviews. *Int J Prosthodont.* 2021 Suppl;34:s63-s84. Doi: 10.11607/ijp.7162. PMID: 33571327.

37. Писаренко ОА, Цветкова НВ, Кузнецов ВВ. Локалізація полумок базисів повних знімних протезів верхньої щелепи і кількість лагоджень. *Стоматологіческая наука и практика.* 2016;6(11):19–23.

38. Неспрядько ВП, Барановський ОВ, Тихонов ДО. Клиническое обоснование усовершенствованного ортопедического лечения больных с сочетанием полной и частичной потери зубов. *Вісник проблем біології і медицини.* 2013;2:319–323

39. Chen J, Suenaga H, Hogg M, Li W, Swain M, Li Q. Determination of oral mucosal Poisson's ratio and coefficient of friction from in-vivo contact pressure measurements. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2016;19(4):357-65. Doi: 10.1080/10255842.2015.1028925.

40. Ayaz EA, Durkan R, Koroglu A, Bagis B. Comparative effect of different polymerization techniques on residual monomer and hardness properties of PMMA-based denture resins. 2014; 30: 228–233. DOI: 10.5301/jabfm.5000199. <https://journals.sagepub.com/home/JBF>

41. Sawada A, Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T. Viscoelasticity of human oral mucosa: implications for masticatory biomechanics. *J Dent Res.* 2011 May;90(5):590-5. Doi: 10.1177/0022034510396881.

42. Король ДМ, Король МД, Оджубейська ОД та ін. Матеріалознавство в стоматології : навчальний посібник. Вінниця : Нова Книга; 2019. 400 с.

43. Янішен ІВ, Томілін ВГ, Дюдін ІЛ, Перешивайлова ІО, Мовчан ОВ. Дезінфекція і стерилізація в клініці ортопедичної стоматології : навчальний посібник для студентів та лікарів-інтернів. Харків : ХНМУ; 2023. 84 с.

44. Jasiūnaitė A, Verenis AM, Ivanauskienė E, Zilinskas JA. Comparison of mechanic properties regarding complete removable dentures, which were made from polymethylmetacrylate (PMMA) during conventional and CAD/CAM processes. Systemic literature review. *Stomatologija*. 2022;24(3):9–12.

45. Соколова П, Герман СІ, Томіліна ТВ, Савельєва НВ, Слинько ЮО. Імунологія в сучасній стоматології : методичний посібник для студентів стоматологічного факультету, лікарів-інтернів-стоматологів та лікарів стоматологічного профілю. Харків : ХНМУ, 2018. 116 с.

46. Давиденко ВЮ. Смак та смакова чутливість – невід’ємна складова фізіологічного функціонування зубощелепної системи, їх зміни при повній відсутності зубів. *Актуальні проблеми сучасної медицини*. 2014;14(3):295–300.

47. Anadioti E, Musharbash L, Blatz MB, Papavasiliou G, Kamposiora P. 3D printed complete removable dental prostheses: a narrative review. *BMC Oral Health*. 2020; 27;20(1):343. Doi: 10.1186/s12903-020-01328-8.

48. Костенко ЄЯ, Костенко СБ, Стецик МО, Гончарук-Хомин МЮ, Пирчак ІД. Основи функціональної оклюзії. Біомеханіка та закони артикуляції : learning guide з пропедевтики ортопедичної стоматології : навчальний посібник рекомендований викладачами для роботи зі студентами стоматологічних факультетів вищих навчальних закладів. Ужгород ФОП Сабов А. М.; 2020. 148 с.

49. Біда ОВ. Диференційовані методи ортопедичного лікування та функціональної реабілітації хворих з дефектами зубних рядів, ускладнених зубощелепними деформаціями : дис. ... доктора наук. 2018; С. 390.

50. Turkyilmaz I, Company AM, McGlumphy EA. Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology*. 2010 Mar;27(1):3–10. Doi: 10.1111/j.1741-2358.2009.00294.x.

51. Wiseman M. Palliative Care Dentistry: Focusing on Quality of Life. *Compend Contin Educ Dent*. 2017 Sep;38(8):529–534.

52. Рожко ММ, Неспрядько ВП. Ортопедична стоматологія. Київ : Книга плюс; 2013. 552 с.

53. Hussain M, Hassan S, Ali S, Khan M, Tanveer W. Quality of Life in Pediatric Patients after providing removable acrylic partial denture *Pakistan Oral & Dental journal*. 2014;34(3):64–67.

54. Янішев ІВ., Федотова ОЛ. Аналіз застосування удосконаленої методики виготовлення знімних конструкцій зубних протезів за показниками гемодинаміки слизової оболонки протезного ложа. *Інноваційні технології в сучасній стоматології* : матеріали наук.-практ. конф. з міжнар. участю. Медвін: Стоматологія 2023 : XI стоматологічний форум. 2023:188–192.

55. Соколова ІІ, Савельєва НМ. Стоматологічна захворюваність дорослих хворих. *Експериментальна і клінічна медицина*, 2013;60(3):150-156.
56. Andrienko K. Influence of tension and deformation indicators on the quality of removable constructions acrylic basis. *Inter Collegas*. 2023;10(2). <https://doi.org/10.35339/ic.10.2.aky>
57. Стоян ОЮ, Рузін ГП, Соколова ІІ, Вакуленко ЄП. Вікові аспекти розвитку м'язово-суглобової дисфункції скронево-нижньощелепного суглоба. *Нові технології в хірургічній стоматології та щелепно-лицьовій хірургії* : матеріали наук.практ. конф., присвяченої 100-річчю від дня народження професора Г. І. Семенченка. Одеса; 2014. С. 49–51
58. Yanishen IV, Fedotova OL, Savielieva NM, Khlystun NL, Pogorila AV, Kuznetsov RV, Movchan OV. Study of the influence of biocompatible construction materials on indicators of oral fluid of patients with an allergic status during orthopedic treatment with removable prostheses. *Світ медицини та біології*. 2022;4(82):201–205.
59. Dorow C, Krstin N, Sander FG. Determination of the mechanical properties of the periodontal ligament in a uniaxial tensional experiment. *J Orofac Orthop*. 2003 Mar;64(2):100-7. Doi: 10.1007/s00056-003-0225-7.
60. Янішен В, Доля АВ, Ярова АВ, Мовчан ОВ. Потреба в ортопедичному лікуванні повними знімними пластинковими протезами жителів м. Харкова і харківської області. Science, society, education: topical issues and development prospects : Abstracts of IX International Scientific and Practical Conference, Kharkiv, Ukraine; 2020:21–27.
61. Navabi N, Farnudi H, Rafiei H, et al. Orthodontic Treatment and the Oral Health-Related Quality of Life of Patients. *J Dent (Tehran)*. 2012;9(3):247–254. PMID: PMC3484829.
62. Соколова ІІ, Удовиченко НМ, Герман СІ, Томіліна ТВ, Хдистун НЛ. Рентгенографічні дослідження в стоматології : рекомендації для відбору пацієнтів і обмеження радіаційного впливу : навч.-метод. посібник для лікарів-інтернів за спеціальністю «Стоматологія» та лікарів-стоматологів. Харків : ХНМУ; 2020. 64 с
63. Yanishen IV, Pereshyvailova IO, Tomilin VG, Diudina IL, Krychka NV. Differentiated approach to diagnostics and treatment of patients with tmj joint and muscle dysfunction syndrome. *World science*. 2018;4(32).
64. Hernández-Santos N, Huppler AR, Peterson AC, Khader SA, McKenna KC, Gaffen SL. Th17 cells confer long-term adaptive immunity to oral mucosal *Candida albicans* infections. *Mucosal Immunol*. 2013 Sep;6(5):900-10. Doi: 10.1038/mi.2012.128.

65. Янішен ІВ, Масловський ОС, Андрієнко КЮ, Герман СА, Федотова ОЛ, винахідники. [Науковий твір №95576 «Анкета-опитувальник для оцінки якості життя пацієнтів при виготовленні шинуючих конструкцій зубних протезів із захворюваннями тканин пародонта»](#). ХНМУ, власник. Діє з 23.01.2020.

66. Гасюк ПА, Краснокутський ОА, Воробець АБ, Гуда НВ, Росоловська СО. Механізми ремоделювання м'яких тканин порожнини рота (огляд літератури). *Експериментальна та клінічна стоматологія*. 2019;1(6):12-17. <https://doi.org/10.35339/ecd.2019.1-2.12-17>

67. Chkhikvadze TV, Bekreev VV, Roshchin EM, Trufanov VD, Yurkevich RI, Ivanov SYu. Correction of Internal Disorders of the Temporomandibular Joint Using Muscle Relaxation Splints Made with CAD/CAM Technologies. *Соврем. технол. мед*. 2019;3:111-115. DOI: 10.17691/stm2019.11.3.15

68. Біда ОВ, Ожоган ЗР. Особливості ортодонтичного лікування зубощелепних деформацій, обумовлених частковою втратою зубів, залежно від щільності кісткової тканини щелеп. *Інновації в стоматології*. 2017;3-4(16):30–35.

69. Mousa MA, Abdullah JY, Jamayet NB, El-Anwar MI, Ganji KK, Alam MK, Husein A. Biomechanics in Removable Partial Dentures: A Literature Review of FEA-Based Studies. *Biomed Res Int*. 2021 Aug 26;2021:5699962. Doi: 10.1155/2021/5699962. PMID: 34485518; PMCID: PMC8416386.

70. Yanishen IV, Andrienko KYu, Pereshivailova IO, Salia LG, Berezhna OO. Evaluation of patient's quality life with joint and muscle dysfunction. *Medical Mews*. 2020;8(7):1350-4. DOI: 10.36740/WLek202007108. PMID: 32759418.

71. Соколова П, Марковська ІВ. Результати оцінки стоматологічного здоров'я осіб, які працюють в умовах впливу електромагнітного випромінювання промислової частоти, за допомогою анкетування. *Рівень ефективності та необхідність впливу медичної науки на розвиток медичної практики* : збірник тез наукових робіт учасників міжнародної наук.-практ. конф. Київський медичний науковий центр; 2020:62–65.

72. Янішен ІВ, Доля АВ, Лалетіна ТА, Кузнєцов РВ, Салія ЛГ. Сучасні аспекти ортопедичного лікування пацієнтів з повною адентією повними знімними пластинковими протезами. *Вісник проблем біології і медицини*. 2016;2(4):32–39.

73. Arslan M, Murat S, Alp G, Zaimoglu A. Evaluation of flexural strength and surface properties of prepolymerized CAD/CAM PMMA-based polymers used for digital 3D complete dentures. *Int J Comput Dent*. 2018;21(1):31–40. PMID: 29610779.

74. Лунькова ЮС, Новіков ВМ. (2012). Аналіз змін якості життя в пацієнтів з однобічними підвивихами СНЩС у процесі лікування. *Український стоматологічний альманах*. 2012;3:40–43.

75. Стоян ОЮ, Рузін ГП, Соколова П. Класифікація варіантів порушень скронево-нижньощелепних суглобів при м'язово-суглобовій дисфункції. *Експериментальна та клінічна стоматологія*. 2019;1/2(06/07):22-25. DOI: doi.org/10.35339/ecd. 2019.1-2.22-25.

76. Hyde TP, Craddock HL, Gray JC, Pavitt SH, Hulme C, Godfrey M, Fernandez C, Navarro-Coy N, Dillon S, Wright J, Brown S, Dukanovic G, Brunton PA. A randomised controlled trial of complete denture impression materials. *J Dent*. 2014 Aug;42(8):895-901. Doi: 10.1016/j.jdent.2014.02.005. Epub 2014 Jul 1. PMID: 24995473; PMCID: PMC4119301.

77. Янішен ІВ, Герман СА. Дослідження жувального тиску на клінічних етапах ортопедичного лікування знімними протезами. *Молодий вчений*. 2015;5(4):43–46. Режим доступу: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/molv\\_2015\\_5%284%29\\_13](http://nbuv.gov.ua/UJRN/molv_2015_5%284%29_13)

78. Wang HY, Zhang YM, Yao D, Chen JH. Effects of rigid and nonrigid extracoronary attachments on supporting tissues in extension base partial removable dental prostheses: a nonlinear finite element study. *J Prosthet Dent*. 2011 May;105(5):338-46. Doi: 10.1016/S0022-3913(11)60066-8. PMID: 21530760.

79. Савельєва НМ, Соколова П, Герман СІ, Томіліна ТВ. Деякі аспекти етіології захворювань пародонта (огляд літератури). *Український стоматологічний альманах*. 2018;2:54–59.

80. Фастовець ОО, Котелевський РА, Крижановський АС. Дослідження змін мікроциркуляції крові в тканинах протезного ложа при користуванні повними знімними протезами. *Український стоматологічний альманах*. 2013;4:248–255.

81. Савельєва НН. Паразитарная заболеваемость в практике врача-стоматолога. *Здоров'я сучасної людини у духовно-соціальному та фізичному вимірі* : матеріали наук.-практ. конф. студентів, молодих вчених та викладачів з міжнародною участю, Харків, 11 квітня 2013 р. ХНМУ, Харків; 2013. С. 124.

82. Біда ВІ, Клочан СМ. Ортопедичне лікування хворих із оклюзійно-артикуляційним синдромом дисфункції скронево-нижньощелепного суглоба. *Український стоматологічний альманах*. 2012;(3).

83. Краснокутський ОА, Гасюк ПА, Гончарук-Хомин МЮ. Аналіз поширеності рецесій серед стоматологічних пацієнтів з урахуванням асоційованих вікових, ятрогенних і патологічних змін стоматологічного статусу. *Український стоматологічний альманах*. 2022;(1):12–19. <https://doi.org/10.31718/2409-0255.1.2022.02>

84. Yamamoto S, Kanazawa M, Iwaki M, Jokanovic A, Minakuchi S. Effects of offset values for artificial teeth positions in CAD/CAM complete denture. *Comput Biol Med.* 2014 Sep;52:1-7. Doi: 10.1016/j.compbimed.2014.05.011. Epub 2014 Jun 7. PMID: 24981734.

85. Янішен ІВ, Погоріла АВ, Білобров ПВ, Бірюков ВО, Андрієнко КЮ, винахідники. [Науковий твір № 95574 «Анкета-опитувальник для оцінки якості життя пацієнтів з повною або частковою відсутністю зубів при виготовленні незнімних конструкцій зубних протезів»](#). ХНМУ, власник. Діє з 23.01.2020.

86. Підзельський МЯ, Цветкова НВ, Писаренко ОА, Кузнецов ВВ. Підвищення якості знімних пластинкових протезів за допомогою технології застосування електромагнітного поля. *Editorial board.* 2022;159.

87. Макеєв ВВ, Гуньовський ЯР. Особливості адаптації пацієнтів до часткових знімних протезів на основі динамічного вивчення стану слизової оболонки порожнини рота в нових умовах функціонування. *Actual Dentistry.* 2022;3-4:33-33. DOI: 10.33295/1992-576X-2022-3-33.

88. Brantes MF, Azevedo RS, Rozza-de-Menezes RE, Póvoa HC, Tucci R, Gouvêa AF, Takahama-Jr A. Analysis of risk factors for maxillary denture-related oral mucosal lesions: A cross-sectional study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2019 May 1;24(3):e305-e313. Doi: 10.4317/medoral.22826. PMID: 31011141; PMCID: PMC6530958.

89. Еліашова А, Клітинська ОВ, Мочалов ЮО, Розлуцька ВЗ. Вихідні умови для застосування раціональної моделі профілактики стоматологічних захворювань в Україні. *Молодий вчений.* 2015;6(21):64–67.

90. Крячко АГ, Романенко ІГ. Шляхи підвищення надання якості стоматологічної допомоги. *Вісник стоматології.* 2010; 4:85–94.

91. Редушко ЮВ, Куцик ПВ, Рожко ММ, Дмитришин ТМ. Порівняння протимікробних властивостей різних адгезивних засобів для фіксації повних знімних пластинкових протезів. *Вісник проблем біології і медицини.* 2018;1(1):374–380.

92. Мовчан ОВ. Порівняльна оцінка сили жувального тиску повними знімними пластинковими протезами у залежності від застосування адгезивного матеріалу. *Вісник проблем біології і медицини.* 2018;4(2):336–340.

93. Tsakos G, Allen PF, Steele JG, Locker D. Interpreting oral health-related quality of life data. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2012 Jun;40(3):193–200. Doi: 10.1111/j.1600-0528.2011.00651.x.

94. Gonçalves GSY, de Magalhães KMF, Rocha EP, Dos Santos PH, Assunção WG. Oral health-related quality of life and satisfaction in edentulous patients rehabilitated with implant-supported full dentures all-on-four concept: a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2022 Jan;26(1):83–94. Doi: 10.1007/s00784-021-04213-y. Epub 2021 Oct 13. PMID: 34647147.

95. Волошина ЛІ, Яценко ІВ, Волошина ЛІ. Питання вивчення якості життя в клініці щелепно-лицевої хірургії. *Український стоматологічний альманах*, Полтава. 2012;2(3):118–123.

96. Мовчан ОВ, Голік ВП, Черняєв СВ, Довгопол ЮІ, Янішен ІВ. Патент України на винахід № у 201109794. «Крем для фіксації знімних зубних протезів "Стомафікс-1"». ХНМУ, власник. Заявл. 08.08.2011; опубл. 27.02.2012, Бюл. № 4.

97. Нідзельський МЯ. Психофізіологічна відповідна реакція організму на ортопедичні конструкції. *Вісник проблем біології і медицини*. 2018;1(143):362–365.

98. Мунтян ЛМ, Юр АМ. Частота виникнення, поширеність вторинних часткових адентій та профілактика вторинних зубощелепних деформацій у осіб молодого віку. *Український стоматологічний альманах*. 2010;4:57–58.

99. Emera RМК, Shady M, Alnajih МА. Comparison of retention and denture base adaptation between conventional and 3D-printed complete dentures. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2022 Summer;16(3):179–185. Doi: 10.34172/joddd.2022.030.

100. Movchan OV, Yanishen IV, Diudina L, Tomilin VG, German SA, Pereshyvailova IO. Bacterial contamination and methods of decontamination of bases complete removable prostheses during the application of adhesive materials. *Georgian medical news*. 2022;12(333):61–66.

101. Hasiuk PA, Kindiy D, Vorobets A, Kindiy V, Demkovych A, Odzhubeiska O. Analysis of the advisability of using different types of base plastics by studying the needs of the population in removable prosthesis. *Wiadomości Lekarskie*. 2022; LXXV(11) Part 2:3055-3059. DOI: 10.36740/WLek202212128.

102. Archangelo CM, Rocha EP, Pereira JA, Martin Junior M, Anchieta RB, Freitas Júnior AC. Periodontal ligament influence on the stress distribution in a removable partial denture supported by implant: a finite element analysis. *J Appl Oral Sci*. 2012 May-Jun;20(3):362-8. Doi: 10.1590/s1678-77572012000300012. PMID: 22858705; PMCID: PMC3881771.

103. Chen J, Li W, Swain MV, Ali Darendeliler M, Li Q. A periodontal ligament driven remodeling algorithm for orthodontic tooth movement. *J Biomech*. 2014 May 7;47(7):1689-95. Doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.02.030.

104. Савельєва НМ, Соколова ІІ, Шепилєв ВВ. Лікування стоматологічних захворювань у внутрішньо переміщених осіб. *Дентаклуб*. 2015;12:51–53.

105. Zhao W, Liu L, Zhang F, Leng J, Liu Y. Shape memory polymers and their composites in biomedical applications. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2019 Apr;97:864-883. Doi: 10.1016/j.msec.2018.12.054. Epub 2018 Dec 19. PMID: 30678978.

106. Біда ВІ, Гурін ПО. Вплив рН ротової рідини на адаптацію пацієнтів до різних видів знімних протезів. *Сучасна стоматологія*. 2012;4:122–125.

107. Arendts FJ, Sigolotto C. Mechanische Kennwerte des Human-Unterkiefers und Untersuchung zum "in-vivo"-Verhalten des kompakten Knochengewebes, ein Beitrag zur Darstellung der Biomechanik des Unterkiefers--Teil II [Mechanical characteristics of the human mandible and study of in vivo behavior of compact bone tissue, a contribution to the description of biomechanics of the mandible--II]. *Biomed Tech (Berl)*. 1990 Jun;35(6):123-30. German. Doi: 10.1515/bmte.1990.35.6.123. PMID: 2372566.

108. Sadd MH. Chapter 6 Strain Energy and Related Principles. *Elasticity (Third Edition)*. Boston : Academic Press. 2014:119–139.

109. Yanishen IV, Andrienko K Yu, Fedotova OL, Pogorila AV, Khlystyn NL. Evaluation of the effect of acrylic removable dentures on the immunometabolic profile and quality of life of patients. *Світ медицини та біології*. 2022;1(79):168-173. DOI: 10.26724 ISSN 2079-8334.

110. Le Bars P, Kouadio AA, N'goran JK, Badran Z, Soueidan A. Relationship between removable prosthesis and some systemics disorders. *J Indian Prosthodont Soc*. 2015 Oct-Dec;15(4):292-9. Doi: 10.4103/0972-4052.171828.

111. Силенко БЮ, Дворник ВМ, Силенко ЮІ. Стан тканин протезного ложа в пацієнтів із протезними стоматитами в процесі ортопедичного лікування протезами, модифікованими наноматеріалами. *Український стоматологічний альманах*. 2021;(4):20–25. <https://doi.org/10.31718/2409-0255.4.2021.04>.

112. Sebnem Ercalik-Yalcinkaya Mutlu Özcan. Association between Oral Mucosal Lesions and Hygiene Habits in a Population of Removable Prosthesis Wearers. *Journal of Prosthodontics*. 2015;24(4):263–344. <https://doi.org/10.1111/jopr.12208>.

113. Янішен ІВ, Ющенко ПЛ, Ярова АВ, Федотова ОЛ, Андрієнко КЮ. Clinical Technologies for Providing the Quality of Dental Orthopedic Treatment Using Patient-Oriented Innovations on Base of Material Science. *Новини стоматології*. 2019;2(99):58–63.

114. Corsalini M, Di Venere V, Sportelli P, Magazzino D, Ripa C, et al. Evaluation of prosthetic quality and masticatory efficiency in patients with total removable prosthesis: Study of 12 cases. *Oral & Implantology*. 2018;11(4): 230–249. Retrieved from <https://www.oimplantology.org/oimp/article/view/269>

115. Yanishen V, Zapara PS, Fedotova OL, Khlistun NL, Saliya LG. Study of hemodynamics of the mucous membrane of the prosthetic area at the stages of treatment of patients with removable dentures according to the improved technique. *Polish Medical Journal*. 2022; 295: 391–395.

116. Suntucci D, Camelleri L, Attard N. Development of a Maltese Version of Oral Health-Associated Questionnaire: OHIP-14, GOHAL and the Denture Satisfaction Questionnaire. *The International Journal of Prosthodontics*. 2014;27(1):44–49. DOI: [10.11607/ijp.3603](https://doi.org/10.11607/ijp.3603).

117. Король ДМ, Король МД, Нідзельський МЯ. [всього 13 авторів]. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник / за заг. ред. Д. М. Короля. Вінниця : Нова Книга; 2019. 328 с.

118. Янішен ІВ, Андрієнко КЮ, Бережна ОО, Погоріла АВ, Салія ЛГ. Оцінка ефективності ортопедичного лікування пацієнтів зі знімними конструкціями зубних протезів на підставі даних якості життя. *Експериментальна та клінічна стоматологія*. 2018;3(4):40–45. Available at: <http://repo.knmu.edu.ua/handle/123456789/23510>.

119. Павленко С.А., Сидорова А.І., Павленкова О.В., Ткаченко І.М. Залежність якості життя від стану порожнини рота. *Медичний форум*. 2015;6:94.

120. Techapiroontong S, Limpuangthip N, Tumrasvin W, Sirotamarat J. The impact of poor dental status and removable dental prosthesis quality on body composition, masticatory performance and oral health-related quality of life: a cross-sectional study in older adults. *BMC Oral Health*. 2022 Apr 27;22(1):147. Doi: 10.1186/s12903-022-02103-7. PMID: 35477491; PMCID: PMC9044772.

121. Вербовська РІ, Рожко ММ, Дівнич ТЯ. Аналіз результатів використання лікувально-профілактичного комплексу для пацієнтів із повними знімними пластинковими протезами, які користуються адгезивними засобами. *Вісник проблем біології і медицини*. 2014;3(3):293–297.

122. Шарбенко ТВ, Лещенко ТО. Унормованість термінів з ортопедичної стоматології. *Український стоматологічний альманах*. 2012;2:151–154.

123. Неспрядько ВП, Жданович Ю. Оптимізація схеми комплексного лікування генералізованого пародонтиту з урахуванням прогнозування ефективності ортопедичного лікування. Актуальні проблеми сучасної медицини. *Вісник української медичної стоматологічної академії*. 2013;2(42):38–42.

124. Янішен ІВ, Кузнецов РВ, 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):29'34. <https://doi.org/10.35339/ekm.2023.92.1.ykf>

125. Narayanan A, Greco M. The Dental Practice Questionnaire: a patient feedback tool for improving the quality of dental practices. *Aust Dent J*. 2014 Sep;59(3):334–48. Doi: 10.1111/adj.12200. Epub 2014 Jul 22. PMID: 24890026.

126. Yanishen IV, Krychka NV, Diudina IL, Pereshyvailova IO. Functional tests and their application in orthopedic treatment of patients with edentulous jaws. *Scientific achievements of modern society : Abstracts of I International Scientific and Practical Conference Liverpool, United Kingdom 11–13 September*. 2019;P. 144-149.

127. Нідзельський МЯ, Чикор ВП, Цветкова НВ. Фонетична реабілітація при знімному стоматологічному протезуванні. *Український стоматологічний альманах*. 2019;2:44–48.

128. Король ДМ, Тончева КД, Кіндій ДД. Фотограмметричний спосіб отримання діагностичної 3D моделі щелепи. *Український стоматологічний альманах*. 2023;1:37–40. <https://doi.org/10.31718/2409-0255.1.2023.07>.

129. Beri A, Pisulkar SK, Bagde AD, Bansod A, Dahihandekar C, Paikrao B. Evaluation of accuracy of photogrammetry with 3D scanning and conventional impression method for craniomaxillofacial defects using a software analysis. *Trials*. 2022 Dec 27;23(1):1048. Doi: 10.1186/s13063-022-07005-1. PMID: 36575547; PMCID: PMC9793656.

130. Нідзельський МЯ, Давиденко ВЮ, Давиденко ГМ, Кузнецов ВВ, Чикор ВП. Результати біофізичних досліджень ротової рідини в різні терміни адаптації пацієнтів до знімних протезів, їх вплив на смакову чутливість. Актуальні проблеми сучасної медицини. *Вісник української медичної стоматологічної академії*. 2017;17,3(59)-231–234.

131. Глазунов АО. Клініко-біомеханічне обґрунтування методики функціонального диференційованого відбитку при повному знімному протезуванні. *Інновації в стоматології*. 2016;2(12):31–35.

132. Шульженко ОЮ, Силенко ЮІ, Ткаченко ІМ. Клініко-функціональна оцінка стану тканин протезного ложа в різні терміни користування частковими знімними протезами. *Актуальні проблеми сучасної медицини*. 2014;14(2):117–120.

133. Девдера ОІ. Аналіз гігієнічного стану зубних знімних пластиночних протезів із акрилових пластмас при різних термінах та засобах користування ними. *Український медичний альманах*. 2011;14:61–62.

134. Silva ME, Magalhães CS, Ferreira EF. Complete removable prostheses: from expectation to (dis) satisfaction. *Gerodontology*. 2018;26(2):143–149. Doi: 10.1111/j.1741-2358.2008.00243.x.

135. Нідзельський МЯ, Давиденко ВЮ, Давиденко ГВ, Кузнецов ВВ, Соколовська ВМ. Порівняльна характеристика рівня залишкового мономеру в базисах знімних протезів із акрилових пластмас, виготовлених за різними технологіями полімеризації. *Вісник проблем біології і медицини*. 2014;2(2):45–48.

136. Дорошенко ОМ, Біда ВІ, Леоненко ПВ, Клочан СМ, Радько ВІ, Омельяненко ОА, Овчаренко ОМ. Порівняльна оцінка ефективності клінічного застосування знімних зубних протезів, виготовлених із різних конструкційних матеріалів: збірник наукових праць співробітників НМАПО ім. ПЛ Шупика. 2016;(25):458–462. Режим доступу: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/Znpsnmapo\\_2016\\_25\\_72](http://nbuv.gov.ua/UJRN/Znpsnmapo_2016_25_72).

137. Becerra J, Mainjot A, Hüe O, Sadoun M, Nguyen JF. Influence of High-Pressure Polymerization on Mechanical Properties of Denture Base Resins. *J Prosthodont*. 2021 Feb;30(2):128–134. Doi: 10.1111/jopr.13231.

138. Редушко ВЮ, Дмитришин ТМ, Рожко ОМ. Клінічний стан тканин протезного ложа в пацієнтів, які користуються різними адгезивними засобами для покращення фіксації знімних протезів. *Сучасна стоматологія*. 2020;(1):96-99. DOI: 10.33295/1992-576X-2020-1-96.

139. Рожко ММ, Вербовська РІ, Геращенко СБ, Дівнич ТЯ. Вплив адгезивних кремів для фіксації повних знімних пластинкових протезів на слизову оболонку ротової порожнини. *Галицький лікарський вісник*. 2014;21(2):73–77.

140. Янішен ІВ, Доля АВ, Лалетіна ТА, Кузнецов РВ, Салія ЛГ. Сучасні аспекти ортопедичного лікування пацієнтів з повною адентією повними знімними пластинковими протезами. *Вісник проблем біології і медицини*. 2014;2(4).

141. Leonardo TC, Oswaldo VV, Marleen MH, Karel HB. Accuracy of stereolithographically printed digital models compared to plaster models. *J. Orofac. Orthop. Advances in orthodontics*. 2017;40:162–402. PMID: 28361165 DOI: [10.1007/s00056-017-0093-1](https://doi.org/10.1007/s00056-017-0093-1).

142. Slynko YuO, Sokolova II, Udovychenko NM, Oleynichuk VV. Certain structural characteristics of dentition small defects in the adult population of Kharkiv. *World of Medicine and Biology*. 2021;1(75):148–151 DOI: [10.26724/2079-8334-2021-1-75-148-151](https://doi.org/10.26724/2079-8334-2021-1-75-148-151)

143. Kasparova Magdalena, Grafova Lucie, Dvorak Petr, Dostalova Tatjana, Prochazka Ales, Eliasova Hana, Prusa Josef, Soroush Kakawand. Possibility of reconstruction of dental plaster cast from 3D digital study models. *BioMedical Engineering OnLine*. 2013; 12 (49). DOI: [10.1186/1475-925X-12-49](https://doi.org/10.1186/1475-925X-12-49).

144. Hend Mohammed El-Zanaty a, Amr Ragab El-Beialy b, Amr Mohammed Abou El-Ezz c, Khaled Hazem Attia d, Ahmed Ragab El-Bialy e, Yehya Ahmed Mostafa. Three-dimensional dental measurements: An alternative to plaster models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2013; 137(2):259-265. DOI: [10.1016/j.ajodo.2008.04.030](https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.04.030)

145. Yanishen IV, Krychka NL, Diudina IL, Biriukova VV, Kuznetsov RV Assessment of anatomical and topographical individual characteristics of masticatory system in patients with complete adentium. *British Medical Bulletin*. 2017;1(2):806–813.

146. Кіндій ДД, Кіндій ВД, Малюченко ММ. Клініко-технологічні властивості основних матеріалів, які використовуються в ортопедичній стоматології. *Клінічна стоматологія*. 2014;(1):67-70. DOI: [10.11603/2311-9624.2014.1.3200](https://doi.org/10.11603/2311-9624.2014.1.3200).

147. Mônica LC, Aragón I, Luana F Pontes, Lívia M Bichara, Carlos Flores-Mir, David Normando. Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review. *Eur J Orthod*. 2016 Aug;38(4):429-34. DOI: 10.1093/ejo/cjw033. PMID: 27266879.

148. Нідзельський МЯ, Криничко ЛР. Структурні зміни поверхні в повних знімних стоматологічних протезах, виготовлених із акрилових пластмас, у процесі користування ними, за даними електронної мікроскопії. *Український стоматологічний альманах*. 2013;2:10–11.

149. Голік ВП, Янішен ІВ, І. Філатов ІВ. A comparative study of the anticontaminant efficiency of impression material and dimensional accuracy of dentures structures. *Медичні науки: історія розвитку, сучасний стан та перспективи досліджень* : зб. матеріалів між народ. наук.-практ. конф. Львів; 2015:67–71.

150. Остроголов ДФ. Математичне обґрунтування методу армування за допомогою просторової моделі повного знімного протеза. *Український стоматологічний альманах*. 2009;3:15–19.

151. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent*. 2014;2014:783948. DOI: 10.1155/2014/783948.

152. Кузь ВС, Дворник ВМ, Кузь ГМ. Характеристика сучасних базисних стоматологічних матеріалів та їх вплив на тканини порожнини рота. *Актуальні проблеми сучасної медицини* : вісник української медичної стоматологічної академії. 2014;2(46):179–183.

153. Sultan J, Memon MR, Kashif N, Kashif M. General complications in patients wearing polymethylmethacrylate heat cure acrylic resin partial removable dental prostheses. *Pakistan Oral & Dental Journal*. 2015;2(35):339–342.

154. Нідзельський МЯ, Кузнецов ВВ. Повышение прочностных характеристик акриловых пластмасс для съёмных протезов с помощью электромагнитной технологии. *Современная стоматология*. 2012;2:99–10.

155. Chladek G, Żmudzki J, Kasperski J. Long-Term Soft Denture Lining Materials. *Materials* (Basel). 2014 Aug 12;7(8):5816-5842. DOI: 10.3390/ma7085816. PMID: 28788163; PMCID: PMC5456172.

156. Арутюнов СД, Муслев СА, Сакієва ЗВ, Пивоварів АА, Арутюнов ДС, Деев МС, Балоян АБ. Програмне вимірювання параметрів усадки та набування зразків стоматологічних відбиткових матеріалів. *Фундаментальні дослідження*. 2015;3:453–456.

157. Yanishen IV, Diudina IL, Krychka NV, Diieva TV, Kuznetsov RV. 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.

158. Sanjeevan V, Rajagopal P, Venkitachalam R, Aras M. Efficiency of simplified versus traditional denture fabrication methods: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2021 Sep;126(3):377–385. DOI: 10.1016/j.prosdent.2020.07.003. Epub 2020 Sep 3. PMID: 32891402.

159. Кіндій ДД, Кіндій ВД, Тончева КТ. Щодо питання різних методів полімеризації базисних пластмас. *Український стоматологічний альманах*. 2013;4:57-64.

160. Біда ОВ. Патологічні зміни оклюзії, обумовлені частковою втратою зубів, ускладненою зубощелепними деформаціями. *Вісник стоматології*. 2016;4:34–37.

161. Hsu CY, Yang TC, Wang TM, Lin LD. Effects of fabrication techniques on denture base adaptation: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2020 Dec;124(6):740–747. DOI: 10.1016/j.prosdent.2020.02.012. Epub 2020 May 21. PMID: 32448642.

162. Кузнецов ВВ, Писаренко ОА. Удосконалення технології покращення якості базисів знімних пластинкових протезів. *Український стоматологічний альманах*. 2011;1:115–121.

163. Шахновський ІВ. Розробка вдосконаленої конструкції та технології виготовлення повних знімних протезів при несприятливих анатомо-функціональних умовах протезного ложа : автореф дис. ... док мед. наук : 221 «Стоматологія. Одеса, 2009. 20 с.

164. Krychka NV, Diudina IL, Zapara PS, Korol MD, Kozak RV. Experimental Study the Conformity of Base of Complete Removable Dentures. *Health Education Research*. 2018;6 (2):698–697.

165. Yanishen IV, Krychka NL, Diudina IL, Biriukova VV, Kuznetsov RV. Employment of functional tests in multivariable modeling of plastic dentures in patients with complete absence of teeth. *Medical Education*. 2017;12(2):1494–1498.

166. Лопаткіна ЄС, Жеведенко ІЕ. Актуальність використання гіпсу як відбиткового матеріалу в ортопедичній стоматології. *Євроінтеграції: результати і перспективи*. 2021;41(2):138.

167. Янішен ІВ. Comparative evaluation of clinical and technological quality of auxiliary dental material-gypsum. *Новини стоматології*. 2016;2:37–40.

168. Hasiuk P, Kindiy D, Vorobets A, Kindiy V, Demkovych A, Odzhubeiska O. Analysis of the advisability of using different types of base plastics by studying the needs of the population in removable prosthesis. *Wiad Lek*. 2022;75(12):3055-3059. DOI: 10.36740/WLek202212128. PMID: 36723327.

169. Ravasini F, Fornari M, Bonanini M. Quantification of the amount of dental material removed by selective grinding in wax dentures with photogrammetric measurements. *Minerva Stomatol*. 2016 Dec;65(6):335–342. PMID: 27711027.

170. Дорошенко ОМ, Волосовець ТМ, Дорошенко МВ. Деякі особливості клініко-лабораторних показників у осіб, яким виготовляють базиси знімних зубних протезів із різних конструкційних матеріалів. *Мир медицини і біології*. 2015;11(2):35'38.

171. Комариця ОЙ, Суберляк ОВ, Земків ВМ. Порівняльна характеристика міцності з'єднання еластичних матеріалів при виготовленні базисів знімних протезів. *Вісник проблем біології і медицини*. 2016;1(127):240–244 .

172. Макеєв ВФ, Скальський ВР, Гуньовський ЯР. Порівняльна оцінка міцності полімерних матеріалів для базисів знімних протезів за результатами експериментальних досліджень на розтяг методом акустичної емісії. *Вісник проблем біології і медицини*. 2019;1(148):225–232. DOI: [10.29254/2077-4214-2019-1-1-148-225-232](https://doi.org/10.29254/2077-4214-2019-1-1-148-225-232).

173. Біда ОВ, Струк ВІ, Забуга ЮІ. Аналіз стану стоматологічного здоров'я та рівня зубного протезування населення в Україні. Збірник наукових праць співробітників НМАПО ім. П. Л. Шупика. 2013;22(1):370–377.

174. Yanishen IV, Fedotova OL, Khlystun NL, Berezha OO, Kuznetsov RV. Quality of orthopedic rehabilitation of patients with post-traumatic defects of the upper jaw by characteristics of biocenosis of the oral cavity. *Wiad Lek*. 2020;73(10):2138–2143. PMID: 33310936.

175. Силенко БЮ, Дворник ВМ. Фізико-механічні властивості базисної пластмаси з модифікованою поверхнею. *Актуальні проблеми сучасної медицини*. 2017;17(3):242–245.

176. Кузь ВС, Дворник ВМ, Кузь ГМ, Акімов ОС. Вплив базисних стоматологічних пластмас на показники крові білих шурів (експериментальне дослідження). *Український стоматологічний альманах*. 2017;4:5–8.

177. Костенко СБ, Гасюк ПА, Форос АІ, Кенюк АТ, Пензелік ІВ. Матеріалознавство та стоматологічне обладнання : навч.-метод. посібник до практ. занять з матеріалознавства для студентів 2-го курсу стомат. фак-ту. 2-е видання. Ужгород : ПП «Аутдор-шарк»; 2019. 143 с.

178. Kim HJ, Yu SK, Lee MH, Lee HJ, Kim HJ, Chung CH. Cortical and cancellous bone thickness on the anterior region of alveolar bone in Korean: a study of dentate human cadavers. *J Adv Prosthodont*. 2012 Aug;4(3):146–52. DOI: 10.4047/jap.2012.4.3.146.

179. Неспрядько ВП, Богатирьова ДІ. Стан мімічних та жувальних м'язів у людей похилого віку з повною втратою зубів, які користуються повними знімними протезами. *Сучасна стоматологія*. 2023;1(2):30–35 DOI: 10.33295/1992-576X-2023-1-2-30.

180. Han JY, Jung GU. Labial and lingual/palatal bone thickness of maxillary and mandibular anteriors in human cadavers in Koreans. *J Periodontal Implant Sci*. 2011 Apr;41(2):60-6. DOI: 10.5051/jpis.2011.41.2.60. Epub 2011 Apr 29. PMID: 21556255; PMCID: PMC 3087076.

181. Vorobec AB, Gasiuk PA, Rosolovska SA, Kostyrenko OP. Gender differences of odontometrical indicators crowns of human molars. *World of Medicine and Biology*. 2016; (4): 16–19.

182. Flanagan D. A comparison of facial and lingual cortical thicknesses in edentulous maxillary and mandibular sites measured on computerized tomograms. *J Oral Implantol*. 2008;34(5):256-8. DOI: 10.1563/0.915.1. PMID: 19170291.

183. Монастирська НН, Золов РВ. Клінічна оцінка ефективності застосування різних форм профілактики ускладнень слизової оболонки ротової порожнини після ортопедичного лікування. *Вісник медичного стоматологічного інституту*. 2013;4(27):18.

184. Katranji A, Misch K, Wang HL. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *J Periodontol*. 2007 May;78(5):874-8. DOI: 10.1902/jop.2007.060342. PMID: 17470021.

185. Chen J, Ahmad R, Li W, Swain M, Li Q. Biomechanics of oral mucosa. *J R Soc Interface*. 2015 Aug 6;12(109):20150325. DOI: 10.1098/rsif.2015.0325. PMID: 26224566; PMCID: PMC4535403

186. Біда ОВ. Оцінка характеру оклюзійних співвідношень на етапах ортопедичної реабілітації осіб із захворюваннями тканин пародонта, ускладнених дефектами зубних рядів. *Український стоматологічний альманах*. 2021;(1):59–63. <https://doi.org/10.31718/2409-0255.1.2021.09>

187. Nakamura K, Yamamoto T, Ema R, Nakai K, Sato Y, Yamamoto K, Adachi K, Oseko F, Yamamoto Y, Kanamura N. Effects of mechanical stress on human oral mucosa-derived cells. *Oral Dis*. 2021 Jul;27(5):1184–1192. DOI: 10.1111/odi.13638. Epub 2020 Oct 14. PMID: 32890424.

188. Yanishen IV, Krychka NV, Diudina IL, Biriukova MM, Kuznetsov RV. Employment of functional tests in multivariable modeling of plastic dentures in patients with complete absence of teeth. *Medical Education*. 2017;12 (2):1494–1498.

189. Gánti B, Bednarz W, Kómúves K, Vág J. Reproducibility of the PIROP ultrasonic biometer for gingival thickness measurements. *J Esthet Restor Dent*. 2019 May;31(3):263-267. DOI: 10.1111/jerd.12446. Epub 2018 Dec 6. PMID: 30520211.
190. Demkovych A, Kalashnikov D, Hasiuk P, Zubchenko S, Vorobets A. The influence of microbiota on the development and course of inflammatory diseases of periodontal tissues. *Front Oral Health*. 2023 Aug 7;4:1237448. DOI: 10.3389/froh.2023.1237448. PMID: 37609105; PMCID: PMC10440822.
191. Müller HP, Schaller N, Eger T, Heinecke A. Thickness of masticatory mucosa. *J Clin Periodontol*. 2000 Jun;27(6):431-6. DOI: 10.1034/j.1600-051x.2000.027006431.x. PMID: 10883873.
192. Hasiuk P, Hasiuk N, Kindiy D, Ivanchyshyn V. Characteristics of cellular composition of periodontal pockets. *Interventional Medicine and Applied Science*. 2016. 8(4): 172–177.
193. Хілініч ЄС, Давиденко ВЮ, Нідзельський МЯ, Кузнецов ВВ, Давиденко ГМ. Методи дослідження температурних показників та тиску на слизову оболонку протезного ложа знімних пластинкових протезів. Актуальні проблеми сучасної медицини: *Вісник Української медичної стоматологічної академії*. 2019;19(4):73–76. <https://doi.org/10.31718/2077-1096.19.4.73>
194. Gupta N, Hungund S, Astekar MS, Dodani K. Evaluation of palatal mucosal thickness and its association with age and gender. *Biotech Histochem*. 2014 Oct;89(7):481-7. DOI: 10.3109/10520295.2014.893586. Epub 2014 Mar 25. PMID: 24665938.
195. Фастовець ОО, Котелевський РА, Крижановський АС. Дослідження змін мікроциркуляції крові в тканинах протезного ложа при користуванні повними знімними протезами. *Український стоматологічний альманах*. 2013;4:54-57.
196. Dong J, Zhang FY, Wu GH, Zhang W, Yin J. Measurement of mucosal thickness in denture-bearing area of edentulous mandible. *Chin Med J (Engl)*. 2015 Feb 5;128(3):342-7. DOI: 10.4103/0366-6999.150100. PMID: 25635429; PMCID: PMC4837864.
197. O'Mahony AM, Williams JL, Katz JO, Spencer P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2000 Oct;11(5):415-21. DOI: 10.1034/j.1600-0501.2000.011005415.x. PMID: 11168233.
198. Yanishen IV, Biriukova MM, Diudina IL, Krychka NV, Kuznetsov RV. Comparison of clinical and technological auxiliary dental materials, gypsum. *Medical Education*. 2017;12 (51):1480–1489.

199. Silva GC, Cornacchia TM, de Magalhães CS, Bueno AC, Moreira AN. Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: a nonlinear finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2014 Dec;112(6):1479-88. DOI: 10.1016/j.prosdent.2014.06.010. Epub 2014 Jul 23. PMID: 25062583.

200. Yanishen IV, Krychka NV, Diudina IL, Biriukova MM, Kuznetsov RV. Assessment of anatomical and topographical individual characteristics of masticatory system in patients with complete adentium. *British Medical Bulletin*. 2017; 1 (2):806–813.

201. Lacoste-Ferré MH, Demont P, Dandurand J, Dantras E, Duran D, Lacabanne C. Dynamic mechanical properties of oral mucosa: Comparison with polymeric soft denture liners. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011 Apr;4(3):269-74. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2010.10.005. Epub 2010 Oct 17. PMID: 21316614.

202. Hasiuk P, Korobeinikova Y, Vorobets A, et al. Comparative assessment of the state of bone resorption in patients with chronic generalized periodontitis according to orthopantomogram and cone-beam computed tomography. *Polski Mercuriusz Lekarski* : Organ Polskiego Towarzystwa Lekarskiego. 2021 Aug;49(292):286–289.

203. Kanbara R, Nakamura Y, Ochiai KT, Kawai T, Tanaka Y. Three-dimensional finite element stress analysis: the technique and methodology of non-linear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs. *Dent Mater J*. 2012;31(2):297–308. DOI: 10.4012/dmj.2011-165. Epub 2012 Mar 23. PMID: 22447065.

204. Lagravère M. Finite element analysis: Is it justifiable? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2021 Mar;159(3):255-256. DOI: 10.1016/j.ajodo.2020.10.017. PMID: 33641812.

205. Yanishen IV, Fedotova OL, Savielieva NM, Khlystun NL, Pogorila AV, Kuznetsov RV, Movchan OV. Study of the influence of biocompatible construction materials on indicators of oral fluid of patients with an allergic status during orthopedic treatment with removable prostheses. *World of Medicine and Biology*. 2022;18(82):201–205. DOI: [10.26724/2079-8334-2022-4-82-201-205](https://doi.org/10.26724/2079-8334-2022-4-82-201-205)

206. Chen J, Ahmad R, Li W, Swain M, Li Q. Biomechanics of oral mucosa. *J R Soc Interface*. 2015 Aug 6;12(109):20150325. DOI: 10.1098/rsif.2015.0325. PMID: 26224566; PMCID: PMC4535403.

207. 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; 31;72(10):1900-1903. PMID: 31982010.

208. Alzoubi EE, Hariri R, Attard NJ. Oral health related quality of life impact in dentistry. *J Dent Health Oral Disord Ther.* 2017;6(6):183–188. DOI: 10.15406/jdhodt.2017.06.00221.

209. Андрієнко КЮ. Результати аналізу клінічних критеріїв оцінки якості знімних ортопедичних конструкцій, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів. *Актуальні проблеми сучасної медицини : Вісник Української медичної стоматологічної академії.* 2023;23(3):78–82. <https://doi.org/10.31718/2077-1096.23.3.78>.

210. Янішен ІВ, Ющенко ПЛ, Андрієнко КЮ, Криничко ФР, Доля АВ. The evaluation of efficiency orthopedic treatment using specific questionnaire of quality of life. *Scientific achievements of modern society: abstracts of the V<sup>th</sup> International scientific and practical conference; 2020 January 8–10; Liverpool, United Kingdom.* Liverpool; 2020. P. 256–262.

211. Konstantinova D. Investigations of the masticatory function of patients with different types of prosthetic constructions. *International Journal of Pharmaceutical and Medical Research.* 2014;2:8.

212. Рузін ГП., Походенько-Чудакова Ю., Аветіков ДС & Вакуленко КМ. (2019). *Перспективи оцінки якості життя в хірургічній стоматології* (Doctoral dissertation, Українська медична стоматологічна академія).

213. Дворник ВМ, Кузь ГМ, Кузь ВС. Порушення оклюзійних взаємозв'язків при вторинних деформаціях зубних рядів. *Український стоматологічний альманах.* 2012;3:93.

214. Fueki K, Inamochi Y, Wada J, Arai Y, Takaichi A, Murakami N, Ueno T, Wakabayashi N. A systematic review of digital removable partial dentures. Part I: Clinical evidence, digital impression, and maxillomandibular relationship record. *J Prosthodont Res.* 2022 Jan 11;66(1):40–52. DOI: 10.2186/jpr.JPR\_D\_20\_00116. Epub 2021 Jan 26. PMID: 33504721.

215. Янішен ІВ, Андрієнко КЮ. Дослідження впливу концентрацій модифікаторів на технологічні та фізико-механічні властивості легованих пакувальних матеріалів для виготовлення знімних конструкцій зубних протезів. *Медицина сьогодні і завтра.* 2021;90(4):66–73. <https://doi.org/10.35339/msz.2021.90.4.yad>

216. Slynko YuO, Sokolova II, Karpenko KI, Udovychenko NM, Herman SI, Tomilina TV, Skydan KV. Gender aspects of the dental status in the adult population of the Kharkiv region. *World of medicine and biology.* 2022;3(81):168–172. DOI: [10.26724/2079-8334-2022-3-81-168-172](https://doi.org/10.26724/2079-8334-2022-3-81-168-172)

217. Мартиненко ІМ. Хронометричні дослідження клінічного етапу отримання функціонального відбитку при виготовленні повних знімних протезів. *Вісник проблем біології і медицини.* 2014;2:242-245.

218. Tregerman I, Renne W, Kelly A, Wilson D. Evaluation of removable partial denture frameworks fabricated using 3 different techniques. *J Prosthet Dent.* 2019 Oct;122(4):390–395. DOI: 10.1016/j.prosdent.2018.10.013. Epub 2019 Apr 1. PMID: 30948301.

219. Герасимчук ПГ, Машейко ІВ, Яловий ІЛ. Покращення стабілізації повних знімних протезів у пацієнтів із періодичними набряками слизової оболонки. *Український стоматологічний альманах.* 2014;2:23–27.

220. Неспрядько ВП, Барановський ОВ, Тихонов ДО. Особливості ортопедичного лікування хворих з поєднанням повної та часткової втрати зубів. *Вісник проблем біології і медицини.* 2013;1(1):173–177.

221. Мартиненко ІМ. Клінічне розв'язання проблеми фіксації повних знімних протезів. *Український стоматологічний альманах.* 2013;1:55–63.

222. Yanishen IV Krychka NV. Improving the orthopedic treatment quality of patients with complete adentia. International Multidisciplinary Conference «Science and technology of the present time: priority development directions of Ukraine and Poland»: 19–20 October. Volume 2 Wolomin, Republic of Poland. 2018. P. 84–87.

223. Леонтович Ю, Король ДМ, Оджубейська ОД, Зубченко СГ, Черевко ФА. Профілактичні заходи при користуванні знімними пластинковими протезами. *Український стоматологічний альманах.* 2013;2:90–93.

224. Дворник ВМ, Баля, ГВ, Марченко КВ, Шеметов ОС. Аналіз проблем взаємозв'язку показників якості життя пацієнта з принципами виготовлення знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів. *Український стоматологічний альманах.* 2023;(3):49–54. <https://doi.org/10.31718/2409-0255.3.2023.08>

225. Perepelova T, Faustova M, Dvornyk V, Dobrovolskyi O, Koval Y, Loban G. The level of dysbiosis of the oral cavity depends on the type of dental prosthesis of the patient. *Bratisl Lek Listy.* 2023;124(8):599-603. DOI: 10.4149/BLL\_2023\_093. PMID: 37218492.



226. Фастовець ОО, Кривчук ОА. Причини незадовільних результатів повного знімного зубного протезування у найближчий термін спостереження. *Вісник проблем біології і медицини.* 2019;1(2):379–384.

227. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent.* 2001 Feb;85(2):141-7. DOI: 10.1067/mpr.2001.113214. PMID: 11208203.

## ДОДАТКИ

Додаток А.1

### Довідка заводу-виробника про авторську участь в експериментальних досліджах матеріалів промислового виробництва АТ «Стома»

	<b>ПУБЛІЧНЕ АКЦІОНЕРНЕ ТОВАРИСТВО «СТОМА»</b>		<b>ПУБЛИЧНОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «СТОМА»</b>
Україна, 61105, м. Харків, вул. Ньютонів, 3 тел. (057) 766-28-24, факс (057) 766-28-99 тел./факс (057) 766-28-79 тел./факс відділу збуту (057) 766-28-57 e-mail: stoma@stoma.kharkov.ua, <a href="http://www.stoma.kharkov.ua">http://www.stoma.kharkov.ua</a> Код ЄДРПОУ 00481318		Україна, 61105, г. Харьков, ул. Ньютона, 3 тел. (057) 766-28-24, факс (057) 766-28-99 тел./факс (057) 766-28-79 тел./факс отдела сбыта (057) 766-28-57 e-mail: stoma@stoma.kharkov.ua, <a href="http://www.stoma.kharkov.ua">http://www.stoma.kharkov.ua</a> Код ЄДРПОУ 00481318	
Дата _____ № _____			
На Ваш № _____ от _____			

#### ДОВІДКА

про ступінь участі асистента кафедри ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету Андрієнко Карини Юріївни у розробці рецептури вітчизняного легованого пакувального матеріалу.

Андрієнко Карина Юріївна, асистент кафедри ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету, в процесі виконання дисертаційної роботи за темою: «Клініко-лабораторне обґрунтування застосування легованого пакувального матеріалу при виготовленні акрилових базисів знімних конструкцій зубних протезів», приймала безпосередню участь у розробці рецептури нового вітчизняного легованого пакувального матеріалу, опанувала методики та засоби випробувань матеріалу.

Для обґрунтування якісного та кількісного складу матеріалу дисертантом проведені фізико-механічні дослідження: експертиза вигляду та кольору, загальний робочий час, час змішування, час структуризації, визначення мікропористості, водопоглинення, деформації стисненням, відновлення після деформації, відносного подовження, консистенції компаунда, міцності зв'язку, дослідження біотоксичної дії, хімічне дослідження матеріалу, дослідження подразнюючої дії.

У результаті проведеного дослідження обрано необхідний вміст запропонованого стоматологічного легованого пакувального матеріалу, який має достатню пластичність та технологічність, що дозволяє повноцінно використовувати матеріал при виготовленні акрилових знімних конструкцій зубних протезів.

Проведені дисертантом дослідження клінічної ефективності розробленого вітчизняного легованого пакувального матеріалу для зубних протезів підтвердили результати лабораторних досліджень. Асистентом Андрієнко К.Ю. складена інструкція до застосування досліджуваного матеріалу.

Голова Правління  
АТ «Стома»

Керівник центральної заводської  
лабораторії АТ «Стома»




С.В.Черняєв

Ю.І.Довгопол

## Додаток А.2

### Пропозиції щодо впровадження розробленого матеріалу АТ «Стома»

«РП»

ПУБЛІЧНЕ АКЦІОНЕРНЕ ТОВАРИСТВО «СТОМА»  ПУБЛИЧНОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «СТОМА»

Україна, 61105, м. Харків, вул. Ньютона, 3  
тел. (057) 766-28-24, факс (057) 766-28-99  
тел./факс (057) 766-28-79  
тел./факс відділу збуту <057> 766-28-57  
e-mail: [stoma@stoma.kharkov.ua](mailto:stoma@stoma.kharkov.ua), <http://www.stoma.kharkov.ua>  
Код ЄДРПОУ 00481318

Україна, 61105, г. Харьков, ул. Ньютона, 3  
тел. (057) 766-28-24, факс (057) 766-28-99  
тел./факс (057) 766-28-79  
тел./факс отдела сбыта (057) 766-28-57  
e-mail: [stoma@stoma.kharkov.ua](mailto:stoma@stoma.kharkov.ua),  
<http://www.stoma.kharkov.ua>  
Код ЄДРПОУ 00481318

Дата \_\_\_\_\_ № \_\_\_\_\_

#### Пропозиції до впровадження

1. Пропозиції до впровадження: вітчизняний легований пакувальний матеріал.
2. Установа-розробник: кафедра ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету, асистент Андрієнко К.Ю. сумісно з Публічним Акціонерним Товариством «Стома».
3. Джерело інформації: матеріали кандидатської дисертації «Клініко-лабораторне обґрунтування застосування легованого пакувального матеріалу при виготовленні акрилових базисів знімних конструкцій зубних протезів».
4. Базове підприємство, яке провадить впровадження: АТ «Стома» розглянуло пропозицію кафедри ортопедичної стоматології в особі асистента Андрієнко К.Ю. і прийняло рішення: в подальшому – при розробці планів впровадження в виробництво нових стоматологічних матеріалів включити в план «Легований пакувальний матеріал», який викладений в кандидатській дисертації.

Голова Правління  
АТ «Стома»

Керівник центральної заводської  
лабораторії АТ «Стома»



С.В.Черняєв

Ю.І.Довгопол

**Анкета-опитувальник якості життя пацієнтів  
з повною вторинною адентією  
при виготовленні повних знімних зубних протезів,  
виготовлених за допомогою легованого пакувального матеріалу**

ПІБ пацієнта \_\_\_\_\_

Дата \_\_\_\_\_

	Запитання анкети	Градація відповідей, бали					
		1,0	2,0	3,0	4,0	5,0	
	Градація відповідей (формат 5 балів)						
Базове опитування	1.1	Загальна оцінка якості життя респондента	низький (а)	нижче середнього	нейтральний(а)	вище середнього	високий (а)
	1.2	Стан здоров'я респондента	негативний (а)	нижче середнього	нейтральний(а)	вище середнього	позитивний(а)
	1.3	Вплив оточуючого середовища на стан організму	негативний (а)	нижче середнього	нейтральний(а)	вище середнього	позитивний(а)
	1.4	Психологічний (психосоматичний) стан	негативний (а)	нижче середнього	нейтральний (а)	вище середнього	позитивний(а)
	1.5	Вплив професійного середовища на стан організму (професійні захворювання)	прямий (а)	майже прямий	нейтральний (а)	майже відсутній	відсутній (я)
	1.6.	Фізична непрацездатність	повний (а)	майже повна	частковий (а)	тимчасовий (а)	відсутній (я)
	1.7.	Соціальна непрацездатність	повний (а)	майже повний (а)	частковий (а)	тимчасовий (а)	відсутній (я)
Профільне опитування	2.1.	Період адаптації до знімної ортопедичної конструкції	продовжений (а)	повільний(а)	стандартний (а)	прискорений (а)	швидкий (а)
	2.2.	Стабілізація протеза	низький (а)	нижче середнього	нейтральний (а)	вище середнього	високий (а)
	2.3	Процес атрофії під базисом конструкції	низький (а)	нижче середнього	нейтральний (а)	вище середнього	високий (а)
	2.4.	Наявність запальних процесів під протезом	низький (а)	нижче середнього	нейтральний (а)	вище середнього	високий (а)
	2.5.	Наявність залишків їжі під протезом	низький (а)	нижче середнього	нейтральний (а)	вище середнього	високий (а)
	2.6.	Потрібність в корекції знімної конструкції	низький (а)	нижче середнього	нейтральний (а)	вище середнього	високий (а)
	2.7.	Взаємозв'язок якості матеріалу ортопедичної конструкції	низький (а)	нижче середнього	нейтральний (а)	вище середнього	високий (а)
	2.8.	Комфорт користування знімною ортопедичною конструкцією	відсутній (я)	майже відсутній	нейтральний (а)	майже прямий	прямий (а)

Запитання анкети		Градація відповідей, бали				
Градація відповідей (формат 5 балів)		1,0	2,0	3,0	4,0	5,0
2.9.	Швидкість нормалізації дикції після встановлення знімної ортопедичної конструкції	низький (а)	нижче середнього	нейтральний (а)	вище середнього	високий (а)
2.10.	Доцільність використання крему для фіксації	прямий (а)	майже прямий	нейтральний (а)	майже відсутній	відсутній (я)
2.11.	Доцільність використання м'якої підкладки для фіксації	прямий (а)	майже прямий	нейтральний (а)	майже відсутній	відсутній (я)
2.12.	Наявність блювотного рефлексу	низький (а)	нижче середньо-го	нейтральний (а)	вище середнього	високий (а)
2.13.	Легкість проведення гігієнічних процедур знімної ортопедичної конструкції	низький (а)	нижче середнього	нейтральний (а)	вище середнього	високий (а)
2.14.	Зовнішній вигляд знімної ортопедичної конструкції	негативний (а)	нижче середнього	нейтральний (а)	вище середнього	позитивний (а)
2.15.	Вплив на якість життя наявності знімної ортопедичної конструкції	низький (а)	нижче середнього	нейтральний (а)	вище середнього	високий (а)

**Акт про впровадження**  
**«Алгоритм оцінки показників даних якості життя пацієнтів**  
**при виготовленні знімних конструкцій зубних протезів»,**  
**впроваджений у навчальний процес**

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

В.о. ректора ЗВО Вінницького  
національного медичного університету  
ім. М.І. Пирогова  
проф. Юрій ШЕВЧУК  
2023 р.

**АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ**

1. **Пропозиція для впровадження:** «Алгоритм оцінки показників даних якості життя пацієнтів при виготовленні знімних конструкцій зубних протезів».
2. **Установа-розробник:** кафедра ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету.
3. **Автори** — проф. Янішен І.В., ас. Андрієнко К.Ю.
4. **Джерело інформації:** Wiadomości Lekarskie, Aluna Publishing, - Польща, -2020, - с. 1350-1354. Evaluation of patient's quality life with joint and muscle dysfunction.
5. **Установа, яка проводить впровадження:** Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова, кафедра ортопедичної стоматології.  
Початок впровадження: «15» березня 2023р.  
Загальна кількість спостережень – 20
6. **Результати застосування** метода за період: з березня 2023р. по серпень 2023 р.  
Позитивні (кількість спостережень) - 20  
Не виявлені — немає;  
Негативні — немає.
7. **Ефективність впровадження:** Використання результатів наукових досліджень у навчальному процесі дозволяє розширити знання студентів щодо підвищення ефективності лікування та показників даних якості життя пацієнтів з повною відсутністю зубів при виготовленні знімних конструкцій зубних протезів у віддаленому періоді лікування.
8. **Зауваження та пропозиції:** рекомендовано до впровадження в навчальний процес на стоматологічному факультеті 2-5 курсів, а також для включення до плану практичних і лекційних занять.
9. **Затверджено** на засіданні кафедри ортопедичної стоматології №3 від 09 жовтня 2023 року.

Завідувач кафедри ортопедичної стоматології  
Вінницького національного  
медичного університету ім. М.І. Пирогова,  
кандидат медичних наук, доцент

Едуард БЕЛЯЄВ

**Акт про впровадження  
«Методика використання нового вітчизняного легованого пакувального  
матеріалу для виготовлення акрилових базисів знімних конструкцій  
зубних протезів», впроваджений у навчальний процес**

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

Проректор  
закладу вищої освіти  
з наукової роботи  
Тернопільського національного  
медичного університету  
імені І.Я. Горбачевського МОЗ України  
д-р мед. наук, проф. Кліш І. М.  
« 11 » \_\_\_\_\_ 2023 р.

**АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ**

1. Пропозиція для впровадження: методика використання нового вітчизняного легованого пакувального матеріалу для виготовлення акрилових базисів знімних конструкцій зубних протезів.
2. Установа-розробник: кафедра ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету, ас. Андрієнко К. Ю.
3. Джерело інформації: Експериментальна та клінічна стоматологія. – Харків. - 2023. - № 3. Порівняльна оцінка фізико-механічних показників легованих пакувальних матеріалів знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів.
4. Базова установа, яка проводить впровадження: кафедра ортопедичної стоматології Тернопільського національного медичного університету імені І.Я. Горбачевського МОЗ України.
5. Термін впровадження: 16.01.2023 р. – 31.10.2023 р.
6. Форма впровадження: матеріали лекцій та практичних занять в процесі вивчення відповідної тематики.
7. Зауваження: немає.

**Відповідальний за впровадження:**

завідувач кафедри  
ортопедичної стоматології  
д-р мед. наук, професор



Гасюк П. А.

**Акт про впровадження  
«Критерії вибору оптимального співвідношення концентрації  
модифікаторів у легованому пакувальному матеріалі  
при виготовленні акрилових базисів знімних конструкцій  
зубних протезів», впроваджений у навчальний процес**

ЗАТВЕРДЖУЮ

Перший проректор з науково-педагогічної роботи Полтавського державного медичного університету  
проф. В. Дворник  
« 2023 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції, що до впровадження: «Критерії вибору оптимального співвідношення концентрації модифікаторів у легованому пакувальному матеріалі при виготовленні акрилових базисів знімних конструкцій зубних протезів».
2. Ким і коли запропоновано: кафедрою ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету, автори - проф. Янішен І.В., ас. Андрієнко К.Ю.
3. Джерело інформації: Медицина сьогодні і завтра. – Харків. - 2021. - 90(4). Дослідження впливу концентрацій модифікаторів на технологічні та фізико-механічні властивості легованих пакувальних матеріалів при виготовлення знімних конструкцій зубних протезів
4. Де і коли впроваджено: кафедра пропедевтики ортопедичної стоматології Полтавського державного медичного університету. Протокол № 6 від 09.11.2023 р.  
Початок впровадження: 15 вересня 2022 р.  
Загальна кількість спостережень - 25
5. Наслідки застосування метода за період: з вересня 2022 р. по лютий 2023 р.  
Позитивні (кількість спостережень) – 25  
Не виявлені - немає;  
Негативні - немає.

6. Ефективність впровадження: підвищення якості ортопедичного лікування повними знімними зубними конструкціями зубних протезів за допомогою легованого пакувального матеріалу та оптимальної концентрації модифікуючих добавок KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА.
7. Зауваження та пропозиції: рекомендовано до впровадження в навчальний процес на стоматологічному факультеті 2-3 курсів.

**Відповідальний за впровадження:**

завідувач кафедри пропедевтики  
ортопедичної стоматології  
Полтавського державного  
медичного університету  
д. мед. н., професор



Дмитро КОРОЛЬ

**Акт про впровадження  
«Методика використання нового вітчизняного легованого  
пакувального матеріалу для виготовлення акрилових базисів знімних  
конструкцій зубних протезів», впроваджений у лікувальний процес**

«Закордонний ЦПМСД»  
«Святогірський ЦПМСД»  
С.М.Киричевський  
«\_\_» \_\_\_\_\_ 2023 р.

**АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ**

1. **Назва пропозиції, що до впровадження:** «Методика використання нового вітчизняного легованого пакувального матеріалу для виготовлення акрилових базисів знімних конструкцій зубних протезів».
2. **Ким і коли запропоновано:** кафедрою ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету, автори — ас. Андрієнко К.Ю.
3. **Джерело інформації:** Експериментальна та клінічна стоматологія. – Харків. - 2023. - № 3. Порівняльна оцінка фізико-механічних показників легованих пакувальних матеріалів знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів.
4. **Де і коли впроваджено:** Комунальне підприємство «Пирятинський центр первинної медико-санітарної допомоги Пирятинської міської ради».  
Початок впровадження: «16» травня 2023р.  
Загальна кількість спостережень - 20
5. **Наслідки застосування методики за період:** з травня 2023 р. по серпень 2023 р.  
Позитивні (кількість спостережень) – 20  
Не виявлені — немає;  
Негативні — немає.
6. **Ефективність впровадження:** підвищення ортопедичного лікування повними знімними зубними конструкціями шляхом виготовлення за допомогою використання легованого пакувального матеріалу та оптимальної концентрації модифікуючих добавок KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА.
6. **Зауваження та пропозиції:** рекомендовано до практичного впровадження в лікувальний процес знімними зубними протезами.

**Відповідальний за впровадження**

Директор КП  
«Пирятинський ЦПМСД»



Киричевський С.М.

**Акт про впровадження  
«Анкета-опитувальник якості життя пацієнтів з повною вторинною  
адентією при виготовленні повних знімних зубних протезів,  
виготовлених за допомогою легованого пакувального матеріалу»,  
впроваджений у лікувальний процес**

Директор ФОП «Хлистун Н.Л.»  
Хлистун Н.Л.  
Хлистун  
Леонідина  
2023р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

- Назва пропозиції, що до впровадження:** «Анкета-опитувальник якості життя пацієнтів з повною вторинною адентією при виготовленні повних знімних зубних протезів, виготовлених за допомогою легованого пакувального матеріалу».
- Ким і коли запропоновано:** кафедрою ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету, автори проф. Янішен І.В., ас. Андрієнко К.Ю.
- Джерело інформації:** Світ медицини та біології.– Полтава.– 2022.–№ 1 (79). – С.168-173. Evaluation of the effect of acrylic removable dentures on the immunometabolic profile and quality of life of patients.
- Де і коли впроваджено:** ФОП «Хлистун Н.Л». Приватна стоматологічна клініка.  
Початок впровадження: «12» березня 2023р.  
Загальна кількість спостережень - 20
- Наслідки застосування метода за період:** з березня 2023 р. по червень 2023 р.  
Позитивні (кількість спостережень) - 20  
Не виявлені — немає;  
Негативні — немає.
- Ефективність впровадження:** підвищення ефективності лікування та якості життя пацієнтів з повною відсутністю зубів при виготовленні знімних конструкцій зубних протезів.
- Зауваження та пропозиції:** рекомендовано як додаток до медичної карти пацієнта у клініці ортопедичної стоматології.

**Відповідальний за впровадження:**

Директор  
ФОП «Хлистун Н.Л.» \_\_\_\_\_ Наталія Хлистун

**Акт про впровадження  
«Алгоритм оцінки показників даних якості життя пацієнтів  
при виготовленні знімних конструкцій зубних протезів»,  
впроваджений у лікувальний процес**

  
**«ЗАТВЕРДЖУЮ»**  
Директор ЧП "СамДок"  
Ярамишьян А.С.  
« 10 » вересня 2023 р.

**АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ**

1. **Назва пропозиції, що до впровадження:** «Алгоритм оцінки показників даних якості життя пацієнтів при виготовленні знімних конструкцій зубних протезів».
2. **Ким і коли запропоновано:** кафедрою ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету, автори — проф. Янішен І.В., ас. Андрієнко К.Ю.
3. **Джерело інформації:** Wiadomości Lekarskie. Aluna Publishing. - Польща. -2020. - с. 1350-1354. Evaluation of patient's quality life with joint and muscle dysfunction.
4. **Де і коли впроваджено:** ЧП «СамДок». Приватна стоматологічна клініка.  
Початок впровадження: «10» червня 2023р.  
Загальна кількість спостережень – 20
5. **Наслідки застосування метода за період:** з червня 2023р. по вересень 2023р.  
Позитивні (кількість спостережень) - 20  
Не виявлені — немає;  
Негативні — немає.
6. **Ефективність впровадження:** підвищення ефективності лікування та показників даних якості життя пацієнтів з повною відсутністю зубів при виготовленні знімних конструкцій зубних протезів у віддаленому періоді лікування.
7. **Зауваження та пропозиції:** рекомендовано до практичного впровадження в лікувальний процес знімними конструкціями зубних протезів.

Директор ЧП «СамДок»



Анаїт ЯРАМИШЬЯН

**Акт про впровадження  
«Критерії вибору оптимального співвідношення концентрації  
модифікаторів у легованому пакувальному матеріалі  
при виготовленні акрилових базисів знімних конструкцій зубних  
протезів», впроваджений у лікувальний процес**

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор Університетського  
стоматологічного центру  
Харківського національного  
медичного університету  
доцент М.М. Бірюкова

«27» жовтня 2023р.

**АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ**

- Назва пропозицій, щодо впровадження:** «Критерії вибору оптимального співвідношення концентрації модифікаторів у легованому пакувальному матеріалі при виготовленні акрилових базисів знімних конструкцій зубних протезів».
- Ким і коли запропоновано:** кафедрою ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету, автори — проф. Янішен І.В., ас. Андрієнко К.Ю.
- Джерело інформації:** Медицина сьогодні і завтра. – Харків. -2021. - 90(4). Дослідження впливу концентрацій модифікаторів на технологічні та фізико-механічні властивості легованих пакувальних матеріалів для виготовлення знімних конструкцій зубних протезів
- Установа, яка проводить впровадження:** в ортопедичному відділенні УСЦ ХНМУ  
Початок впровадження: «15» серпня 2023р.  
Загальна кількість спостережень - 20
- Наслідки застосування метода за період: з серпня 2023 р. по жовтень 2023 р.**  
Позитивні (кількість спостережень)-20  
Не виявлені — немає;  
Негативні — немає.
- Ефективність впровадження:** підвищення ортопедичного лікування повними знімними зубними конструкціями зубних протезів за допомогою легованого пакувального матеріалу та оптимальної концентрації модифікуючих добавок КЕ-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА.
- Зауваження та пропозиції:** рекомендовано до практичного впровадження в лікувальний процес знімними зубними протезами.

**Відповідальний за впровадження**  
Завідувач ортопедичного відділення



**Наукове видання**

Янішен Ігор Володимирович  
Андрієнко Карина Юріївна  
Погоріла Алла Володимирівна

**ОБҐРУНТУВАННЯ ШЛЯХІВ УДОСКОНАЛЕННЯ  
ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНИХ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ  
З ВИКОРИСТАННЯМ ЛЕГОВАНИХ  
ПАКУВАЛЬНИХ МАТЕРІАЛІВ**

*Монографія*

Відповідальний за випуск

І. В. Янішен



Редактор М. В. Тарасенко  
Комп'ютерна верстка О. Ю. Лавриненко

Формат А5. Ум. друк. арк. 9,0. Зам. № 25-25.

---

**Редакційно-видавничий відділ ХНМУ,  
пр. Науки, 4, м. Харків, 61022  
izdatknmurio@gmail.com, vid.redact@knmu.edu.ua**

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