

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ  
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ  
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Кваліфікаційна наукова  
праця на правах рукопису

АНДРІЄНКО Карина Юріївна

**УДК:** 616.314-76-77:615.462/.463]-036.8(043.3)

## **ДИСЕРТАЦІЯ**

КЛІНІКО – ЛАБОРАТОРНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ЗАСТОСУВАННЯ  
ЛЕГОВАНОГО ПАКУВАЛЬНОГО МАТЕРІАЛУ  
ПРИ ВИГОТОВЛЕННІ АКРИЛОВИХ БАЗИСІВ ЗНІМНИХ  
КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ

221. «Стоматологія»

**Подається на здобуття ступеня доктора філософії.**

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

\_\_\_\_\_ К.Ю. Андрієнко

**Науковий керівник:** д.мед.н., професор Янішен Ігор Володимирович

Харків – 2023

## АНОТАЦІЯ

*Андрієнко К.Ю.* Клініко – лабораторне обґрунтування застосування легованого пакувального матеріалу при виготовленні акрилових базисів знімних конструкцій зубних протезів. - Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії за спеціальністю 221- Стоматологія.

Дисертація виконана в Харківському національному медичному університеті МОЗ України, Харків, 2023.

Дисертація захищається в Харківському національному медичному університеті МОЗ України, Харків, 2023.

Розробка пакувальних матеріалів для виготовлення функціонально ефективних знімних протезів має велике значення для практичної охорони здоров'я, що і визначило мету нашої роботи.

Мета дослідження полягала в обґрунтуванні підвищення ефективності ортопедичного лікування пацієнтів знімними конструкціями зубних протезів шляхом розробки та застосування легованих пакувальних матеріалів.

Відповідно до поставленої мети і завдань було проведено суб'єктивне та функціональне дослідження та здійснено ортопедичну реабілітацію 55 пацієнтів з обґрунтованим добром системи розробленої гіпсової суміші з додаванням модифікаторів KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА та виконано апробацію клінічного моніторингу якості та ефективності лікування знімними ортопедичними типами конструкціями зубних протезів (ЗОК – 110) за індикативними показниками стану порожнини рота.

Проведено дослідження динаміки запальних процесів слизової оболонки порожнини рота під базисами знімних протезів, виготовленими на робочих моделях та прес-формах з медичного гіпсу і з застосуванням пакувальних матеріалів.

Проведено порівняльний аналіз травмуючої дії на м'які та тверді тканини протезного ложа базисів знімних пластинкових протезів повного зубного ряду, виготовлених з використанням модифікованого гіпсу.

Було створено анкету-опитувальник для оцінки якості життя пацієнтів з використанням знімних протезів, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів (досліджено 55 пацієнтів) через 1 місяць користування ЗОК та через 6 місяців користування.

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 Excel 2019. Вихідні дані оброблялися 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 Стьюдента: відмінності вважали достовірними при ( $p \leq 0,05$ ), що є достатнім при проведенні досліджень. Розрахунки проводилися персональному комп'ютері під управлінням операційної системи Windows XP 2002.

За результатами проведених досліджень вивчено вплив водорозчинних латексів та поліметилсилоксанової емульсії на фізико-механічні показники медичного гіпсу як допоміжного матеріалу.

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

Проведено порівняльний багатфакторний кваліметричний аналіз груп пакувальних матеріалів вітчизняного та імпортного виробництва за показниками відповідних міжнародних стандартів за спеціально опрацьованими методиками (виконано 591 лабораторних досліджень): розроблено композицію на основі ГС 2-3 типу та модифікаторів для виготовлення робочих моделей і прес-форм, які забезпечують високу точність базису знімного пластинкового протеза, при компресійному методі пресування. 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.

Досліджена система удосконалення якості лікування пацієнтів із застосуванням знімних ортопедичних конструкцій за рахунок 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), шляхом клініко-лабораторних досліджень базових фізико-механічних властивостей знімних ортопедичних конструкцій.

Розроблено та апробовано методику впливу біомеханічних властивостей на тканини протезного ложа знімних протезів, та як наслідок – розподілення жувального тиску шляхом методу скінченого елемента в системі «зубний протез – тканини протезного ложа» з урахуванням геометричних параметрів порожнини рота, такі як товщина слизової оболонки, товщина кортикальної кісткової пластини.

Шляхом математичного розрахунку була визначена відносна зміна об'єму матеріалу, деформація обумовлена тепловим розширенням, еластична об'ємна деформація, дані потенціалу та теорії пружності. Було враховано внутрішній розподіл напружень, модель досліджена в перерізі, які проходять через медіальні лінії зубів третього квадранту 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).

Ефективність клінічного застосування системи конструкційних та допоміжних матеріалів у забезпеченні якості лікування ортопедичними конструкціями вивчена на кількох рівнях: на першому – дослідження клініко- функціональної ефективності повних знімних конструкцій зубних протезів; на другому – дослідження технологічної ефективності пакувальних матеріалів; на третьому – порівняльна клініко - економічна оцінка знімних протезів, виготовлених за допомогою легованого пакувального матеріалу та додавання оптимального співвідношення концентрації модифікаторів; на четвертому – оцінка впливу лікування повними знімними зубними протезами на показники якості.

Отже, на основі системного аналізу теоретичних відомостей, базуючись на результатах експериментальних 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.

Ключові слова: ортопедичне лікування, адентія, знімний пластинковий протез, легований пакувальний матеріал, гіпсова суміш, модифікатори, фізико-механічні властивості, порожнина рота, якість життя, реабілітація, акриловий базис, слизова оболонка, вікова поширеність, запалення.

## **ABSTRACT**

*Andrienko K.Yu.* Clinical - laboratory justification of using doped packing material in the manufacturing of removable dentures acrylic bases. – Qualified scientific work on the rights of the manuscript.

A dissertation competing for the scientific degree of Doctor of Philosophy in speciality 221 - «Dentistry». Kharkiv National Medical University of the Ministry of Health of Ukraine, Kharkiv, 2023.

The dissertation was completed at the Kharkiv National Medical University of the Ministry of Health of Ukraine, Kharkiv, 2023.

The defence of dissertation will take place on the basis of the Kharkiv National Medical University of the Ministry of Health of Ukraine, Kharkiv, 2023.

The development of packaging materials for the production of functionally effective removable prostheses is of great importance for practical health care, which determined the purpose of our work.

The aim of the study lay in the substantiation of increasing the effectiveness of orthopedic treatment of patients with removable dentures through the development and use of doped (alloyed) packing materials.

All received digital material of clinical, laboratory, physical and mechanical studies was expressed in the SI system. The results of the patient examination were entered into a computer database using specialized software on the Microsoft Excel 2019 platform. The raw data were processed in the Statistica for Windows 10.0 program. To process the obtained data, we used the method of variational statistics with the calculation of the arithmetic mean ( $M$ ), the root means square deviation ( $\sigma$ ) and the error of the mean value ( $t$ ). Average values were compared by Student's criterion: differences were considered significant at ( $p \leq 0.05$ ), which is sufficient for conducting medical research. Calculations were performed on a personal computer Windows XP 2022 operating system.

According to the results of the research, the influence of water-soluble latexes and polymethylsiloxane emulsion on the physical and mechanical parameters of medical plaster was studied.

A prerequisite has been created for the selection of the characteristics of the packaging material with the physical and mechanical indicators of the materials, namely: the indicator of the total working time is greater by 0.43% ( $p > 0.05$ ); structuring time is shorter by 3.12 % ( $p < 0.05$ ); relative expansion during structuring is smaller by 4.72 % ( $p < 0.05$ ); relative expansion after structuring, bending strength is lower by 3.89% ( $p < 0.05$ ); compressive strength is greater by 7.28 % ( $p > 0.05$ ); linear shrinkage decreased by 0.78 % ( $p < 0.05$ ).

A comparative multifactorial qualitative analysis of groups of packaging

materials of domestic and imported production was carried out according to the indicators of the relevant international standards using specially developed methods (591 laboratory tests were performed): a composition based on mixtures of type 2-3 plasters and modifiers was developed for the production of working models and molds, which ensure high accuracy of the base of removable dentures, with the compression method of pressing. The influence of water-soluble latexes and polymethylsiloxane emulsion on the physical and mechanical parameters of medical plaster was studied in the laboratory. The technological stages of manufacturing removable dentures based on modified packaging materials are substantiated.

The studied system of improving the quality of treatment of patients with the use of ROC due to the optimization of the clinical and laboratory stage of their manufacture and the justified selection of packaging material with different consistency of adding modifiers KE-10-01, PVC, BS-65-GP and PVA (556 clinical and technological options), for which according to the results of clinical and laboratory studies of the basic physical and mechanical properties of the for each of removable orthopedic structures.

The method of influencing biomechanical properties on the tissues of the prosthetic area of the dental removable constructions was developed and tested, and as a result, the distribution of masticatory pressure using the finite element method in the system «dental prosthesis - tissue of the prosthetic area» taking into account the geometric parameters of the oral cavity, such as the thickness of the mucous membrane, the thickness of the cortical bone plates.

The relative change in the volume of the material, the volume deformation due to thermal expansion, the elastic volume deformation, the data of the elasticity potential and the theory of elasticity were determined by means of mathematical calculation. The internal stress distribution was taken into account, the model was examined in cross-section, which pass through the medial lines of the teeth of the third quadrant of the lower jaw:  $PM_1$  – first premolar;  $PM_2$  – second premolar;  $M_1$  – first molar;  $M_2$  – second molar (253 sections). Orthopedic treatment of 55 patients was carried out with a justified selection of the system of the developed

hyssop mixture with the addition of KE-10-01, PVC, BS-65-GP and PVA modifiers, and clinical monitoring of the quality and effectiveness of treatment with removable orthopedic types of denture structures (ROC - 110) was carried out. according to indicative indicators.

A study of the dynamics of inflammatory processes of the mucous membrane of the oral cavity under the bases of removable prostheses, made on working models and molds made of medical plaster and with the use of packaging materials, was conducted.

A comparative analysis of the traumatic effect on the soft and hard tissues of the prosthetic area of the bases of removable lamellar prostheses of a full set of teeth, made using modified plaster, was carried out. A questionnaire was created to assess the quality of life of patients using removable constructions made with doped packaging materials (55 patients were studied) after 1 month of use and after 6 months of using removable constructions.

The effectiveness of the clinical application of the system of structural and auxiliary materials in ensuring the quality of treatment with orthopedic structures has been studied at several levels: at the first level – a study of the clinical and functional effectiveness of complete removable structures of dental prostheses; on the second - a study of the technological efficiency of packaging materials; on the third – a comparative clinical and economic evaluation of removable prostheses made with the help of doped packaging material and the addition of the optimal ratio of the concentration of modifiers; on the fourth – assessment of the impact of treatment with complete removable dentures on quality indicators.

So, on the basis of a systematic analysis of theoretical information, based on experimental data, a new solution to an actual scientific and practical task is given - the development of a new domestic alloyed packaging material for the manufacture of removable dentures, justification and evaluation of its clinical application.

Keywords: orthopedic treatment, edentulous jaws, removable laminar dentures, doped(alloyed) packing material, gypsum (plaster), modifiers, physical-mechanical properties, oral cavity, quality of life, rehabilitation, acrylic base, mucous membrane, age prevalence, inflammation.

## СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ:

**Наукові праці, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації:**

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>

*(Здобувачем проведено аналіз впливу розробленого матеріалу на показники фізико-механічних властивостей, аналіз результатів, обробку даних).*

2. 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>

*(Здобувачем проведено порівняння результатів дослідження, обробка даних).*

3. 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>

*(Здобувачем проведено порівняльну оцінку фізико-механічних властивостей матеріалу, аналіз результатів, обробку даних).*

3. 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>

*(Здобувачем проведено аналіз результатів та статистична обробка даних).*

4. 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 № 3 (04) 2018 р.  
<https://doi.org/10.35339/ecd.4.3.40-45>

*(Здобувачем проведено аналіз клінічних критеріїв результатів дослідження та статистична обробка даних).*

**Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:**

5. 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.

*(Здобувачем проведено клінічний моніторинг пацієнтів зі знімними конструкціями зубних протезів, враховуючи показники якості життя, здійснено написання тез).*

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.

*(Здобувачем проведений аналіз результатів показників даних якості життя пацієнта при користуванні знімними конструкціями зубних протезів, здійснено написання тез).*

7. 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.

*(Здобувачем проведений порівняльний аналіз впливу показників якості життя пацієнта при користуванні знімними конструкціями зубних*

*протезів, здійснено написання статті, статистичне опрацювання даних, аналіз результатів).*

8. 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.

*(Здобувачем проведений порівняльний аналіз даних та вплив на показники якості життя пацієнта при користуванні знімними конструкціями зубних протезів, здійснено написання тез, статистичне опрацювання даних, аналіз результатів)*

9. 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.

*(Здобувачем проведена порівняльна оцінка доцільності використання теорій напруження та деформації для оцінки якості повних знімних пластинкових протезів, здійснено написання тез).*

10. 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.

*(Здобувачем проведена клінічна оцінка впливу показників напруження та деформації для оцінки якості повних знімних пластинкових протезів, здійснено аналіз результатів, написання тез).*

11. 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.

*(Здобувачем проведена порівняльна оцінка доцільності використання теорій напруження та деформації для оцінки якості повних знімних пластинкових протезів, здійснено написання тез).*

12. 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, Ополе, Польща. Тернопіль: ФОП Шпак ВБ; 2023. с. 237-240.

*(Здобувачем проведений аналіз фізико-механічного показнику структуризації пакувального матеріалу на склад властивостей розробленого матеріалу, здійснено статистичну обробку отриманих даних, підготовлено тези).*

13. 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.

*(Здобувачем проведено дослідження впливу методики скінчених елементів на якість виготовлення знімних протезів, здійснено аналіз отриманих даних, підготовлено тези).*

14. 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

*(Здобувачем проведений порівняльний аналіз показників оптимального співвідношення модифікуючих добавок при виготовленні знімних протезів, здійснено аналіз отриманих даних, підготовлено тези)*

15. 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. ISBN978-617-8293-09-3.

*(Здобувачем проведений аналіз фізико-механічних властивостей розробленого матеріалу, здійснено статистичну обробку отриманих даних, підготовлено тези).*

16. 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. с.212-215.

*(Здобувачем проведена клінічна оцінка ступеню атрофічних процесів тканин протезного ложа пацієнтів з повною відсутністю зубів, здійснено аналіз клінічних результатів, підготовлено тези).*

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	18
ВСТУП.....	19
РОЗДІЛ 1. СУЧАСНІ АСПЕКТИ КЛІНІКО-ТЕХНОЛОГІЧНИХ ОСОБЛИВОСТЕЙ ЗАСТОСУВАННЯ ЛЕГОВАНИХ ПАКУВАЛЬНИХ МАТЕРІАЛІВ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНИХ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ) .....	30
1.1 Загальна картина впливу знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів на стан тканин протезного ложа .....	30
1.2 Аналіз способів та методів підвищення якісних показників базисів знімних пластинкових протезів.....	38
1.3 Основні групи пакувальних матеріалів, що використовуються на етапах виготовлення знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів .....	41
1.4 Гіпотеза дослідження.....	49
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	51
2.1 Концептуальна модель програми дослідження.....	51
2.2 Методи підготовки зразків композицій пакувальних матеріалів, склад та технологія.....	53
2.3. Дослідження фізико-механічних показників легovanого пакувального матеріалу.....	55
2.3.1 Випробування на час структуризації та затвердіння зразків.....	57
2.3.2 Випробування відносного розширення при структуризації зразків .....	58
2.3.3 Визначення лінійного розширення при затвердінні .....	60
2.3.4 Випробування зразків визначення межі міцності при стисненні зразків .....	61

2.3.5	Визначення шорсткості поверхні зразків.....	62
2.3.6	Визначення коефіцієнта лінійного теплового розширення зразків.....	64
2.4	Дослідження клініко-технологічних показників легованого пакувального матеріалу шляхом методу скінчених елементів....	65
2.5	Клінічні методи дослідження.....	67
2.5.1	Загальна характеристика досліджуваних груп пацієнтів та матеріалів.....	68
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.....	75
2.5.3	Метод визначення атрофічних процесів альвеолярного відростка верхньої та альвеолярної частини нижньої щелепи під акриловими базисами знімних конструкцій .....	76
2.5.4	Дослідження показників якості життя пацієнтів зі знімними конструкціями зубних протезів, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів.....	77
РОЗДІЛ 3. РОЗРОБКА ТА ЛАБОРАТОРНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ЛЕГОВАНИХ ПАКУВАЛЬНИХ МАТЕРІАЛІВ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНИХ ПРОТЕЗІВ.....		83
3.1	Оптимізована компонентна структура та порівняльна характеристика основних властивостей нового легованого пакувального матеріалу.....	83
3.1.1	Розробка нового легованого пакувального матеріалу із оптимізованою структурою, технологічними та фізико-механічними властивостями.....	85

3.1.2 Вивчення технологічних та фізико-механічних властивостей легованого пакувального матеріалу з оптимізованою структурою.....	88
3.2 Порівняльна характеристика фізико-механічних властивостей легованого пакувального матеріалу із оптимізованою структурою: багатофакторний підхід.....	92
3.2.1 Вплив концентрації модифікаторів на час структуризації гіпсових зразків легованого пакувального матеріалу.....	92
3.2.2 Вплив концентрації модифікаторів на ударну в'язкість гіпсових зразків легованого пакувального матеріалу.....	95
3.2.3 Вплив концентрації модифікаторів на міцність стиснення гіпсових зразків легованого пакувального матеріалу.....	98
3.2.4 Вплив концентрації модифікаторів на шорсткість гіпсових зразків легованого пакувального матеріалу.....	101
РОЗДІЛ 4. РЕЗУЛЬТАТИ ВИЗНАЧЕНЬ ДАНИХ НАПРУЖЕННЯ ТА ДЕФОРМАЦІЇ У БАЗИСІ ЗНІМНИХ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ.....	110
4.1 Обґрунтування результатів визначень даних напруження та деформації у базисі знімних ортопедичних конструкцій.....	110
4.1.1 Принципи біомеханіки у знімному протезуванні та вплив на показники даних напруження та деформації у базисі знімних ортопедичних конструкцій: основні положення.....	111
4.2 Математичні особливості розрахунку основних фізико-механічних характеристик матеріалів знімно ортопедичної конструкції, виготовленої за допомогою легованого пакувального матеріалу. Допоміжні стоматологічні матеріали.....	115
4.3 Використання методу скінченних елементів як основу для визначення даних напруження та деформації при виготовленні знімно ортопедичної конструкції.....	121

4.4 Обґрунтування результатів математичного розрахунку показників даних напруження та деформації у базисі знімних ортопедичних конструкцій.....	131
РОЗДІЛ 5. РЕЗУЛЬТАТИ КЛІНІЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ РОЗРОБЛЕНОГО ЛЕГОВАНОГО ПАКУВАЛЬНОГО ЗУБОТЕХНІЧНОГО МАТЕРІАЛУ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНИХ ПРОТЕЗІВ.....	137
5.1 Обґрунтування клінічного застосування розробленого легovanого пакувального зуботехнічного матеріалу.....	137
5.2 Клінічні приклади клініко-технологічних етапів виготовлення знімних конструкцій зубних протезів за допомогою легованих пакувальних матеріалів.....	140
5.3 Клінічні критерії оцінки якості знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів.....	150
5.3.1 Клініко-технологічний взаємозв'язок принципів біомеханіки та методу скінченних елементів при оцінці якості знімної ортопедичної конструкції протягом тривалої клінічної експлуатації.....	151
5.3.2 Результати макрoгiстoxiмiчних досліджень слизової оболонки ротової порожнини під базисами знімних пластинкових протезів.....	154
5.3.3 Результати дослідження атрофічних процесів тканин протезного ложа під базисами знімних пластинкових протезів.....	156
5.4 Оцінка якості життя пацієнтів зі знімними конструкціями зубних протезів, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів.....	160

АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ ОТРИМАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ.....	171
ВИСНОВКИ .....	184
ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ .....	186
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	187
ДОДАТКИ .....	218

**ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА 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 $t = 2$ , $p < 0,05$ )

## ВСТУП

**Актуальність теми.** Протезування пацієнтів з повною відсутністю зубів дотепер залишається ще невирішеною 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 та альвеолярної частини щелеп від жувального тиску [1, 2, 3].

Природні процеси атрофії, на даному етапі розвитку стоматології та медицини в цілому, зупинити неможливо і через певний проміжок часу у пацієнтів з відсутністю зубів зростає невідповідність профілю тканинних структур щелепи з профілем базису протеза [4, 5, 6]. Така невідповідність прогресує і через кілька років протез замінюється новим. Значно гірша справа у випадках з підвищеною інтенсивністю атрофічних процесів тканин щелеп і, як наслідок, виникають складні клінічні умови протезних ложа та поля [7, 8]. У клініці ортопедичної стоматології до 30-40% пацієнтів, за даними дослідників, мають несприятливі умови для протезування. З багатьох досліджень до 20% людей із повною відсутністю зубів що неспроможні користуватися знімними протезами [9].

Для вирішення цієї проблеми рядом дослідників пропонувалося модифікувати конструкції знімних пластинкових протезів, удосконалити технології їх виготовлення, застосовувати 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 належним чином досі ще не вирішені [10, 11, 12].

Розробка пакувальних матеріалів для виготовлення функціонально ефективних знімних протезів має велике значення для практичної охорони здоров'я, що визначило мету нашої роботи.

**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.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Дисертаційна робота є фрагментом комплексної НДР кафедри ортопедичної стоматології «Відновлення якості життя пацієнтів з основними стоматологічними захворюваннями органів та тканин щелепно-лицевої ділянки за допомогою ортопедичного лікування та реабілітації», № державної реєстрації 0122U000350. Автор є безпосереднім виконавцем фрагментів цих досліджень.

**Мета дослідження.** Підвищення ефективності ортопедичного лікування пацієнтів знімними конструкціями зубних протезів шляхом розробки та застосування легованих пакувальних матеріалів.

**Завдання дослідження:**

1. Вивчити вплив водорозчинних латексів і поліметилсилоксанової емульсії на фізико-механічні показники медичного гіпсу.
2. Розробити композицію на основі сумішей гіпсів 2-3 типу та модифікаторів для виготовлення робочих моделей і прес-форм, які забезпечують високу точність базису знімного пластинкового протеза, при компресійному методі пресування.

3. Обґрунтувати технологічні етапи виготовлення знімних пластинкових протезів на основі модифікованих пакувальних матеріалів.

4. Дослідити динаміку запальних процесів слизової оболонки порожнини рота під базисами знімних протезів, виготовленими на робочих моделях та прес-формах з медичного гіпсу і з застосуванням пакувальних матеріалів.

5. Вивчити травмуючу дію на м'які та тверді тканини протезного ложа базисів знімних пластинкових протезів повного зубного ряду, виготовлених з використанням модифікованого гіпсу.

**Об'єкт дослідження** – беззубі щелепи, зубо-технічні 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.

**Методи дослідження:** клінічний, лабораторний, технологічний, розрахунково – графічний, аналітичний, метод порівняльного клініко – економічного аналізу, кваліметричні та статистичні (параметричний та непараметричний) методи.

#### **Способи вирішення поставлених задач.**

- на першому етапі, вивчено вплив водорозчинних латексів та поліметилсілоксанової емульсії на фізико-механічні показники медичного гіпсу. Створено передумову для підбору характеристик пакувального матеріалу з фізико-механічними показниками матеріалів, а саме: показник загального робочого часу більший на 0,43 % ( $p > 0,05$ ); час структуризації менша на 3,12 % ( $p < 0,05$ ); відносне розширення при структуризації менша на 4,72 % ( $p < 0,05$ ); відносне розширення після структуризації міцність на вигін менша на 3,89 % ( $p < 0,05$ ); міцність при стисненні більше на 7,28 % ( $p > 0,05$ ); лінійна усадка зменшилася на 0,78 % ( $p < 0,05$ ).

- на другому - проведено порівняльний багатofакторний кваліметричний аналіз груп пакувальних матеріалів вітчизняного та

імпортного виробництва за показниками відповідних міжнародних стандартів за спеціально опрацьованими методиками (виконано 591 лабораторних досліджень): розроблено композицію на основі сумішей гіпсів 2-3 типу та модифікаторів для виготовлення робочих моделей і прес-форм, які забезпечують високу точність базису знімного пластинкового протеза, при компресійному методі пресування. 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 зуботехнічних матеріалів.

- на третьому - досліджена система удосконалення якості лікування пацієнтів із застосуванням ЗОК за рахунок 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 - розроблено та апробовано методику впливу біомеханічних властивостей на тканини протезного ложа ЗОК, та як наслідок розподілення жувального тиску шляхом методу скінченого елемента в системі «зубний протез – тканини протезного ложа» з урахуванням геометричних параметрів порожнини рота, такі як товщина слизової оболонки, товщина кортикальної кісткової пластини. 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 перерізі., які проходять через медіальні лінії зубів третього квадранту 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 - здійснено ортопедичне лікування 55 пацієнтів з обґрунтованим добром системи розробленої гіпсової суміші з додаванням модифікаторів KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА та виконано апробацію клінічного моніторингу якості та ефективності лікування знімними ортопедичними типами конструкціями зубних протезів (ЗОК – 110) за індикативними показниками стану РП. Проведено дослідження динаміки запальних процесів слизової оболонки порожнини рота під базисами знімних протезів, виготовленими на робочих моделях та прес-формах з медичного гіпсу і з застосуванням пакувальних матеріалів. Проведено порівняльний аналіз травмуючої дії на м'які та тверді тканини протезного ложа базисів 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 1 місяць користування ЗОК та через 6 місяців користування ЗОК.

Ефективність клінічного застосування системи конструкційних та допоміжних матеріалів у забезпеченні якості лікування ортопедичними конструкціями вивчена на кількох рівнях: на першому – дослідження клініко-функціональної ефективності знімних конструкцій зубних протезів; на другому – дослідження технологічної ефективності пакувальних матеріалів; на третьому – порівняльна клініко - економічна оцінка знімних протезів, виготовлених за допомогою легованого пакувального матеріалу та додавання оптимального співвідношення концентрації модифікаторів; на четвертому – оцінка впливу лікування повними знімними зубними протезами на показники якості.

#### **Умови для вирішення поставлених у дослідженні задач.**

Поставлені задачі були виконані, оскільки вони забезпечувалися необхідними умовами:

**науковою базою** є Харківський національний медичний університет: кафедра ортопедичної стоматології;

**лабораторною** базою є акредитована у системі МОЗ України центральна науково-дослідна лабораторія АТ «Стома»;

**клінічною базою** для виконання дослідження є Університетський стоматологічний центр ХНМУ;

**експериментально-виробничою базою** є вітчизняний виробник стоматологічних матеріалів – АТ «Стома», з яким укладено договір про науково-виробничу співпрацю: акредитована у системі УКРСЕПРО лабораторія стоматологічних матеріалів.

### **Наукова новизна одержаних результатів.**

Розроблена передумова для підбору характеристик пакувальних матеріалів (загальний робочий час, час структуризації, відносне розширення при структуризації, відносне розширення після структуризації, міцність при стисненні, лінійна усадка) для компенсації полімеризаційною усадкою базисних полімерів.

Доведено та випробувано в клінічній практиці легований пакувальний матеріал на основі суміші 100 грам ( із них 70 грам гіпсу та 30 грам супергіпсу) на 55 мл  $H_2O$  з додаванням модифікаторів з оптимальними відсотковими співвідношеннями KE-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 протезу.

Визначено шляхом математичного розрахунку 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 з середнім значенням для  $PM_1$  –  $(4194,10 \pm 3,41)$  м<sup>2</sup>К,  $PM_2$  –  $(4150,93 \pm 5,22)$  м<sup>2</sup>К. Дані середніх значень  $M_1$  та  $M_2$  становили  $(1200,13 \pm 4,1)$  м<sup>2</sup>К та  $(6550,01 \pm 3,23)$  м<sup>2</sup>К.

Достовірно доведено за рахунок 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 місяців 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 покращення 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. при виготовленні знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів та у ранні та віддалені терміни експлуатації дозволяє отримати позитивний клінічний результат у 83,2 % випадків.

### **Практичне значення очікуваних результатів.**

Впроваджений у промислове виробництво та клінічну практику вітчизняний пакувальний матеріал для виготовлення знімних конструкцій зубних протезів. Результати лабораторних випробувань дозволяють доцільно застосовувати розроблений матеріал при виборі та обґрунтуванні конструкції зубного протезу, а дослідження його клініко–технологічних властивостей дозволять провести виготовлення базису за удосконаленою методикою, що в прямій залежності відобразиться на якості лікування знімними пластинковими протезами та показниками якості 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 має відображення 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 в 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 можуть бути 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 практичних 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 імпорتنих матеріалів, що сприяє зниженню інтенсивності атрофічних процесів тканин протезного ложа та підвищення функціональної ефективності знімних протезів при складних клінічних умовах в порожнині рота.

**Особистий внесок здобувача.** Дисертаційна робота є особистою науковою працею. Автором на основі вивчення літератури та пріоритетних розробок у галузі клінічної стоматології та стоматологічного матеріалознавства обґрунтована тема дослідження, сформульовано мету та його задачі. Здобувачем здійснено регіонально-популяційне дослідження та виконано клініко-технологічну оцінку якості ортопедичних конструкцій на основі аналізу безпосередніх, віддалених результатів лікування; розроблені та удосконалені зуботехнічні матеріали. Дисертант самостійно провів весь комплекс експериментальних, лабораторних та клінічних досліджень. Первинний матеріал повністю зібраний автором, а також виконана систематизація, статистичний та клініко-інформаційний аналіз, розроблені алгоритми оцінки, обґрунтовані принципи комплаєнтного добору стоматологічних матеріалів, проліковані пацієнти, узагальнено виявлені у дослідженні закономірності. На основі виконаних безпосередньо автором лабораторних та клінічних досліджень написані усі розділи дисертації, сформульовано висновки та практичні рекомендації.

**Апробація результатів дисертації.** Основні положення дисертаційного дослідження повідомлені та обговорювалися на науково-практичній конференції «Питання експериментальної та клінічної стоматології: збірник наукових праць. Випуск 15. Матеріали науково-

практичної конференції з міжнародною участю Сучасні проблеми ортопедичної стоматології», присвяченій 40-річчю відновлення кафедри ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету» (Харків, 2019), «Актуальні проблеми стоматології, щелепно-лицевої хірургії, пластичної та реконструктивної хірургії голови та шиї. Матеріали Всеукраїнської науково-практичної конференції з міжнародною участю» (Полтава, 2019), «Всеукраїнська міждисциплінарна науково-практична конференція з міжнародною участю. УМСА - століття інноваційних напрямків та наукових досягнень. Український стоматологічний альманах науково-практичний фаховий журнал» (Полтава, 2021), «Всеукраїнська дистанційна науково-практична конференція. Теорія та практика сучасної стоматології» (Харків, 2022), «Світ наукових досліджень. Випуск 23. Міжнародна мультидисциплінарна наукова інтернет-конференція» (Тернопіль, Україна, Ополе, Польща, 2023), «Modern Movement of Science. Proceedings of the 15th International Scientific and Practical Internet Conference» (Dnipro, Ukraine 2023), «Сучасні методи відновлення зубів. Всеукраїнські науково-практична конференція з міжнародною участю» (Полтава, 2023), «VIII Міжнародна науково-практична конференція. Distance learning in universities and modern problems» (Будапешт, Угорщина, 2023), «IX Міжнародна науково-практична конференція. Modern problems of science, education and society» (Київ, 2023), «X Міжнародна науково-практична конференція. Теорія і практика сучасної науки та освіти» (Львів, 2023).

Основні матеріали та результати досліджень за темою дисертації апробовані на кафедрі ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету та на апробаційній раді з попередньої експертизи дисертаційних робіт зі стоматології Харківського національного медичного університету.

**Публікації.** Основні положення дисертаційної роботи висвітлені у 17 друкованих наукових працях, серед них 5 статей у фахових наукових виданнях (із них одноосібно 3), 12 тез у збірниках матеріалів вітчизняних та закордонних конгресів, з'їздів і конференцій.

**Обсяг і структура дисертації.** Дисертаційна робота викладена українською мовою, загальним обсягом 236 сторінок машинописного тексту. Складається із вступу, аналітичного огляду літератури та розділу, у якому викладені матеріали і методи дослідження, а також трьох розділів та результатів власних досліджень, аналізу та узагальнення результатів, висновків, практичних рекомендацій, списку використаних джерел, який містить 227 джерел (122 кирилицею та 105 латиницею (31 сторінка)). Дисертація проілюстрована 48 рисунками (8 сторінок), і 19 таблицями (23 сторінки), додатки (17 сторінок).

## 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 існує досить висока частота ускладнень при користуванні знімними ортопедичними конструкціями зубних протезів (ЗОК), попри сьогodнішній етап розвитку сучасної стоматології [1].

Найбільш характерним демографічним зрушенням ХХ століття, а також початок ХХІ століття 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 пародонту визначає високу потребу в протезуванні ЗОК повного зубного ряду [7,9].

Дослідженнями доведено, що ортопедична реабілітація є комплексним заходом, що пов'язане також зі складністю виготовлення знімних пластинкових протезів повного зубного ряду, через складні особливостями анатомо-топографічними протезного ложа та необхідністю точної передачі мікрорельєфу слизової оболонки порожнини рота на базис ЗОК [13, 14, 15, 16].

За даними ряду авторів [17, 18] 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 [19, 20, 21], дискомфорту або больового відчуття, викликаних невідповідністю базису протеза та тканин протезного ложа [22, 23, 24, 25].

Згідно результати статистичного аналізу можна зазначити, що з 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 протезу у порожнину рота, 6,9% - через часті поломки або деформації ЗОК [26], 8,7% - через труднощі пережовування їжі, 1,9% - алергічну реакцію на компоненти ЗОК, 3,2% - через часту блювотного рефлексу, 1,8% - у зв'язку з незадоволеністю естетичного вигляду конструкції, 6,3% - через повільну адаптацію до ЗОК та 33,6% - внаслідок комплексу вищеперерахованих аспектів [27].

Період адаптації до ЗОК, як зазначають численні дослідники, напряду пов'язані з їх якістю [28, 29, 30]. Слід підкреслити, що цей фізіологічний показник насамперед залежить від фізико-механічних властивостей пакувального матеріалу [31], який використовується для виготовлення робочих моделей. Однак, можна зазначити, що широко застосовуваний в даний час гіпс як основний пакувальний матеріал при виготовленні ЗОК не завжди відповідає достатньо тим вимогам, які до нього пред'являються.

Тому, у зв'язку із збільшенням терміну експлуатації знімних протезів зростає відсоток конструкцій, не придатних для використання через погану фіксацію [32]. Це викликано невідповідністю базису протезу та протезного ложа [33] та свідчить про інтенсивні атрофічні процеси у подальшій перспективі та погіршенню показників якості життя пацієнта.

Таким чином, потреба в знімному протезуванні є актуальним питанням сучасної ортопедичної стоматології та, як було зазначено вище, вона пов'язана з численними факторами, у тому числі і якістю пакувального матеріалу, що відбивається на стані тканин протезного ложа в процесі використання різних видів знімних зубних пластинкових конструкцій [34, 35].

Якість відповідності ЗОК з тканинами протезного ложа є одна із головних проблем у практиці ортопедичної стоматології [36]. Це пов'язано з тим, що в даний час ще досить висока частота ускладнень при користуванні знімними пластинковими протезами повного зубного ряду.

Однією з причин цього факту є невідповідність АБ протезу 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 використовуються. 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 [37, 38], фізіологічного 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 [39, 40]. Однак до цього часу ще не вирішена проблема рівномірного розподілу жувального тиску (ЖТ) переданого базисом знімного пластинкового протеза [41, 42]. 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, та, як наслідок, до атрофічних процесів слизової оболонки та кісткової тканини [43, 44, 45].

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 характеристик відбиткових та пакувальних матеріалів, а також неточних корекціях ЗОК [46, 47].

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 [48, 49, 50, 51, 52]. При комплексному вивченні впливу ЗОК на функціональні та морфологічні зміни у слизовій оболонці порожнини рота доведено, що будь-який базис знімного протезу є подразником механічного, хіміко-токсичного та сенсibiliзуючого характеру [53, 54]. Ці дратівливі 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 чинним фактором є механічне подразнення слизової оболонки протезного ложа жорсткими базисами знімних пластинкових протезів [55].

Розрізняють два основні види механічного роздратування: 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 хвилин. При цьому відбуваються цитологічні зміни у вигляді внутрішньоклітинного та міжклітинного набряку, набухання клітин, ядер та їх руйнування. Спостерігаються характерні ознаки 2-3 стадії гострого запального процесу. Досить ясно, що при хронічному запаленні відбуваються незворотні процеси в слизовій оболонці [56, 57]. У літературі зазначено про наявність чотирьох стадій гострого запалення при користуванні ЗОК [58] 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 [59].

При користуванні протезами до трьох років окістя, що покриває альвеолярний відросток, потовщується внаслідок осередкової проліферації остеобластів [60]. Також змінюються стінки кровоносних судин, іноді відбувається розволокнення еластичних мембран [61, 62].

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 [63, 64]. 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 [65].

При користуванні ЗОК можуть спостерігатися алергічні реакції, спричинені пластифікатором та барвником, деякі автори рекомендують усунути їх за допомогою заміни базисної пластмаси на безбарвну [66]. Інші автори пропонують здійснювати занурення протезів концентрований Chlorax

на 5 хвилин перед завершальним етапом полірування знімних пластинкових протезів, а також проводити їх обробку ультразвуком [67].

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 вищевикладеним, очевидною є актуальна необхідність модифікації пакувального матеріалу з метою:

- зменшення токсичного та алергенного впливу пакувального матеріалу на слизову оболонку протезного ложа;

- покращення 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 [68] можна відмітити, що у сучасній клініці ортопедичної стоматології потрібно якомога раніше та точніше виявляти зони гострого запалення слизової оболонки при механічному навантаженні цих ділянок знімними протезами і, відповідно, усунути фактор, що травмує, з певною топографічною точністю на базисі протеза [69, 70].

Раніше було запропоновано метод виявлення зон перевантаження слизової оболонки під базисом знімного протеза за допомогою макрогістохімічної реакції, видимої неозброєним оком, при стадії гострого запалення в межах до 60 хвилин після фіксації нового протеза [71].

Слизова оболонка протезного ложа покривалася розчином Шиллера-Писарева. Через 30-60 секунд 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 [72, 73, 74].

Враховуючи ділянки щелеп найменше схильних до атрофічних процесів на контрольних моделях, вимірювали висоту альвеолярного відростка верхньої щелепи і альвеолярної частини нижньої щелепи [75, 76].

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 [77, 78].

Найчастіше використовується метод електроміографії, що визначає порушення функції жувальних і м'язів у спокої та під час рухів нижньої щелепи [79].

Для вивчення біо-електричної активності жувальних м'язів при повній відсутності зубів також пропонувалося застосовувати поверхневу або інтерференційну електроміографію [80]. 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 [81].

Дослідження фізіології жувального апарату стали можливі завдяки розвитку методів реєстрації рухів нижньої щелепи [82, 83]. 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 ( $4,9 \div 6,8$ ) мм, вертикально становить ( $14,5 \div 18,8$ ) мм. Швидкість відкривання рота ( $56 \div 86$ ) мм/сек, закривання ( $55 \div 76$ ) мм/сек. Час всього жувального циклу ( $0,73 \div 0,86$ ) сек, а час змикання зубів під час жування ( $0,11 \div 0,16$ ) секунди.

Виявилось, що в старшого покоління швидкість рухів нижньої щелепи знижується і має більше варіантів у вертикальному напрямку [84]. 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 [85].

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 [86, 87]. Відзначено деяке покращення функціонального стану м'язів на звичній стороні жування [88].

Відомо, що функціональний стан жувального апарату характеризується коефіцієнтом жувальної потужності. Для визначення зазначеного коефіцієнта застосовували методики проб Р.Є. Гельмана та І.С. Рубінова, а також їх уніфіковані проби, які засновані на залежності ступеня подрібнення їжі від стану жувального апарату [89].

Інші вчені [90, 91, 92] 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, досконала за одиницю часу;

- жувальної ефективності (E) - ставлення корисної роботи з подрібнення тестової порції до всієї витраченої.

Тому 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 [93, 94].

## **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 [95, 96, 97]. За останні десятиліття запропоновано безліч способів виготовлення та модифікацій конструкцій знімного протеза [98]. З метою покращення фіксації ЗОК пропонувалося використовувати невеликий вварювальний клапан, що дозволяє при необхідності евакуювати слину та повітря з-під протеза, що, збільшує негативний ЖТ у порожнині, що утворюється АБ протеза та слизовою оболонкою протезного ложа, що у свою чергу сприяє поліпшенню фіксації знімного пластинкового протеза повного зубного ряду [99].

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 [100]. До біофізичних методів фіксації протеза відносяться також камери, що присмоктують, (присос Рауе). Однак протези, що фіксуються за рахунок функціонального присмокткування, 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 [101, 102, 103]. Багато авторів вважають, що

ефективніше ортопедичне лікування досягається при застосуванні еластичних матеріалів як м'яку підкладку під твердий АБ. Застосування м'якої підкладки усуває біль у ділянці кісткових виступів.

Деякі автори вважають, що знімні пластинкові протези з відкритим небом можуть застосовуватися тільки на нетривалий термін, оскільки зменшення площі ЗОК збільшує ЖТ на слизову оболонку ротової порожнини та викликає її запалення. ЗОК з укороченим небом 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 [104, 105].

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 [106, 107].

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 [108, 109, 110].

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 присмокування в 2,2 – 2,8 разів [111, 112].

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 ясна, є камера з рідиною. Камера утворена твердим базисом і шаром еластичної плівки, що її покриває, і заповнена рідиною на основі гліцерину [113].

Одним з методів поліпшення фіксації та стабілізації ЗОК при несприятливих анатомо-фізіологічних умовах 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 [114, 115]. Під дією слини клей набухав та утворював липкий прошарок, покращуючи фіксацію ЗОК [116]. 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 [117, 118].

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 у момент отримання відбитка, що дозволяло покращити фіксацію ЗОК.

Також для покращення позиціонування ЗОК при різко вираженій атрофії альвеолярного відростка пропонувалося використовувати нову конструкцію внутрішньо-кісткового імплантанта та застосовувати внутрішньокісткових магнітів [119, 120].

Таким чином, аналізуючи доступні джерела літератури можна дійти висновку у тому, 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 тканинах протезного ложа в даний час 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 2 модифікації  $\alpha$ -і  $\beta$ -напівгідрати:

$\alpha$ -гіпс одержують при нагріванні двоводного гіпсу під тиском 1,3 атмосфери, 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 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 представляє за мінералогічним складом однорідний моноліт.

Гідратовані з поверхні уламки, спаяні новоутвореннями, отриманими в результаті повного розчинення найдрібніших часток гіпсу з подальшою кристалізацією - це є характерною структурою звичайного медичного гіпсу [121]. 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 в залежності від призначення та межі міцності при стисканні [1,76]:

Тип 1 - гіпси для відбитків;

Тип 2 – гіпси медичні;

Тип 3 – гіпси високоміцні для моделей;

Тип 4 - гіпси надміцні для моделей та штампиків з низьким показником розширення;

Тип 5 - гіпси надміцні для моделей та штампиків з високим показником розширення.

Фізико-хімічні, механічні параметри міцності та швидкість затвердіння гіпсу та супергіпсу добре вивчені [122, 155]. Медичний гіпс має питому вагу  $(2,67 \div 2,68)$  г/см<sup>3</sup>. Його твердіння починається через  $(4 \div 15)$  хвилин і закінчується через  $(6 \div 30)$  хвилин, в залежності від типу гіпсової суміші. Межа міцності становить  $(35 \div 200)$  кг/см<sup>2</sup>. Міцність стандартної гіпсової суміші на розтяг через 24 години 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 типу мають час затвердіння від 8 до 10 хвилин, при цьому розширення під час затвердіння не

перевищує  $(0,07 \div 0,09)\%$ , міцність при тиску через 1 годину після затвердіння становить  $30 \text{ Н/мм}^2$  через 1 добу становить  $(5 \div 60) \text{ Н/мм}^2$ . Зазначені матеріали застосовуються при виготовленні розбірних, комбінованих зі звичайним гіпсом моделей щелеп. Співвідношення порошку та води при замішуванні становить 100 гр. на  $(22 \div 24)$  мл води [123].

Синтетичні особливо тверді гіпси характеризуються коефіцієнтом розширення, що дорівнює приблизно  $0,1 \%$  через 2 години 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  $37^\circ \text{C}$  призводить до найбільшої розчинності  $\beta$ -напівгідратів [124, 125], це зменшує час схоплювання, енергійне змішування компонентів призводить до аналогічного ефекту.

Багатьма авторами було досліджено методи покращення фізико-механічних властивостей ГС. Виділяють 2 основних способи прискорення реакції гідратації та активації твердіння суміші: підвищення тонкості подрібнення порошку гіпсу та введення прискорювача твердіння (активатора) [126, 127].

Встановлено, що швидкість схоплювання стоматологічного гіпсу залежить від рівня його подрібнення, дисперсності способу замішування, температури води та присутності в гіпсі домішок [76, 128].

Активация 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 ( $\text{Ca(OH)}_2$ ,  $\text{NaOH}$ );
- переважно лужна активація (добавки на основі мелаїноформальдегідної смоли та ін.) ;
- змішана активація (формувальні матеріали з поверхнево-активними речовинами) ;
- кислотна активація (розвари хлористого, йодистого, сірчаноокислого та азотнокислого калію, нітрилооцтова кислота та ін.).

До активаторів реакції схоплювання гіпсу відносяться: 3-4% розлади хлористого, йодистого, сірчаноокислого та азотнокислого калію, галун та інші [129]. Ці речовини при змішуванні з гіпсом збільшують його об'ємне розширення і роблять його більш крихким при затвердінні [130].

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 використовуються в даний час різні речовини та способи зміцнення моделей. Останні можна об'єднати в три групи.

До першої групи входять:

- використання 1% розчину охолодженого тетраборнокислого натрію;
- просочування гіпсових моделей полімерним складом з епоксидної смоли та ацетону у співвідношенні 1 : 2 і наступна обробка протягом одного-двох годин при температурі 60-80°C;
- взяття великої кількості гіпсу по відношенню до 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 годин;

- висушування форм при температурі 70-80°C протягом 8 годин у сушильній шафі, при цьому зовнішній шар моделі зміцнюється в 1,6 разів;

- занурення моделі після висушування на (15÷20) секунд в розплавлений стеарин або парафін при температурі (90÷100) °C, 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 по відношенню до базисних матеріалів і виходять менш якісні у функціональному відношенні протези [131], погіршується фіксація та стабілізація протезів [131, 132].

Це призводить до механічних пошкоджень слизової оболонки - мікротравм порожнини рота та її запалення - стоматитів [133, 134].

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 - мильний спирт, гас зі стеарином [6, 13, 147].

Згідно досліджень низки авторів розділові суміші застосовували 30% розчин хлористого кальцію, 2% крохмальний клейстер, рідке скло, ізоидент

[135]. Пізніше для виготовлення гіпсової форми використовували ізокол - колоїдний розчин, що складається з (1,5÷2,0) мг альгінату натрію, 0,02 грам шавлевокислого амонію, 0,3 мл 40% розчину формаліну, 0,004 грам 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 недостатньо ефективний. У зв'язку з цим вважають, що необхідні пошуки інших, якісніших способів ізоляції гіпсу.

Рядом авторів перед формуванням пластмаси запропоновано наносити на поверхню прес-форми за допомогою пензлика з інтервалом 2-3 хвилини 3 шари поліметилсилоксану (кремнійорганічний полімер), що володіє на відміну від усіх раніше застосовуваних в ортопедичній стоматології ізоляційних матеріалів, ізолюючими властивостями. Утворена при цьому гідрофобна плівка товщиною не більше 1 мкм перешкоджала проникненню парів води, що залишилася в гіпсі, полімеризується 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 ускладнює 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 [136]. Крім того, для покриття гіпсових моделей використовують розділові лаки - АЦ-1 (розчин ацетилцелюлозного етролу в ацетоні) та А1-cote, Dentsply Corp [137].

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, що 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. В якості активаторів була запропонована нітрилоцетова кислота та меламіноформальдегідна 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 [138]. Зазвичай їх додають до гіпсу над 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 [139].

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 вважають [140, 141], що міцність залежить від характеру пір 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, подовжується час затвердіння гіпсу з (6÷60) хвилин, призводить до збільшення його опору розриву (16÷55) кг/кв.см<sup>2</sup> та зменшує розширення (1,9÷0,2) % [142].

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 рухливість гіпсової суміші проводили випробування на зміну кількості водної фази. Однак, як показали дослідження, при змішуванні в рекомендованих виробниками пропорціях, лише (20÷26) % води зв'язуються хімічно з гіпсом, а частина, що залишилася, залишається у вільному стані. Вільна вода випаровується, а на її місці залишаються повітряні мікро-бульбашки, які знижують міцність та якість гіпсу [143].

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 виготовлення знімних зубних протезів [144, 145, 146].

Зміна об'єму залежить від консистенції суміші. У густій суміші розширення проявляється більшою мірою, що обумовлено відсутністю значних міжкристалічних порожнин і збільшенням обсягу за рахунок 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, так як кристали зміщуються в міжкристалічні області.

Очевидно, що при схоплюванні гіпсу частина води вичавлюється з об'єму, але основна кількість води залишається. Випаровування води в процесі її дифузії призводить до пористості гіпсу [147].

#### 1.4 Гіпотеза дослідження

Підсумовуючи дані наукової літератури, слід зазначити, що до теперішнього часу за допомогою застосування різних речовин та способів приготування гіпсової суміші ще не досягнуто отримання оптимального результату якості гіпсових моделей, що 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 та тверді тканини протезного ложа АБ знімних пластинкових протезів повного зубного ряду, окрему увагу надано впливу біомеханічних властивостей на тканини протезного ложа, та як наслідок – розподілення жувального тиску.

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

Виходячи з вищесказаного, можна зробити висновок, що будь-яка речовина, що наноситься на поверхню робочої моделі як роздільного шару 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 комплаєнтних зубо-технічних матеріалів, враховуючи показники їх фізико-механічних властивостей та методику деконтомінації, за рахунок введення 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 оптимальної методики ортопедичної реабілітації пацієнтів з вторинною адентією є своєчасним та актуальним та повинний мати пряме відображення використання зубо-технічних матеріалів на клініко-економічну ефективність проведення лікування.

## РОЗДІЛ 2

### МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

#### 2.1 Концептуальна модель програми дослідження

Виконання основних задач для розробки нового пакувального матеріалу при виготовленні знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів, дослідження здійснено із застосуванням методів, що базувались на спеціально опрацьованій нами програмі, яка складалась із наступних основних етапів:

- на першому етапі, на основі проведення клініко-популяційного аналізу безпосередніх, віддалених результатів ортопедичної реабілітації та клініко - технологічної якості ЗОК виконано шляхом обстеження репрезентативної сукупності пацієнтів, яким 45 лікарями та 72 зубними техніками було виготовлено 2585 ЗОК. Для виконання цієї задачі опрацьована спеціальна картка (форма НДР-03); аналізувалися 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 - проведено порівняльний багатofакторний кваліметричний аналіз груп пакувальних матеріалів вітчизняного та імпортного виробництва за показниками відповідних міжнародних стандартів за спеціально опрацьованими методиками (виконано 591 лабораторних досліджень): розроблено композицію на основі сумішей гіпсів 2-3 типу та модифікаторів для виготовлення робочих моделей і прес-форм, які забезпечують високу точність АБ знімного пластинкового протеза, при компресійному методі пресування [97, 147, 148]. 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 - досліджена система удосконалення якості лікування пацієнтів із застосуванням ЗОК за рахунок 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 - розроблено та апробовано методику впливу біомеханічних властивостей на тканини протезного ложа ЗОК, та як наслідок – розподілення жувального тиску шляхом методу скінченого елемента в системі «зубний протез – тканини протезного ложа» з урахуванням геометричних параметрів порожнини рота, такі як товщина слизової оболонки, товщина кортикальної кісткової пластини [32, 149, 150].

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 перерізі, які проходять через медіальні лінії зубів третього квадранту 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 - здійснено ортопедичну реабілітацію 55 пацієнтів з обґрунтованим добром системи розробленої ГС з додаванням модифікаторів KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА та виконано апробацію клінічного моніторингу якості та ефективності лікування знімними ортопедичними типами конструкціями 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 і з 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 1 місяць користування ЗОК та через 6 місяців користування ЗОК [151, 152].

## **2.2 Методи підготовки зразків композицій, склад та технологія**

Сумісно зі співробітниками АТ «СТОМА» був розроблений легований пакувальний матеріал на основі гіпсу та супергіпсу, модифікований латексами нітрільних каучуків та кремнійорганічною емульсією [153]. 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 [154, 155].

При виготовленні модифікованих гіпсових зразків застосовувався медичний гіпс 2 типу промислового виробництва.

Як легуючий компонент застосовувався зуботехнічний високоміцний гіпс «Laterock Model» 3 типу (м. Харків, Україна).

Як модифікатори застосовувалися такі водорозчинні добавки:

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

Розчини на основі добавок, що модифікують, готували з концентрацією: 0,062; 0,125; 0,250; 0,5; 1,0 мас частини.

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 [51, 156, 157].

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 грам порошку, для супергіпсу в кількості 30 мл на 100 грам порошку супергіпсу.

Для сумішей гіпсу та супергіпсу розрахунок водної фази розраховувався з урахуванням маси відповідних компонентів [21, 158, 159].

Модифіковані композиції були виготовлені наступним чином. У воду додавали модифікатор, 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 гр. гіпсу чи 100 гр. суміші гіпсу з супергіпсом у необхідній пропорції і витримували 20-30 секунд до відносного насичення його вологою [160, 161].

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 секунд піддавалася ущільненню на вібростоліку [162, 163, 164].

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

Технічні дані модифікаторів представлені у таблиці 2.1.

Таблиця 2.1

## Характеристика модифікаторів водного розчину

Марка досліджуваного модифікатора	Склад	Зміст сухого залишку%	В'язкість	pH
KE-10-01	70% водна емульсія полідиметил-силоксанової 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	Полівініл ацетатна 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 типу та супергіпсу 3 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 частки 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 шорсткість поверхні. Для решти випробувань: час схоплювання, лінійне розширення - композиції заливались у індивідуальні форми, призначені для проведення випробувань.

Порівняльний аналіз якості допоміжних стоматологічних матеріалів включав узагальнення результатів лабораторного вивчення фізико-механічних властивостей різних видів гіпсу [165].

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, 166].

Відповідно до ISO 6873 проводилися наступні 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 стисканні

Визначення шорсткості зразків проводили на приладі профілограф-профілометр (модель 201), електротермічним способом електротермічної діаграмному папері за ISO 6873. Визначення коефіцієнта лінійного теплового розширення проводили термостатом з кварцовим дилатометром [167].

### 2.3.1 Випробування на час структуризації та затвердіння зразків

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

Короткі терміни схоплювання гіпсового тесту стандартної консистенції (нормальної густоти) нижче 4-5 хвилин свідчать про низьку якість гіпсу, відповідно з гіпсом, що має нормальні терміни схоплювання [168, 169]. Насамперед це позначається на його міцність. Стандартна консистенція

(нормальна густота) характеризується діаметром розширення гіпсового тіста. Діаметр розширення повинен дорівнювати  $(178 \pm 0,25)$  мм.

Кількість води визначає властивості гіпсу: часу 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 визначалася необхідна кількість води та пов'язана з нею нормальна густота гіпсового тіста. У воду протягом 7 секунд засипали 240 грам гіпсу. Масу перемішували шпателем протягом  $(25 \div 28)$  секунд, починаючи час від початку висипання гіпсу у воду. Через 20 секунд 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. Випробування 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. Використовувалася чиста суха форма 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 [170, 171].

Для видалення повітря, що потрапило в тісто, кільце з пластинкою  $(5 \div 6)$  разів струшували шляхом підняття та опускання однієї зі сторін платівки приблизно на 8 мм.

Після цього надлишки тіста зрізали лінійкою та заповнену форму на платівці встановлювали на підставі приладу Віка (рис 2.2).



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

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 тестом. Занурення виробляли один раз кожні 25 секунд, починаючи з цілого числа хвилин. Після кожного занурення голку ретельно витирали, а пластинку разом з кільцем пересували так, щоб голка при новому зануренні потрапляла до іншого місця поверхні тіста [172].

Початок схоплювання визначають числом 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 числом хвилин. Випробування проводили двічі.

Усього проведено 163 випробувань.

### 2.3.3 Визначення лінійного розширення при затвердінні

Кращими композиціями, що забезпечують створення необхідних 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, зміцнений індикатор, та металевого циліндру що скріплюється при складанні кільцями. Внутрішній діаметр циліндра становив 45 мм, зовнішній становив 52 мм, висота – 100 мм. Дюралюмінієва кришка діаметром 52 мм, завтовшки 0,9 мм.

Прилад встановлювали на твердій підставі, що виключає можливість вібрації. Циліндр приладу ставили на скляну пластину, заповнювали гіпсовим тестом нормальної густоти, закривали кришкою та встановлювали на опорній плиті [173, 174, 175].

Час замішування тіста водою і заповнення ним циліндра не перевищувало 1,5-2,5 хв. Стрижень індикатора поворотом гвинта наводили на зіткнення заглибленням у кришці циліндра. Додатково проводили ще один оберт гвинта для установки індикатора на нульове значення і приступали до фіксації руху стрілки, що викликається розширенням гіпсового розчину при його твердінні [176, 177, 178, 179]. Початком відліку розширення вважали момент появи позитивних деформацій, кінцем визначення момент припинення руху стрілки, що настає приблизно через 1 годину після заповнення циліндра розчином. За 60 секунд перед початком твердіння знімали початкові показання. Величина об'ємного розширення у відсотках дорівнює величині деформації у міліметрах.

Лінійне розширення зразка при затвердінні ( $\alpha_V$ ) розраховувалося за наступною формулою у відсотках (формула 2.1):

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

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 готувалися по п'ять циліндричних зразків.

Підготовка суміші проводилася за допомогою ручної мішалки, яка потім нормальної густоти заливалася в прес-форму, що утримується скляною пластиною, встановленою на вібростолику, ущільнювалася протягом 30 секунд. 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  $(36,3 \pm 1,2)$  хвилин від початку змішування зразки виймалися з форми. Ще  $(18,2 \pm 6,3)$  хвилин зразки знаходилися на предметному столику при кімнатній температурі і відносній вологості повітря  $(55,1 \pm 0,25)$  %. Після закінчення цього часу проводилося 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 поміщають 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 [180, 181].

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 визначають як окреме від розподілу величини руйнівного навантаження на робочу площу пластини. Міцність при стисканні (МПа) розраховувалося за формулою (формула 2.2):

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

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 та усіляких покриттів без пошкодження їхньої поверхні [100, 182].

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 по 12 клас включно за ISO.

Також вимірювання проводили за показниками стрілочного приладу, за параметром Ra (середнє арифметичне відхилення мікронерівностей від середньої лінії профілю) в межах від 5 по 12 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 представляє 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 профілограм шорсткості 0,2 мм/хв, та 1,0 мм/хв, хвилястості 10 мм/хв і при роботі показуючого приладу 0,7 мм/сек.

Значення величин мікронерівностей відраховувалося за шкалою, що відповідає встановленому вертикальному збільшенню. Оцифрування шкали дана для збільшення 10; 20 та 40 тисяч у масштабі 1:10, для збільшення 100 тисяч 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, 183].

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, так як 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, (формула 2.3):

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

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

Усього проведено 91 випробувань.

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

Для детального дослідження динаміки запальних процесів слизової оболонки порожнини рота під АБ ЗОК, виготовлених за допомогою розробленого матеріалу 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, та як наслідок – розподілення жувального тиску [1,77].

Завдяки детальному 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 досліджено вплив розподілу протезного ложа пацієнтів на слизову оболонку порожнини рота та визначено найбільш коректний метод розподілу ЖТ під базисами ЗОК, базуючись на результатах даних математичного розрахунку методу скінчених елементів [7].

Розглядалася неперервна величина  $T(x)$ , область визначення відрізок  $OL$  уздовж осі  $x$ . Фіксовані та пронумеровані п'ять точок на осі  $x$  (рис. 4.6.). Це вузлові точки; зовсім не обов'язково розташовувати їх на рівній відстані одна від одної [184, 185].

Очевидно, можна ввести до розгляду і більше п'яти 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  $T_1, T_2, \dots, T_5$  [186, 187].

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

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

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

Дане дослідження дало статистичне підтвердження доцільності використання теорії скінчених 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 та теорії пружності як допоміжний елемент при виготовленні знімних ортопедичних конструкцій та, як результат, покращення якості ортопедичного лікування пацієнтів в 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, 188, 189].

З метою перевірки функціональних якостей та проведення корекції протезів пацієнти запрошувалися на повторні прийоми для перевірки-ступеня стійкості протезу та якості протезування [190, 191].

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 Excel 2019. Вихідні дані оброблялися у програмі Statistica for Windows 10.0.

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

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

Для вивчення змін топографо-анатомічних особливостей щелеп за результатами лікування пацієнтів проведено клінічні, біометричні, макрогістохімічні 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 ступенями атрофії щелеп за I.M. Оксманом, I-III класом слизової оболонки за Суплі та I-IV зони податливості слизової оболонки за Люндом [132, 192].

Пацієнтам було виготовлено знімні протези з жорстким базисом і постановкою штучних зубів методом М.Е. Васильєва, при формуванні найбільш поширеної в клініці ортопедичної стоматології акриловою базисною пластмасою гарячого затвердіння «Фторакс» з використанням класичної технології компресійного пресування [1, 193].

Розподіл пацієнтів, згідно їх досліджуваних груп, за віком та статтю наведено у таблиці 2.2.

Таблиця 2.2

Розподіл пацієнтів за віком та статтю  
(згідно досліджуваних груп)

Вік	1 досліджувана група(основна)			2 досліджувана група(контрольна)			3 досліджувана група(контрольна)		
	Чоло-віки	Жінки	Загалом	Чоло-віки	Жінки	Загалом	Чоло-віки	Жінки	Загалом
45-55 років	1	3	4	1	4	5	1	2	3
55-65 років	3	3	6	2	2	4	2	3	5
65-70 років	3	2	5	3	4	7	3	1	4
70 р. та 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 пресформ, що використовують для виготовлення знімних протезів.

Розподіл пацієнтів за групами та їх загальна характеристика наведені у таблиці 2.3.

Таблиця 2.3

Загальна характеристика  
контингенту досліджуваних пацієнтів

№ досліджуваної групи	1 досліджувана група (основна)	2 досліджувана група	3 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 модифікаторів	без додавання модифікаторів
Опис контингенту досліджуваних пацієнтів	З I-V ступенем атрофії альвеолярного відростка ВЩ та НЩ	З I-V ступенем атрофії альвеолярного відростка ВЩ та НЩ	З I-V ступенем атрофії альвеолярного відростка ВЩ та НЩ
Співвідношення гіпсової суміші з концентратами	100г -на 55 мл H <sub>2</sub> O	100г -на 55 мл H <sub>2</sub> O	100г (70г гіпсу та 30г супергіпсу) на 44 мл H <sub>2</sub> O
Застосування ізоляційного лаку	без застосування ізоляційного лаку	без застосування ізоляційного лаку	без застосування ізоляційного лаку

Пацієнтам 1-ї досліджуваної групи, з I-V ступенем атрофії альвеолярного відростка верхньої та нижньої щелеп (у кількості 20 чоловік) 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), полівініл ацетатної дисперсії (ПВА) та водної емульсії на основі поліметилсилаксану (КЕ-10-01). Співвідношення ГС з концентратами було наступне: 100 грам сухої речовини на 55 мл водного розчину. Ізоляційний лак на етапі пакування конструкцій у полімеризаційну кювету був виключений [4, 194].

Пацієнтам 2-ої досліджуваної групи, з I-V ступенем атрофії альвеолярного відростка верхньої та нижньої щелеп (у кількості 20 чоловік) 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 грам сухої речовини на 55 мл водного розчину. Ізоляційний лак на етапі пакування конструкцій у полімеризаційну кювету був виключений.

Пацієнтам 3-ї досліджуваної групи, з I-V ступенем атрофії альвеолярного відростка верхньої та нижньої щелеп (у кількості 16 чоловік) були виготовлені знімні пластинкові протези повного зубного ряду верхньої та нижньої щелеп на робочих моделях з гіпсу промислового виробництва з додаванням суміші супергіпсу 3 типу «Матеріал 2», без додавання модифікаторів у водний розчин. Співвідношення гіпсової суміші з концентратами було наступне: 100 г сухої речовини, із них 70 грам 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 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 вивчення діагностичних контрольних моделей щелеп до лікування та через 6 місяців після проведеного лікування [43, 195].

Дослідження проводили з мінімальними психологічними втратами для пацієнтів, а саме: пацієнти були повністю проінформовані про мету та методи дослідження, потенційні переваги та ризики, а також можливий дискомфорт при діагностиці та лікуванні.

Всі етичні вимоги щодо збереження конфіденційності інформації, отриманої під час дослідження, виконуються.

Було проведено суб'єктивні та об'єктивні методи обстеження пацієнта; аналізу показань та протипоказань до лікування повними знімними пластинковими протезами з урахуванням групової належності досліджуваного пацієнта та подальшого складання плану ортопедичного лікування та постановки діагнозу при повній адентії, базуючись на міжнародні протоколи [196, 197].

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, що були виготовлені при використанні «Розробленого матеріалу», «Матеріалу 1» та «Матеріалу 2», в залежності від досліджуваної групи пацієнтів.

У наступному технологічному етапі досліджень у зуботехнічній лабораторії було виготовлено індивідуальні ложки із самотвердіючої пластмаси «Протакрил». Для покращення 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 [198, 217].

Всім досліджуваним пацієнтам отримували 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, використовуючи легований пакувальний матеріал. При виготовленні знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів у контрольній групі використовували наступну методику отримання робочих моделей з легованих пакувальних матеріалів.

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

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

Також 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 протезу на гіпсових моделях ВЩ и НЩ. Лабораторно було зіставлено гіпсові моделі в

центральному співвідношенні за допомогою прикусних шаблонів та подальша гіпсовка моделей ВЩ та НЩ в артикулятор.

Наступним етапом було виготовлення базису та воскових валиків та 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 вищезгаданою сумішшю в кювету.

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

Основа кювети заповнювалася модифікованою гіпсовою сумішшю на вібраторі. Модель було занурено таким чином, щоб зуби та штучні ясна були вище рівня країв моделей. Зубний гарнітур та восковий базис, як із зовнішньої, так і внутрішньої сторони сумішшю не закривалися.

Поверхню згладжували та занурювали полімерізаційну кювету на кілька хвилин у воду. Використання ізоляції при додаванні силоксанової емульсії було виключено [199, 200].

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 хвилин вона була опущена у киплячу воду на 5 хвилин, з метою випарювання воску та подальшим роз'єднанням її частин. Провівши змивання залишків воску струменем окропу її залишали відкритою до повного охолодження.

Розкрити кювету висушували при температурі  $(83\div 85)$  °C у сухожаровій шафі протягом  $(5\div 6)$  годин. 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  $(40\div 50)$  хвилин після фіксації нового протезу. Водночас колір нормальної слизової оболонки залишається незмінним [106, 201].

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

Перед цим було проведено попередню перевірку внутрішньої поверхні протезів та оклюзійний контроль. Після цього слизова оболонка протезного ложа покривалася розчином Шіллера-Писарева. Через 25-60 секунд на слизову оболонку наносився  $(1\div 3)$  % розчин толуїдинового синього, який посилює тон фарбування зон із запаленою слизовою оболонкою, що дозволяє побачити їх неозброєним оком. Через 60 секунд запалена ділянка слизової оболонки ротової порожнини забарвлюється від синьо-фіолетового до чорного і залишається забарвленим до 10-16 хвилин [51, 62].

Для точного виявлення ділянки гострого чи хронічного запалення та її площі на слизову оболонку протезного поля наносився розчин Шіллера-

Писарева. На АБ протеза наносили крохмаль – емульсію. Після висихання емульсії протез накладався через 60 секунд після нанесення розчину Шиллера – Писарева на слизову оболонку порожнини рота. 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 протезу. Чим насиченіше забарвлення, тим вища інтенсивність запалення [9, 201].

Визначення площі протезного ложа. Для визначення площі зон запалення протезного ложа та поля використовувався 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 прикладається лист поліетиленової плівки та окреслюється зона запалення [202]. Далі отриманий аркуш за допомогою сканера передається до комп'ютера у вигляді цифрового зображення за допомогою роздільної здатності 300 точок на дюйм у квадраті. На другому етапі створене зображення передається програмі Adobe Photoshop. З її допомогою, використовуючи спеціальний «інструмент», «лассо» обводиться область, площу якої необхідно розрахувати. Заключним етапом є використання функції «гістограма», яка автоматично розраховує площу виділеної області [203, 204].

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 виготовлялися контрольні моделі з супергіпсу по функціонально-розвантажувальних

відбитках. Після одного року з метою контрольної перевірки були знову отримані функціональні розвантажувальні відбитки і по них 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 щелеп найменше схильні до атрофічних процесів [195, 209]. За допомогою видозміненого паралелометра, з мікрометром з вимірювальною голівкою годинникового типу з точністю вимірювання до 0,01 мм, були проведені виміри контрольних моделей за відомою методикою [205].

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

Критеріями виключення пацієнтів з досліджуваної групи становили: наявність важких соматичних захворювань, наявність хвороби 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 досліджуваних пацієнтів у проведенні опитування [206, 207, 208].

У результаті проведення анкетування досліджуваних пацієнтів була створена вибірка питань, що відображали актуальні проблеми якості життя у протезуванні повними знімними протезами [209]. Зміст анкети-опитувальника наведений у таблиці 2.4.

Таблиця 2.4

Анкета-опитувальник якості життя пацієнтів  
з повною вторинною адентією  
при виготовленні повних знімних зубних протезів,  
виготовлених за допомогою легованого пакувального матеріалу

Запитання анкети			Градація відповідей				
Градація відповідей (формат 5-ти балів)			1,0 бали	2,0 бали	3,0 бали	4,0 бали	5,0 бали
1	2	3	4	5	6	7	8
Базові опитування	1.1	Загальна оцінка якості життя респондента	низький (а)	нижче середнього-го	нейтральний(а)	вище середнього-го	високий (а)
	1.2	Стан здоров'я респондента	негативний (а)	нижче середнього-го	нейтральний(а)	вище середнього-го	позитивний (а)
	1.3	Вплив оточуючого середовища на стан організму	негативний (а)	нижче середнього-го	нейтральний(а)	вище середнього-го	позитивний (а)
	1.4	Психологічний (психосоматичний) стан	негативний (а)	нижче середнього-го	нейтральний(а)	вище середнього-го	позитивний (а)
	1.5	Вплив професійного середовища на стан організму (професійні захворювання)	прямий (а)	майже прямий	нейтральний(а)	майже відсутній	відсутній (я)

Продовження таблиці 2.4

1	2	3	4	5	6	7	8
Базові опитування	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 протезу	низький (а)	нижче середнього-го	нейтральний(а)	вище середнього-го	високий (а)
	2.3.	Процес атрофії під базисом конструкції	низький (а)	нижче середнього-го	нейтральний(а)	вище середнього-го	високий (а)
	2.4.	Наявність запальних процесів під протезом	низький (а)	нижче середнього-го	нейтральний(а)	вище середнього-го	високий (а)
	2.5.	Наявність залишків їжі під протезом	низький (а)	нижче середнього-го	нейтральний(а)	вище середнього-го	високий (а)
	2.6.	Потрібність в корекції знімної конструкції	низький (а)	нижче середнього-го	нейтральний(а)	вище середнього-го	високий (а)

Продовження таблиці 2.4

1	2	3	4	5	6	7	8
Профільне опитування	2.7.	Взаємозв'язок якості матеріалу ортопедичної конструкції	низький (а)	нижче середньо -го	нейтраль ний(а)	вище середньо -го	високий (а)
	2.8.	Комфорт користування знімної ортопедичної конструкції	відсутній (я)	майже відсутній	нейтраль ний(а)	майже прямий	прямий (а)
	2.9.	Швидкість нормалізації дикції після встановлення знімної ортопедичної конструкції	низький (а)	нижче середньо -го	нейтраль ний(а)	вище середньо -го	високий (а)
	2.10.	Доцільність використання крему для фіксації	прямий (а)	майже прямий	нейтраль ний(а)	майже відсутній	відсутній (я)
	2.11.	Доцільність використання м'якої підкладки для фіксації	прямий (а)	майже прямий	нейтраль ний(а)	майже відсутній	відсутній (я)
	2.12.	Наявність блювотного рефлексу	низький (а)	нижче середньо -го	нейтраль ний(а)	вище середньо -го	високий (а)

Продовження таблиці 2.4

1	2	3	4	5	6	7	8
Профільне опитування	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 наявність знімної ортопедичної конструкції	низький (а)	нижче середнього	нейтральний(а)	вище середнього	високий (а)

Дана анкета була фактично заповнена усіма пацієнтами досліджуваних груп у електронній формі, відразу після клінічного етапу перевірки ЗОК в порожнині рота [210, 211, 212]. Отримані дані піддавалися процесу шкалювання, перетворюючись в бали для спрощення статистичного аналізу. Відповіді на питання оцінювалися по 5-ти 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, виготовлений за допомогою легованого пакувального матеріалу. Розроблена нами анкета має 2 основні складові які є вагомими в аналізі динаміки критеріїв ЯЖ до та після ортопедичного лікування (таблиця 2.4).

Шкала оцінювання мала взаємозв'язок від відповіді у кількості балів від 1 до 5 (від найнижчої ступеня зацікавленості до найвищої).

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 відмічених відповідей за два блоки.

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

Розподіл результатів відповідей та подальше формування балів було згідно наступного градуювання (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. Вище середнього результат очікування – 43-64 балів;
5. Низький результат очікування – 19-42 бали.

Виходячи з результатів наведених даних, можна зробити висновок, що показники даних якості життя пацієнтів за вищеперерахованими блоками за запитаннями розробленої нами анкети-опитувальника – мають позитивну динаміку зростання результатів за усіма проміжками проведення опитування.

Аналізуючи вищезазначені 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 в повній мірі розкриває позитивні властивості розробленого матеріалу та практичну значимість 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

Однією з найважливіших завдань сучасної ортопедичної стоматології є підвищення ефективності лікування пацієнтів із повною та частковою відсутністю зубів та підвищення рівня якості життя за рахунок правильного та послідовного виготовлення 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, 213].

Відомі та широко використовувані в сучасній ортопедичній стоматології зуботехнічні гіпсові суміші у своїй основі мають низьку міцність та нестабільні показники усадки матеріалу [214, 215].

Щодо жорстких базисних пластмас на основі модифікованих акрилатів, що також використовують при виготовленні знімних конструкцій - їх лінійна усадка становить до 0,5%, а об'ємна до 6%, що також має негативне відображення 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÷15) хвилин та закінчується через (6÷30) хвилин, в залежності від типу гіпсової суміші.

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

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

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

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

Тому застосування різних за будовою модифікаторів гіпсової суміші має позитивний вплив у цілому на властивості композицій, а також – виключення застосування 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 та, як результат - створення більш точного модифікованого легованого пакувального матеріалу для виготовлення ЗОК [198].

У поточному розділі викладені результати експериментального обґрунтування складу з добором оптимальної рецептури (підрозділ 3.1) за

індикативними показниками, вивчення технологічних та фізико-механічних властивостей (підрозділ 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 типу промислового виробництва.

Як легуючий компонент застосовувався зуботехнічний високоміцний гіпс «Laterock Model» 3 типу (м. Харків, Україна).

Як модифікатори застосовувалися такі водорозчинні добавки:

1. КЕ-10-01 (70% водна емульсія рідини поліметилсилаксану);
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 рисунку 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 масові частини. 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 грам порошку, для супергіпсу в кількості 30 мл на 100 грам порошку супергіпсу. Для сумішей гіпсу та супергіпсу розрахунок водної фази розраховувався з урахуванням маси відповідних компонентів.

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

Технічні дані модифікаторів представлені у таблиці 3.1.

Таблиця 3.1

Характеристика модифікаторів водного розчину

Марка досліджуваного модифікатора	Склад	Зміст сухого залишку%	В'язкість	pH
KE-10-01	70% водна емульсія полідиметил-силоксанової 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	полівініл ацетатна дисперсія Д50Н, низьков'язка	50 - 51	6-8	4,5 - 6,0

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 секунд піддавалася ущільненню на вібростоліку.

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. Новий матеріал, 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, 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).

Для виготовлення технологічного розчину гіпсу необхідно брати на 100 грам порошку (із них 70 грам медичного гіпсу та 30 грам 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%.

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>B</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>B</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>B</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>B</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>B</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  $p \leq 0,05$ ;

<sup>B</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 3 та матеріалом 1 на рівні  $p \leq 0,05$ ;

<sup>c</sup> – достовірні відмінності між матеріалом 2 та матеріалом 3 на рівні  $p \leq 0,05$ ;

S – відносний стандартизований та h<sub>0</sub> - кваліметричний коефіцієнти матеріалу

За показником гідрофільного співвідношення, як підтверджують результати лабораторних випробувань (таблиця 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.

За показником «Загальний робочий час» (табл.3.2), усі досліджувані матеріали на  $(25 \div 60)$  % перевищують індикативні значення ISO-6873, що здатне забезпечувати неквапливу роботу [13,167]. Так, для матеріалу «Матеріал 2» загальний робочий час становить  $(48,0 \pm 2,3)$  хв, тоді як для матеріалу «Матеріал 1»  $(41,5 \pm 2,0)$  хв, а «Розроблений матеріал»  $(37,5 \pm 1,5)$  хв. Для вказаних матеріалів отримані і відповідні відносні стандартизовані та кваліметричні показники, які коливалися у 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 матеріалу «Матеріал 2» він становить  $(9,0 \pm 0,5)$  хвилин, для матеріалу «Матеріал 1»  $(7,5 \pm 1,0)$  хвилин, для «Розроблений матеріал»  $(8,8 \pm 0,8)$  хвилин, що як результат забезпечує відповідні кваліметричні показники досліджуваних матеріалів у межах  $(0,330 \div 0,471)$  біт.

Відносне розширення при структуризації усіх досліджуваних матеріалів на 20-70% нижче індикативних значень ISO-6873, найменший показник має «Матеріал 2» ( $p \leq 0,05$ ), 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  $(0,258 \div 0,521)$  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 та 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  $(0,0 \div 0,518)$  біт.

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

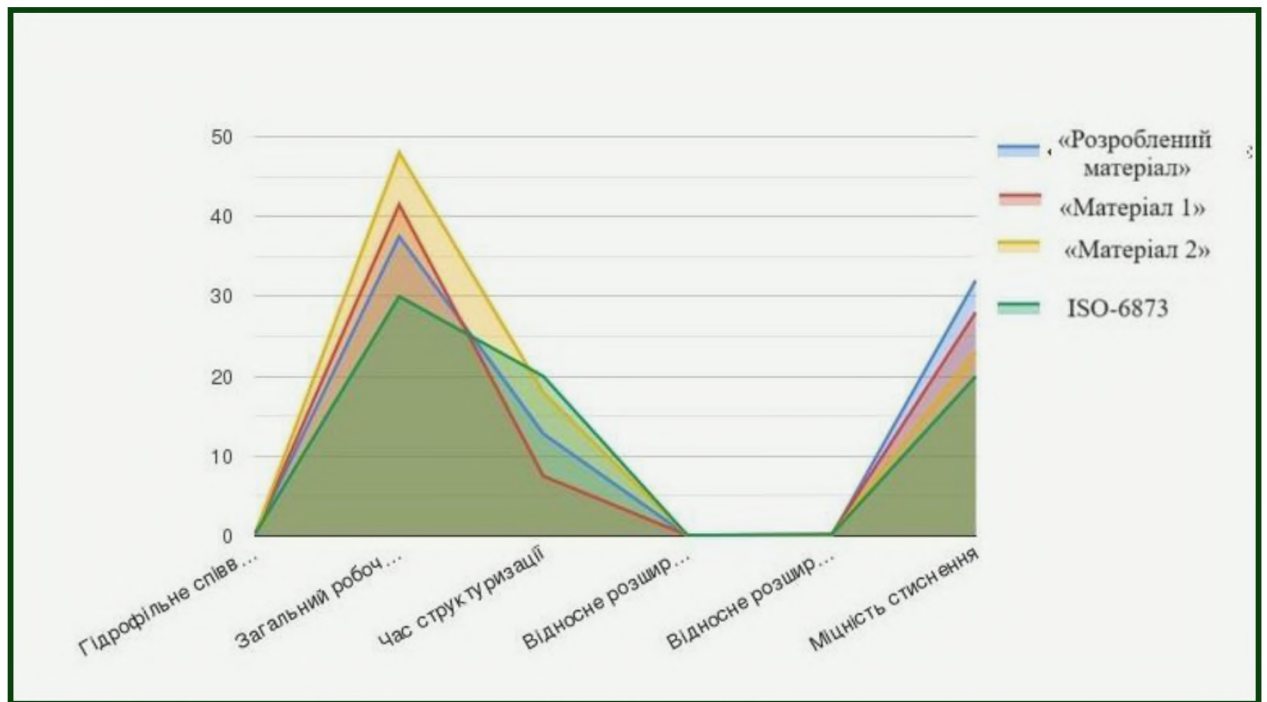


Рис.3.2 Порівняльна характеристика технологічних та фізико-механічних властивостей пакувальних матеріалів без додавання модифікаторів

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, наведеними в таблиці 3.2.

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 таблиці 3.3.

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 ISO-6873 складає  $(4,0 \pm 0,2)$  хвилини, 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 модифікатору, середнє значення якого складало  $(0,08 \div 0,10)\%$ , цей час подовжується в середньому у  $(2 \div 2,5)$  рази.

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  $(6,2 \pm 0,2)$  хвилин, а зі збільшенням

концентрації цей час зростає в середньому на  $(2,2 \div 3,5)$  хвилини, в залежності від етапу дослідження та концентрації модифікаторів.

Таблиця 3.3

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

етапу	Концентрація модифікаторів у водному розчині, %				Час структуризації гіпсових зразків з додаванням модифікатора (хв)			
	Номер дослідження	КЕ-10-01	ПВС	БС-65-ГП	ПВА	«Матеріал 1»	«Матеріал 2»	«Розроблений матеріал»
1 етап		0,09	0,08	0,08	0,10	10,8±0,2	7,9±0,4 <sup>a</sup>	9,2±0,5
2 етап		0,45	0,42	0,40	0,50	13,5±0,4	9,8±0,6	12,9±0,4 <sup>d</sup>
3 етап		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 етап		1,8	1,67	1,62	1,0	16,4±0,3	13,3±0,4	16,0±0,5 <sup>e</sup>
5 етап		4,5	4,17	4,04	1,75	18,8±0,5 <sup>c</sup>	15,9±0,5	19,5±0,5
<p>a - достовірні відмінності між матеріалом 2 і 3 матеріалом на рівні <math>p \leq 0,05</math>  b - достовірні відмінності між матеріалом 3 і 1 матеріалом на рівні <math>p \leq 0,05</math>  c - достовірні відмінності між матеріалом 1 і 3 матеріалом на рівні <math>p \leq 0,01</math>  d - достовірні відмінності між матеріалом 3 і 1 матеріалом на рівні <math>p \leq 0,001</math>  e - достовірні відмінності між матеріалом 1 і 2 матеріалом на рівні <math>p \leq 0,001</math>  f - достовірні відмінності між матеріалом 1 і 3 матеріалом на рівні <math>p \leq 0,001</math></p>								

Вивчення впливу концентрації на час структуризації гіпсової суміші «Матеріал 1» показало, що час змінюється в невеликому інтервалі (до 2 хвилин). Найменший час структуризації мала композиція з вмістом латексу із середнім значенням (0,08-0,10) % та становила  $(7,9 \pm 0,4)$  хвилини, а найбільший час затвердіння відзначався при вмісті латексу  $(4,04 \div 4,17)$  % -та  $(15,9 \pm 0,5)$  хвилин 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, відображена на рис. 3.3.

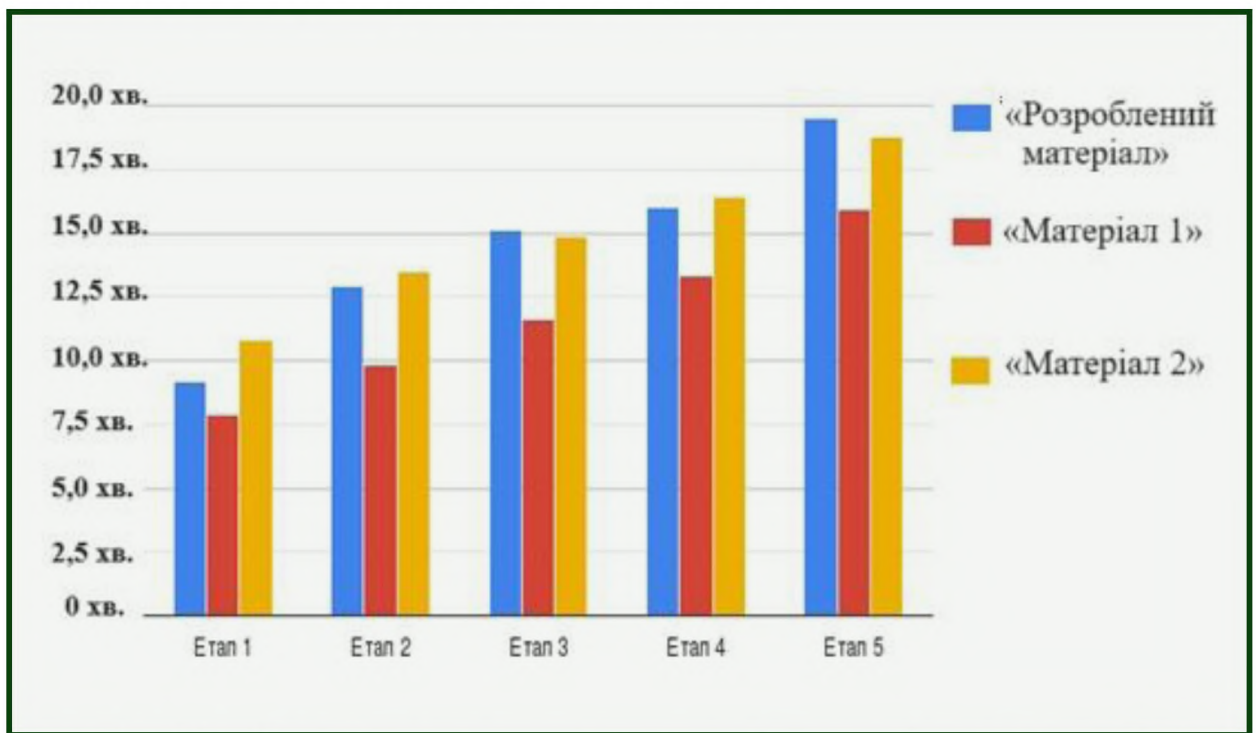


Рис.3.3 Динаміка часу структуризації допоміжних матеріалів в залежності від концентрації модифікаторів

Як показали дослідження, час структуризації розробленого пакувального матеріалу також залежить від концентрацій модифікаторів та змінювався в широкому інтервалі  $(5,2 \div 15,5)$  хвилин в порівнянні з ISO-6873 та перевищував час структуризації зразків «Матеріал 2» та «Матеріал 1» в залежності від вмісту модифікаторів, про що свідчить: при введенні мінімальної дози концентрацій модифікатору, середнє значення якого складало

(0,08÷0,10) %, цей час подовжується в середньому у (2÷2,5) рази, та зі збільшенням концентрації динаміка складала зростання (2,2÷3,9 хвилини).

Вплив концентрації добавок, що модифікують, на зміну часу структуризації досліджуваних зразків мала велике значення. Як результат, наявність концентрації 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 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 кремній органічної 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 у таблиці 3.4.

Таблиця 3.4

Вплив концентрації модифікатора на ударну в'язкість гіпсових зразків

Номер етапу дослідження	Концентрація модифікаторів у водному розчині, %				Ударна в'язкість кДж/м <sup>2</sup>		
	КЕ-10-01	ПВС	БС-65-ГП	ПВА	«Мате-ріал 1»	«Матеріал 2»	«Розроблений матеріал»
1 етап	0,09	0,08	0,08	0,10	0,89±0,03 <sup>a</sup>	0,92±0,52	1,02±0,03
2 етап	0,45	0,42	0,40	0,50	1,03±0,34 <sup>c</sup>	1,03±0,34	1,45±0,54
3 етап	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 етап	1,8	1,67	1,62	1,0	0,95±0,25	1,14±0,04 <sup>c</sup>	1,75±0,52
5 етап	4,5	4,17	4,04	1,75	0,86±0,78	0,86±0,65	1,78±0,43
<p>a - достовірні відмінності між матеріалом 1 і 3 матеріалом на рівні <math>p \leq 0,05</math>  b - достовірні відмінності між матеріалом 2 і 1 матеріалом на рівні <math>p \leq 0,05</math>  c - достовірні відмінності між матеріалом 2 і 3 матеріалом на рівні <math>p \leq 0,05</math>  d - достовірні відмінності між матеріалом 3 і 1 матеріалом на рівні <math>p \leq 0,01</math>  e - достовірні відмінності між матеріалом 1 і 2 матеріалом на рівні <math>p \leq 0,001</math></p>							

Як показали проведені дослідження, практично у всіх гіпсових композицій з додаванням добавок, що модифікують, показання по ударній

в'язкості перевершує стандартний зразок, приготований з медичного гіпсу промислового виробництва і води.

Максимальне значення набула 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» в залежності концентрації модифікаторів KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА, відображена на рис. 3.4.

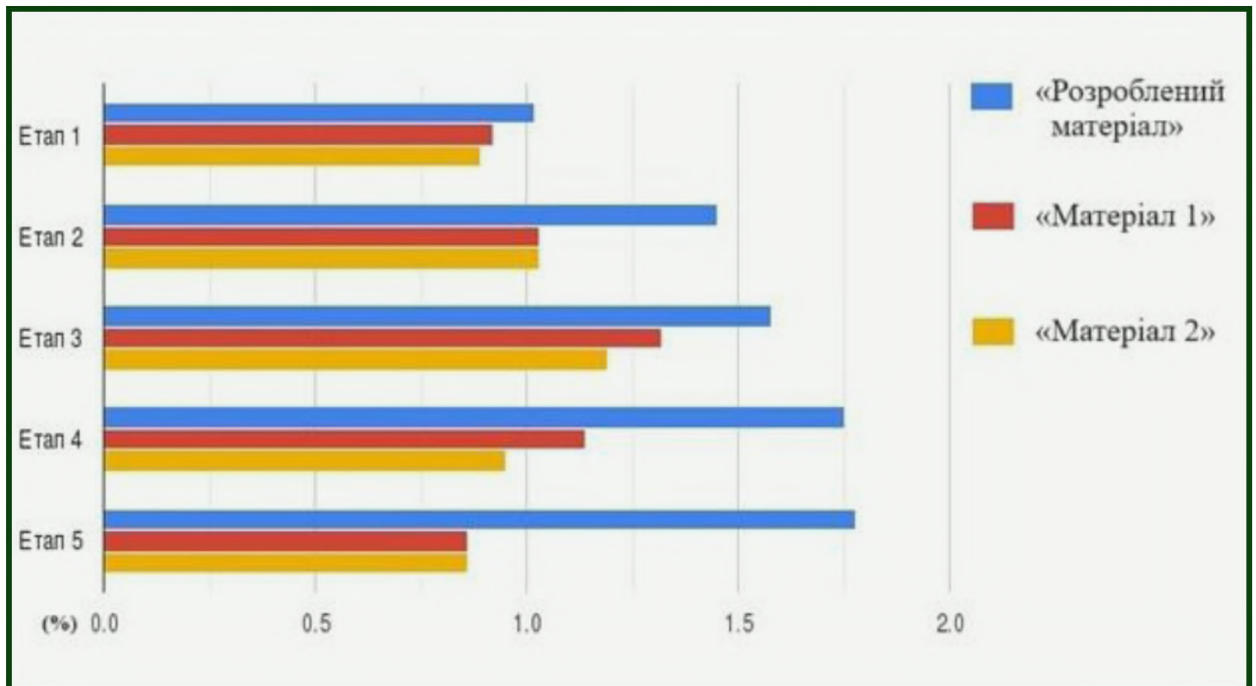


Рис.3.4.Динаміка результатів вимірювання ударної в'язкості гіпсових зразків від концентрації модифікаторів

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

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

Таблиця 3.5

Залежність міцності стиснення  
від концентрації модифікатора

Номер етапу дослідження	Концентрація модифікаторів у водному розчині, %.				Міцність стиснення, МПа		
	КЕ-10-01	ПВС	БС-65-ГП	ПВА	«Матеріал 1»	«Матеріал 2»	«Розроблений матеріал»
1 етап	0,09	0,08	0,08	0,10	28,0±0,6	26,5±2,6 <sup>d</sup>	35,0±3,4
2 етап	0,45	0,42	0,40	0,50	34,7±0,5	29,9±0,3	37,5±0,23 <sup>c</sup>
3 етап	0,9	0,83	0,81	0,75	39,4±0,3 <sup>c</sup>	31,6 ±0,6 <sup>a</sup>	39,2±0,3 <sup>b</sup>
4 етап	1,8	1,67	1,62	1,0	42,5±0,7	36,1 ±0,5	44,9±0,5
5 етап	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 3 матеріалом на рівні  $p \leq 0,05$   
b - достовірні відмінності між матеріалом 3 і 1 матеріалом на рівні  $p \leq 0,005$   
c - достовірні відмінності між матеріалом 3 і 2 матеріалом на рівні  $p \leq 0,01$   
d - достовірні відмінності між матеріалом 2 і 1 матеріалом на рівні  $p \leq 0,001$   
e - достовірні відмінності між матеріалом 1 і 3 матеріалом 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 стисканні 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  $(35,0 \pm 3,4)$  МПа до  $(53,92 \pm 0,67)$  МПа, що має позитивний вплив на якість виготовлення знімної ортопедичної конструкції протезу на подальших лабораторних етапах.

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

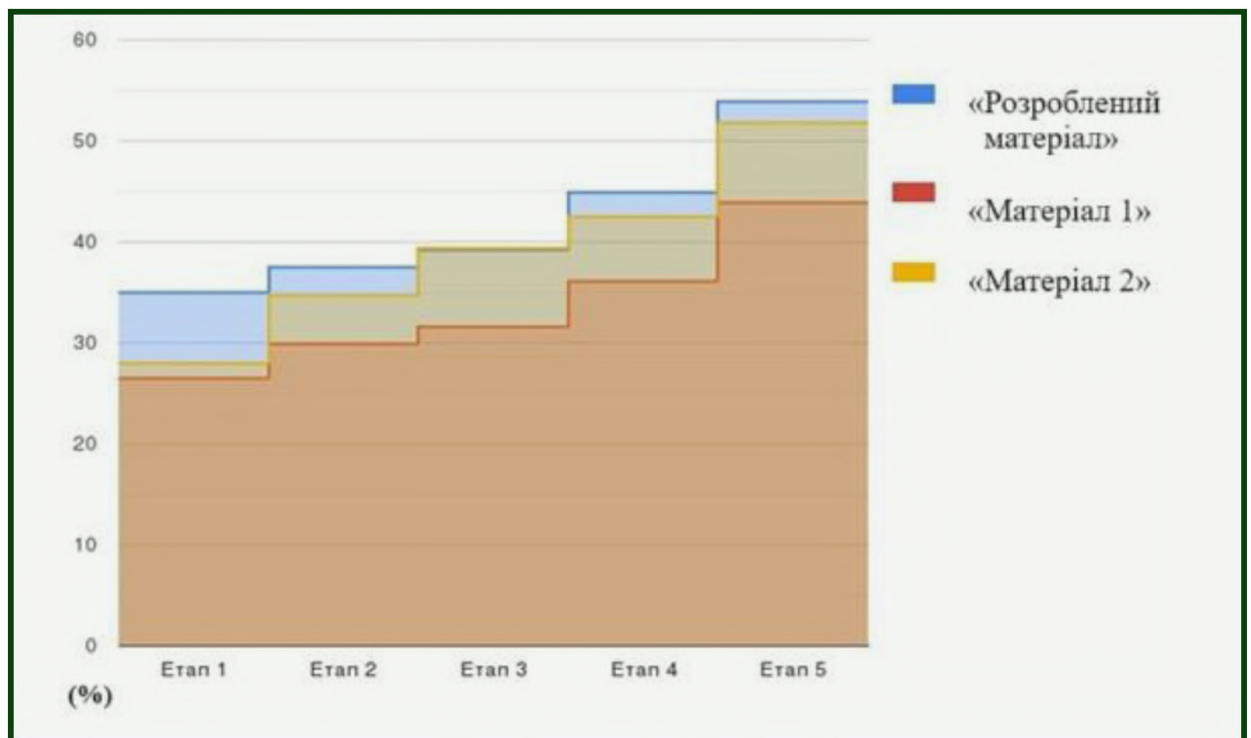


Рис.3.5 Динаміка результатів вимірювання міцності гіпсового зразка при стисненні

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

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

В результаті досвіду з модифікуючою добавкою ПВС було встановлено, що міцність при стисканні у досліджуваних гіпсових композицій також вище ніж у стандартного зразка, але має динаміку змін із максимальним значенням  $(53,93 \pm 0,67)$  МПа 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 [216].

Таким чином, створення бездефектних кристалічних структур модифікованого гіпсу з посиленням міцності міжкристалічних областей дозволяє знизити крихкість та збільшити пластичність та податливість модифікованого гіпсу, що забезпечує підвищення фізико-механічних властивостей при стисканні та ударі та 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 та,

як результат, знизити ризик виникнення запальних та атрофічних процесів у тканинах протезного ложа [217].

Якість поверхні робочої моделі, а саме- її відповідність мікрорельєфу слизової оболонки порожнини рота, а це значною мірою залежить від шорсткості та пористості моделі, є одним з важливих факторів при виготовленні ЗОК [218].

Рівень якості виготовлення поверхні моделей за такими показниками як шорсткість та пористість характеризується її максимально блискучою 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 з 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 концентрації 1,62 % та 4,04 %, на комплексних етапах додавання модифікаторів 4 та 5 та стає нижчим за стандартний зразок.

Зміна стану поверхні модифікованих гіпсових композицій в залежності від концентрацій модифікаторів добавки представлена в таблиці 3.6, з урахуванням середнього значення коефіцієнту відображення гіпсових зразків при кожному із 5 етапів додавання модифікатору.

Таблиця 3.6

Вплив концентрації модифікаторів  
на шорсткість гіпсових зразків

Номер 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 етап	0,09	0,08	0,08	0,10	15,5±0,4	8,5±0,4	14,5±0,4 <sup>f</sup>
2 етап	0,45	0,42	0,40	0,50	12,6±0,3	9,6±0,3	13,6±0,3 <sup>d</sup>
3 етап	0,9	0,83	0,81	0,75	10,2±0,5 <sup>a</sup>	7,5±0,5	11±0,5
4 етап	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 етап	4,5	4,17	4,04	1,75	9,1±0,4	7,2±0,4	9,5±0,4 <sup>c</sup>

a - достовірні відмінності між матеріалом 1 і 3 матеріалом на рівні  $p \leq 0,05$   
 b - достовірні відмінності між матеріалом 1 і 2 матеріалом на рівні  $p \leq 0,001$   
 c - достовірні відмінності між матеріалом 3 і 2 матеріалом на рівні  $p \leq 0,02$   
 d - достовірні відмінності між матеріалом 3 і 1 матеріалом на рівні  $p \leq 0,005$   
 e - достовірні відмінності між матеріалом 2 і 3 матеріалом на рівні  $p \leq 0,05$   
 f - достовірні відмінності між матеріалом 3 і 1 матеріалом на рівні  $p \leq 0,001$

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

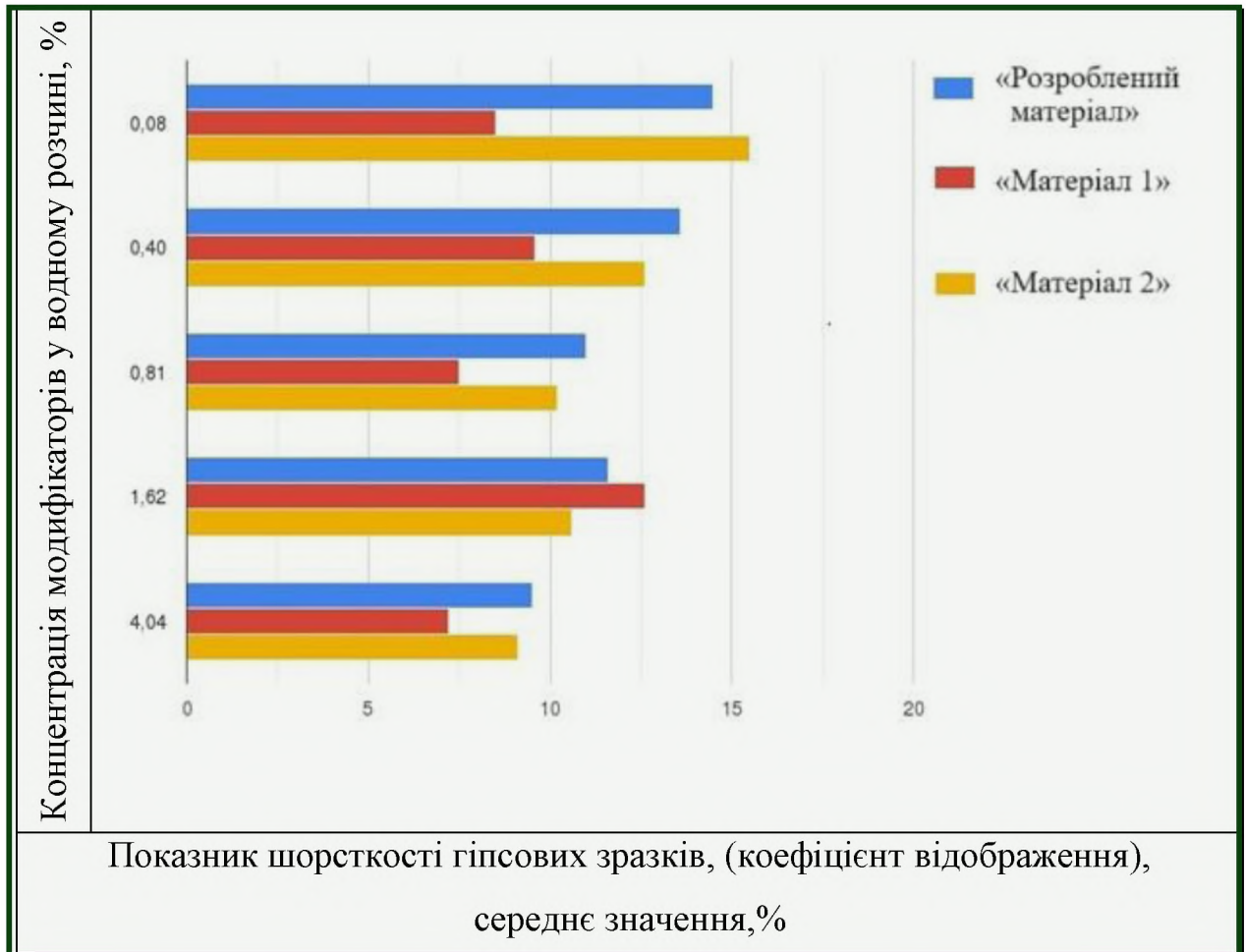


Рис 3.6 Залежність коефіцієнта відображення від концентрації сухого залишку модифікатора БС-65-ГП

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 блисківідбивна 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.

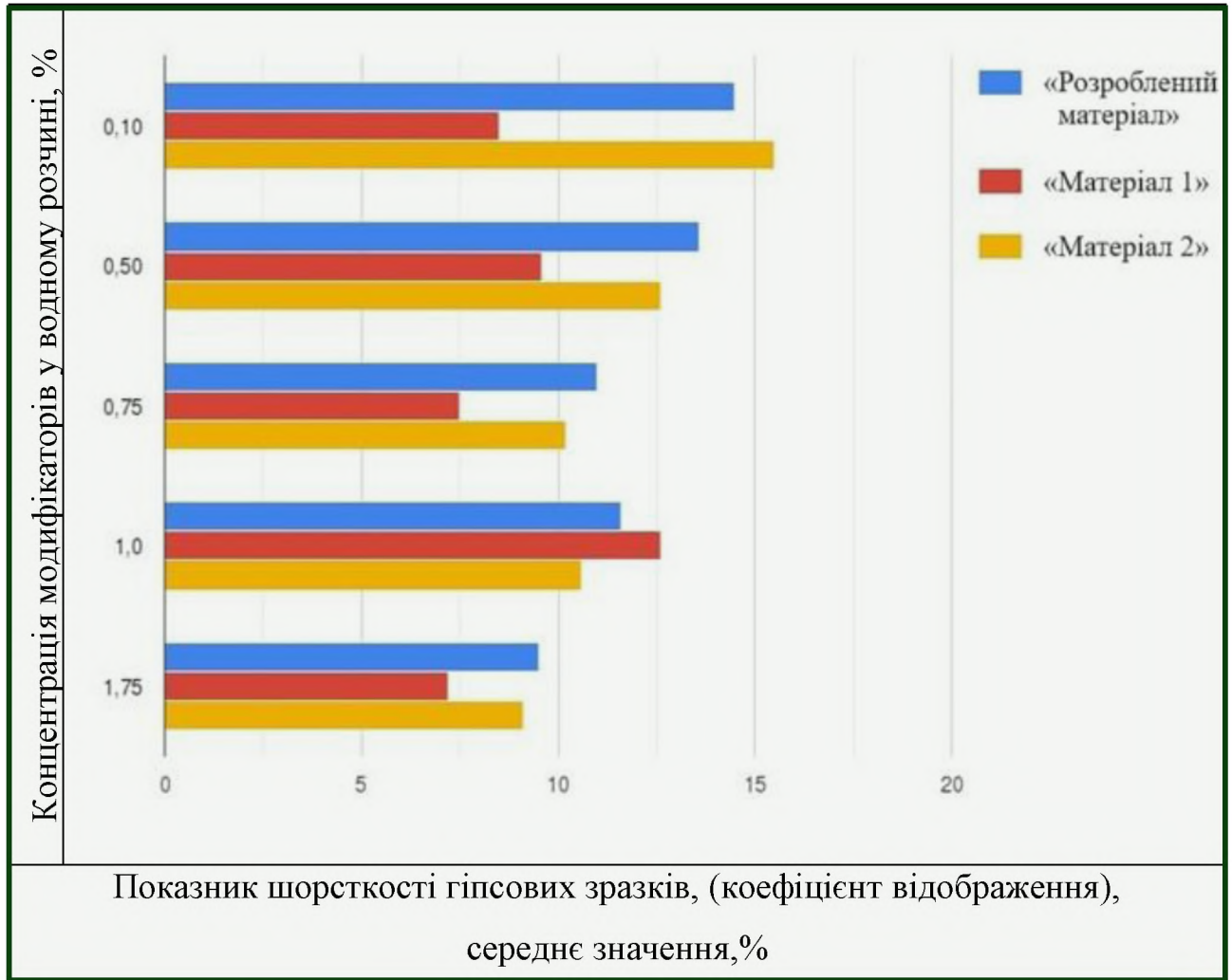


Рис 3.7 Залежність коефіцієнта відображення від концентрації сухого залишку модифікатора ПВА

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

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

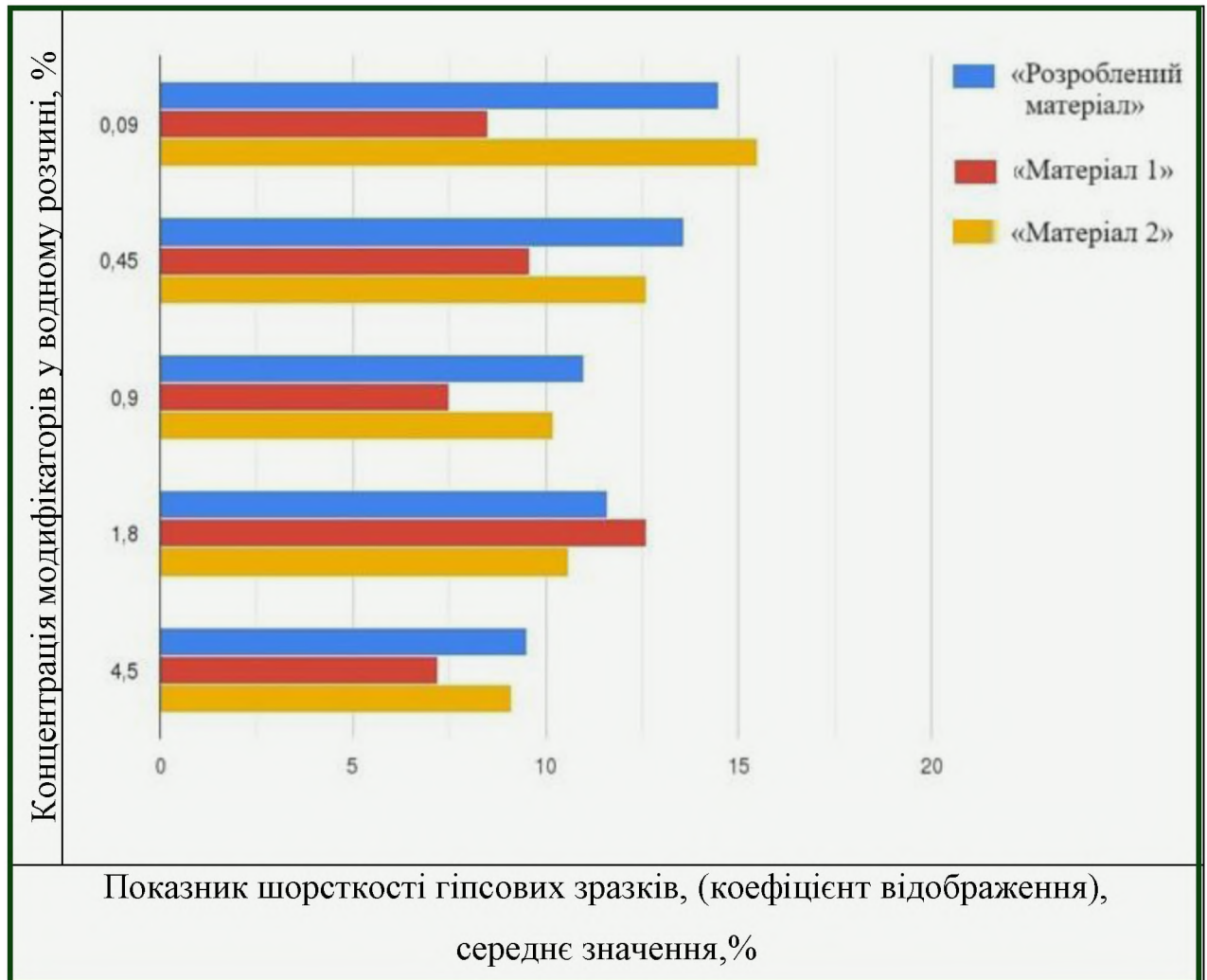


Рис 3.8 Залежність коефіцієнта відображення від концентрації сухого залишку модифікатора KE-10-01

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

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

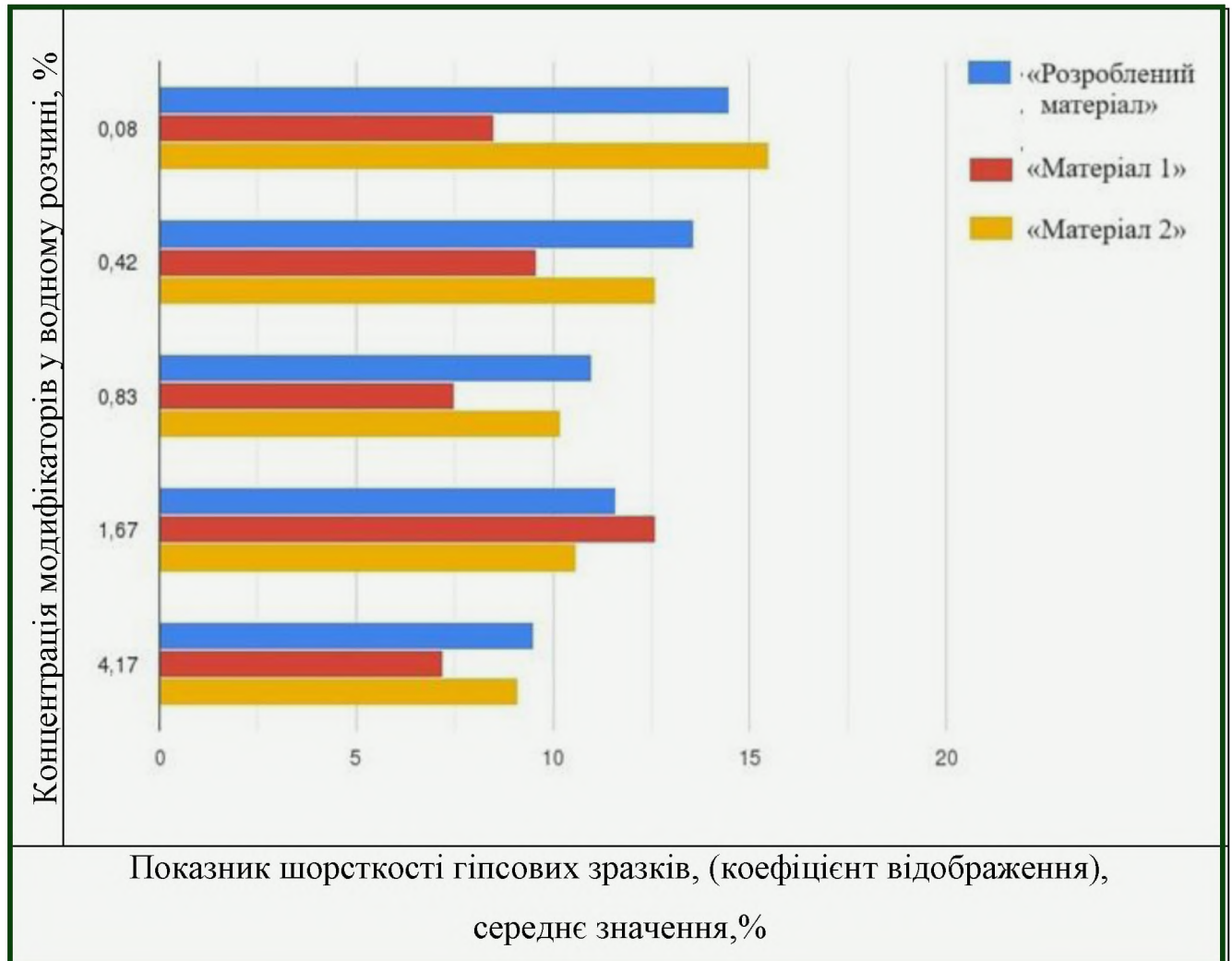


Рис 3.9 Залежність коефіцієнта відображення від концентрації сухого залишку модифікатора ПВС

З проведених нами досліджень було встановлено закономірність, що з підвищенням концентрацій добавок, що модифікують, відбувається незначне зниження блисківідбивних здібностей 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 показнику шорсткості гіпсових зразків значення блискучою здатністю ( $14,2 \pm 0,3$ ) %.

Для полівінілацетатної дисперсії, ПВА, максимальнє значення коефіцієнта відбиття поверхні модифікованих зразків гіпсових сумішей відповідає концентрації модифікатора із середнім значенням 0,50 % вмісту сухого залишку ( $12,9 \pm 0,3$ ) %.

При використанні ПВА у будь-яких концентраціях блисквідбивна здатність не збільшувалася в порівнянні зі стандартним зразком, виготовленого з медичного гіпсу промислового виробництва, без додавання модифікаторів до гіпсової суміші.

Максимальнє значення блисквідбивної здатності, що дорівнює 18 %, ми отримали при використанні в якості модифікуючої добавки кремнійорганічну емульсію KE-10-01 при концентрації сухого залишку речовини 0,09 %. При подальшому збільшенні концентрації модифікатора з ( $0,09 \div 4,5$ ) % блисквідбивна здатність поверхні досліджуваних матеріалів піддається незначному зниженню, але залишається все одно вище блисквідбивної здатності стандартного зразка, що в свою чергу сприяє 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 протезу, що, як наслідок має подальше відображення 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.

Як результат було визначено, що розроблені модифіковані компоненти легованого пакувального матеріалу, в свою чергу, забезпечували прийнятну точність АБ знімного пластинкового протеза, що відповідала робочій моделі за рахунок підвищення фізико-механічних властивостей пакувального матеріалу та, як результат - покращеної технологічності знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів.

Також, були визначені значення найбільш сприятливих до додавання концентрацій модифікаторів у досліджуваному легованому пакувальному матеріалі, впровадження яких у технологічний процес дає змогу мати 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 протеси виготовлення ЗОК, що має позитивне відображення на подальших клінічних етапах та основ біомеханіки порожнини рота пацієнта.

Основні результати досліджень, що представлені у поточному розділі опубліковані у наукових фахових виданнях та найшли 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. ISBN978-617-8293-09-3.

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, Ополе, 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 у 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, та як наслідок – розподілення жувального тиску [76, 219].

З розвитком програмного забезпечення, а також із збільшенням потужності обчислювальної техніки поширилося також на задачі біомеханіки, зокрема БМ органів ротової порожнини людини [3,100].

Невідповідність АБ протеза з м'якими тканинами протезного ложа може призводити до порушення функціональної цілісності біомеханічної структури та нерівномірного поглинання жувального навантаження. Це може привести до підвищеної напруги слизової оболонки та кісткової структури, що у подальшому буде мати вплив на довговічність та комфорт користування ортопедичною конструкцією, та як результат – на показники якості життя пацієнта [220].

Однією із задач якісної ортопедичної конструкції є те, що навантаження від зубів-антагоністів в стані оклюзії передавалася на АБ протезу чітко по його вертикальній осі, а при сагітальних рухах - рівномірно розподілялося по всій протетичній площині, та при трансверсальних рухах

нижньої щелепи не повинно виникати блокуючих рухів на зубах-антагоністів з формуванням навантажень, що діють під кутом або перпендикулярно вертикальній осі зубних рядів.

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

4.1.1 Принципи біомеханіки у знімному протезуванні та вплив на показники даних напруження та 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 [221].

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 сканеру для зуботехнічних моделей inEos X5 Dentsply Sirona.

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

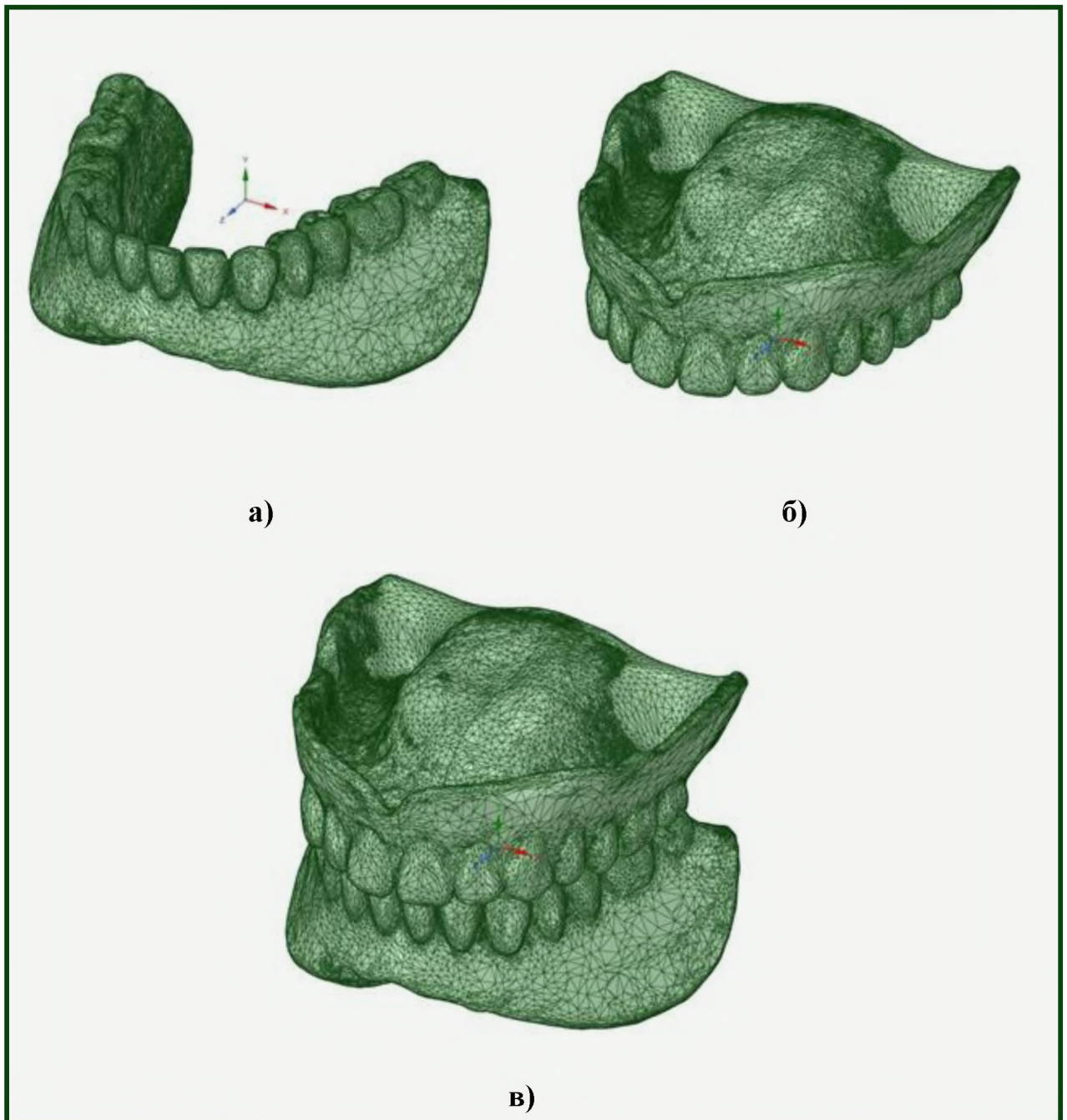


Рис. 4.1 3D модель протезів: а) нижньої щелепи; б) верхньої щелепи; в) в стані оклюзії.

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

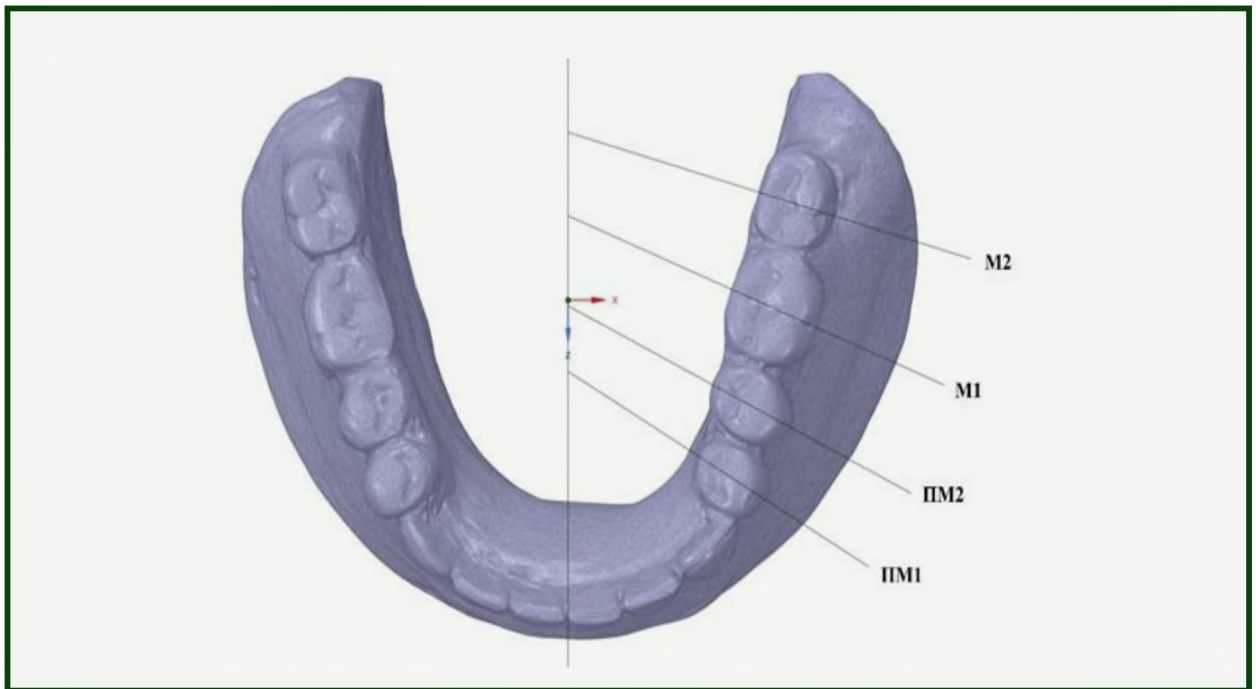


Рис. 4.2 Площі перерізу, які проходять через медіальні лінії зубів третього квадранту нижньої щелепи: ПМ<sub>1</sub> – перший премоляр; ПМ<sub>2</sub> – другий премоляр; М<sub>1</sub> – перший моляр; М<sub>2</sub> – другий моляр

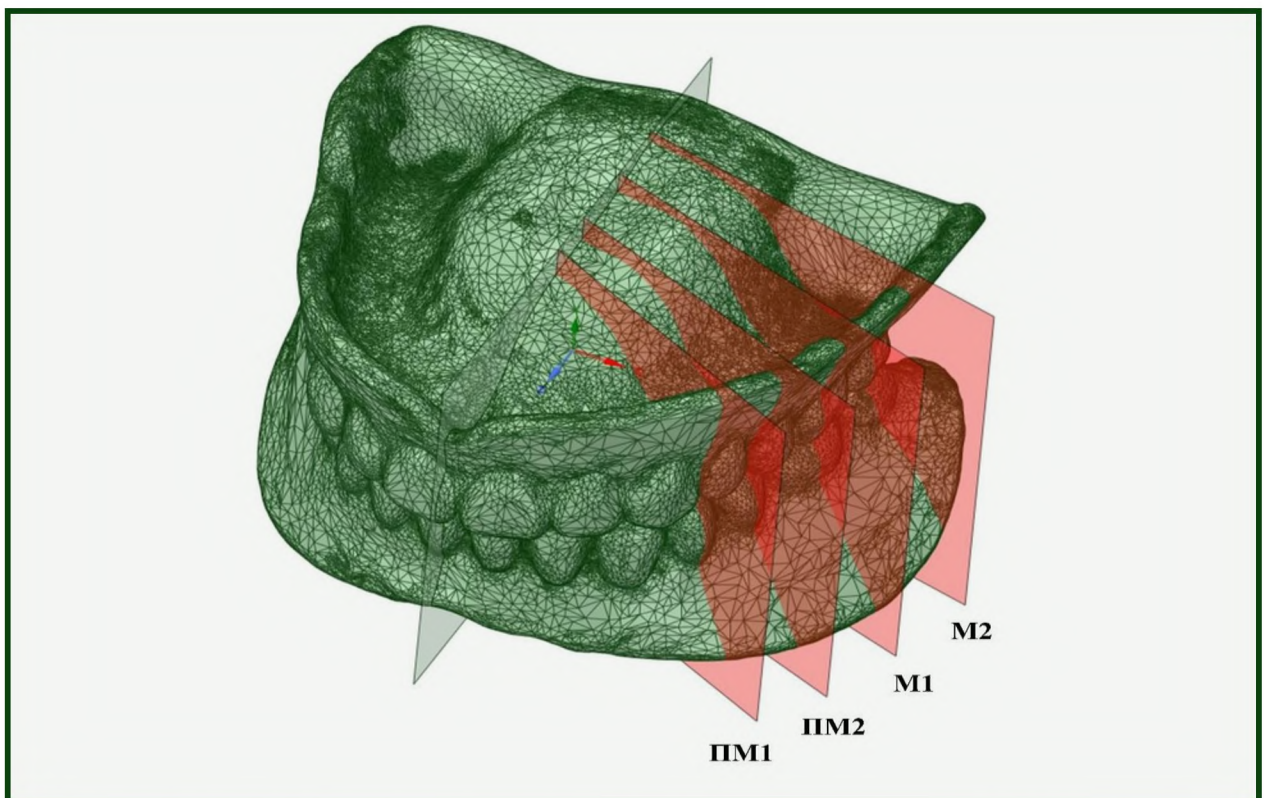


Рис. 4.3 3D зображення площин перерізу ПМ<sub>1</sub> – перший премоляр; ПМ<sub>2</sub> – другий премоляр; М<sub>1</sub> – перший моляр; М<sub>2</sub> – другий моляр.

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

Для визначення даних ступеню 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 показана на рис. 4.4.

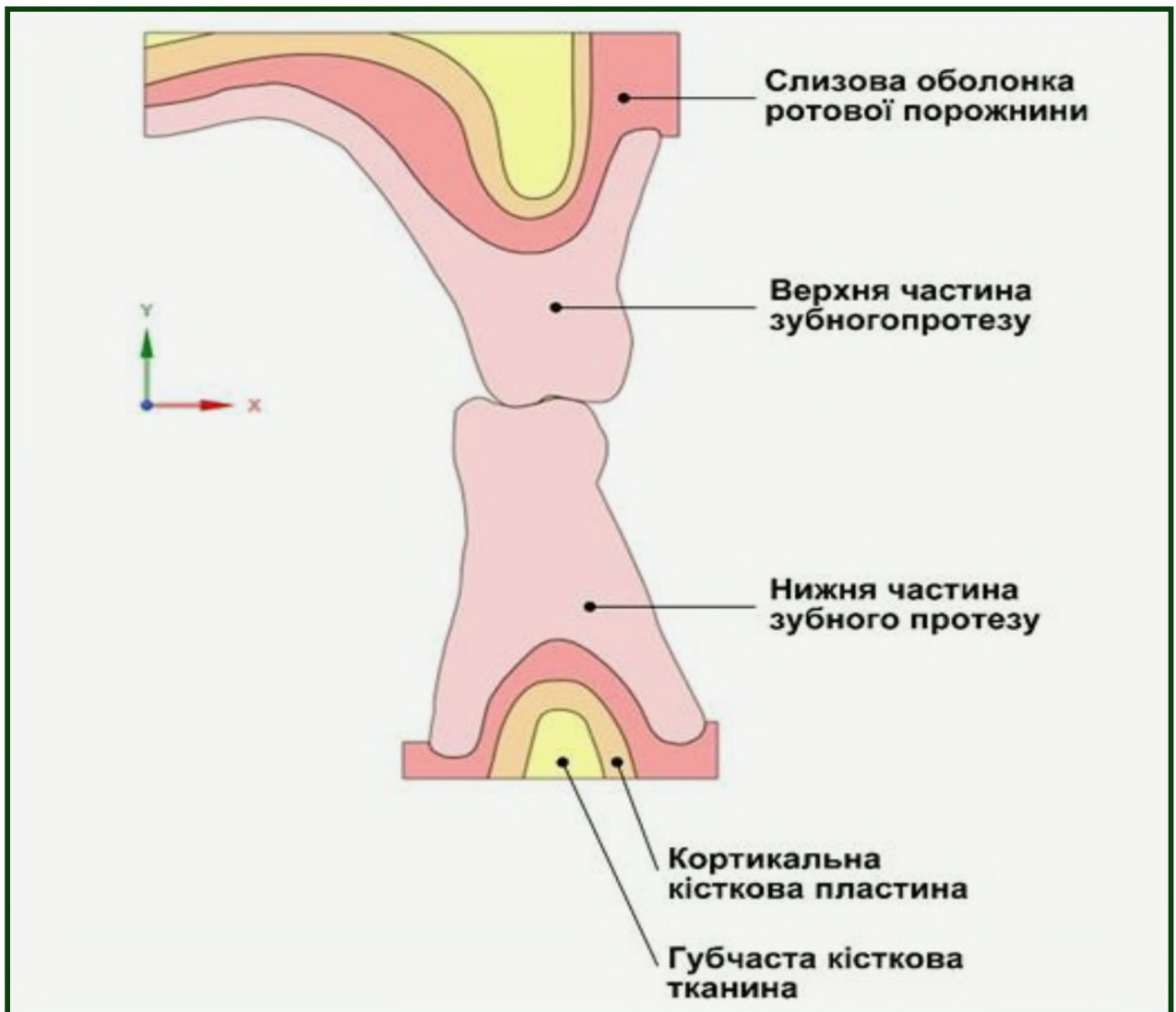


Рис. 4.4 Структура перерізу моделі (для першого моляру)

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

Проведені нами методики дослідження варіювання показників напруження та деформації дозволяють визначити правильність конструювання штучних зубів АБ повного знімного пластинкового протезу 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, (формула 4.1):

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

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

Відносне видовження ( $\lambda$ ) визначалося за формулою (формула 4.2):

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

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

Деформація і відносне видовження являлися 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 являлися лінійними (закон Гука), (формули 4.3, 4.4, 4.5, 4.6, 4.7, 4.8):

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

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

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

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

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

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

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, у таблиці 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  $x$  – передньо-задній напрямок; вісь  $z$  – латеро-медіальний напрямок.

Матеріалом повного знімного пластинкового протезу є поліметилметакрилат («Етакріл», АТ «Стома», Україна), який є ізотропним матеріалом, його фізико-механічні характеристики наведені в таблиці 4.2.

Таблиця 4.2

Фізико-механічні характеристики  
поліметилметакрилату

№ з.п.	Величини	Значення
1	Молекулярна маса	120000±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 $E$	2550 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 (формули 4.10, 4.11, 4.12):

$$\sigma_x = 2 \left( \lambda_1^2 \frac{\partial U}{\partial I_1} - \frac{1}{\lambda_1^2} \frac{\partial U}{\partial I_2} \right) + p, \quad (4.10),$$

$$\sigma_y = 2 \left( \lambda_2^2 \frac{\partial U}{\partial I_1} - \frac{1}{\lambda_2^2} \frac{\partial U}{\partial I_2} \right) + p, \quad (4.11),$$

$$\sigma_z = 2 \left( \lambda_3^2 \frac{\partial U}{\partial I_1} - \frac{1}{\lambda_3^2} \frac{\partial U}{\partial I_2} \right) + p, \quad (4.12),$$

де  $p$  –гідростатичний тиск;  $U$ - пружний потенціал;  $\sigma_{x,y,z}$ - 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 (формули 4.13, 4.14, 4.15):

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2, \quad (4.13),$$

$$I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_1^2 \lambda_3^2, \quad (4.14),$$

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

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 (формула 4.16):

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 = 1. \quad (4.16),$$

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, (формула 4.17):

$$J = \frac{V}{V_0} = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3, \quad (4.17),$$

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, (формула 4.18):

$$J_{th} = (1 + \varepsilon_{th})^3, \quad (4.18),$$

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

Еластична об'ємна деформація ( $J_{el}$ ) є відношенням об'ємної деформації та теплової деформації, (формула 4.19):

$$J_{el} = \frac{J}{J_{th}}. \quad (4.19),$$

Існує багато моделей пружного потенціалу. Нами була використана модель Огдена, для якої пружний потенціал мав вигляд, (формула 4.20):

$$U = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i}, \quad (4.20),$$

де  $\bar{\lambda}_k^{\alpha_i} = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_k$  – 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 не стисливих 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 таблиці 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 не стисливих матеріалів дорівнює 0)

### **4.3 Використання методу скінченних елементів як основу для визначення даних напруження та деформації при виготовленні знімної 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 заздалегідь 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. У 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 поліноми 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 рисунку 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].

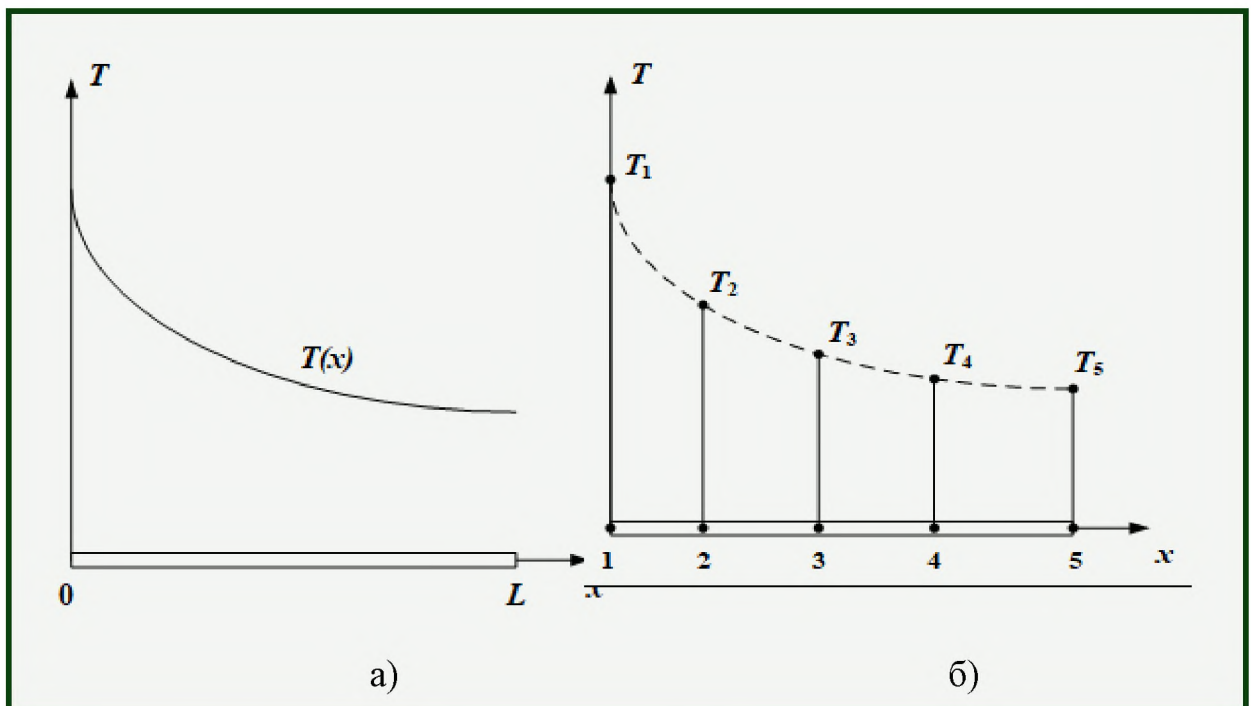


Рис. 4.5 Розподіл температури в одновимірному стрижні (а), вузлові точки і очікувані значення  $T(x)$  (б)

Очевидно, можна ввести до розгляду і більше п'яти 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).

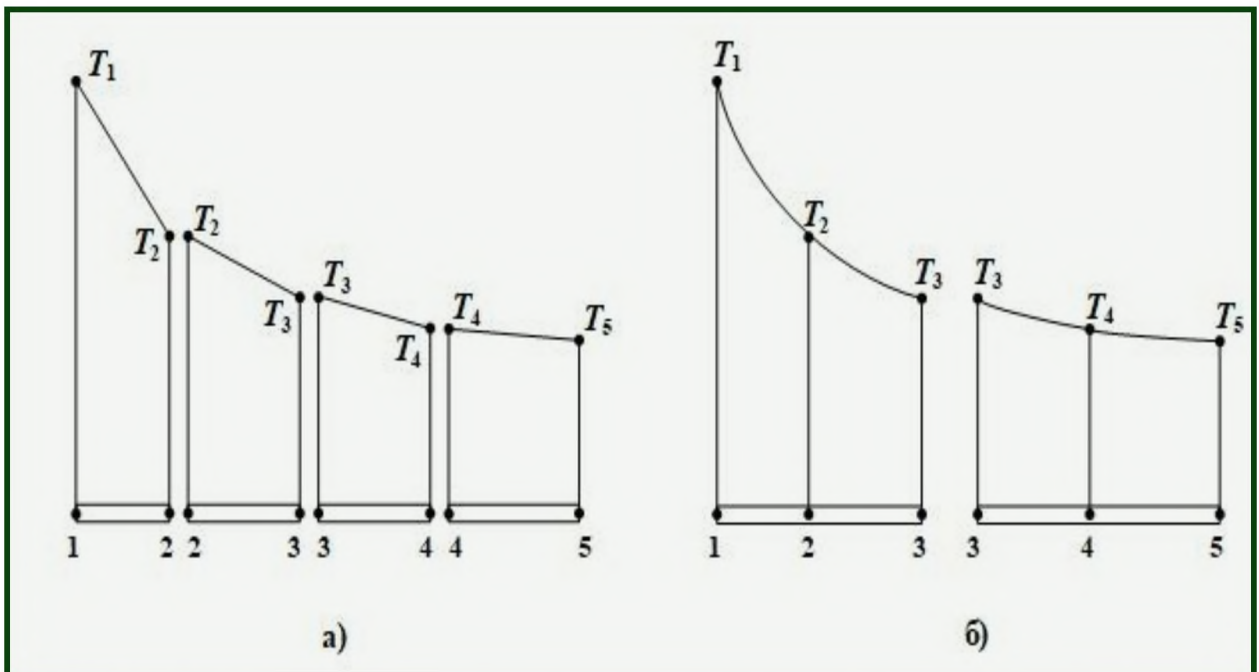


Рис. 4.6 Поділ області на чотири елементи (а), поділ області на два елементи, кожен з яких містить три вузли (б)

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

У разі розбиття області на чотири елементи, коли на кожен елемент припадає по два вузла, функція елемента була лінійна по  $x$  (дві точки однозначно визначають пряму лінію), (формула 4.21):

$$T(x) = \alpha_1 + \alpha_2 x. \quad (4.21),$$

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, (формула 4.22):

$$T(x) = \alpha_1 + \alpha_2 x + \alpha_3 x^2. \quad (4.22),$$

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

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

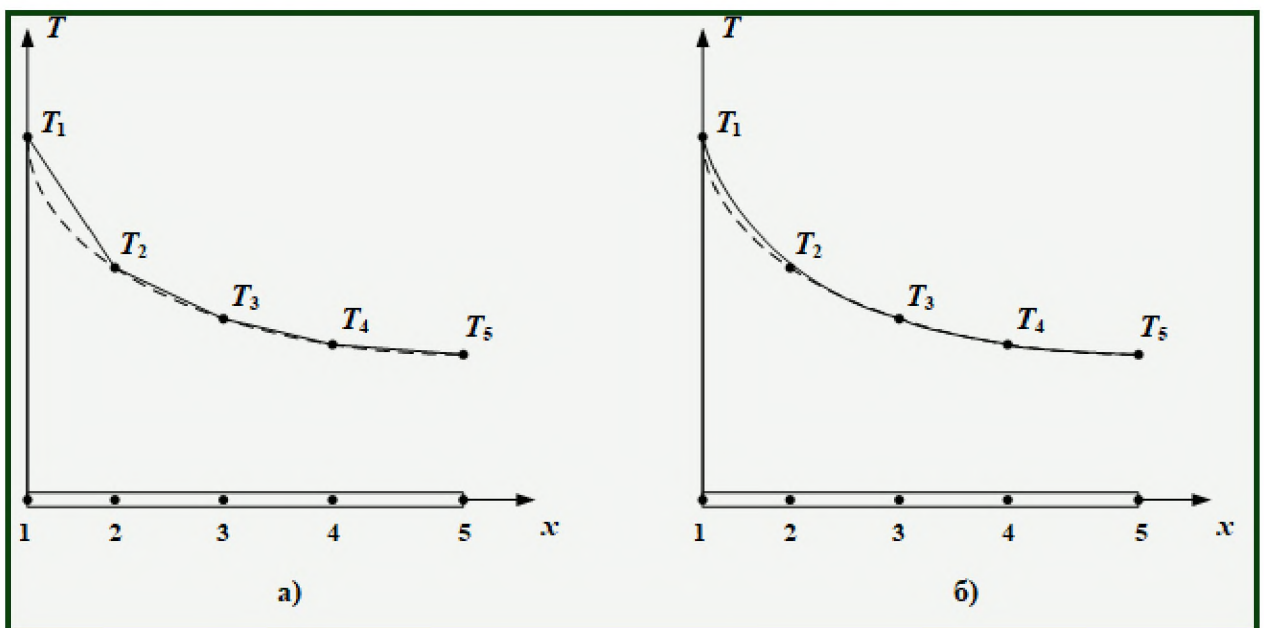


Рис.4.7 Дискретні моделі для одновимірного температурного поля

З рисунку 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, так як 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 в 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 в 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 в якості функції елемента найчастіше застосовується поліном. Порядок полінома залежить від числа використуваних 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 в такому поліномі ( $\varphi$ ) на одиницю більше розмірності координатного простору, (формула 4.23):

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

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 в комплекс-елементі більше величини, рівної розмірності координатного простору плюс одиниця.

Інтерполяційний поліном для прямокутного елемента ( $\varphi$ ) з чотирма вузлами має вигляд, (формула 4.24):

$$\varphi(x, y) = \alpha_1 + \alpha_2 x + \alpha_3 y + \alpha_4 xy. \quad (4.24),$$

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.

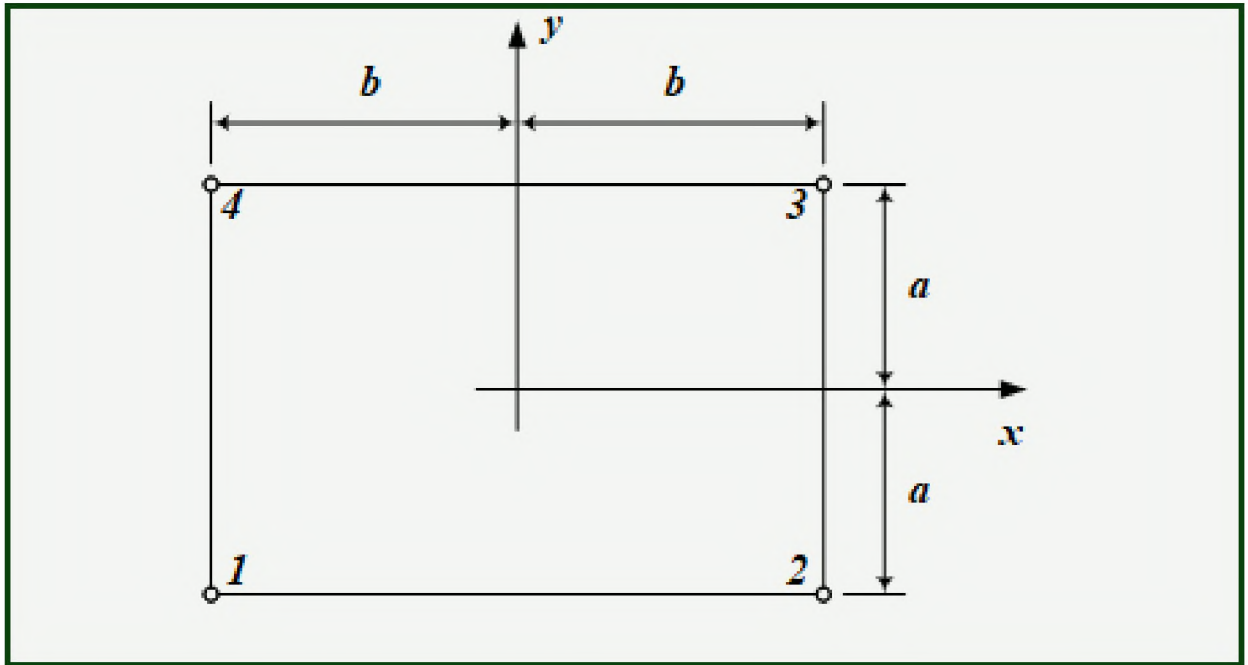


Рис. 4.8 Прямокутний елемент

У вузлах були виконані наступні умови, (формули 4.25, 4.26, 4.27, 4.28):

$$\varphi(-b, -a) = \Phi_1, \quad (4.25),$$

$$\varphi(b, -a) = \Phi_2, \quad (4.26),$$

$$\varphi(b, a) = \Phi_3, \quad (4.27),$$

$$\varphi(-b, a) = \Phi_4. \quad (4.28),$$

де  $\varphi^i$  - поліном, що містять константу і лінійні члени;  $\Phi_1, \Phi_2, \Phi_3, \Phi_4$  - граничні умови.

Підстановка цих виразів в формулу в інтерполяційний поліном  $(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4)$  приводить до системи чотирьох рівнянь, які були вирішені щодо  $\alpha$ , (формули 4.29, 4.30, 4.31, 4.32):

$$\alpha_1 = \frac{\Phi_1 + \Phi_2 + \Phi_3 + \Phi_4}{4}, \quad (4.29),$$

$$\alpha_2 = \frac{\Phi_1 + \Phi_2 + \Phi_3 - \Phi_4}{4b}, \quad (4.30),$$

$$\alpha_3 = \frac{\Phi_1 - \Phi_2 + \Phi_3 + \Phi_4}{4a}, \quad (4.31),$$

$$\alpha_4 = \frac{\Phi_1 - \Phi_2 + \Phi_3 - \Phi_4}{4ab}. \quad (4.32),$$

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

Підставили  $\alpha_i$  у вихідне співвідношення та перетворили його до вигляду, (формули 4.33, 4.34, 4.35, 4.36, 4.37, 4.38):

$$\varphi(x, y) = N_1\Phi_1 + N_2\Phi_2 + N_3\Phi_3 + N_4\Phi_4, \quad (4.33),$$

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

$$N_2 = \frac{1}{4ab}(b+x)(a-y), \quad (4.33),$$

$$N_3 = \frac{1}{4ab}(b+x)(a+y), \quad (4.33),$$

$$N_4 = \frac{1}{4ab}(b-x)(a+y), \quad (4.33),$$

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  $N_1$ , (формула 4.34):

$$N_1 = \frac{1}{4ab}(b-x)(a-y) = \frac{1}{4}\left(1 - \frac{x}{b}\right)\left(1 - \frac{y}{a}\right), \quad (4.34),$$

де

$$-1 \leq \frac{x}{b} \leq 1, \quad -1 \leq \frac{y}{a} \leq 1. \quad (4.35, 4.36)$$

Якщо позначити ці відношення як (формула 4.37, 4.38):

$$\xi = \frac{x}{b} \quad \text{та} \quad \eta = \frac{y}{a}, \quad (4.37, 4.38),$$

то функції форми можуть бути представлені у вигляді добутків безрозмірних координат, (формула 4.39, 4.40, 4.41, 4.42):

$$N_1 = \frac{1}{4}(1 - \xi)(1 - \eta), \quad (4.39),$$

$$N_2 = \frac{1}{4}(1 + \xi)(1 - \eta), \quad (4.40),$$

$$N_3 = \frac{1}{4}(1 + \xi)(1 + \eta), \quad (4.41),$$

$$N_4 = \frac{1}{4}(1 - \xi)(1 + \eta). \quad (4.42).$$

Впроваджена тільки що система координат називається природною системою координат, тому що 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).

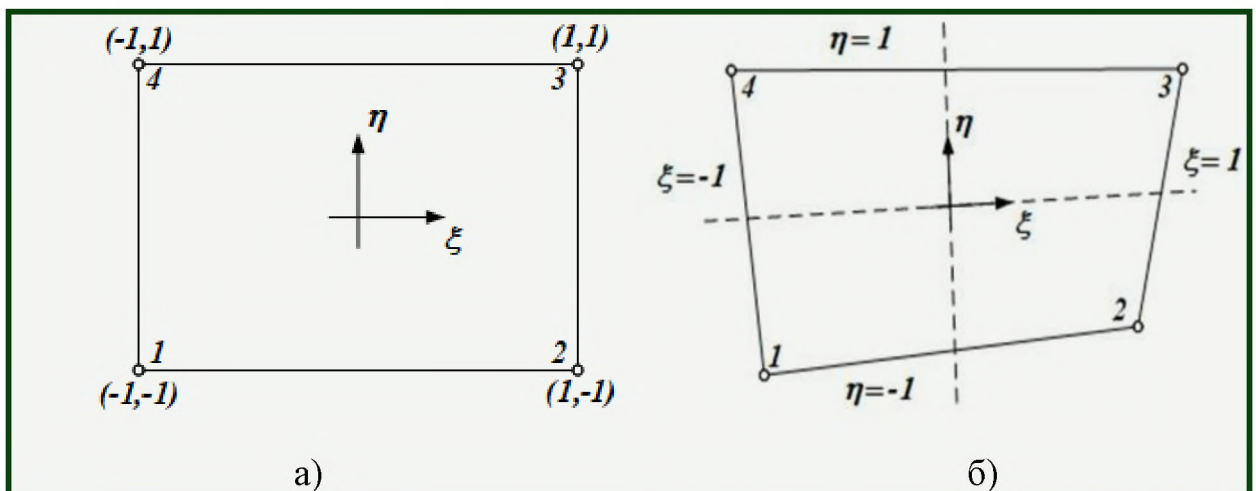


Рис. 4.9 Система координат  $\xi\eta$  для прямокутного елемента(а), чотирикутний елемент загального вигляду (б)

В даний час область застосування методу скінченних елементів дуже велика і охоплює всі фізичні процеси, які можуть бути описані диференціальними рівняннями. Найбільш важливими перевагами методу скінченних елементів, є наступні:

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 скінченних елементів 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. В даний час 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 в 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. В якості елемента розбиття був вибраний двовимірний чотирикутний елемент із чотирма вузлами. Розбиття на елементи та подальший розв'язок завдання ми проводили в пакеті ANSYS Mechanical APDL. На рисунку 4.10. показано розбиття на елементи двовимірної області рішення.

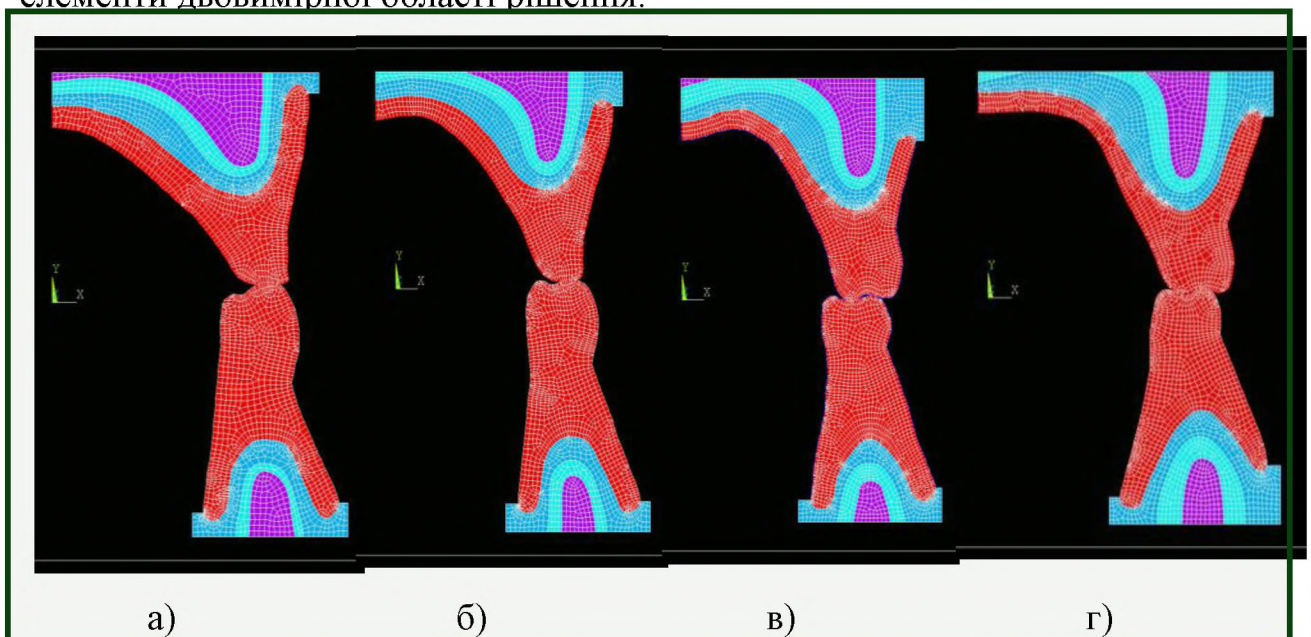


Рис. 4.10 Розбиття області рішення на чотирикутні елементи: а) переріз ПМ<sub>1</sub>; б) переріз ПМ<sub>2</sub>; в) переріз М<sub>1</sub>; г) переріз М<sub>2</sub>

На наступному етапі 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.

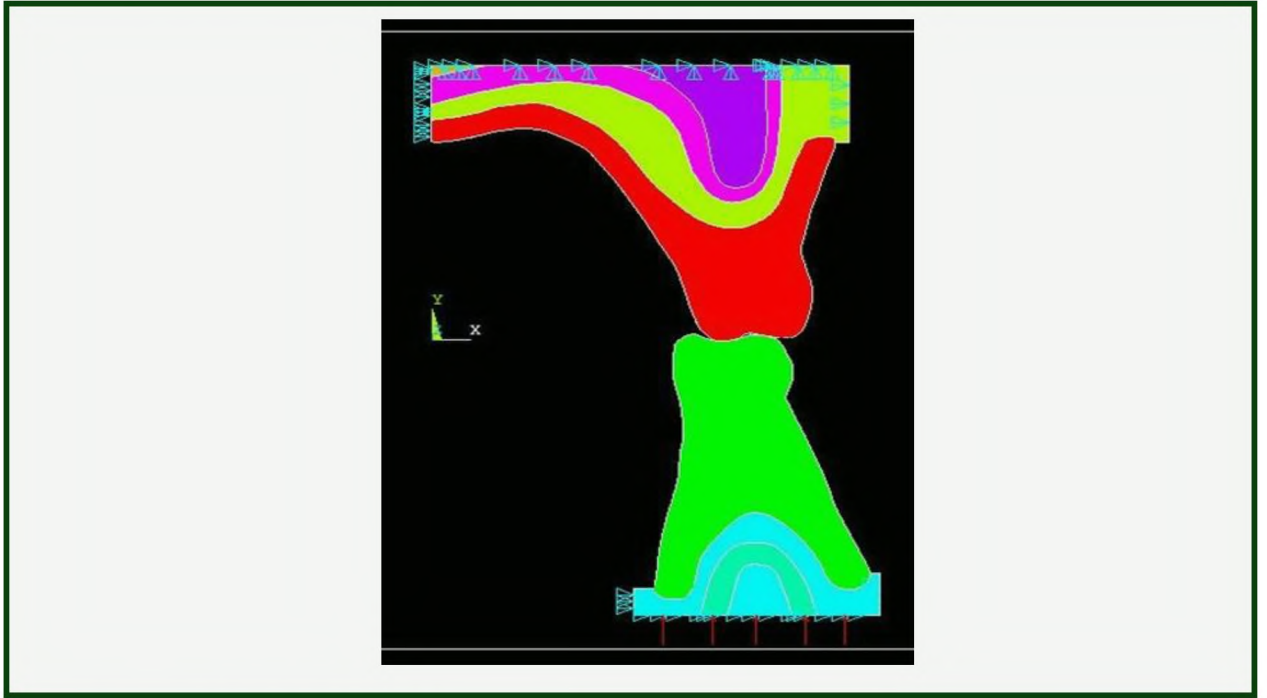


Рисунок 4.11 Граничні умови задачі

Після розв'язання задачі із заданими граничними умовами були отримані поля напружень для визначених областей рішення з 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 ( $1200,13 \pm 4,13$ )  $m^2K$  та ( $6550,01 \pm 3,23$ )  $m^2K$  відповідно (рис. 4.12).

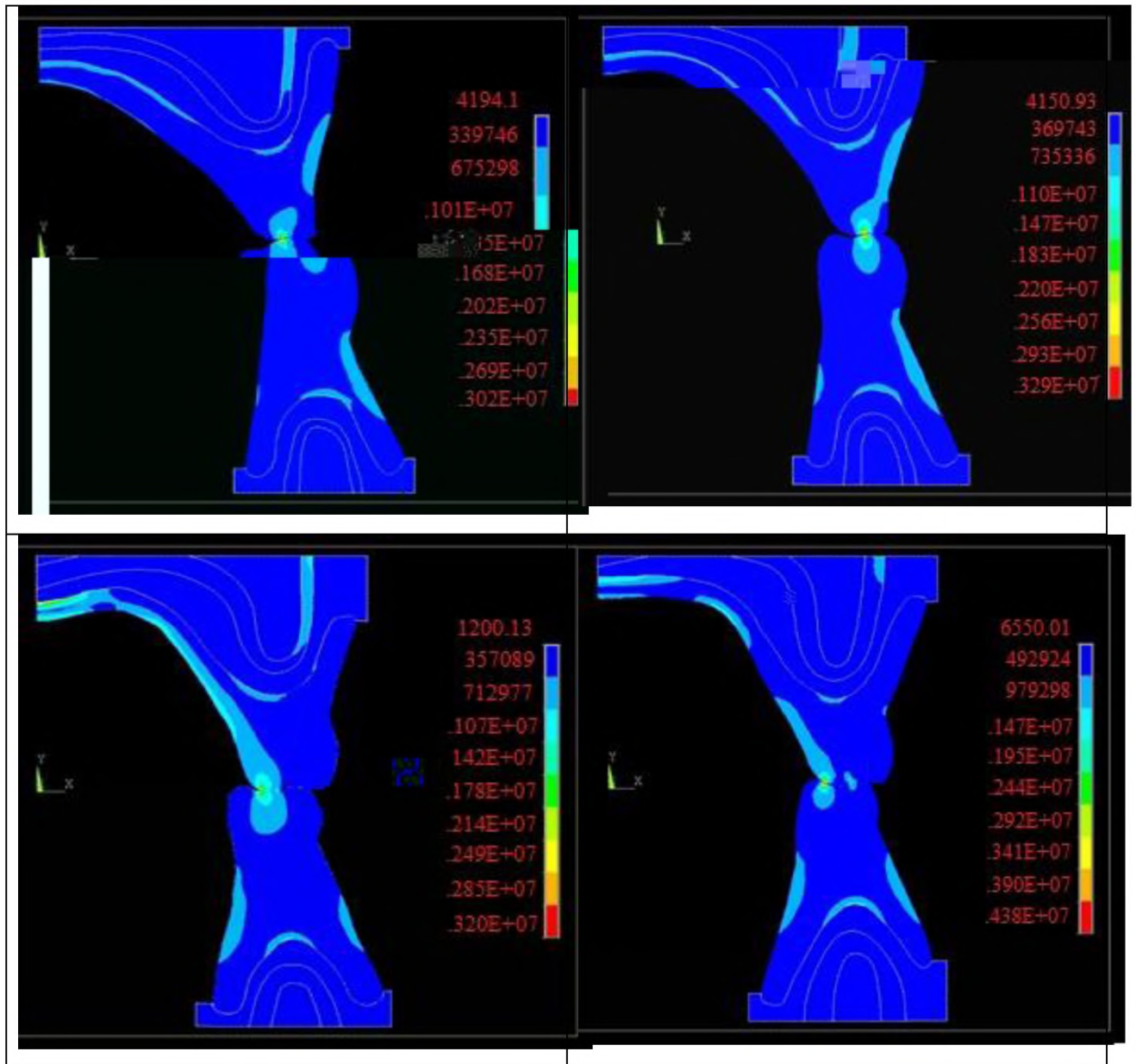


Рис. 4.12 Поле напружень у визначених областях рішення: переріз ПМ<sub>1</sub>; переріз ПМ<sub>2</sub>; переріз М<sub>1</sub>; переріз М<sub>2</sub>

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  $(339746,1 \pm 2,8) \text{ м}^2\text{К}$ , так як 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±3,9) м<sup>2</sup>К та (735356,34±4,52) м<sup>2</sup>К відповідно.

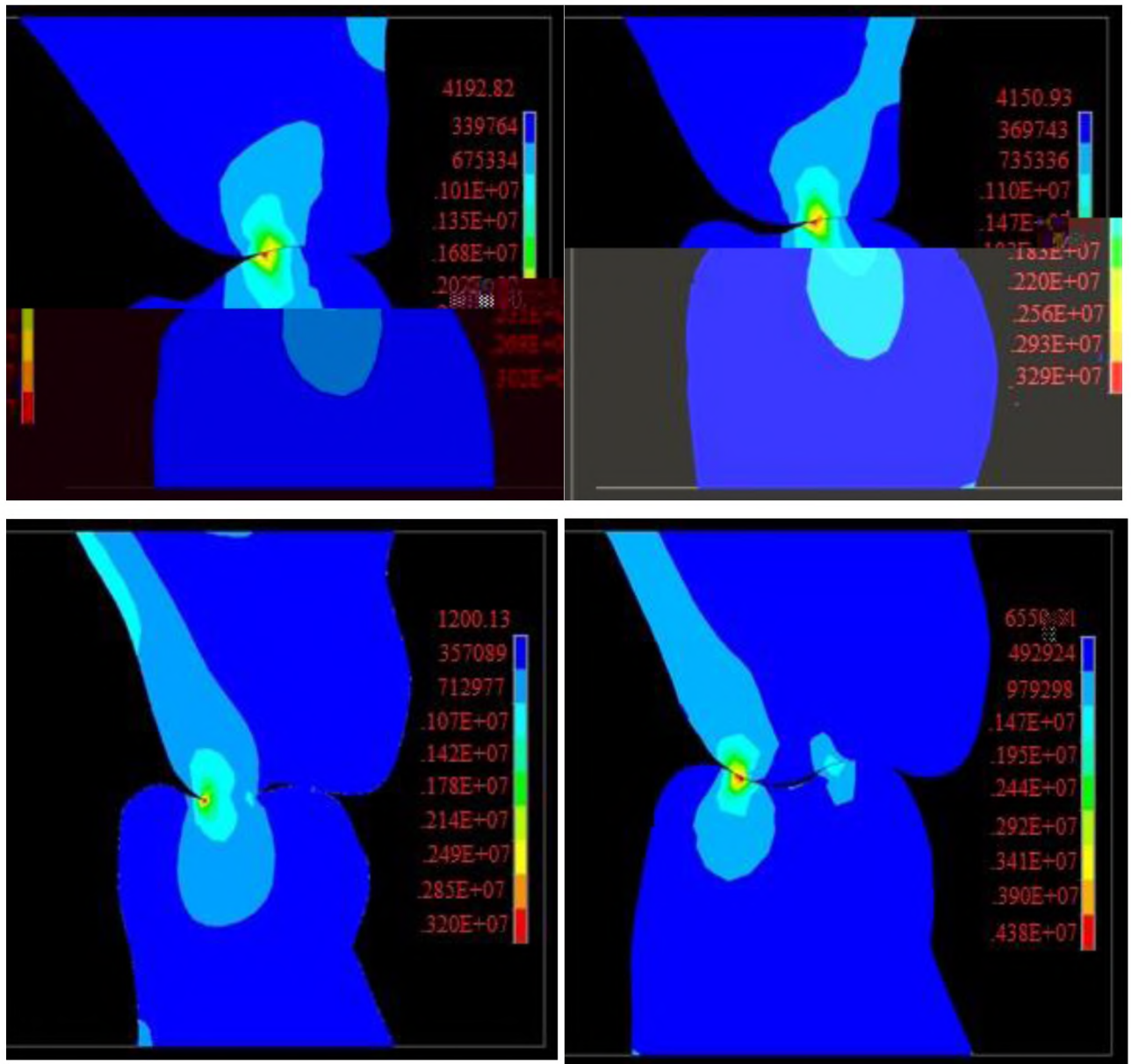


Рис. 4.13 Область поля напружень із максимальним напруженням: переріз ПМ<sub>1</sub>; переріз ПМ<sub>2</sub>; переріз M<sub>1</sub>; переріз M<sub>2</sub>

Переріз M<sub>1</sub> мав результат загальної площини з меншим ступнем навантаження (357089,2±1,7) м<sup>2</sup>К, площини з підвищеним тиском – (712977,2±3,4) м<sup>2</sup>К. Найбільші ж значення показав сегмент M<sub>2</sub> зі значеннями груп (492924,12±2,15) м<sup>2</sup>К та (979298,1±3,3) м<sup>2</sup>К. 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. В той самий час в зоні альвеолярного відростка спостерігаються на порядок менші напруження, значеннями 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 гребня (рис 4.13).

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 та, як результат, покращення якості ортопедичного лікування пацієнтів в клініці ортопедичної стоматології.

Також, 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 протезу може мати відображення на подальше виготовлення 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 протезу відповідно до атрофії альвеолярного відростка пацієнта з урахуванням товщини слизової оболонки порожнини рота за показниками значимих в клініці ортопедичної стоматології властивостей.

Основні результати досліджень, що представлені у поточному розділі опубліковані у наукових фахових виданнях та найшли 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 легованого 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 ступенями атрофії щелеп за І.М. Оксманом, I-III класом слизової оболонки за Суплі та I-IV зони податливості слизової оболонки за Люндом [222, 223].

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

Розподіл пацієнтів, згідно їх досліджуваних груп, за віком та статтю наведено у таблиці 5.1.

Таблиця 5.1

Розподіл пацієнтів за віком та статтю  
(згідно досліджуваних груп)

Вік	1 досліджувана група(основна)			2 досліджувана група(контрольна)			3 досліджувана група(контрольна)		
	Чоло-віки	Жінки	Загалом	Чоло-віки	Жінки	Загалом	Чоло-віки	Жінки	Загалом
45-55 років	1	3	4	1	4	5	1	2	3
55-65 років	3	3	6	2	2	4	2	3	5
65-70 років	3	2	5	3	4	7	3	1	4
70 р. та 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 чоловік) виготовляли знімні пластинкові протези повного зубного ряду верхньої та нижньої щелеп на робочих моделях з гіпсу промислового виробництва з розробленого нами легovanого пакувального матеріалу із застосуванням модифікуючих добавок: поливінілового спирту (ПВС), бутадієн стирольного латексу (БС-65-ГП), полівініл ацетатної дисперсії (ПВА) та водної емульсії на основі поліметилсилаксану марки 400 (КЕ-10-01).

Розподіл пацієнтів за дослідженими групами для порівняльної клінічної оцінки зубо-технічних груп матеріалів та їх загальна характеристика наведені у таблиці 5.2.

Таблиця 5.2

Загальна характеристика  
контингенту досліджуваних пацієнтів

№ досліджуваної групи	1 досліджувана група (основна)	2 досліджувана група	3 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 модифікаторів	без додавання модифікаторів
Опис контингенту досліджуваних пацієнтів	З I-V ступенем атрофії альвеолярного відростка ВЩ та НЩ	З I-V ступенем атрофії альвеолярного відростка ВЩ та НЩ	З I-V ступенем атрофії альвеолярного відростка ВЩ та НЩ
Співвідношення гіпсової суміші з концентратами	100гр -на 55 мл H <sub>2</sub> O	100гр -на 55 мл H <sub>2</sub> O	100г (70гр гіпсу та 30г супергіпсу) на 44 мл H <sub>2</sub> O
Застосування ізоляційного лаку	без застосування ізоляційного лаку	без застосування ізоляційного лаку	без застосування ізоляційного лаку

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

Пацієнтам 2-ої досліджуваної групи, з I-V ступенем атрофії альвеолярного відростка верхньої та нижньої щелеп (у кількості 20 чоловік) 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 грам сухої речовини на 55 мл водного розчину. Ізоляційний лак на етапі пакування конструкцій у полімеризаційну кювету був виключений.

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

## **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 вивчення діагностичних контрольних моделей щелеп до лікування та через 6 місяців після проведеного лікування, детальний аналіз алгоритму відображений у Розділі 2.

Дослідження проводили з мінімальними психологічними втратами для пацієнтів, а саме: пацієнти були повністю проінформовані про мету та методи дослідження, потенційні переваги та ризики, а також можливий дискомфорт при діагностиці та лікуванні.

Всі етичні вимоги щодо збереження конфіденційності інформації, отриманої під час дослідження, виконувалися.

Було проведено суб'єктивні та об'єктивні методи обстеження пацієнта; аналізу показань та протипоказань до лікування повними знімними пластинковими протезами з урахуванням групової належності досліджуваного пацієнта та подальшого складання плану ортопедичного лікування та постановки діагнозу при повній адентії, базуючись на міжнародні протоколи ( рис. 5.1.).



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

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

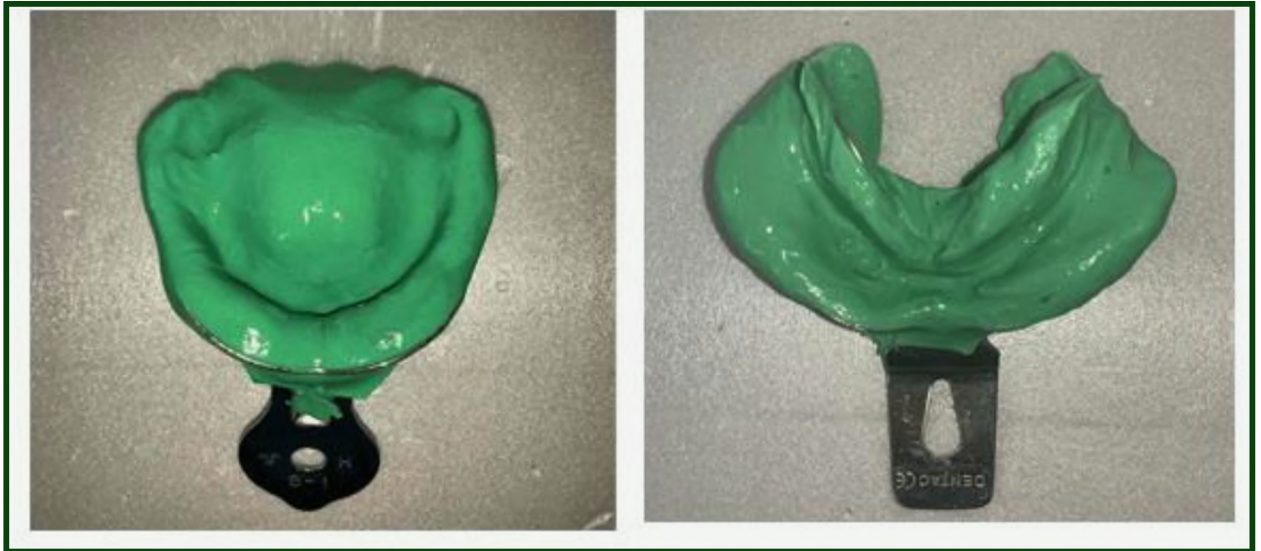


Рис.5.2 Анатомічні відбитки верхньої щелепи та нижньої щелепи

У зуботехнічній лабораторії було отримано робочі моделі, що були виготовлені при використанні легованого пакувального, в залежності від досліджуваної групи пацієнтів. У наступному технологічному етапі досліджень у зуботехнічній лабораторії було виготовлено індивідуальні ложки із самотвердіючої пластмаси «Протакрил» (рис. 5.3).



Рис.5.3 Індивідуальні ложки верхньої щелепи та нижньої щелепи

Для покращення 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).

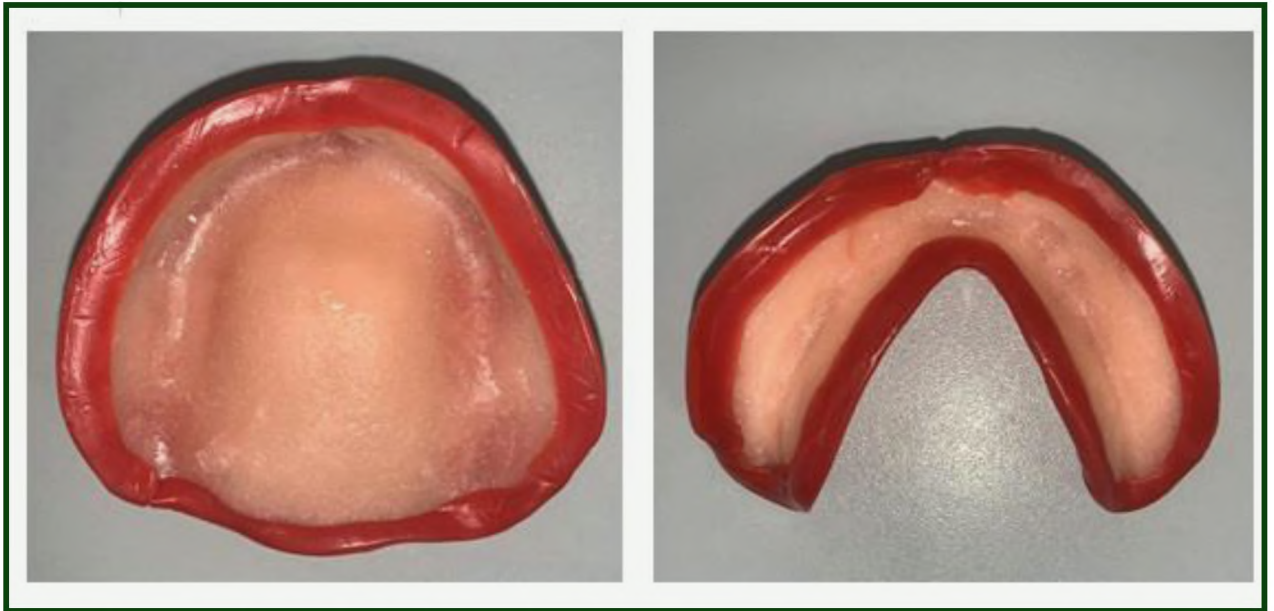


Рис 5.4 .Воскові межі індивідуальних ложок верхньої та нижньої щелепи

Всім досліджуваним пацієнтам отримували 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%, (рис 5.5).



Рис.5.5 Функціональні відбитки верхньої щелепи та нижньої щелепи

Наступним лабораторним етапом була відливка за функціональними відбитками гіпсових моделей ВЩ та НЩ, використовуючи легований пакувальний матеріал. При виготовленні знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів у основній групі використовували наступну методику отримання робочих моделей з легованих пакувальних матеріалів. За функціональним відбитком та анатомічному відбитку отримували робочі моделі із модифікованої гіпсової суміші та модифікаторів KE-10-01, ПВС, БС-65-ГП та ПВА.

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

Заповнення та ущільнення форми цоколя індивідуальної робочої моделі проводили на вібростолику. Час заливки при температурі (22÷23) °С приблизно 3-4 хвилини, час схоплювання приблизно через (8,8±0,8) хвилин після початку замішування час затвердіння приблизно через 27,5±1,5 хв., (рис 5.6).

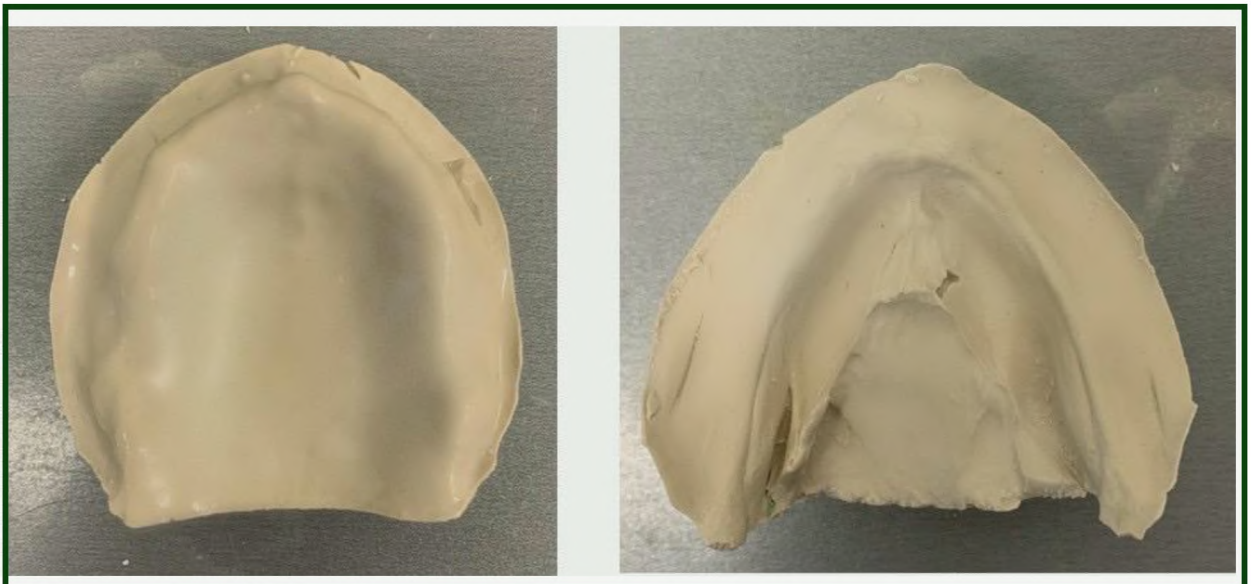


Рис 5.6 Гіпсові моделі за функціональними відбитками верхньої щелепи та нижньої щелепи

Також досліджуваним пацієнтам були виготовлені прикусні воскові шаблони для визначення центрального співвідношення щелеп, що відображено на рис. 5.7.

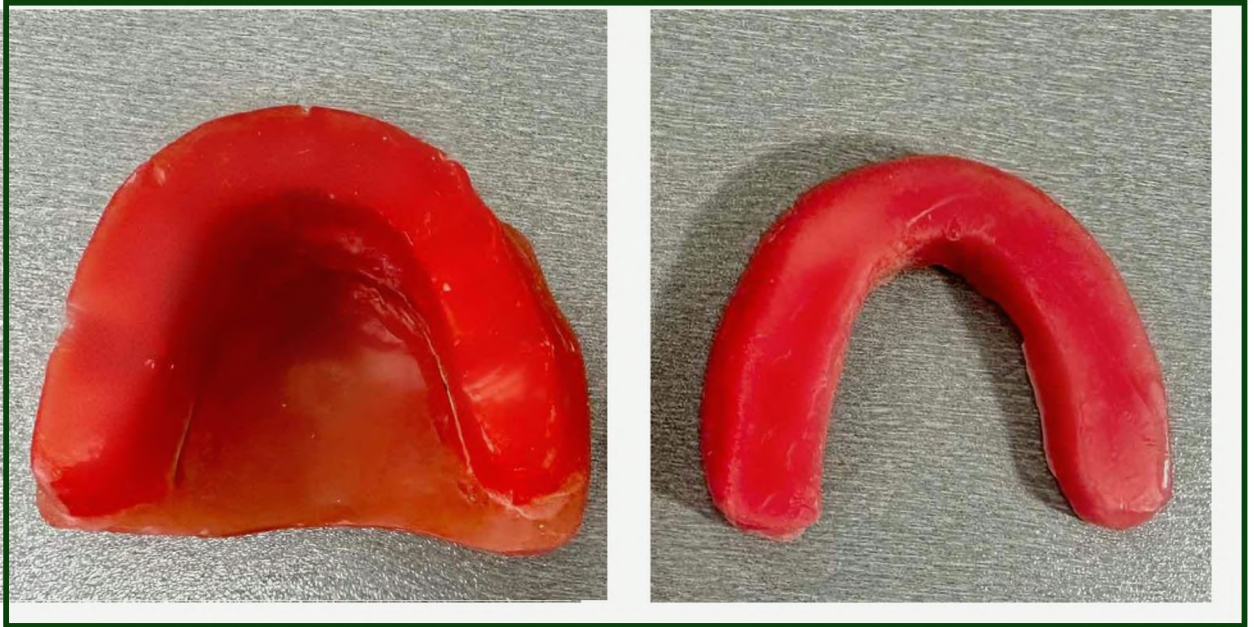


Рис.5.7 Прикусні воскові шаблони верхньої щелепи та нижньої щелепи

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



Рис. 5.8 Визначення висоти положення центрального співвідношення щелеп

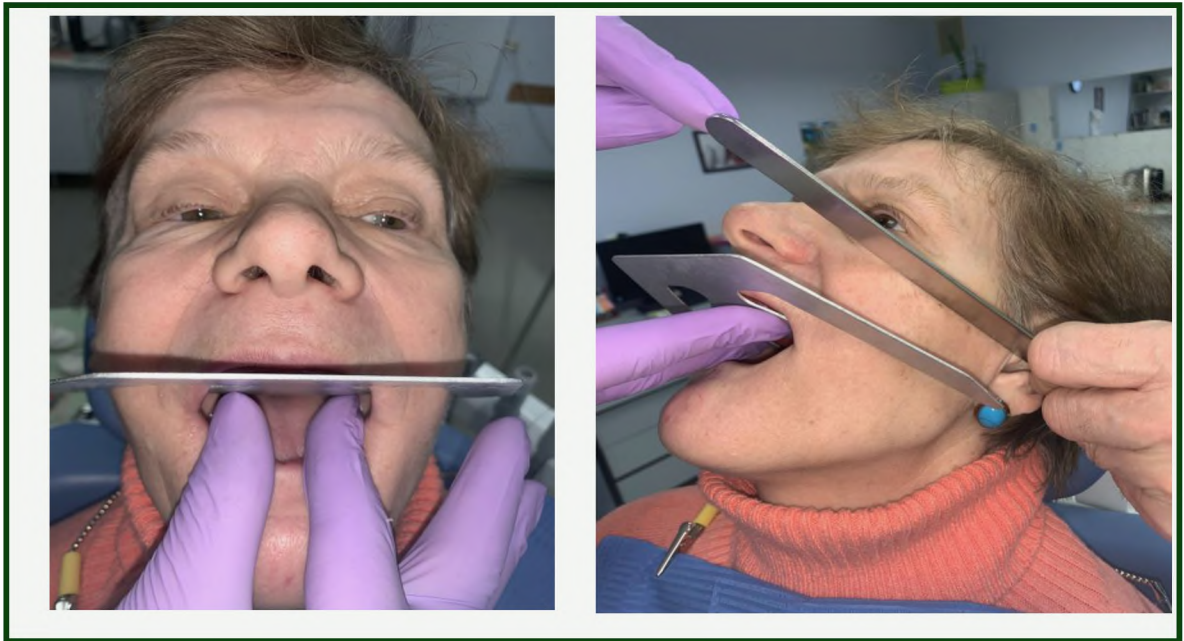


Рис 5.9 Визначення протетичної площини протягом клінічного етапу

Лабораторно було проведено окреслення меж протезу на гіпсових моделях ВЩ і НЩ (рис. 5.10).

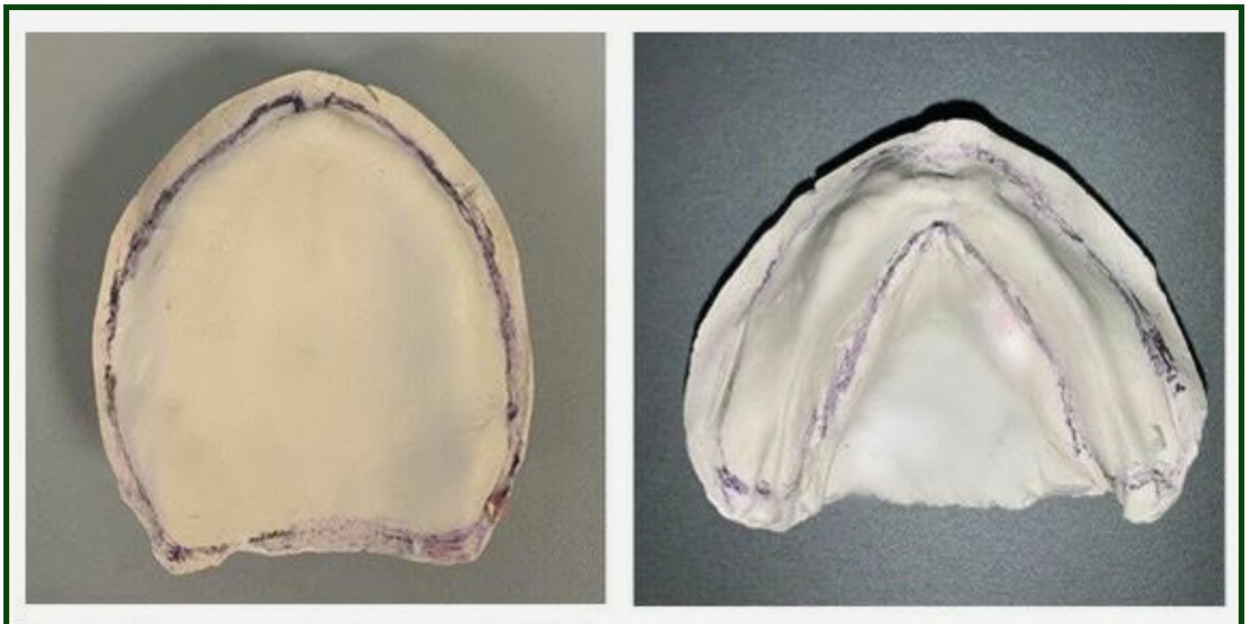


Рис 5.10 Межі протезу на моделях верхньої щелепи та нижньої щелепи

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 щелепи та нижньої щелепи в артикуляторі

Наступним етапом було виготовлення базису та воскових валиків та 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 щелепи 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 вищезгаданою сумішшю в кювету.

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



Рис 5.13 Етап пакування у кювету верхньої щелепи та нижньої щелепи

Основа кювети заповнювалася модифікованою гіпсовою сумішшю на вібраторі. Модель було занурено таким чином, щоб зуби та штучні ясна були вище рівня країв моделей. Зубний гарнітур та восковий базис, як із зовнішньої, так і внутрішньої сторони сумішшю не закривалися.

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

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 хвилин вона була опущена у киплячу воду на 5 хвилин, з метою випарювання воску та подальшим роз'єднанням її частин.

Провівши змивання залишків воску струменем окропу її залишали відкритою до повного охолодження. Розкрити кювету висушували при температурі 83-85 градусів у сухожаровій шафі протягом (5÷6) годин.

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



Рис 5.14 Готові знімні конструкції зубних протезів верхньої щелепи та нижньої щелепи у порожнині рота, виготовлених 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, виготовлених за допомогою легованих пакувальних матеріалів

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

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 Excel 2019. Вихідні дані оброблялися 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 Стьюдента: відмінності вважали достовірними при ( $p \leq 0,05$ ), що є достатнім при проведенні досліджень. Розрахунки проводилися персональному комп'ютері під управлінням операційної системи Windows XP 2022.

Для вивчення змін топографо-анатомічних особливостей щелеп за результатами лікування пацієнтів проведено клінічні, біометричні, макростохімічні та методи дослідження питань БМ порожнини рота шляхом математичного розрахунку [56].

5.3.1 Клініко-технологічний взаємозв'язок принципів біомеханіки та методу скінчених 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 та 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, та як наслідок – розподілення жувального тиску [24, 148].

Завдяки детальному дослідженню основ БМ, 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 досліджено вплив розподілу протезного ложа пацієнтів на слизову оболонку порожнини рота та визначено найбільш коректний метод розподілу жувального тиску під АБ ЗОК, базуючись на результатах даних математичного розрахунку методу скінчених елементів, (рис 5.16).

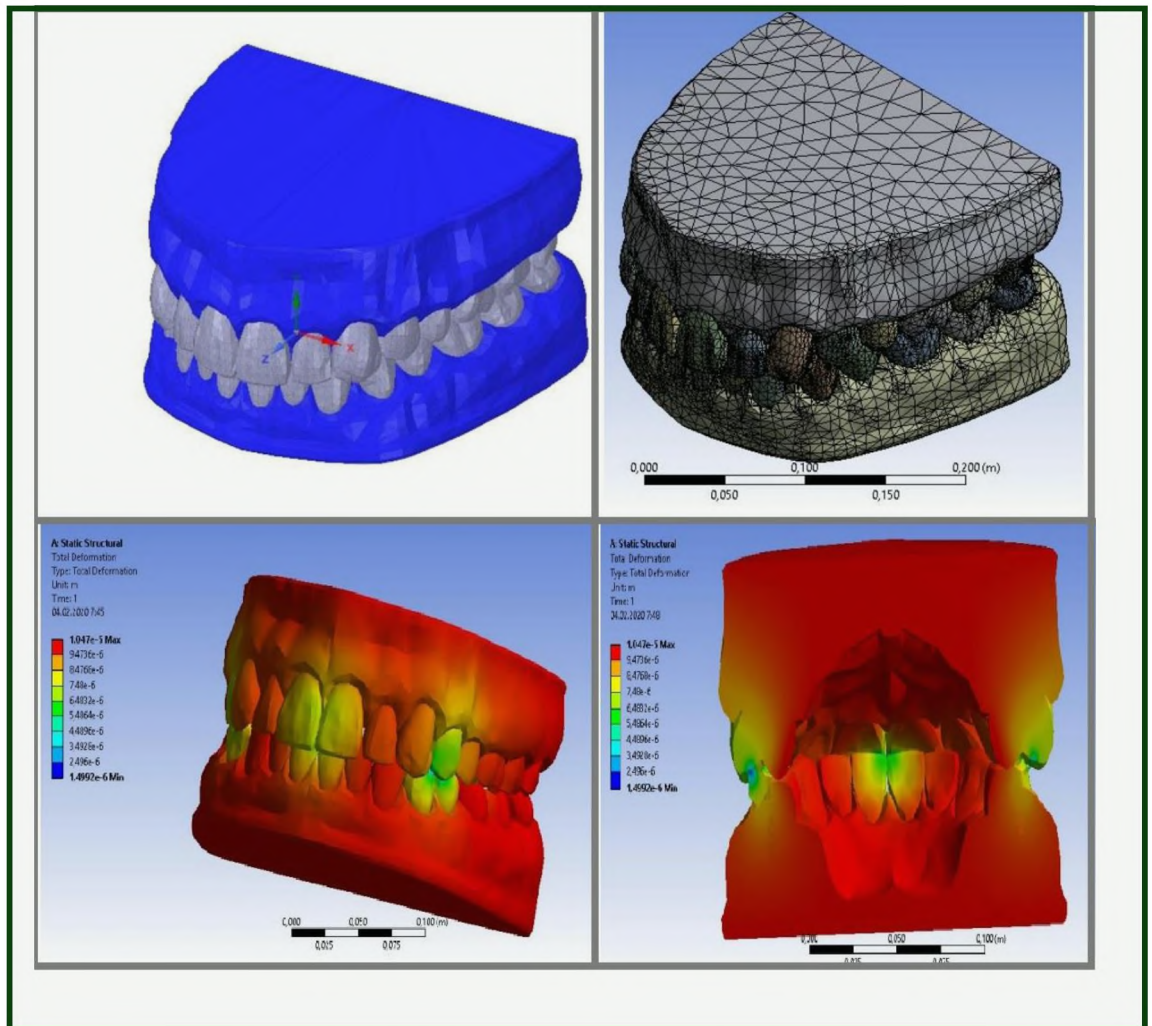


Рис 5.16 Схема методу скінчених елементів при розрахунку розподілу жувального тиску

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

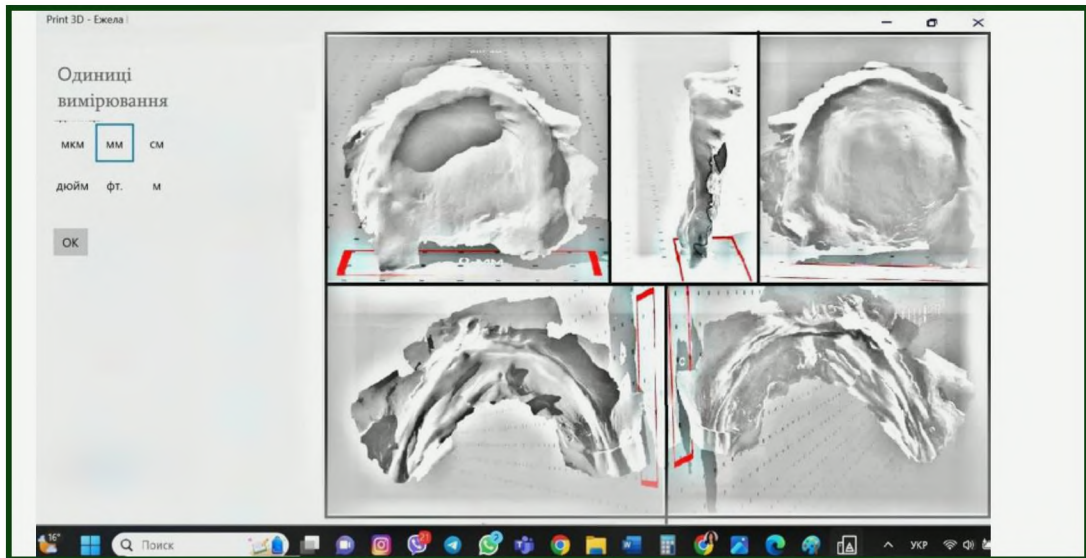


Рис 5.17 3D -сканування тканин протезного ложа верхньої щелепи та нижньої щелепи

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

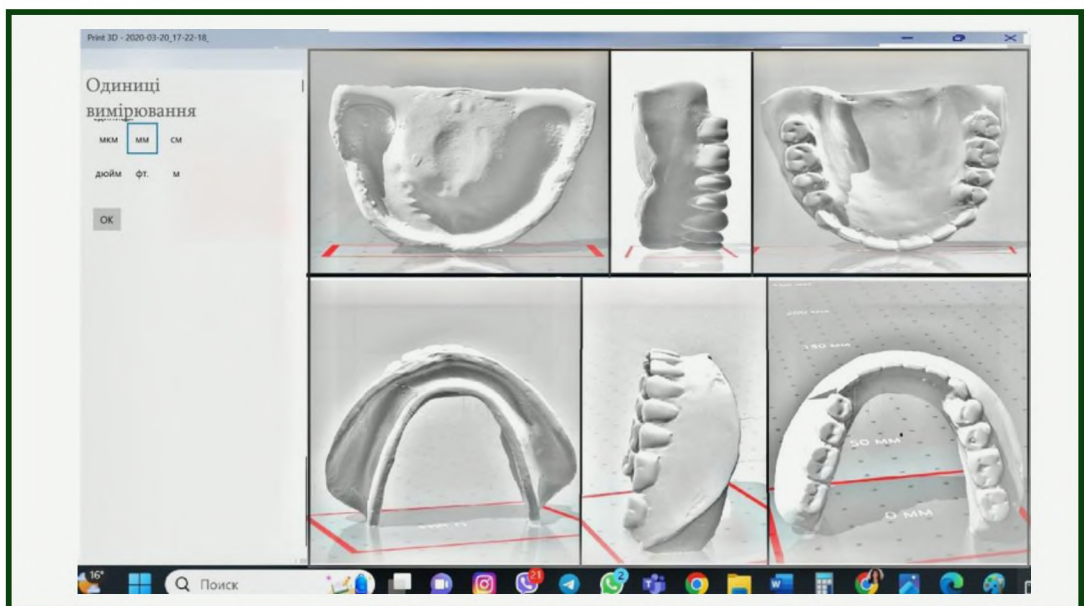


Рис 5.18 3D -сканування готових знімних ортопедичних конструкцій верхньої щелепи та нижньої щелепи

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 та, як результат, покращення 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 протезу 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 місяць 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 групи – до 791 мм<sup>2</sup>.

Через 6 місяців 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 (основної) групи - 642 мм<sup>2</sup>. Показник сумарної площі зон запалення в 2 групі в 2,1 рази вище, ніж у 1 групі, та 1,3 рази вище, ніж у третій групі.

Результати сумарних площ зон запалення слизової оболонки порожнини рота під дією ЗОК досліджуваних груп пацієнтів у період 1 дня після етапу накладання ЗОК, 1 місяць після етапу накладання ЗОК та через 6 місяців після етапу накладання ЗОК відображені у таблиці 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 місяць	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 місяців	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 I групі між 1 днем та 1 місяцем на рівні  $p \leq 0,05$   
a<sup>2</sup> - достовірні відмінності у I групі між 1 та 6 місяцями на рівні  $p \leq 0,01$   
b<sup>1</sup> - достовірні відмінності у II групі між 1 днем та 1 місяцем на рівні  $p \leq 0,01$   
b<sup>2</sup> - достовірні відмінності у II групі між 1 та 6 місяцями на рівні  $p \leq 0,005$   
c<sup>1</sup> - достовірні відмінності у III групі 1 днем та 1 місяцем на рівні  $p \leq 0,005$   
c<sup>2</sup> - достовірні відмінності у III групі між 1 та 6 місяцями на рівні  $p \leq 0,05$

З аналізу результатів дослідження можна зробити висновок, що під знімними пластинковими протезами, виготовленими у 1 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 5.19.

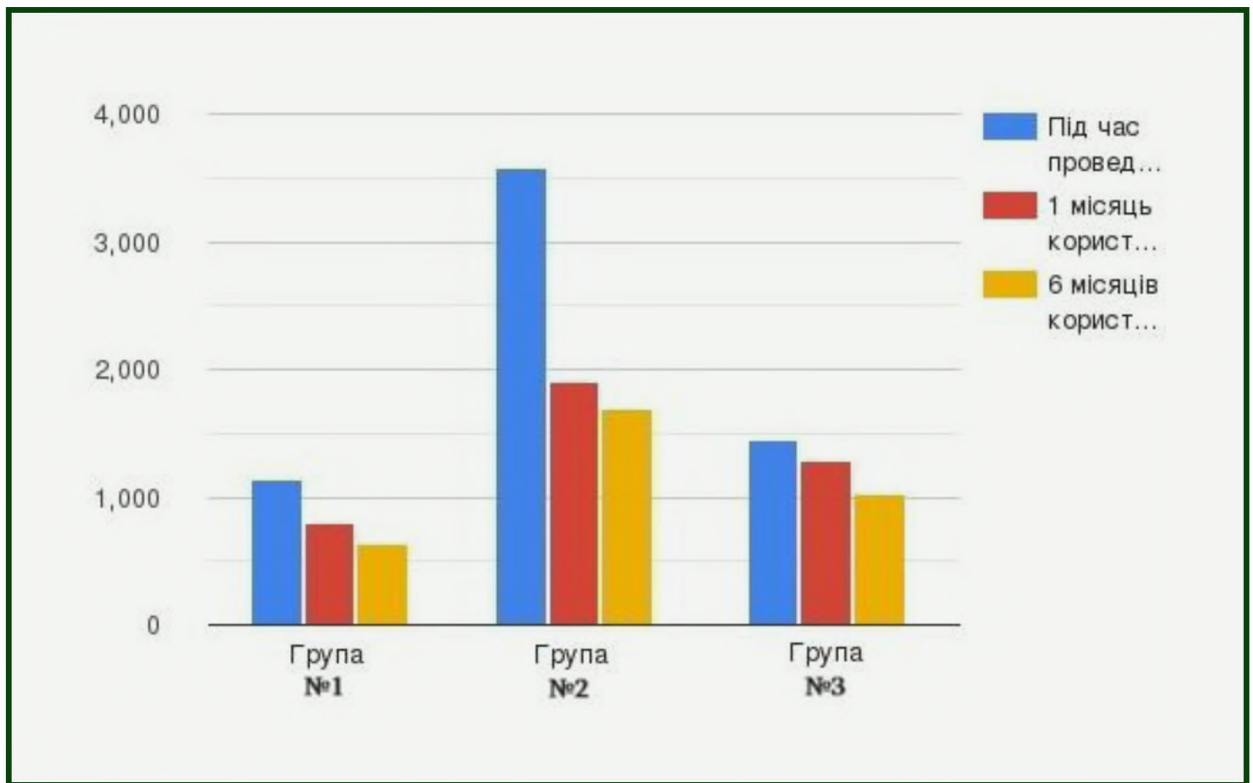


Рис.5.19 Результати макрoгістохімічного дослідження

Через 6 місяців після фіксації ЗОК відбулося значне зниження сумарної площі зон запалення слизової оболонки протезного ложа під АБ знімних пластинкових протезів у 1 групі. Це побічно свідчить про функціональну цінність знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів, виготовлених за допомогою легованого пакувального розробленого матеріалу з використанням модифікаторів з пропорціями KE-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 базисом 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 місяців користування ЗОК. Результати біометричних досліджень показали різну динаміку зниження висоти альвеолярного відростка у пацієнтів через 6 місяців та представлені на діаграмі 5.20 та таблиці 5.4.

З результатів статистичних показників проведених досліджень помітно, що середній показник зниження висоти альвеолярного відростка верхньої щелепи та альвеолярної частини нижньої щелепи відбулося в 2 досліджуваній групі пацієнтів через місяць користування ЗОК на  $(1,72 \pm 0,19)$  мм ( $p < 0,05$ ), у 3 досліджуваній групі на  $(1,22 \pm 0,42)$  мм ( $p < 0,05$ ) та у 1 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 досліджуваній (основній) групі пацієнтів, через 6 місяців користування ЗОК  $(0,37 \pm 0,22)$  мм ( $p < 0,05$ ), у 2 групі з показниками  $(0,96 \pm 0,32)$  мм ( $p < 0,05$ ), у 3 групі  $(0,85 \pm 0,28)$  мм ( $p < 0,05$ ).

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

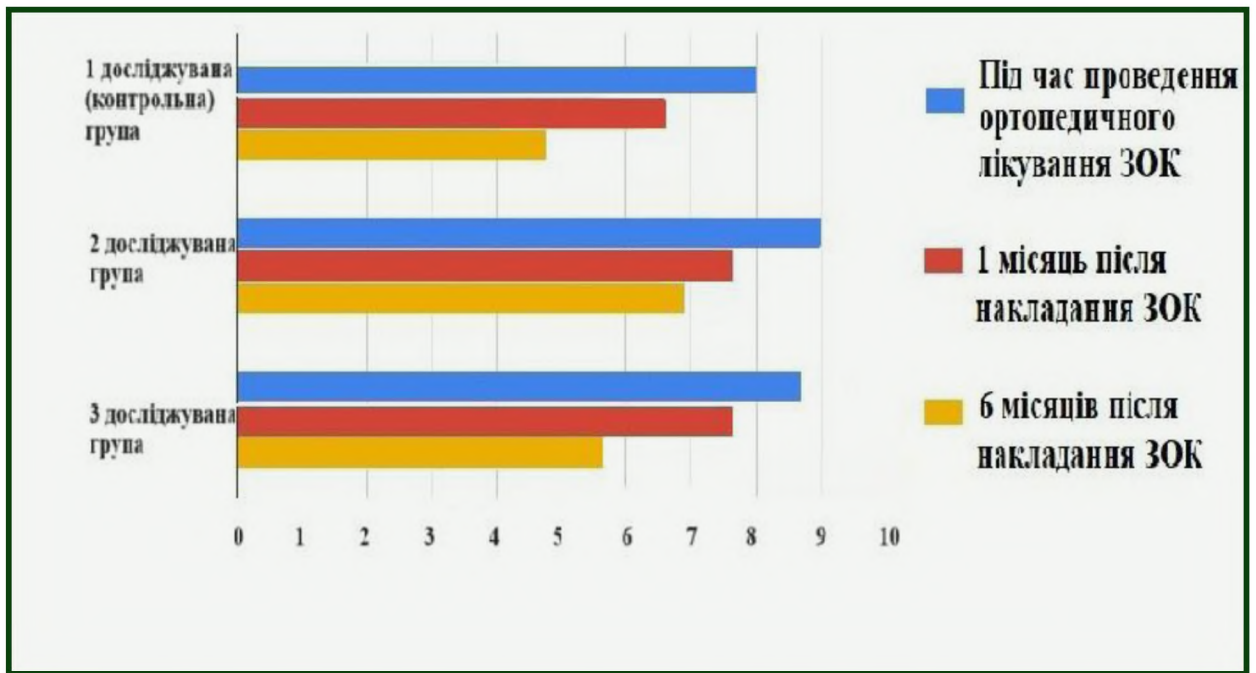


Рис 5.20 Динаміка атрофічних процесів ВН та НЩ після проведення ортопедичного лікування, після 1 місяця накладання ЗОК, після 6 місяців накладання ЗОК

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 місяць та 6 місяців 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 місяць після накладання ЗОК		6 місяців після накладання ЗОК	
	ВЩ	НЩ	ВЩ	НЩ
Перша досліджувана група (основна)	6,56±0,28 <sup>a</sup>	5,93±0,42	4,32±0,09	4,84±0,22
Друга досліджувана група	8,65±0,15	7,59±0,33	8,08±0,05 <sup>b</sup>	6,95±0,55
Третя досліджувана група	7,51±0,22 <sup>c</sup>	6,58±0,55	6,22±0,32	5,35±0,14
<p>a - достовірні відмінності у I групі між 1 та 6 місяцями на рівні <math>p \leq 0,01</math>  b - достовірні відмінності у II групі між 1 та 6 місяцями на рівні <math>p \leq 0,005</math>  c - достовірні відмінності у III групі між 1 та 6 місяцями на рівні <math>p \leq 0,05</math></p>				

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

Розподіл обстежених пацієнтів в залежності від досліджуваної групи наведено в таблиці 5.5.

Таблиця 5.5

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

№ вікової підгрупи	Вік пацієнта	Кількісний показник		
		Чоловіки	Жінки	Загалом
1.	45-55 років	3	9	12
2.	55-65 років	7	8	15
3.	65-70 років	9	7	16
4.	70 років 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 % від загальної кількості обстежених), жінки з повною адентією – 30 пацієнтів (54,46% від загальної кількості обстежених).

Критеріями виключення пацієнтів з досліджуваної групи становили: наявність важких соматичних захворювань, наявність хвороби 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 [224, 225, 226, 227].

Таблиця 5.6

Анкета-опитувальник якості життя пацієнтів  
з повною вторинною адентією  
при виготовленні повних знімних зубних протезів,  
виготовлених за допомогою легованого пакувального матеріалу

Запитання анкети		Градація відповідей					
Градація відповідей (формат 5-ти балів)		1,0 бали	2,0 бали	3,0 бали	4,0 бали	5,0 бали	
1	2	3	4	5	6	7	8
Базові опитування	1.1.	Загальна оцінка якості життя респондента	низький (а)	нижче середньо-го	нейтральний(а)	вище середньо-го	високий (а)
	1.2.	Стан здоров'я респондента	негативний(а)	нижче середньо-го	нейтральний(а)	вище середньо-го	позитивний(а)
	1.3.	Вплив оточуючого середовища на стан організму	негативний(а)	нижче середньо-го	нейтральний(а)	вище середньо-го	позитивний(а)
	1.4.	Психологічний (психосоматичний) стан	негативний(а)	нижче середньо-го	нейтральний(а)	вище середньо-го	позитивний(а)
	1.5.	Вплив професійного середовища стан організму (професійні захворювання)	прямий (а)	майже прямий	нейтральний(а)	майже відсутній	відсутній (я)

Продовження таблиці 5.6

1	2	3	4	5	6	7	8
Базові опитування	1.6.	Фізична непрацездатність	повний (а)	майже повна	часткови й(а)	тимча- совий(а)	відсутній (я)
	1.7.	Соціальна непрацездатність	повний (а)	майже повний (а)	часткови й(а)	тимча- совий(а)	відсутній (я)
Профільне опитування	2.1.	Період адаптації до знімної ортопедичної конструкції	пролонгований(а)	повільний(а)	стандартний(а)	прискорений(а)	швидкий (а)
	2.2.	Стабілізація протезу	низький (а)	нижче середньо-го	нейтральний(а)	вище середньо-го	високий (а)
	2.3	Процес атрофії під базисом конструкції	низький (а)	нижче середньо-го	нейтральний(а)	вище середньо-го	високий (а)
	2.4.	Наявність запальних процесів під протезом	низький (а)	нижче середньо-го	нейтральний(а)	вище середньо-го	високий (а)
	2.5.	Наявність залишків їжі під протезом	низький (а)	нижче середньо-го	нейтральний(а)	вище середньо-го	високий (а)
	2.6.	Потрібність в корекції знімної конструкції	низький (а)	нижче середньо-го	нейтральний(а)	вище середньо-го	високий (а)

Продовження таблиці 5.6

1	2	3	4	5	6	7	8
Профільне опитування	2.7.	Взаємозв'язок якості матеріалу ортопедичної конструкції	низький (а)	нижче середньо -го	нейтраль ний(а)	вище середньо -го	високий (а)
	2.8.	Комфорт користування знімної ортопедичної конструкції	відсутній (я)	майже відсутній	нейтраль ний(а)	майже прямий	прямий (а)
	2.9.	Швидкість нормалізації дикції після встановлення знімної ортопедичної конструкції	низький (а)	нижче середньо -го	нейтраль ний(а)	вище середньо -го	високий (а)
	2.10.	Доцільність використання крему для фіксації	прямий (а)	майже прямий	нейтраль ний(а)	майже відсутній	відсутній (я)
	2.11.	Доцільність використання м'якої підкладки для фіксації	прямий (а)	майже прямий	нейтраль ний(а)	майже відсутній	відсутній (я)
	2.12.	Наявність блювотного рефлексу	низький (а)	нижче середньо -го	нейтраль ний(а)	вище середньо -го	високий (а)

Продовження таблиці 5.6

1	2	3	4	5	6	7	8
Профільне опитування	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 наявність знімної ортопедичної конструкції	низький (а)	нижче середнього	нейтральний(а)	вище середнього	високий (а)

У результаті проведення анкетування досліджуваних пацієнтів була створена вибірка питань, що відображали актуальні проблеми якості життя у протезуванні повними знімними протезами. Зміст анкети-опитувальника наведений у таблиці 5.6.

Дана анкета була фактично заповнена усіма пацієнтами досліджуваних груп у електронній формі, відразу після клінічного етапу перевірки ЗОК в порожнині рота. Отримані дані піддавалися процесу шкалювання, перетворюючись в бали для спрощення статистичного аналізу. Відповіді на питання оцінювалися по 5-ти 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, виготовлений за допомогою легованого пакувального матеріалу. Розроблена нами анкета має 2 основні складові які є вагомими в аналізі динаміки критеріїв ЯЖ до та після ортопедичного лікування.

Шкала оцінювання мала взаємозв'язок від відповіді у кількості балів від 1 до 5 (від найнижчої ступеня зацікавленості до найвищої).

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 відмічених відповідей за два блоки.

Збір результатів опитування досліджуваних груп пацієнтів проводився у трьох фазах, а саме- після етапу накладання ЗОК у порожнину рота, через 1 місяць користування ЗОК та через 6 місяців користування ЗОК, виготовленими за допомогою легованих пакувальних матеріалів [118].

Розподіл результатів відповідей та подальше формування балів було згідно наступного градуювання (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. Вище середнього результат очікування – 43-64 балів;
5. Низький результат очікування – 19-42 бали.

Виходячи з проведення дослідження показник найнижчого рівня якості життя виявлено у пацієнтів 4 вікової підгрупи до та після ортопедичного лікування ЗОК, виготовленими за допомогою медичного гіпсового зразка «Матеріал 1» (2 досліджувана група) ( $42,62 \pm 2,29$ ) балів та ( $46,22 \pm 2,25$ ) балів та повними знімними пластинковими протезами, виготовленими за

допомогою гіпсової суміші «Матеріал 2» (3 досліджувана група) з результатами  $(55 \pm 3,26)$  бали та  $(62,32 \pm 1,49)$  бали.

Аналізуючи проведенне опитування за допомогою розробленої нами анкети, самі низькі показники даних якості життя протягом трьох досліджуваних етапів проведеного лікування ЗОК виявлено в 3-й віковій підгрупі, виготовленими за допомогою гіпсової суміші «Матеріал 1» (2 досліджувана група)-  $(78,5 \pm 1,29)$  балів та «Матеріал 2» (3 досліджувана група) з показниками  $(66,4 \pm 2,29)$  балів.

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

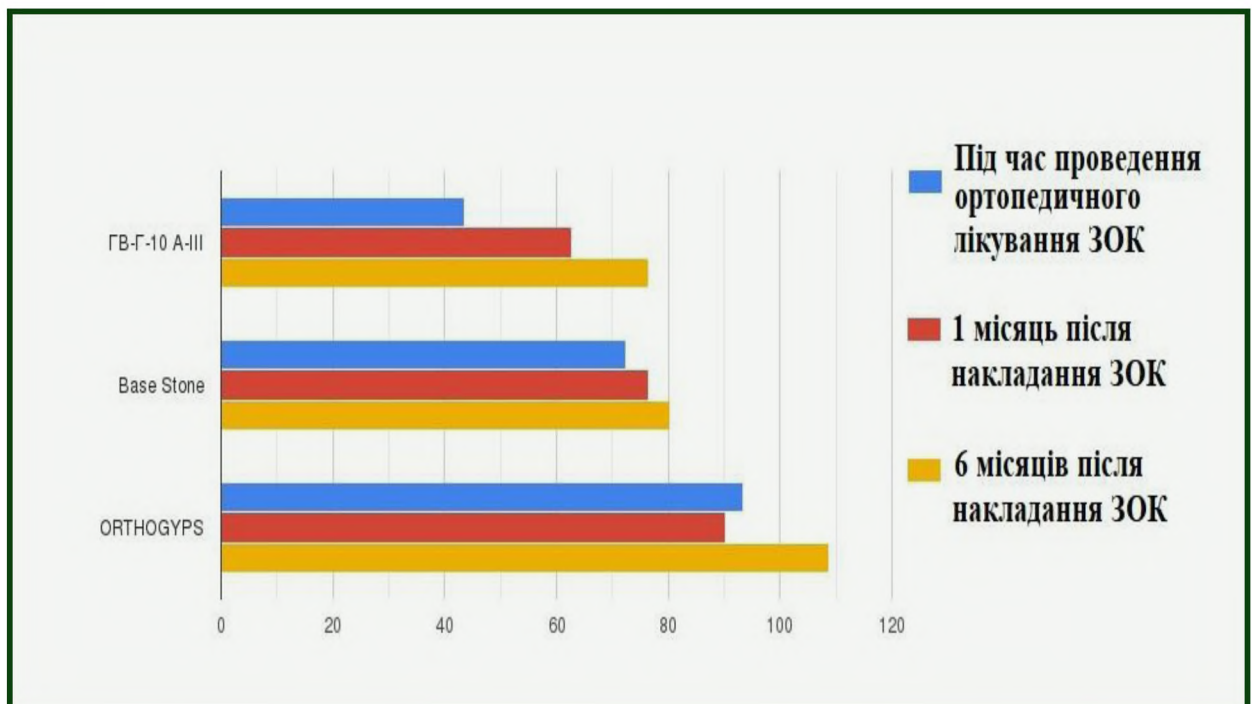


Рис.5.21 Динаміка результатів показників даних якості життя пацієнтів, використовуючи ЗОК під час лікування, після 1 місяця та 6 місяців після проведення лікування, виготовлених за допомогою досліджуваних гіпсових зразків

Слід зазначити те, що загальні досліджувані показники даних якості життя пацієнтів згідно результатів опитувальника мали динаміку підвищення у 2,35 разів, але дані, що відображали рівень ЯЖ через 6 місяців користування ЗОК, залишалися найнижчі у 2 досліджуваній групі. Жінки 3-ї вікової та 4-ї вікової підгруп мали рівень ЯЖ вище, ніж у чоловіків, що становило середнє значення для гіпсової суміші «Матеріал 1» (2 досліджувана група)  $(84,2 \pm 0,25)$  балів та  $(72,6 \pm 2,9)$  балів та «Матеріал 2» (3 досліджувана група) мала  $(73,9 \pm 2,85)$  балів та  $(81,1 \pm 0,7)$  балів.

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

В 2-й віковій підгрупі, що користувалися ЗОК, виготовленими за допомогою легованого пакувального матеріалу (1 досліджувана, основна група), позитивні результати підвищення показнику складалі  $(85,46 \pm 2,15)$  балів та  $(91,78 \pm 2,13)$  балів відповідно.

Результат проведеного опитування досліджуваних пацієнтів, ЗОК яких був виготовлений за допомогою матеріалів «Матеріал 1» (2 досліджувана група) та «Матеріал 2» (3 досліджувана група) мав різні показники даних якості життя у 1 віковій та 2 віковій підгрупах.

Розглядаючи самі низькі показники, то можна зазначити, що результат значень на етапі опитування відразу після накладання ЗОК та через 1 місяць користування ЗОК мала 1-ша вікова підгрупа  $(41,6 \pm 3,14)$  балів та  $(43,4 \pm 2,2)$  бали у гіпсового зразка «Матеріал 1» (2 досліджувана група), з динамікою підвищення через 6 місяців користування ЗОК у 1,19 рази.

Щодо найвищих показників результату проведеного анкетування, то значення  $(99,13 \pm 0,25)$  бали та  $(101,92 \pm 1,42)$  бали були у досліджуваних пацієнтів 3-ї та 4-ї вікових підгруп.

Щодо гіпсової суміші «Матеріал 2» (3 досліджувана група), в динаміці через 1 місяць користування конструкціями, показники даних якості життя пацієнтів 1-ї вікової підгрупи після лікування ЗОК, наблизився до значень 2-ї вікової підгрупи, збільшуючись у 1,1 разів  $(62,8 \pm 1,34)$  бали 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 місяців після етапу накладання ЗОК, виготовленими за допомогою розробленого легованого пакувального матеріалу (1 основна досліджувана група), показники даних рівня якості життя згідно розробленої нами анкети-опитувальника в 4-й віковій підгрупі досліджуваних пацієнтів становили найвище максимальне значення (підвищення 1,14 рази) –  $(108,86 \pm 0,92)$  балів, що вказує на прямий взаємозв'язок з якістю розробленого легованого пакувального матеріалу та його вплив на тканини протезного ложа ортопедичного пацієнта.

Виходячи з результатів наведених даних, можна зробити висновок, що показники даних якості життя пацієнтів за вищеперерахованими 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 досліджуваних пацієнтів.

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 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 найшли 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 № 3 (04) 2018 р. <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. с.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 ДОСЛІДЖЕННЯ

З розвитком сучасної ортопедичної стоматології протягом останніх років висуваються 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 на у практичній діяльності стоматолога-ортопеда, досі не адаптовані до повної міри 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 буде давати позитивне відображення показників якості життя пацієнтів, потребуючих 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 покращення 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 протезу. 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 значенні дорівнює

(0,49÷0,55) МПа (ISO 6873) та має показники швидкого схоплювання. Основною метою всіх опублікованих 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 вище методики в повній мірі не вирішували цю проблему і не отримали належної уваги в клінічній практиці. Істотними вадами були проблеми у застосуванні заявлених модифікацій.

Не вирішеними залишалися такі проблеми при отриманні гіпсових композицій :

- 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 для отримання заданих властивостей тривалого температурного сушіння форм, 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. Але 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 легованого 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 буде використання як пакувальних матеріалів сумішей на основі гіпсів 2-3 типу та модифікаторів з оптимізованим співвідношенням концентратів для виготовлення робочих моделей та прес-форм.

Метою нашої роботи було обґрунтування підвищення ефективності ортопедичного лікування пацієнтів знімними ортопедичними конструкціями зубних протезів шляхом розробки та застосування легованих пакувальних матеріалів за вивчення показників даних якості життя при використанні вище запропонованими знімним конструкціями.

При виготовленні модифікованих гіпсових зразків застосовувався медичний гіпс 2 типу промислового виробництва.

Як легуючий компонент застосовувався зуботехнічний високоміцний гіпс «Laterock Model» 3 типу (м. Харків, Україна).

Як модифікатори застосовувалися такі водорозчинні добавки:

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

В системі кваліметричної оцінки гіпсів досліджено індикативні властивості модифікованого легованого пакувального матеріалу, 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).

Проведені нами дослідження показали, що композиції із співвідношенням 100 грам сухої речовини, із них 70 грам медичного гіпсу та 30 грам супергіпсу найбільш підходить для модифікації з метою покращення 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. У той час 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 ґрат.

Відмінність процесу затвердіння супергіпсу полягає в тому, що у воді відбувається розчинення дрібних зерен гіпсу, а також розчинення з поверхні крупних 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  $(37,5 \pm 1,5)$  хвилин. Для матеріалів отримані і відповідні відносні стандартизовані та кваліметричні показники, які коливалися у 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 матеріалу «Матеріал 2» він становить  $(9,0 \pm 0,5)$  хвилин, для матеріалу «Матеріал 1»  $(7,5 \pm 1,0)$  хвилин, а для розробленого нами легованого пакувального матеріалу становить  $(8,8 \pm 0,8)$  хвилин, 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 у 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 великі можливості 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 в якості 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 піддається незначному зниженню, але залишається все одно вище блисківідбивної здатності стандартного зразка, що в свою чергу сприяє 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

протезу, що, як наслідок має подальше відображення на показниках якості життя пацієнтів, що користуються ЗОК.

Як результат було визначено, що розроблені модифіковані компоненти легованого пакувального матеріалу, в свою чергу, забезпечували прийнятну точність АБ знімного пластинкового протеза, що відповідала робочій моделі за рахунок підвищення фізико-механічних властивостей пакувального матеріалу та, як результат - покращеної технологічності знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів.

При розробці легованого пакувального матеріалу керувалися такими завданнями: за допомогою покращення фізико-механічних та технологічних показників пакувального матеріалу забезпечити при виготовленні протезів класичним способом компресійного пресування базових полімерів відповідності знімного протеза робочій моделі - домогтися більш точної передачі мікрорельєфу тканин протезного ложа на АБ знімного протеза.

Тим самим забезпечити гарну фіксацію та стабілізацію знімних ортопедичних конструкцій; використовуваних у цій роботі, а також знизити травматичний вплив АБ ЗОК на підлягаючі тканини протезного ложа шляхом виготовлення АБ протезу зі стабільними геометричними параметрами, враховуючи показники БМ анатомії порожнини рота.

Однією із задач якісної ортопедичної конструкції є те, що навантаження від зубів-антагоністів в стані оклюзії передавалася на АБ протезу чітко по його вертикальній осі, а при сагітальних рухах - рівномірно розподілялося по всій протетичній площині, та при трансверсальних рухах нижньої щелепи не повинно виникати блокуючих рухів на зубах-антагоністів з формуванням навантажень, що діють під кутом або перпендикулярно вертикальній осі зубних рядів.

Тому 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

сканеру для зуботехнічних моделей inEos X5 Dentsply Sirona. На основі 3D сканів протезів була створена графічна 3D модель протезу, що допомогло нам визначитися із геометричними параметрами моделі.

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 цей метод було обрано для розв'язання поставленої задачі. В якості елемента розбиття моделі був вибраний двовимірний чотирикутний елемент із чотирма вузлами. Розбиття на елементи та подальший розв'язок завдання ми проводили в пакеті ANSYS Mechanical APDL.

Після розв'язання задачі із заданими граничними умовами були отримані поля напружень для визначених областей рішення з середнім значенням для  $PM_1$   $(4194,10 \pm 3,41) \text{ м}^2\text{К}$ ,  $PM_2$   $(4150,93 \pm 5,22) \text{ м}^2\text{К}$ . Дані середніх значень  $M_1$  та  $M_2$  становили  $(1200,13 \pm 4,1) \text{ м}^2\text{К}$  та  $(6550,01 \pm 3,23) \text{ м}^2\text{К}$ .

Найбільші стискаючі напруження виникають в зоні контакту протезів верхньої та нижньої щелепи з результатами значень для  $PM_1$   $(302,2E \pm 0,7) \text{ мм/мм}$ ;  $PM_2$   $(329,4E \pm 0,7) \text{ мм/мм}$ ;  $M_1$   $(320,1E \pm 0,7) \text{ мм/мм}$ ; та  $M_2$   $(438,6E \pm 0,7) \text{ мм/мм}$ . В той самий час в зоні альвеолярного відростка спостерігаються на порядок менші напруження, значеннями для  $PM_1$  становило  $(101,0E \pm 0,7) \text{ мм/мм}$ ;  $PM_2$   $(107,2E \pm 0,7) \text{ мм/мм}$ ;  $M_1$   $(110,3E \pm 0,7) \text{ мм/мм}$ ; та  $M_2$   $(147,3E \pm 0,7) \text{ мм/мм}$ ; 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 та, як результат, покращення якості ортопедичного лікування пацієнтів в клініці ортопедичної стоматології.

Також, аналізуючи динаміку отриманих результатів можемо запропонувати розроблені теорії для використання під час проведення лабораторних етапів протезування знімними ортопедичними конструкціями зубних протезів. Слід зазначити, що детальний моделювальний розрахунок усіх аспектів адаптації тканин протезного ложа до знімного протезу може мати відображення на подальше виготовлення конструкцій з використанням 3D технологій виготовлення знімних протезів.

В якості показника 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 макрорістохімічну реакцію фарбування слизової оболонки порожнини рота досліджуваних пацієнтів.

Слід зазначити, що запальні явища, за результатами проведення досліджень відображені у трьох досліджуваних групах пацієнтів з різними значеннями та від залежності проміжку часу користування а саме- після етапу накладання ЗОК у порожнину рота, через 1 місяць користування ЗОК та через 6 місяців користування ЗОК, виготовленими за допомогою легованих пакувальних матеріалів.

Сумарна площа зон запалення в день накладання знімного пластинкового протезу у пацієнтів другої досліджуваної групи становила  $3582 \text{ мм}^2$ , у пацієнтів 3-ї групи  $1454 \text{ мм}^2$  та у пацієнтів 1-ї (основної) групи -  $1132 \text{ мм}^2$ . Через 1 місяць ці показники знизилися у пацієнтів 2-ї групи до  $1897 \text{ мм}^2$ , у пацієнтів 3-ї групи – до  $1292 \text{ мм}^2$ , а у пацієнтів 1 (основної) групи – до  $791 \text{ мм}^2$ . Через 6 місяців користування ЗОК сумарна площа зон запалення у 2-ї групи була  $1692 \text{ мм}^2$ , у пацієнтів третьої групи -  $1022 \text{ мм}^2$ , а у пацієнтів 1 (основної) групи -  $642 \text{ мм}^2$ . Показник сумарної площі зон запалення в 2 групі в 2,1 рази вище, ніж у 1 групі, та 1,3 рази вище, ніж у третій групі.

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

Через 6 місяців після фіксації ЗОК відбулося значне зниження сумарної площі зон запалення слизової оболонки протезного ложа під АБ знімних пластинкових протезів у 1 (основній) групі. Це побічно свідчить про функціональну цінність знімних ортопедичних конструкцій зубних протезів, виготовлених за допомогою легованого пакувального розробленого матеріалу з використанням модифікаторів з пропорціями KE-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 місяців 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 досліджуваній групі пацієнтів через місяць користування ЗОК на  $(1,72 \pm 0,19)$  мм ( $p < 0,05$ ), у 3 досліджуваній групі на  $(1,22 \pm 0,42)$  мм ( $p < 0,05$ ) та у 1 досліджуваній 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 досліджуваній (основній) групі пацієнтів, через 6 місяців користування ЗОК –  $(0,37 \pm 0,22)$  мм ( $p < 0,05$ ), у 2 групі з показниками  $(0,96 \pm 0,32)$  мм ( $p < 0,05$ ), у 3 групі  $(0,85 \pm 0,28)$  мм ( $P < 0,05$ ).

У 3 досліджуваній групі середнє значення показників зниження висоти альвеолярного відростка верхньої щелепи та альвеолярної частини нижньої щелепи в 1,3 рази вище ніж у 1 (основній) досліджуваній групі та 1,1 рази вище ніж у 3 групі, 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, ПВС, 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 було надано аналізу результатів даних показників якості життя досліджуваних груп пацієнтів, яким було виготовлено ЗОК з розробленого нами пакувального матеріалу. У результаті проведення анкетування досліджуваних пацієнтів була створена вибірка питань, що відображали актуальні проблеми якості життя у протезуванні повними знімними протезами.

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

Аналізуючи проведенне опитування за допомогою розробленої нами анкети, самі низькі показники даних якості життя протягом трьох досліджуваних етапів проведенного лікування ЗОК виявлено в 3-й віковій підгрупі, виготовленими за допомогою гіпсової суміші «Матеріал 1» (2 досліджувана група) з результатами  $(78,5 \pm 1,2)$  балів та «Матеріал 2» (3 досліджувана група) з показниками  $(66,4 \pm 2,3)$  балів.

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

В 2-й віковій підгрупі, що користувалися ЗОК, виготовленими за допомогою розробленого легованого пакувального матеріалу (1 група), позитивні результати підвищення показнику складала  $(85,4 \pm 2,1)$  балів 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 місяців після етапу накладання ЗОК, виготовленими за допомогою розробленого легованого пакувального матеріалу (1 основна досліджувана група), показники даних рівня якості життя згідно розробленої нами анкети-опитувальника в 4-й віковій підгрупі досліджуваних пацієнтів становили найвище максимальне значення (підвищення 1,14 рази)  $(108,86 \pm 0,92)$  балів, що вказує на прямий взаємозв'язок з якістю розробленого легованого пакувального матеріалу та його вплив на тканини протезного ложа ортопедичного пацієнта.

Виходячи з результатів наведених даних, можна зробити висновок, що показники даних якості життя пацієнтів за вищеперерахованими блоками за запитаннями розробленої нами анкети-опитувальника – мають позитивну динаміку зростання результатів за усіма проміжками проведення опитування.

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 досліджуваних пацієнтів.

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

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

Дані проведених досліджень незаперечно доводять, 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. Користування ЗОК у основної досліджуваної групи сприяло максимальному збереженню висоти альвеолярного відростка верхньої та альвеолярної частини нижньої щелепи, тобто мали найменший показник площі атрофічних процесів верхньої щелепи та нижньої щелепи у віддаленому етапі перевірки користування знімної ортопедичної конструкції.

Необхідно зазначити, що точність передачі мікрорельєфу тканин протезного ложа досліджуваних пацієнтів першої групи, ЗОК яких було виготовлено за допомогою легованого пакувального матеріалу мав найвищі

показники, що, у свою чергу, мало позитивний вплив на зменшення частоти проведення корекцій ЗОК та прискорення адаптації пацієнта до нової ортопедичної конструкції, а у віддаленому періоді- підвищення психосоматичного статусу шляхом нормалізації показнику даних якості життя.

Велику роль було надано визначенню біомеханічних властивостей порожнини рота, а саме: даних ступеню 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, показнику товщини слизової оболонки та кортикальної кісткової пластини ми дійшли висновку про прямий та коректний розподіл жувального тиску протягом користування ЗОК та оптимального розташування зубної дуги ЗОК та постановки штучних зубів, правильність яких 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-механічними показниками матеріалів, а саме: показник загального робочого часу більший на 0,43 % ( $p > 0,05$ ); час структуризації менша на 3,12 % ( $p < 0,05$ ); відносне розширення при структуризації менша на 4,72 % ( $p < 0,05$ ); відносне розширення після структуризації міцність на вигін менша 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 грамів (із них 70 грам гіпсу та 30 грам супергіпсу) - на 55 мл  $H_2O$  з додаванням модифікаторів з оптимальними відсотковими співвідношеннями KE-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 протезу.

4. Визначено шляхом математичного розрахунку 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 з 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 ( $1200,13 \pm 4,1$ )  $m^2K$  та ( $6550,01 \pm 3,23$ )  $m^2K$ .

5. Встановлено, зниження сумарних площ зон запалення слизової оболонки в день накладання знімного пластинкового протезу зі значенням  $1132 \text{ мм}^2$  (зменшення на  $2,92\%$  ( $p < 0,05$ )); через 1 місяць-  $791 \text{ мм}^2$  (зменшення на  $12,29\%$  ( $p < 0,05$ )); через 6 місяців користування ЗОК -  $642 \text{ мм}^2$  (зменшення на  $7,04\%$  ( $p < 0,05$ )). Показник сумарної площі зон запалення в  $3,9$  раз нижче, ніж у інших досліджуваних груп.

6. Досягнуто зменшення інтенсивності атрофічних процесів тканин протезного ложа за рахунок клінічного дослідження 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 місяців 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. 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 та віддалені терміни експлуатації дозволяє отримати позитивний клінічний результат у  $83,2\%$  випадків.

## ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. Розробникам та виробникам зуботехнічних матеріалів рекомендується 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, складом на основі 100 грам сухої речовини, із них 70 грам медичного гіпсу та 30 грам супергіпсу на 55 мл водного розчину, із застосуванням модифікуючих добавок: поливінілового спирту (ПВС)- 1,67 %, бутадієн стирольного латексу (БС-65-ГП)- 1,62 %, полівініл ацетатної дисперсії (ПВА) - 1,1 % та водної емульсії на основі поліметилсилаксану (КЕ-10-01) - 1,8 %.

3. При конструювання 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 за рахунок коректного 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», яка має вплив у віддаленому періоді на зменшення частоти корекцій стоматологом-ортопедів знімних протезів, а пацієнтам- прискорення періоду 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. Слинько ЮО, Соколова П, 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, Кузнецов 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
8. Чуйко АМ, Вовк ВЕ. Особливості біомеханіки в стоматології. Монографія. Видавництво «Форт». 2010. 468 с.ISBN 978-966-8599-75-0.

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. 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. Навчальний 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. Стоматология в Украине - инновации и перспективы. Первый 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, Дементьєва ОВ, Цанько ІІ, 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. – К.: 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 ІО. 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 втратою 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. Дерматовенерология, косметология. Сексопатология. 2017;1(4):169-173.

35. Слинко 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. Стоматологическая 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.
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, Дюдiна ІЛ, Перешивайлова ІО, Мовчан ОВ. Дезiнфекцiя i стерилiзацiя в клiнiцi ортопедичної стоматологiї. Навчальний посiбник для студентiв та лiкарiв-iнтернiв–Харкiв: 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 polymethylmetacrilate (PMMA) during conventional and CAD/CAM processes. Systemic literature review. *Stomatologija.* 2022;24(3):9–12.
45. Соколова ІІ, 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. Скидан. 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. Дисертація на здобуття наукового ступеня 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. – К.: 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. Янішен 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 науково-практичної конференції з міжнародною участю. Медвін: Стоматологія 2023 : XI стоматологічний форум. 2023:188–192.

55. Соколова П, Савельєва НМ. Стоматологічна захворювальність 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 П, Вакуленко ЄП. Вікові аспекти розвитку м'язово-суглобової дисфункції скронево-нижньощелепного суглоба. Нові технології в хірургічній стоматології та щелепно-лицьовій хірургії: матеріали науково-практичної конференції, 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 ІВ, 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 П, Удовиченко НМ, Герман СІ, Томіліна ТВ, Хдистун НЛ. Рентгенографічні дослідження в стоматології : рекомендації для відбору пацієнтів і обмеження радіаційного впливу. Навчально-методичний 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, вихахідники. 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. Інновации в стоматологии. 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 ІІ, 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 науково-практичної конференції. Київський медичний науковий центр; 2020:62–65.
72. 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.* 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. Луцькова ЮС, Новіков ВМ. (2012). Аналіз змін якості життя в пацієнтів з однібічними підвивихами СНЩС у процесі лікування. *Український стоматологічний альманах.* 2012;3:40-43.
75. Стоян ОЮ, Рузін ГП, Соколова ІІ. 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 жуваального 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 extracoronal 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 І, Герман СІ, Томіліна ТВ. Деякі аспекти етіології захворювань пародонта (огляд літератури). *Український стоматологічний альманах*. 2018;2:54–59.

80. Фастовець ОО, Котелевський РА, Крижановський АЄ. 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 науково-практичної конференції 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 оклюзійноартикуляційним синдромом дисфункції скроневопідщелепного 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, (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.combiomed.2014.05.011. Epub 2014 Jun 7. PMID: 24981734.

85. Янішен ІВ, Погоріла АВ, Білобров РВ, Бірюков ВО, Андрієнко КЮ, вихадники. 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. Нідзельський МЯ, Цветкова НВ, Писаренко ОА, Кузнецов ВВ. Підвищення якості знімних пластинкових протезів за допомогою технології застосування електромагнітного поля. *Editorial board*, 2022;159.

87. Макеев 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 РВ, 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. 2012;2(3):118-123.
96. Мовчан ОВ, Голік ВП, Черняєв СВ, Довгопол ЮІ, Янішен ІВ. Патент України на винахід № u 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 молодоговіку. Український стоматологічний альманах.2010;4:57-58.

99. Emera RMK, Shady M, Alnajih MA. 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 IL, 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 DOI- 10.33295

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 IV, 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.

117. Король ДМ, Король МД, Нідзельський МЯ. [всього 13 авторів]. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник за заг. ред. Короля Д.М. - 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, І.О. 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. *Інновации в стоматологии*. 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, Омеляненко, 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. Vecerra 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.

142. Slyenko 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

143. Magdalena Kasparova, Lucie Grafova, Petr Dvorak, Tatjana Dostalova, Ales Prochazka, Hana Eliasova, Josef Prusa, 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.

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

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.

147. Mônica LC, Aragón I, Luana F Pontes, Livia 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 міжнародних наук.-практ. конференцій. 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, Муслов СА, Сакієва ЗВ, Пивоварів АА, Арутюнов ДС, Деєв МС, Балоян АБ. Програмне вимірювання параметрів усадки та набухання 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 . 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. [Авториф Дис док мед н, спец 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 медицины и биологии*. 2015;11(2):35-38.

171. Комариця ОЙ, Суберляк ОВ, Земків ВМ. Порівняльна характеристика міцності з'єднання еластичних матеріалів при виготовленні базисів знімних протезів «Вістник проблем біології і медицини». 2016;1(127):240-244 .

172. Макєєв 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.

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. - Вип. 22(1). - С. 370-377.

174. Yanishen IV, Fedotova OL, Khlystun NL, Berezhna 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 ОЄ. Вплив базисних стоматологічних пластмас на показники крові білих щурів (експериментальне дослідження). Український стоматологічний альманах. – 2017. – № 4. – С. 5–8.

177. Костенко СБ, Гасюк ПА, Форос АІ, Кенюк АТ, Пензелік ІВ. Матеріалознавство та стоматологічне обладнання. Навчально-методичний посібник до практичних занять з матеріалознавства для студентів 2-го курсу стоматологічного факультету 2-е видання. Ужгород: ПП «Аутдор-шарк», 2019. 143с.

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 м'язів 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: PMC3087076.

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, Золоєв 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, Kőműves 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 АЄ. 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 Merkurusz 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

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. Новік АА, Іонова ТІ, Шевченко ЮЛ. Керівництво з дослідження якості життя у медицині. 2007: 320 с.

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

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 texnology 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 ІО, 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

**Список праць, опублікований за темою дисертації**

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. 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>
3. 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>
4. 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>
5. 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* № 3 (04) 2018 р. <https://doi.org/10.35339/ecd.4.3.40-45>
6. 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*; 2019 Грудень 6–7; Харків, Україна. Харків: ХНМУ; 2019.с.123–124.

7. Янішен ІВ, Погоріла АВ, Андрієнко КЮ, Запара ПС, Сідорова ОВ. Порівняльна оцінка ефективності ортопедичного лікування пацієнтів з частковою та повною відсутністю зубів на підставі даних якості життя. Актуальні проблеми стоматології: матеріали всеукраїнської науково-практичної конференції з міжнародною участю; 2019 Листопад 14–15; Полтава, Україна. Полтава: ПДМУ; 2019. с. 94–95.

8. 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.

9. 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.

10. 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.

11. 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.

12. 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.

13. 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, Ополе, Польща. Тернопіль: ФОП Шпак ВБ; 2023. с. 237-240.

14. 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 форум, 2023. с. 28-30.

15. 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. DOI – 10.46299/ISG.2023.2.8

16. 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.

17. 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: ІХ Міжнародна науково-практична конференція; 2023 Листопад 6-10; Київ, Україна. Київ, 2023. с.212-215.

## Додаток Б

**Апробація результатів дисертації**

Науково-практична конференція «Питання експериментальної та клінічної стоматології: Сучасні проблеми ортопедичної стоматології», присвяченій 40-річчю відновлення кафедри ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету» (Харків, 2019);

Всеукраїнська науково-практична конференція з міжнародною участю «Актуальні проблеми стоматології, щелепно-лицевої хірургії, пластичної та реконструктивної хірургії голови та шиї». (Полтава, 2019);

International Scientific Interdisciplinary Conference ISIC (Харків, 2021);

Всеукраїнська дистанційна науково-практична конференція. «Теорія та практика сучасної стоматології» (Харків, 2022);

Всеукраїнська науково-практична конференція з міжнародною участю «Сучасні методи відновлення зубів. (Полтава, 2023);

Міжнародна мультидисциплінарна наукова інтернет-конференція» «Світ наукових досліджень. Випуск 23. (Тернопіль, 2023);

Proceedings of the 15th International Scientific and Practical Internet Conference «Modern Movement of Science» (Dnipro, Ukraine 2023);

VIII Міжнародна науково-практична конференція у дистанційному форматі. «Distance learning in universities and modern problems» (Будапешт, Угорщина, 2023);

IX Міжнародна науково-практична конференція. Modern problems of science, education and society» (Київ, 2023);

X Міжнародна науково-практична конференція. «Теорія і практика сучасної науки та освіти» (Львів, 2023).

## Додаток В.1

## Довідка заводу - виробника про авторську участь у експериментальних дослідах матеріалів промислового виробництва АТ «Стома»

 <p style="text-align: center;"><b>ПУБЛИЧНЕ АКЦІОНЕРНЕ ТОВАРИСТВО «СТОМА»</b></p> <p style="text-align: center;">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 &lt;057&gt; 766-28-57 e-mail: <a href="mailto:stoma@stoma.kharkov.ua">stoma@stoma.kharkov.ua</a>, <a href="http://www.stoma.kharkov.ua">http://www.stoma.kharkov.ua</a> Код ЄДРПОУ 00481318</p>	 <p style="text-align: center;"><b>ПУБЛИЧНОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «СТОМА»</b></p> <p style="text-align: center;">Украина, 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: <a href="mailto:stoma@stoma.kharkov.ua">stoma@stoma.kharkov.ua</a>, <a href="http://www.stoma.kharkov.ua">http://www.stoma.kharkov.ua</a> Код ЄДРПОУ 00481318</p>
<p>Дата _____ № _____</p> <p>На Ваш № _____ от _____</p>	
<p><b>ДОВІДКА</b></p>	
<p>про ступінь участі асистента кафедри ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету Андрієнко Карини Юріївни у розробці рецептури вітчизняного легованого пакувального матеріалу.</p>	
<p>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.</p>	
<p>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.</p>	
<p>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.</p>	
<p>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.</p>	
<p>Голова Правління АТ «Стома»</p> <p>Керівник центральної заводської лабораторії АТ «Стома»</p>	 <p>С.В.Черняєв</p>  <p>Ю.І.Довгопол</p>

## Додаток В.2

## Пропозиції щодо впровадження розробленого матеріалу АТ «Стома»

	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: <a href="mailto:stoma@stoma.kharkov.ua">stoma@stoma.kharkov.ua</a> , <a href="http://www.stoma.kharkov.ua">http://www.stoma.kharkov.ua</a> Код ЄДРПОУ 00481318		Украина, 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: <a href="mailto:stoma@stoma.kharkov.ua">stoma@stoma.kharkov.ua</a> , <a href="http://www.stoma.kharkov.ua">http://www.stoma.kharkov.ua</a> Код ЄГРПОУ 00481318
	Дата _____ № _____		

Пропозиції до впровадження

- Пропозиції до впровадження: вітчизняний легований пакувальний матеріал.
- Установа-розробник: кафедра ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету, асистент Андрієнко К.Ю. сумісно з Публічним Акціонерним Товариством «Стома».
- Джерело інформації: матеріали кандидатської дисертації «Клініко-лабораторне обґрунтування застосування легованого пакувального матеріалу при виготовленні акрилових базисів знімних конструкцій зубних протезів».
- 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



## Додаток Г

**Анкета-опитувальник якості життя пацієнтів  
з повною вторинною адентією  
при виготовленні повних знімних зубних протезів,  
виготовлених за допомогою легованого пакувального матеріалу**

ППП пацієнта \_\_\_\_\_

Дата \_\_\_\_\_

Запитання анкети		Градація відповідей				
Градація відповідей (формат 5-ти балів)		1,0 бали	2,0 бали	3,0 бали	4,0 бали	5,0 бали
Базові 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 стан організму (професійні захворювання)	прямий (а)	майже прямий	нейтральний(а)	майже відсутній	відсутній (я)
	1.6. Фізична непрацездатність	повний(а)	майже повний (а)	частковий(а)	тимчасовий(а)	відсутній (я)

	1.7.	Соціальна непрацездатність	повний(а)	майже повний (а)	часткови й(а)	тимча- совий(а)	відсутній (я)
Профільне опитування	2.1.	Період адаптації до знімної ортопедичної конструкції	пролонго ваний(а)	повільни й(а)	стандар тний(а)	прискоре ний(а)	швидкий (а)
	2.2.	Стабілізація протезу	низький (а)	нижче середньо- го	нейтраль ний(а)	вище середньо- го	високий (а)
	2.3	Процес атрофії під базисом конструкції	низький (а)	нижче середньо- го	нейтраль ний(а)	вище середньо- го	високий (а)
	2.4.	Наявність запальних процесів під протезом	низький (а)	нижче середньо- го	нейтраль ний(а)	вище середньо- го	високий (а)
	2.5.	Наявність залищків їжі під протезом	низький (а)	нижче середньо- го	нейтраль ний(а)	вище середньо- го	високий (а)
	2.6.	Потрібність в корекції знімної конструкції	низький (а)	нижче середньо- го	нейтраль ний(а)	вище середньо- го	високий (а)
	2.7.	Взаємозв'язок якості матеріалу ортопедичної конструкції	низький (а)	нижче середньо- го	нейтраль ний(а)	вище середньо- го	високий (а)
	2.8.	Комфорт користування знімної ортопедичної конструкції	відсутній (я)	майже відсутній	нейтраль ний(а)	майже прямий	прямий (а)

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 середнього	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 наявність знімної ортопедичної конструкції	низький (а)	нижче середнього	нейтральний(а)	вище середнього	високий (а)

## Додаток Д.1

**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

## Додаток Д.2

**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.б.н., проф. Кліщ І. М.  
« 11 » 16.01.2023 р.

## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Пропозиція для впровадження: методика використання нового вітчизняного легovanого 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 легovanаних 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.

## Додаток Д.3

**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.

## Додаток Д.3

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



ПІС ЗАСВІДЧУЮ  
Начальник відділу кадрів  
Бойко

Дмитро КОРОЛЬ

## Додаток Д.4

**Акт про впровадження «Методика використання нового вітчизняного  
легованого пакувального матеріалу для виготовлення акрилових базисів  
знімних конструкцій зубних протезів»,  
впроваджений у лікувальний процес**

«Закордонний»  
директор КП  
«Пирятинський ЦПМСД»  
С.М.Киричевський  
«\_\_» \_\_\_\_\_ 2023 р.

## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва пропозиції, що до впровадження:** «Методика використання нового вітчизняного легovanого 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 легovanого 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.

## Додаток Д.5

**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**


 «ЗАТВЕРДЖУЮ»  
 Директор ФОП «Хлистун Н.Л.»  
 Хлистун Н.Л.  
 Леонідена 2023р.  
 № 3117108109

## 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

## Додаток Д.6

**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

## Додаток Д.7

**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

1. **Назва пропозиції, щодо 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 для виготовлення знімних конструкцій зубних протезів
4. **Установа, яка проводить впровадження:** в ортопедичному відділенні УСЦ ХНМУ  
Початок впровадження: «15» серпня 2023р.  
Загальна кількість спостережень - 20
5. **Наслідки застосування метода за період:** з серпня 2023 р. по жовтень 2023 р.  
Позитивні (кількість спостережень)-20  
Не виявлені — немає;  
Негативні — немає.
6. **Ефективність впровадження:** підвищення 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 практичного впровадження в лікувальний процес знімними зубними протезами.

**Відповідальний за впровадження**  
Завідувач ортопедичного відділення



---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

Онлайн сервіс створення та перевірки кваліфікованого та удосконаленого електронного підпису

ПРОТОКОЛ

створення та перевірки кваліфікованого та удосконаленого електронного підпису

Дата та час: 10:19:29 07.12.2023

Назва файлу з підписом: Дисертація\_Андрієнко КЮ.pdf.p7s

Розмір файлу з підписом: 7.8 МБ

Перевірені файли:

Назва файлу без підпису: Дисертація\_Андрієнко КЮ.pdf

Розмір файлу без підпису: 7.8 МБ

Результат перевірки підпису: Підпис створено та перевірено успішно. Цілісність даних підтверджено

Підписувач: АНДРІЄНКО КАРИНА ЮРІЇВНА

П.І.Б.: АНДРІЄНКО КАРИНА ЮРІЇВНА

Країна: Україна

РНОКПП: 3458201665

Організація (установа): ФІЗИЧНА ОСОБА

Час підпису (підтверджено кваліфікованою позначкою часу для підпису від Надавача): 10:19:27 07.12.2023

Сертифікат виданий: КНЕДП АЦСК АТ КБ "ПРИВАТБАНК"

Серійний номер: 5E984D526F82F38F04000000F7A34017E799D04

Алгоритм підпису: ДСТУ-4145

Тип підпису: Удосконалений

Тип контейнера: Підпис та дані в CMS-файлі (CAAdES)

Формат підпису: З повними даними ЦСК для перевірки (CAAdES-X Long)

Сертифікат: Кваліфікований