

**ЛЬВІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМЕНІ ДАНИЛА ГАЛИЦЬКОГО
МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ**

Кваліфікаційна наукова праця
на правах рукопису

Гуцьовський Ярослав Романович

УДК: 616.314-007.285-089.29-634-17]-036].004.6

ДИСЕРТАЦІЯ

**КЛІНІЧНЕ ТА ЛАБОРАТОРНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ЗАСТОСУВАННЯ
АКРИЛОВИХ ТА БЕЗМОНОМЕРНИХ БАЗИСНИХ ПЛАСТМАС В
ОРТОПЕДИЧНОМУ ЛІКУВАННІ ПАЦІЄНТІВ З ЧАСТКОВИМИ
ДЕФЕКТАМИ ЗУБНИХ РЯДІВ**

22- Охорона здоров'я

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

_____ Гуцьовський Я. Р.

(Підпис)

Науковий керівник: Макєєв Валентин Федорович,

доктор медичних наук, професор кафедри ортопедичної стоматології
Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького

Львів – 2023

АНОТАЦІЯ

Гуньовський Я.Р. Клінічне та лабораторне обґрунтування застосування акрилових та безмономерних базисних пластмас в ортопедичному лікуванні пацієнтів з частковими дефектами зубних рядів. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття ступеня доктора філософії в галузі знань 22 Охорона здоров'я за спеціальністю 221 Стоматологія.

Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького МОЗ України, Львів, 2023 рік.

На сьогоднішній день, попри значну кількість профілактичних заходів, направлених на попередження розвитку стоматологічних захворювань, їх інтенсивність серед населення залишається достатньо високою. Потреби пацієнтів у ортопедичному лікуванні частковими знімними протезами зростає.

Інтенсивність наукових досліджень у галузі нових базисних полімерних матеріалів свідчить як про важливість, так і про складність створення високоміцного, зручного, дешевого матеріалу для стоматології без значних змін технологічних засобів. Сучасні розробки спрямовані на вдосконалення характеристик базисних матеріалів та створення нових матеріалів, якість яких у значній мірі, визначає функціональну цінність знімних протезів.

Дисертаційна робота присвячена вивченню фізико-механічних властивостей термопластичних і акрилових базисних матеріалів, оцінюванні їх стійкості до руйнування методом акустичної емісії, порівняльній оцінці шорсткості і структури поверхні базисних матеріалів при застосуванні різних полірувальних паст, визначенню ступені адгезії до них мікроорганізмів.

Проведена клінічна оцінка безпосередніх та віддалених результатів ортопедичного лікування пацієнтів з частковими знімними протезами при використанні термопластичних і акрилових базисних полімерів, оброблених різними полірувальними пастами, вивчено вплив знімних конструкцій зубних

протезів на стан гігієни порожнини рота, проаналізовано терміни адаптації пацієнтів до часткових знімних протезів, виготовлених з різних базисних матеріалів, опрацьовано результати динамічного вивчення стану слизової оболонки порожнини рота у нових умовах функціонування.

Проведення аналітичного аналізу наукових джерел дозволило виділити не вирішені актуальні питання, сформулювати мету і визначити завдання дослідження.

Дисертаційна робота виконана відповідно до основних принципів і правил доказової медицини.

Для ефективного клінічного використання полімерних матеріалів, окрім їх механічних властивостей важливо враховувати також динаміку процесів руйнування. Для вивчення цього процесу використано метод акустичної емісії, який характеризується високою чутливістю до зародження і розвитку руйнування матеріалу в його малому об'ємі. Розроблено методику визначення моменту зародження тріщин в базисних матеріалах, що має важливе значення у подовженні експлуатаційних властивостей знімних протезів. Міцнісні характеристики вивчено шляхом реалізації досліджень з використання руйнування під час квазістатичного розтягу зразків із матеріалів Фторакс – акриловий співполімер гарячої полімеризації; Villacryl H Plus – акриловий полімер гарячої полімеризації; Vertex™ ThermoSens – безмономерна пластмаса інжекторного типу.

Уперше доведено, що хоча межа міцності акрилових полімерів дещо більша, ніж термопластичних, через високу пластичність термопластичний полімер Vertex™ ThermoSens більше деформується проте довше витримує навантаження до повного руйнування. Відносно видовження зразків із Vertex™ ThermoSens перевищує аналогічний показник для Villacryl H Plus і Фторакс. Генерування сигналів акустичної емісії, яке супроводжує процеси дефектоутворення в матеріалі, у термопластичному полімері розпочинається за вищих напружень, порівняно з акриловими базисними матеріалами. За результатами експериментів на розтягування стоматологічних полімерів,

встановлено, що матеріал Фторакс руйнується крихко, Villacryl H Plus – пружно-пластично, а Vertex™ ThermoSens характеризується значною в'язкістю. Для матеріалу Фторакс значення енергетичного показника для всіх типів руйнування більші, ніж для Villacryl H Plus, що свідчить про більшу крихкість його руйнування. За даними експериментів матеріали для базисів знімних протезів за здатністю чинити опір тріщиноутворенню можна ранжувати у такому порядку (від найміцнішого до найслабшого): Villacryl H Plus, Vertex™ ThermoSens, Фторакс, а за макропоказником в'язкості руйнування – Vertex™ ThermoSens, Фторакс, Villacryl H Plus.

Запропонована методика оцінювання параметрів стійкості стоматологічних полімерів до руйнування методом акустичної емісії дає можливість визначати динаміку руйнування базисних матеріалів під навантаженням, що важливо враховувати під час їх вибору для часткового знімного протезування.

Проведено кількісний аналіз технологій полірування поверхонь термопластичних і акрилових базисних полімерів за встановленням шорсткості та електронно-фрактографічним аналізом поверхні. Виконані серії вимірювань та обчислень для вивчення шорсткості пластмаси Фторакс показали, що внаслідок обробки поверхні фінішними пастами її шорсткість зменшується (без обробки $(1,79 \pm 0,095) > \text{Blue Shine } (0,66 \pm 0,056) > \text{ThermoGloss } (0,39 \pm 0,023)$). Найменше значення шорсткості досягається після фінішної обробки пастою ThermoGloss, яке порівняно з аналогічним показником для необробленої поверхні зменшується в 4 – 4,5 рази. Дані полімеру Villacryl H Plus показали, що внаслідок обробки поверхні фінішними пастами її шорсткість зменшується (без обробки $(1,77 \pm 0,066) > \text{Blue Shine } (0,57 \pm 0,061) > \text{ThermoGloss } (0,49 \pm 0,055)$). Найменше значення шорсткості досягається після фінішної обробки пастою ThermoGloss, яке порівняно з аналогічним показником для необробленої поверхні зменшується майже у 4 рази. Дані для вивчення шорсткості пластмаси Vertex™ ThermoSens показали, що внаслідок обробки поверхні фінішними пастами її

шорсткість значно зменшується (без обробки ($2,02 \pm 0,099$) > Blue Shine ($1,21 \pm 0,13$) > ThermoGloss ($0,88 \pm 0,079$)). Найменше значення шорсткості досягається після фінішної обробки пастою ThermoGloss, яке порівняно з аналогічним показником для необробленої поверхні зменшується в 2 – 2,5 рази. За результатами виконаних обчислень здійснено ранжування стоматологічних пластмас за параметром шорсткості. Встановлено, що полірування фінішною пастою ThermoGloss забезпечує меншу шорсткість поверхні, ніж пастою Blue Shine, для всіх типів базисних полімерів, що сприяє покращенню якості знімних протезів.

Проведено порівняльну оцінку адгезії тест-мікроорганізмів на поверхнях взірців термопластичних і акрилових полімерів оброблених полірувальними пастами – Blue Shine, ThermoGloss. При проведенні експерименту було визначено, що ступінь колонізації мікроорганізмами термопластичних і акрилових матеріалів залежить від хімічного складу полімеру та вибору полірувальної пасти, що визначає відмінності колонізаційної резистентності до формування мікробної біоплівки при використанні полімерів у клінічних умовах. Адгезія *Escherichia coli* до всіх досліджуваних матеріалів відбувалась активніше, порівняно з іншими тест-культурами. Найвищий індекс адгезії у *Escherichia coli* зареєстровано при випробуванні адгезивних властивостей термопластичних полімерних взірців Vertex™ ThermoSens, оброблених полірувальною пастою Blue Shine. При обробленні цього ж матеріалу полірувальною пастою Vertex™ ThermoGloss відбувалось зменшення адгезивних властивостей матеріалу на 19,6% ($p < 0,05$). У акрилових полімерів рівень адгезії *Escherichia coli* при обробці пастою Vertex™ ThermoGloss є меншим на 21,9% ($p < 0,05$). Термопластичні полімери відрізняються мінімальною здатністю адсорбувати на своїй поверхні дріжджеподібні гриби роду *Candida*, при визначенні адгезивних властивостей термопластичних взірців, оброблених пастою Vertex™ ThermoGloss встановили, що індекс адгезії грибків *Candida albicans* зменшувався на 18,5% ($p < 0,05$) порівняно з матеріалом обробленим

полірувальною пастою Blue Shine. Аналогічно низькими були показники адгезії *Candida albicans* до контрольних взірців виготовлених зі скла. При визначенні адгезивних властивостей акрилових пластин оброблених полірувальною пастою Vertex™ThermoGloss встановили, що індекс адгезії *Candida albicans* зменшувався на 10,3 % порівняно з матеріалом обробленим полірувальною пастою Blue Shine ($p < 0,05$). Штами *Staphylococcus aureus*, *Enterococcus oralis* показали помірну степінь адгезії до всіх матеріалів використаних у дослідженні. Про це свідчить як значення відповідних індексів адгезії, так і абсолютне число прикріплених до взірців матеріалів мікробних клітин. Отримані результати дослідження є важливими для критичної якості полірування термопластичних і акрилових полімерів для базисів знімних протезів з точки зору обсіменіння на їхній поверхні патогенних мікроорганізмів.

Вивчено показники гігієни порожнини рота у ранні та віддалені терміни лікування пацієнтів з частковою втратою зубів термопластичними і акриловими частковими знімними протезами. Середнє значення індексу РІ на момент протезування становило $1,82 \pm 0,04$ у пацієнтів, які користуються знімними протезами з термопластичним базисом, а в групі пацієнтів, що користуються акриловими знімними протезами – $1,89 \pm 0,03$ ($p > 0,05$). Динаміка індексу РІ у віддалені терміни спостереження після ортопедичного лікування свідчила про збільшення даного показника у процесі користування частковими знімними протезами. Через один рік користування протезами з термопластичним базисом індекс РІ становив $2,12 \pm 0,06$, а з акриловим базисом $2,17 \pm 0,03$ і відмінність їх значень статистично не значна ($p > 0,05$).

Вивчені показники індексу гігієни часткових знімних протезів тісно пов'язані з раніше отриманими результатами. Показники гігієни знімних протезів з термопластичних і акрилових полімерів через один місяць користування оцінено як задовільні (1,6-2,0 балів). Порівняння сумарних індексів гігієни знімних протезів через шість місяців виявило погіршення результатів відносно початкового рівня (1,8-2,3 балів). У пацієнтів, що

користувались термопластичними і акриловими знімними протезами полірованими пастою ThermoGloss протягом 12 місяців спостерігали кращий гігієнічний стан протезів. Задовільний стан гігієни часткових знімних протезів з термопластичних базисних матеріалів полірованими пастою ThermoGloss становив 80%, у акрилових знімних протезів – 67%.

Визначено особливості функціонально-естетичної адаптації пацієнтів після ортопедичної реабілітації термопластичними і акриловими протезами. Проаналізовано кількість відвідувань пацієнтів для корекції базисів часткових знімних протезів з термопластичних і акрилових матеріалів оброблених полірувальними пастами Blue Shine, ThermoGloss у період адаптації. Середній показник кількості відвідувань склав: у першій групі 1 підгрупі – $0,80 \pm 0,11$, у першій групі 2 підгрупі – $0,73 \pm 0,12$, у другій групі 1 підгрупі – $1,13 \pm 0,09$, у другій групі 2 підгрупі – $0,93 \pm 0,07$.

Проведені клінічні дослідження засвідчили переваги термопластичних протезів. Отримані дані вказували про зменшення негативного впливу базису знімного протезу з термопластичного полімеру на слизову оболонку порожнини рота та скорочення термінів адаптації пацієнтів.

Ключові слова: часткові знімні протези, адаптація пацієнтів, функціонально-естетична реабілітація, термопластичні полімери, акрилові пластмаси, акустична емісія, шорсткість поверхні базисних матеріалів, адгезія мікроорганізмів.

ANNOTATION

Hunovskyi Ya. R. Clinical and laboratory rationale of acrylic and monomer-free base resins use in prosthetic treatment of patients with partial dentition defects.– Scientific qualification work on the rights of a manuscript.

Dissertation for obtaining a degree Doctor of Philosophy, specialty 221 — Dentistry (branch of knowledge 22 — Healthcare). Danylo Halytsky Lviv National Medical University, Ministry of Health of Ukraine, Lviv, 2023.

Now days, despite a significant number of prophylactic measures aimed to prevent dental diseases development, their intensity among the population remains quite high. Patients necessity in prosthetic treatment with partial removable dentures is still growing.

The intensity of scientific research in the field materials study shows both the importance and the difficulty of creating a high-strength, convenient, affordable material for dentistry without significant changes in technological means. Modern developments are aimed to improve the characteristics of base materials and to create new materials, quality of which largely determines the functional value of removable dentures.

The dissertation is devoted to the study of physical and mechanical properties of thermoplastic and acrylic base materials, evaluation of their resistance to destruction using acoustic emission method, comparative evaluation of the surface roughness and structure of the base materials when using different polishing pastes, and the degree of microorganism adhesion determining.

We carried out a clinical evaluation of: prosthetic treatment early and late follow-up results of patients with thermoplastic and acrylic base partial removable dentures polished with various pastes; the influence of removable partial denture to the oral cavity hygiene status; the patients adaptation terms to partial removable dentures made of various base materials; the dynamic study results of the oral mucosae state in new functional conditions were elaborated.

Conducting analytical research on scientific sources made possible identifying unsolved topical issues, define the goal, and determine the research tasks.

The dissertation was performed in accordance with the principles and rules of evidence-based medicine.

For the effective clinical use of polymeric materials, in addition to knowledge of their mechanical properties, it is important to know the destruction process dynamics. For this purpose, the acoustic emission method was used, which is characterized by high sensitivity to the material destruction occurrence and development in its small volume. A technique of cracks initiation moment determining in base materials was developed, which is important in extending the functional properties of removable dentures. The strength characteristics were studied by conducting research on destruction during quasi-static stretching in samples made of Ftorax materials – acrylic copolymer of hot polymerization; Villacryl H Plus – acrylic polymer of hot polymerization; Vertex™ ThermoSens – a monomer-free injection-type resins.

It has been proven for the first time that although the strength limit of acrylic polymers is slightly higher than thermoplastics, due to its high plasticity, the Vertex™ ThermoSens thermoplastic polymer deforms more but withstands the load longer until complete destruction. The relative elongation of samples with Vertex™ ThermoSens is significantly higher than that of Villacryl H Plus and Ftorax. Acoustic emission signals generating, which accompanies the processes of defect formation in the material in thermoplastic polymer, begins at a higher load compared to acrylic base materials. According to the experiment results of dental polymers stretching we established that Ftorax material breaks down in a brittle way, Villacryl H Plus – elastically, and Vertex™ ThermoSens is characterized by significant viscosity. For the Ftorax material, the values of the energy index for all types of destruction are greater than for Villacryl H Plus, which indicates the higher fragility of its destruction. According to experimental data in terms of ability to resist the formation of cracks, base materials for removable dentures can be

ranked in the following order (from the strongest to the weakest): Villacryl H Plus, Vertex™ ThermoSens, Ftorax, and according to the macro index of fracture toughness, Vertex™ ThermoSens, Ftorax, Villacryl H Plus.

The proposed method of dental polymers resistance to destruction evaluating using acoustic emission method allows to determine the dynamics of the destruction of base materials under load, which is important to consider when choosing them for partial removable dentures.

Quantitative analysis of surface polishing technologies of thermoplastic and acrylic polymers based on the determination of roughness and electronic fractographic analysis of the surface was carried out. The performed series of measurements and calculations to study the roughness of Ftorax plastic showed that as a result of surface treatment with finishing pastes, its roughness decreases (without treatment (1.79 ± 0.095) > Blue Shine (0.66 ± 0.056) > ThermoGloss (0.39 ± 0.023)). The lowest value of roughness is achieved after polishing with ThermoGloss paste, which, compared to a similar indicator for unpolished surface, is reduced by 4-4.5 times. The data of the Villacryl H Plus polymer showed that as a result of surface polishing with finishing pastes, its roughness decreases (without treatment (1.77 ± 0.066) > Blue Shine (0.57 ± 0.061) > ThermoGloss (0.49 ± 0.055)). The lowest value of roughness is achieved after polishing with ThermoGloss paste, which, compared to a similar indicator for an unpolished surface, decreases by almost 4 times. Data for studying the roughness of Vertex™ ThermoSens resin showed that as a result of surface polishing with finishing pastes, its roughness is significantly reduced (without treatment (2.02 ± 0.099) > Blue Shine (1.21 ± 0.13) > ThermoGloss (0.88 ± 0.079)). The lowest value of roughness is achieved after polishing with ThermoGloss paste, which, compared to a similar indicator for an unpolished surface, is reduced by 2-2.5 times. According to the results of the performed calculations, dental resins were ranked according to the roughness parameter. Polishing with ThermoGloss finishing paste has been found to provide less surface roughness than a Blue Shine paste for all types of base polymers, which improves the quality of removable dentures.

A comparative assessment of test microorganisms adhesion to the surfaces of thermoplastic and acrylic polymer samples polished with finishing pastes Blue Shine, ThermoGloss was carried out. During the experiment, it was determined that the degree of colonization by microorganisms of thermoplastic and acrylic materials depends on the chemical composition of the polymer and the choice of polishing paste, which determines the differences in colonization resistance to the formation of a microbial biofilm when using polymers in clinical conditions. Adhesion of *Escherichia coli* to all studied materials occurred more actively compared to other test cultures. The highest adhesion index in *Escherichia coli* was registered when testing the adhesive properties of Vertex™ ThermoSens thermoplastic polymer samples polished with Blue Shine polishing paste. When the same material was polished with Vertex™ ThermoGloss polishing paste, the adhesive properties of the material decreased by 19.6% ($p < 0.05$). In acrylic polymers, the adhesion level of *Escherichia coli* when polished with Vertex™ ThermoGloss paste is lower by 21.9% ($p < 0.05$). Thermoplastic polymers are distinguished by their minimal ability to adsorb yeast-like fungi of the genus *Candida* on their surface, when determining the adhesive properties of thermoplastic samples polished with Vertex™ ThermoGloss paste, it was established that the adhesion index of *Candida albicans* fungi decreased by 18.5% ($p < 0.05$) compared to the material polished with Blue Shine polishing paste. Similarly low was *Candida albicans* adhesion to control samples made of glass. When determining the adhesive properties of acrylic plates polished with Vertex™ ThermoGloss polishing paste, it was established that the adhesion index of *Candida albicans* decreased by 10.3% compared to the material polished with Blue Shine polishing paste ($p < 0.05$). Strains of *Staphylococcus aureus* and *Enterococcus oralis* showed a moderate adhesion degree to all materials used in the study. This is evidenced by both the values of the respective adhesion indices and the absolute number of microbial cells attached to the material samples.

From the point of view of pathogenic microorganisms insemination to the surface of thermoplastic and acrylic base polymers for removable dentures the obtained research results are crucial for critical quality of polishing.

Oral hygiene indicators of patients with partial tooth loss at the beginning and during treatment with thermoplastic and acrylic partial removable dentures were studied. The average value of the PI index at the time of prosthetics was 1.82 ± 0.04 in patients using removable dentures with a thermoplastic base and in the group of patients using acrylic removable dentures, respectively, 1.89 ± 0.03 ($p > 0.05$). The dynamics of the PI index in the late periods after prosthetic treatment indicated an increase in this indicator during removable dentures use. After one year of using prostheses with a thermoplastic base, the PI index was 2.12 ± 0.06 , and with an acrylic base – 2.17 ± 0.03 , and the difference in their values is not statistically significant ($p > 0.05$).

The studied parameters of partial removable dentures hygiene index of are closely related to the previously obtained results. The hygiene indicators of the examined removable dentures made of thermoplastic and acrylic polymers during one month of use were assessed as satisfactory (1.6-2.0 points). A comparison of the total hygiene index of removable dentures after six months revealed a significant deterioration of the results from the initial level (1.8-2.3 points). A better hygienic condition of the prostheses was observed in patients who used for 12 months thermoplastic and acrylic removable dentures polished with ThermoGloss paste. The hygiene state of partial removable dentures made of thermoplastic base materials and polished with ThermoGloss paste was satisfactory – 80%, for acrylic removable dentures – 67%.

Features of clinical and functional adaptation of patients during prosthetic rehabilitation with thermoplastic and acrylic prostheses were determined. During adaptation period the number of patient's visits for correction and fixing in studied groups with thermoplastic and acrylic partial removable dentures polished with pastes Blue Shine and ThermoGloss was analysed. The average number of visits was: in the first group 1 subgroup – 0.80 ± 0.11 , in the first group 2 subgroup –

0.73±0.12, in the second group 1 subgroup – 1.13±0.09, in the second group 2 subgroup – 0.93±0.07.

Conducted clinical studies have proven the advantages of thermoplastic dentures. The obtained data indicate a significantly smaller negative impact of the removable denture base made of thermoplastic polymer than the base made of acrylic polymer and better results of patient adaptation.

Keywords: removable partial denture, patients adaptation, functional and aesthetic rehabilitation, thermoplastic polymers, acrylic polymers, acoustic emission, base materials surface roughness, microorganisms adhesion.

Список публікацій здобувача за темою дисертації

Наукові праці, у яких опубліковані основні наукові результати дисертації:

1. **Макеєв ВФ, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП.** Основні властивості абразивних стоматологічних матеріалів, що використовуються в поліруванні базисів знімних протезів. Український стоматологічний альманах. 2018;4:73-7 (*Особистий внесок – здобувач провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, оформив статтю; співавтор проф. В.Ф. Макеєв надав консультативну допомогу*).
2. **Макеєв ВФ, Скальський ВР, Гуньовська РП, Гуньовський ЯР.** Оцінки статичної тріщиностійкості полімерних матеріалів для виготовлення базисів знімних протезів. Сучасна стоматологія. 2019;2(96):102-6 (*Особистий внесок – здобувач провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, підготував статтю до друку; співавтор проф. В.Р. Скальський надав консультативну допомогу*).
3. **Макеєв ВФ, Скальський ВР, Гуньовський ЯР.** Порівняльна оцінка міцності полімерних матеріалів для базисів знімних протезів за результатами експериментальних досліджень на розтяг методом акустичної емісії. Вісник проблем біології і медицини. 2019;1(1 (148)): 225-233 (*Особистий внесок – здобувач провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, здійснив статистичну обробку, оформив статтю; співавтор проф. В.Р. Скальський надав консультативну допомогу*).
4. **Макеєв ВФ, Скальський ВР, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП.** Результати вивчення особливостей поверхневої структури стоматологічних полімерів для знімного протезування методом скануючої мікроскопії після їх обробки різними полірувальними

- пастами. Сучасна стоматологія. 2020;1(100):7-11 (*Особистий внесок – дисертантом проведено набір матеріалу, систематизацію отриманих результатів. сформульовано висновки, написання статті, підготовка праці до друку; співавтор проф. В.Р. Скальський надав консультативну допомогу*).
5. **Макеев ВФ, Скальський ВР, Гуньовський ЯР, Кухта ВС.** Порівняльний кількісний аналіз технологій полірування стоматологічних полімерів для знімного протезування. Новини стоматології. 2020;1(102):25-31 (*Особистий внесок – здобувач провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, підготував статтю до друку; співавтор проф. В.Ф. Макеев надав консультативну допомогу*).
 6. **Гуньовський ЯР, Макеев ВФ.** Порівняльна оцінка адгезивної здатності мікроорганізмів до термопластичних і акрилових базисних полімерів для знімних протезів полірованих різними пастами. Український стоматологічний альманах. 2022;2:22-7 (*Особистий внесок – здобувач провів літературний пошук, провів мікробіологічні дослідження, проаналізував отримані дані, провів статистичну обробку, підготував статтю до друку; співавтор проф. В.Ф. Макеев надав консультативну допомогу*).
 7. **Гуньовський ЯР, Макеев ВФ.** Особливості адаптації пацієнтів до часткових знімних протезів на основі динамічного вивчення стану слизової оболонки порожнини рота в нових умовах функціонування. Сучасна стоматологія. 2022;3-4:33-7. (*Особистий внесок – здобувач провів літературний пошук, провів клінічні дослідження, проаналізував одержані дані, провів статистичну обробку, підготував статтю до друку; співавтор проф. В.Ф. Макеев надав консультативну допомогу*).
 8. **Скальський ВР, Макеев ВФ, Станкевич ОМ, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП, Кирманов ОС.** Оцінювання стійкості до руйнування матеріалів базисів знімних протезів. Фізико-хімічна механіка

матеріалів. 2022;58(2):79-87 (*Особистий внесок – дисертантом проведено аналіз літературних джерел, аналіз отриманих результатів, підготовка матеріалу до публікації; співавтор проф. В.Р. Скальський надав консультативну допомогу*).

9. Skalskyi VR, Makeiev VF, Stankevych OM, **Huniovskiy Ya.R**, Huniovska RP, Kyrmanov OS. Evaluation of the fracture resistance of removable denture base materials. *Materials Science*. 2022;58(2):229-236 doi.org/10.1007/s11003-022-00654-2 (*Особистий внесок – дисертантом проведено набір матеріалу, систематизацію отриманих результатів. сформульовано висновки, написання статті, підготовка праці до друку; співавтор проф. В.Р. Скальський надав консультативну допомогу*).

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

10. Скальський ВР, Макеев ВФ, **Гушовський ЯР**. Методика руйнування полімерів за енергетичним параметром сигналів АЕ. Матеріали 6-ї міжнародної науково-технічної конференції “Теорія та практика раціонального проектування, виготовлення і експлуатації машинобудівних конструкцій”. Львів, КІНПАТРИ ЛТД. 2018;7-9 (*Особистий внесок – здобувач провів аналіз літературних джерел, аналіз отриманих результатів, підготовка матеріалу до публікації; співавтор проф. В.Ф. Макеев надав консультативну допомогу*).
11. Макеев ВФ, Гушовська РП, **Гушовський ЯР**. Визначення технічних характеристик базисних матеріалів знімних протезів з позиції лінійної механіки руйнування з застосуванням акустичної емісії. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології». VIII стоматологічний форум. «Медвін: стоматологія 2019». Івано-Франківськ, 15-17 травня 2019. С. 53-4 (*Особистий внесок – дисертантом проведено аналіз літературних джерел, написання тез*).

12. **Гуцьовський ЯР**, Гуцьовська РП. Методологія оцінки статичної тріщиностійкості полімерних матеріалів для базисів знімних протезів. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні проблеми ортопедичної стоматології». Присвяченій 40-річчю відновлення кафедри ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету. Харків, 6-7 грудня 2019; 45-7 (*Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати досліджень, оформив тези*).
13. **Гуцьовський ЯР**. Порівняльна оцінка ефективності кінцевої обробки полімерних матеріалів для базисів знімних протезів. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні аспекти теоретичної та практичної стоматології». Чернівці, 4-5 травня 2020; 78-79 (*Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати досліджень, оформив тези*).
14. **Макєєв ВФ, Гуцьовський ЯР**, Гуцьовська РП. Вивчення особливостей поверхневої мікроструктури зразків базисних полімерів до і після полірування. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології». ІХ стоматологічний форум. «Медвін: стоматологія 2020». Івано-Франківськ. 11-13 березня 2020; 82-4 (*Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати досліджень, оформив тези*).
15. **Гуцьовський ЯР**. Застосування методу акустичної емісії для оцінки характеристик тріщиностійкості полімерних матеріалів для знімних протезів. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології». Х стоматологічний форум. «Медвін: стоматологія 2021». Івано-Франківськ. 24-26 березня 2021; 37-9 (*Особистий внесок – автор*

провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати досліджень, оформив тези).

16. Гуньовська РП, **Гуньовський ЯР**. Експериментальне обґрунтування показників міцності та тріщиностійкості еластичних та акрилових полімерів для базисів знімних протезів методом акустичної емісії. Матеріали науково-практичної конференції за міжнародної участі «Актуальні питання сучасної стоматології», присвяченої 100-річчю стоматологічного факультету Національного медичного університету імені О.О. Богомольця. Київ. 18-19 березня 2021;246-8 (*Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати досліджень, оформив тези*).
17. Макєєв ВФ, **Гуньовський ЯР**. Результат вивчення мікроструктури базисних матеріалів для знімних протезів після фінішної обробки полірувальними пастами. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Ортопедична стоматологія: традиції, сьогодення, погляд у майбутнє». Полтава. 14-15 травня 2021;30-2 (*Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати досліджень, оформив тези*).
18. Макєєв ВФ, **Гуньовський ЯР**. Microbiological explanation of choosing the bases materials for removable dentures. XIV MIĘDZYNARODOWA KONFERENCJA NAUKOWO-DYDAKTYCZNA „Środowisko a stan zdrowia jamy ustnej”. Lublin. 12.05.2022. Sesja plakatoва anglojęzyczna.

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ	2
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	22
ВСТУП	23
РОЗДІЛ 1. БАЗИСНІ МАТЕРІАЛИ В ОРТОПЕДИЧНІЙ СТОМАТОЛОГІЇ, ЩО ВИКОРИСТОВУЮТЬСЯ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНИХ ПРОТЕЗІВ, ЇХ БІОЛОГІЧНІ І ФІЗИКО-МЕХАНІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)	30
1.1. Характеристика базисних матеріалів для знімного протезування	30
1.2. Фактори, що впливають на несприйнятливність знімного пластинкового протезу	34
1.3. Пошуки та шляхи підвищення якості базисів знімних пластинкових протезів	41
1.4. Основні властивості абразивних стоматологічних матеріалів, що використовуються у поліруванні базисів знімних протезів	48
1.5. Висновки до розділу 1	53
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ	55
2.1. Загальна характеристика обстежених хворих	55
2.2. Клінічні методи обстеження хворих	57
2.3. Матеріали обрані для дослідження та їх характеристика	59
2.4. Методи визначення фізико-механічних характеристик базисних матеріалів зубних протезів	62
2.5. Методика оцінювання стійкості до руйнування стоматологічних полімерів методом акустичної емісії	65
2.6. Методика кількісного аналізу технології полірування поверхонь стоматологічних полімерів	69
2.7. Методика растрової сканівної електронної мікроскопії для оцінки якості поверхні і структури полімерних зразків	75
2.8. Методика мікробіологічних досліджень	77

2.9. Особливості виготовлення часткових знімних протезів з термопластичних і акрилових полімерів	81
2.10. Методи визначення гігієнічного стану порожнини рота	82
2.11. Спосіб діагностики гігієнічного стану часткових знімних протезів	83
2.12. Статистичні методи дослідження	85
РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ОЦІНЮВАННЯ СТІЙКОСТІ ДО РУЙНУВАННЯ МАТЕРІАЛІВ БАЗИСІВ ЗНІМНИХ ПРОТЕЗІВ МЕТОДОМ АКУСТИЧНОЇ ЕМІСІЇ	87
3.1. Результати досліджень полімерів на розтяг	88
3.2. Результати порівняльної оцінки статичної тріщиностійкості полімерних матеріалів методом акустичної емісії	97
3.3. Висновки до розділу 3	103
РОЗДІЛ 4. ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА ШОРСТКОСТІ І СТРУКТУРИ ПОВЕРХНІ АКРИЛОВИХ ТА ТЕРМОПЛАСТИЧНИХ ПОЛІМЕРНИХ ЗРАЗКІВ ПРИ ЗАСТОСУВАННІ РІЗНИХ ПОЛІРУВАЛЬНИХ ЗАСОБІВ ТА ВИЗНАЧЕННЯ СТЕПЕНІ АДГЕЗІЇ ДО НИХ МІКРОБНИХ ЧИННИКІВ	106
4.1. Порівняльна оцінка результатів кількісного аналізу шорсткості поверхні полімерних зразків	106
4.2. Результати оцінки якості поверхні і структури полімерних зразків методом сканівної мікроскопії	113
4.3. Результати мікробіологічних досліджень адгезії бактерій і грибів до різних базисних матеріалів полірованих різними полірувальними пастами	126
4.4. Висновки до розділу 4	133
РОЗДІЛ 5. РЕЗУЛЬТАТИ КЛІНІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ	137
5.1. Результати клінічного обстеження хворих	137
5.2. Результати оцінки стану гігієни порожнини рота	142

5.3. Результати аналізу гігієнічного стану внутрішньої поверхні часткових знімних протезів з досліджуваних матеріалів	144
5.4. Результати динамічного вивчення стану слизової оболонки порожнини рота в нових умовах функціонування	151
5.5. Висновки до розділу 5	169
АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ	172
ВИСНОВКИ	187
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	191
ДОДАТКИ	222

СПИСОК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

АЕ – акустична емісія

ВП – вейвлет-перетворення

КІН – коефіцієнт інтенсивності напружень

НВП – неперервне вейвлет-перетворення

ПАЕ – первинний п'єзоперетворювач сигналів АЕ

ПК – персональний комп'ютер

САЕ – сигнал акустичної емісії

ЧЗПП – частковий знімний пластинковий протез

δ – відносне видовження

σ_B – межа міцності

σ_{if} – межа пружності

σ_{ff} – межа напруження розриву

E_{WT} – енергетичний показник

F – вимірне відповідне навантаження

K_{IC} – характеристика статичної тріщиностійкості матеріалу, що визначається експериментально

K_{IAE} , K_{IAE}^{max} – коефіцієнти інтенсивності напружень

Ra – середнє арифметичне відхилення профілю в межах базової довжини

$Rmax$ – найбільша висота нерівностей профілю

Rz – висота нерівностей профілю за десятьма точками

S – початкова площа поперечного перерізу зразка

WT_{max} – максимальне значення вейвлет-коефіцієнта для події АЕ

ВСТУП

Обґрунтування вибору теми дослідження. Незважаючи на стрімкий розвиток стоматології та досягнення в царині профілактики захворювань щелепно-лицевої ділянки і лікуванні стоматологічних захворювань, число пацієнтів, котрі потребують протезування знімними ортопедичними конструкціями, залишається високим і з віком тільки зростає, у зв'язку з наростаючими темпами старіння суспільства [13, 70, 128, 186]. Серед причин, які зумовлюють високу потребу в ортопедичному лікуванні знімними протезами, як і раніше, лідируючі позиції займають недостатня санація порожнини рота та несвоєчасне звернення пацієнтів до стоматолога. Окрім цього, важливу роль відіграє недосконалість матеріалів та технологій, які використовують для виготовлення протезів, що приводить до погіршення стану зубощелепної системи і необхідності повторного протезування.

Проблема взаємовідносин тканин та органів порожнини рота з конструкційними матеріалами і натеper не втрачає своєї актуальності в клініці ортопедичної стоматології [1, 44, 78, 238, 253].

Сучасні тенденції досліджень, щодо виготовлення знімних пластинкових протезів, спрямовані на розпрацювання нових та модернізацію існуючих конструкційних матеріалів і технологій [6, 29, 41, 140, 235, 256], розширюють спектр можливостей ортопедичного лікування. Адже широкий вибір матеріалів дає можливість лікарю при наданні ортопедичної стоматологічної допомоги здійснювати їх індивідуальний підбір [45, 55, 98, 116, 131, 163]. Інтенсивність наукових досліджень у галузі нових базисних полімерних матеріалів свідчить як про важливість, так і про складність створення високоміцного, зручного, дешевого матеріалу для стоматології без значних змін технологічних засобів.

Натеper ортопедичне лікування хворих з частковою втратою зубів з використанням акрилових і термопластичних матеріалів є методом вибору, у

зв'язку з тим, що не всі пацієнти можуть дозволити дорогі методи лікування із застосуванням імплантологічних технологій [90, 203].

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційна робота є фрагментом комплексної науково-дослідної теми кафедри ортопедичної стоматології Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького «Розпрацювання та удосконалення методів діагностики, клінічних методів та технологічних засобів комплексного лікування дефектів зубних рядів, деформацій і ушкоджень зубо-щелепної системи» (державна реєстрація № 0114U000112, 2015-2019рр.) та «Удосконалення та розпрацювання нових методів діагностики та лікування хворих з дефектами, деформаціями і функціональними розладами зубо-щелепової системи» (державна реєстрація № 0119U002102, 2019-2023рр.). Здобувач є одним із співвиконавців даної роботи.

Мета дослідження: підвищення ефективності ортопедичного лікування хворих з частковою відсутністю зубів шляхом лабораторної та клінічної порівняльної оцінки акрилових та термопластичних матеріалів для базисів знімних протезів.

Завдання дослідження:

1. Вивчити пружні і міцнісні властивості термопластичних базисних матеріалів у порівнянні з традиційними акриловими за результатами лабораторних досліджень на розтяг та тріщиностійкість методом акустичної емісії.
2. Вивчити динаміку руйнування базисних матеріалів для знімних протезів та порівняння між собою механічних параметрів за дії квазістатичного навантаження, використовуючи явище акустичної емісії.
3. Визначити ступінь шорсткості і структури поверхні термопластичних і акрилових полімерних взірців після обробки різними полірувальними пастами у порівняльному аспекті за

допомогою профілометрії та методики сканівної електронної мікроскопії.

4. Проаналізувати адгезивну здатність умовно-патогенних мікроорганізмів до термопластичних і акрилових полімерів для базисів знімних протезів, полірованих різними пастами.
5. Здійснити порівняльну оцінку особливості клінічної і функціональної адаптації пацієнтів при ортопедичній реабілітації термопластичними і акриловими частковими знімними протезами.

Об'єкт дослідження – конструкції часткових знімних протезів виготовлених з термопластичних і акрилових полімерів у порівняльному аспекті.

Предмет дослідження – експериментальне порівняння фізико-механічних властивостей досліджуваних матеріалів використовуючи методику акустичної емісії, шорсткість поверхні після їх полірування; знімні протези з термопластичних та акрилових полімерів у процесі клінічної експлуатації.

Методи дослідження. Аналітичні: для визначення завдань, напрямків, розпрацювання програми дослідження. Лабораторні: визначення статичної тріщиностійкості матеріалів для базисів знімних протезів, порівняльна оцінка механічних параметрів та особливостей руйнування матеріалів базисів знімних протезів за дії квазістатичного навантаження, використовуючи явище акустичної емісії, вивчення шорсткості поверхні акрилових та термопластичних матеріалів для базисів знімних протезів, оцінка адгезивних властивостей мікрофлори порожнини рота до досліджуваних матеріалів оброблених різними полірувальними пастами. Клінічно-діагностичні: загальне обстеження стоматологічних пацієнтів (ВООЗ, 2003), прицільна рентгенографія, ортопантомографія, клінічна оцінка результатів ортопедичного лікування з метою визначення особливостей клінічної і

функціональної адаптації пацієнтів при ортопедичній реабілітації термопластичними і акриловими знімними протезами; статистичні методи опрацювання отриманих результатів.

Наукова новизна одержаних результатів. Уперше запропонована методика оцінювання параметрів стійкості стоматологічних полімерів до руйнування методом акустичної емісії, що дає можливість визначати динаміку руйнування базисних матеріалів під навантаженням, що важливо враховувати під час їх вибору для часткового знімного протезування.

Доповнено наукові дані впливу різних полірувальних засобів на шорсткість та гладкість поверхні термопластичних і акрилових полімерів для базисів знімних протезів. Отримані результати свідчать, що одним з надзвичайно важливих чинників, які впливають на якість поверхні і результат кінцевого технологічного процесу, є ефективний вибір спеціальних полірувальних паст.

Уперше проведено порівняльне оцінювання адгезії тест-мікроорганізмів на поверхнях взірців термопластичних і акрилових пластмас оброблених різними полірувальними пастами. Отримані дані дозволяють зробити висновок, що взірці з полімерних матеріалів для виготовлення базисів протезів суттєво відрізняються за ступінню адгезії бактерій, а також грибів роду *Candida*, яка залежить від структури поверхні матеріалу, від способу полірування, від вибору полірувальних паст, що відповідно визначає відмінності колонізаційної резистентності до формування мікробної біоплівки при використанні полімеру в клінічних умовах.

Комплексно оцінені особливості адаптації пацієнтів до часткових знімних протезів виготовлених з різних полімерних матеріалів на основі динамічного вивчення стану слизової оболонки порожнини рота в нових умовах функціонування.

Доведена клінічна ефективність застосування знімних протезів з термопластичних полімерів у порівняльному аспекті з акриловими пластмасами.

Практичне значення одержаних результатів. На підставі експериментальних досліджень, вивчені властивості термопластичних матеріалів у порівнянні з акриловими пластмасами щодо раціонального вибору матеріалу базису часткових знімних протезів у хворих з частковою втратою зубів, які дадуть можливість уникнути негативних наслідків ортопедичної реабілітації, забезпечать більш швидку адаптацію до протезів, покращать їх функціональну цінність та збільшать термін їх експлуатації пацієнтами.

Розроблені рекомендації для кінцевої обробки полірувальними пастами поверхні знімних протезів з термопластичних і акрилових матеріалів у процесі виготовлення, по забезпеченню і підтримці гігієнічного догляду протезів у процесі їх користування.

Використовуючи результати фізико-механічних випробувань, мікробіологічних досліджень, аналіз технологій полірування поверхонь стоматологічних полімерів за встановленням показників шорсткості, лабораторних і клінічних досліджень, рекомендовано застосовувати у клінічній практиці для виготовлення часткових знімних протезів базисний термопластичний матеріал Vertex™ ThermoSens, а у протоколі полірування пасту ThermoGloss.

Результати роботи впроваджено у лікувальну практику ортопедичних відділень Стоматологічного медичного центру Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького, комунальне некомерційне підприємство «Стоматологічна поліклініка № 1», комунальну 5-у стоматологічну поліклініку м. Львова, у навчальний процес кафедри ортопедичної стоматології Полтавського державного медичного університету, клініку кафедри ортопедичної стоматології ВДНЗ України «Буковинського державного медичного університету», клініку кафедри ортопедичної стоматології ІФНМУ, що підтверджено відповідними актами впровадження.

Особистий внесок здобувача. Дисертаційна робота є завершеним науковим дослідженням, виконаним за науковим керівництвом д.мед.н., професора В.Ф. Макєєва. Автор самостійно здійснив патентно-інформаційний пошук, провів аналіз джерел наукової літератури з обраної теми. Разом з науковим керівником сформулював мету, завдання дослідження. Особисто виконав клінічні, лабораторні, фізико-механічні, мікробіологічні дослідження; провів аналіз, систематизацію і узагальнення отриманих результатів та їх статистичне обчислення; обґрунтував раціональний вибір матеріалу базису часткового знімного протеза.

На основі проведених досліджень обґрунтовані та сформульовані висновки і практичні рекомендації, написано всі розділи дисертації, підготовлено до друку наукові статті. У роботах опублікованих у співавторстві, участь дисертанта є визначальною.

Експериментальні дослідження проведено на базі Фізико-механічного інституту (ФМІ) імені Г.В. Карпенка Національної академії наук України, за консультативною допомогою член-кореспондента НАН України, зам. директора фізико-механічного інституту НАН України ім. Г.В. Карпенка, д.тех.н., професора В.Р. Скальського. Мікробіологічні дослідження проведено у державному науково-дослідному контрольному інституті ветеринарних препаратів за консультативною допомогою д.вет.н., професора Коцюмбас І.Я.

Апробація результатів дисертації. Основні положення та результати наукових досліджень дисертації представлені на: науково-практичній конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології». VIII стоматологічному форумі. «Медвін: стоматологія 2019» (Івано-Франківськ, 2019); науково-практичній конференції з міжнародною участю «Сучасні проблеми ортопедичної стоматології», присвяченій 40-річчю відновлення кафедри ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету. (Харків, 2019); науково-практичній конференції з міжнародною участю «Сучасні аспекти теоретичної та

практичної стоматології». (Чернівці, 2020); науково-практичній конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології». ІХ стоматологічному форумі. «Медвін: стоматологія 2020». (Івано-Франківськ, 2020); науково-практичній конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології». Х стоматологічному форумі. «Медвін: стоматологія 2021». (Івано-Франківськ, 2021); науково-практичній конференції за міжнародної участі «Актуальні питання сучасної стоматології», присвяченої 100-річчю стоматологічного факультету Національного медичного університету імені О.О. Богомольця. (Київ, 2021); науково-практичній конференції з міжнародною участю «Ортопедична стоматологія: традиції, сьогодення, погляд у майбутнє». (Полтава, 2021); XIV MIĘDZYNARODOWA KONFERENCJA NAUKOWO-DYDAKTYCZNA „Środowisko a stan zdrowia jamy ustnej”. (Lublin, 2022).

Обсяг структура дисертації. Дисертаційна робота викладена українською мовою, загальним обсягом 233 сторінок. Складається з вступу, огляду літератури, матеріалів та методів дослідження, трьох розділів власних досліджень, аналізу та узагальнення результатів дослідження, висновків та списку використаної літератури, який містить 257 джерел, з яких 129 кирилицею, 128 латиницею, додатків. Матеріали дисертації ілюстровано 62 рисунками, 29 таблицями.

Публікації. За матеріалами дисертації опубліковано 9 наукових праць, із них 8 статей у фахових наукових виданнях України, 1 стаття у періодичному виданні, проіндексованому у базі Scopus, 9 тез доповідей на науково-практичних конференціях.

РОЗДІЛ 1
БАЗИСНІ МАТЕРІАЛИ В ОРТОПЕДИЧНІЙ СТОМАТОЛОГІЇ, ЩО
ВИКОРИСТОВУЮТЬСЯ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНИХ
ПРОТЕЗІВ, ЇХ БІОЛОГІЧНІ І ФІЗИКО-МЕХАНІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ
(ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)

1.1. Характеристика базисних матеріалів для знімного протезування

Відомо, що 85-90% знімних протезів виготовляються із співполімерів поліметилметакрилату [25, 71, 119, 142, 183], які володіють хорошими технологічними властивостями: легко формуються у вигляді пластичного тіста, що дозволяє індивідуально виготовити зубні протези в гіпсових прес-формах, на водяній бані без значних тисків пресування і температур вище 100°C; легко зафарбовуватися в кольори, які імітують м'які тканини порожнини рота; міцно з'єднуватись з штучними акриловими зубами [35, 120, 133, 190]. Вітчизняні матеріали, які використовуються для виготовлення жорстких базисів протезів, це тверді пластмаси: «Стомакрил», «Бакрил», «Фторакс», «Акроніл», «Етакрил», безколірна пластмаса [71, 81, 114]. Стійкістю до розтріскування, стирання, високою ударною в'язкістю і стійкістю до вигинів володіє акрилова пластмаса «Бакрил». Базисний матеріал «Етакрил», являє собою статичний потрійний співполімер метилметакрилату, етилового ефіру метакрилової кислоти і метилового ефіру акрилової кислоти. Акрилова пластмаса «Фторакс» – фторвмісний акриловий співполімер для виготовлення базисів знімних протезів, має хороші фізико-механічні властивості: міцність, хімічну стійкість, малу водопоглинаючу здатність, колір та напівпрозорість, що добре імітують м'які тканини порожнини рота [47, 55, 104, 108].

Імпортні пластмаси, які поставляються в Україну, за фізико-механічними показниками відповідають вітчизняним. До жорстких базисних полімерів відносяться пластмаси гарячого отвердіння: «Villacryl H Plus», «Villacryl SP», «Futura», «Vertex Implacryl», «Acron MS» [20, 46, 59, 211, 246].

Проте, як показала багаторічна практика, володіючи багатьма позитивними якостями, полімери можуть негативно впливати на тканини протезного ложа і організм в цілому [67, 83, 118, 124]. Основним недоліком акрилових полімерів є недостатня міцність, що може призводити до поломки протеза та нетривалого терміну служби. Низька еластичність впливає на труднощі використання акрилатів у хворих при наявності гострих кісткових виступів, тонкої слизової оболонки протезного ложа, при значній атрофії альвеолярного відростку. Шорсткість, пористість внутрішньої поверхні базисів протезів являється головною причиною механічної травми слизової оболонки протезного ложа, особливо при перебудові базису за допомогою матеріалу холодної полімеризації [8, 24, 56, 59, 212, 221, 252].

Одним із недоліків акрилових полімерів є мікропористість, яка виникає в процесі полімеризації. Доведено, що мікрофлора, що накопичується в порах, викликає порушення мікробіологічної рівноваги тканин порожнини рота, при якому може розвинути запалення слизової оболонки [82, 95, 138, 175]. Однією з причин несприйнятливості знімних протезів є залишковий мономер, який після реакції полімеризації залишається в кількості від 6-9 % і виділяється із базису протеза протягом декількох років [71, 113, 218, 220]. Частота підвищеної чутливості до акрилових матеріалів коливається від 0,8% до 12,5%.

Несприятлива дія акрилових знімних протезів, за висновками учених, посилюється ще й тим, що у порошкові рецептури базисних полімерів входять і інші хімічно активні компоненти: пластифікатори, каталізатори, барвники. Розміщуючись між молекулами полімеру, вони порушують монолітність зубного протезу, прискорюють процеси біодеструкції базисного матеріалу і потрапляють у порожнину рота у результаті стирання пластмаси

під час прийому їжі [96, 98]. Цитотоксичність мономеру пояснюється тим, що він здатний розчинятись у ліпідах, вступаючи з ними у хімічні з'єднання, порушуючи життєдіяльність тканин [79, 80, 243, 253].

Отже, причинами несприйнятливості протезних акрилатів є: механічна травма слизової оболонки порожнини рота знімними протезами; алергічна та токсико-хімічна дія речовин, які є в складі протезів; дія мікроорганізмів, які містяться в порах і нальоті протезів; захворювання внутрішніх органів, гормональні зміни, психогенні фактори.

Так як важливим бар'єром на шляху потрапляння в організм алергенів, токсичних речовин, мікроорганізмів та продуктів їх життєдіяльності є епітелій, то механічна травма слизової оболонки – це одна з провідних причин несприйнятливості знімних протезів. Епітелій, під дією базисів знімних протезів зазнає механічної травми, дії широкого спектру температур та коливань значень РН, подразнюючих, ушкоджуючих факторів [96, 77, 111, 141, 173, 182].

Актуальність проблеми видається ще більш значимою, якщо враховувати той факт, що основну масу пацієнтів із знімним протезуванням складають ортопедичні хворі віком 55-70 років, а на тлі розвитку в цьому віці різноманітних супутніх захворювань серцево-судинної, сечовивідної систем та шлунково-кишкового тракту, які ослаблюють імунологічну реактивність організму, мало не кожне введене у порожнину рота стороннє тіло, у складі якого є хімічний алерген, може стати причиною сенсibiliзації організму та привести до розвитку серйозного захворювання алергічного генезу [7, 27, 28, 142].

Базис знімного протезу повинен точно відтворювати мікрорельєф слизової оболонки тканин протезного ложа. Проте, в процесі полімеризації акрилових пластмас відбуваються лінійно-об'ємні зміни в результаті усадки. Виникає невідповідність між рельєфом базису протезу і рельєфом тканин протезного ложа, що призводить до нерівномірної передачі жувального тиску, функціонального перевантаження і, як правило, до поломки базису

знімного протезу. У зв'язку з цим, для профілактики поломок базису акрилового протезу і збільшення терміну його служби, важливо своєчасно виявити дефекти (мікро- і макротріщини) у структурі полімеру [53, 61, 103, 109, 130, 156, 247].

На даний час, в Україні наявний асортимент базисних безакрилових еластичних полімерів для термоінжекторної технології різної хімічної природи. Технологія інжекційного формування термопластичних полімерів розглядається як перспективна технологія у сучасній стоматології для досягнення високих естетичних стандартів [11, 24, 38, 169, 170, 171]. Загальною характеристикою цієї групи матеріалів, є відсутність залишкового мономеру і, відповідно, їх біологічна індеферентність до організму. Конструкції з термопластів характеризуються еластичністю, легкістю, комфортом та високою естетичністю [55, 112, 168, 172]. Термопластичні полімери стали відомі світовій стоматології 15 років тому, проте цікавість у вітчизняних лікарів виникла в останні 5-7 років, у зв'язку з тим, що з'явилась доступна інформація та обладнання [34, 37, 38, 161, 228]. Термопластичні пластмаси характеризуються не тільки пластичністю, пам'яттю форми, а також широким спектром кольору, що дає можливість розширити вибір знімного протезування та виготовляти імедіат-протези, шини-протези, проводити шинування [66, 94, 112, 234]. За такими показниками як водопоглинання та еластичність термопласти перевершують інші базисні матеріали в 4-5 разів [46, 47, 160, 162, 218]. Термопластичні полімери більш гнучкі, монолітні володіють більшими амортизуючими здатностями при передачі жувального навантаження.

Клінічні результати користування знімними протезами з термопластичних полімерів свідчать про швидку адаптацію пацієнтів до протезів, ніж до протезів виготовлених з акрилових полімерів [14, 24, 26, 76,].

Проте низка досліджень присвячених біодеструкції базисних пластмас [130], вивченню механічної міцності їх зразків [29, 30, 200] не торкаються проблем та причин зародження, розповсюдження тріщин в товщі протезу, в

результаті чого відбувається його руйнування [20, 21, 255]. І тому розробка методики визначення зародження тріщин в базисних матеріалах має важливе значення в подовженні експлуатаційних властивостей знімних протезів.

1.2 Фактори, що впливають на несприйнятливість знімного пластинкового протезу

За даними літератури, біосумісність матеріалів, які використовуються в сучасній стоматології залишається серйозною проблемою. Доведено, що це напряду пов'язано з якістю надання стоматологічної допомоги населенню [13, 43, 52].

Стоматологічні матеріали, які довгий час перебувають у порожнині рота, виділяють у ротову порожнину різні речовини, які приводять до токсичної дії на клітини слизової оболонки порожнини рота. З'ясовано, що біоінертність стоматологічних матеріалів залежить від загальносоматичного стану організму [4, 32]. Аналіз наукових джерел засвідчує, що останнім часом серед населення збільшується кількість хронічних захворювань кишково-шлункового тракту, нервової, ендокринної систем [40, 135, 148]. У зв'язку з цим, проблема біосумісності та індиферентності матеріалів, які використовуються в стоматології стає значимою. Матеріали призначені для використання в ортопедичній стоматології для знімного протезування, повинні обов'язково проходити дослідження на відсутність токсичності [12, 83, 85, 204, 93, 165, 243].

Під дією знімних протезів можуть відбуватися різноманітні морфологічні зміни слизової оболонки, характер та інтенсивність яких залежить від ступеня подразнення, а також від реактивних можливостей організму.

Різноманітний спектр патологічних змін протезного ложа, позначених терміном «непереносимість», наводять автори [36, 84, 96, 158]. Найчастішими причинами вважають механічну дію жорсткого базису (як

чужорідне тіло) і його біохімічний вплив, який залежить, в основному, від хімічного складу акрилових пластмас. У той же час дослідники підкреслюють комплексність дії конструкційних матеріалів знімних протезів, відмічаючи різноманітність явищ «непереносимості», що може проявлятися у вигляді контактного стоматиту, втрати чутливості, поколювання, пощипування, пульсації, гіпосалівації або навпаки гіперсалівації, мігруючої болі в слизовій оболонці та інших явищ дискомфорту.

Вчені вивчали клінічні та гістологічні особливості стоматитів, які зумовлені знімними протезами [36, 80, 98, 205] – стану епітелію, його товщини, кератинізації, сполучнотканинній основі. У результаті досліджень виявлені дві форми стоматитів: атрофічна і гіперпластична, які характеризувалися певними властивостями, з'являлися зміни у вигляді некератинізованого епітелію та спостерігалась інтенсивність росту дріжджових грибів. У пацієнтів спостерігалась сухість у роті (ксеростомія), глосити, ангулярний хейліт, спонтанна гемораргія, лейкоплакія. Також, у сполучнотканинній основі відзначена запальна лімфоцитарна інфільтрація, яка іноді спостерігалась в епітеліальному пласті [40, 51, 158, 213].

Автори зазначають, що знімні протези пригнічують міграцію лейкоцитів на поверхню слизової оболонки порожнини рота, в результаті чого практично у всіх осіб, що користуються знімними протезами, спостерігались хронічні запальні процеси [124, 127, 223].

Погіршення самоочищення ротової порожнини сприяє запаленню тканин протезного ложа, що може відбуватись також за рахунок змін з боку функціонування слинних залоз. Згідно даних літературних джерел, встановлено, що у результаті тертя базисів знімних протезів видозмінюється та частково втрачають свою функціональну значимість піднебінні слинні протоки малих слинних залоз [60, 86, 136, 216]. Проте, за дослідженнями низки авторів, відновлення дефектів зубного ряду нормалізує функцію слинних залоз і мінерального складу слини. Все це у кінцевому підсумку

призводило до покращення факторів місцевого захисту порожнини рота [2, 99, 72, 100].

Фактори, що провокують виникнення гіпертрофічного запалення слизової оболонки порожнини рота під час користування конструкціями знімних протезів, є механічна травма, погана гігієна порожнини рота та послаблення резистентності організму [69, 75, 77, 238].

Встановлено, що у пацієнтів перші три – сім днів користування знімними протезами у слизовій оболонці з'являються явища запалення: гіперемія, порушення кровотоку. Доведено, що до чотирнадцятої доби ці явища, як правило, поступово стихають, а через місяць наближаються до норми [22, 122, 125, 126].

Вченими, з метою виявлення зон запалення слизової оболонки протезного ложа після фіксації знімних протезів, запропоновані різні дослідження [113, 118, 240, 251]. Використання даних методів дозволяло виявити зони перевантаження у ранні терміни користування протезами та своєчасно їх ліквідувати, що сприяло попередженню можливих пошкоджень тканин протезного ложа, пов'язаних з технологічними порушеннями під час виготовлення знімних протезів [116, 120, 222, 255].

Більшість лабораторних досліджень стосується вмісту залишкового мономеру в пластмасі, який вважають основною причиною «непереносимості» [43, 220, 253]. У літературі немає єдиної думки про токсичну дію залишкового мономеру залежно від його кількості. Проте є відомості токсичної дії за наявності 2-3% залишкового мономеру [71], або 5% [94].

Доведено, що велика кількість різноманітних речовин, що містяться в акрилатах (залишковий мономер, барвники, бензол, ксилоли та інші), є причиною прямого впливу на клітини сполучної тканини, що викликає неспецифічну запальну реакцію [34, 79, 154]. Проникаючи в організм пацієнта через слизову оболонку порожнини рота, вони викликають різні зміни, в результаті хімічного подразника залишковим мономером та

компонентами, які знаходяться у складі пластинкового протезу [75, 81, 204, 209]. При цьому, явища запалення слизової оболонки протезного ложа, на думку вчених, відзначають більше ніж у 42-45% осіб, які користуються знімними протезами. За даними спеціалістів, різна ступінь паталогічних змін слизової оболонки порожнини рота була виявлена у 69% осіб, що користуються протезами з акрилових полімерів [4, 10, 12, 117, 156]. Наявність біологічної активності полімерів та підвищена індивідуальна чутливість людини до хімічної дії є основою для самого суворого контролю безпеки застосування полімерів у медицині.

Недотримання техніки виготовлення знімних протезів з утворенням шорсткостей, пор, відсутність належного догляду за знімними протезами сприяє адгезії мікроорганізмів і проникненню їх у базис протеза. У результаті створюється сприятливе середовище для формування біоплівки з різноманітних мікроорганізмів а також грибів, особливо роду *Candida albicans* [36, 37, 159, 175, 194].

Аналіз даних літератури, засвідчує, що важкість перебігу запальних захворювань тканин порожнини рота залежить від різноманітних факторів, у тому числі від стану імунної резистентності та обмінення тканин мікроорганізмами. Вченими встановлено зв'язок між клінічними параметрами, імунологічними показниками ротової рідини та станом мікробіоценозу рота [51, 82, 86, 199]. Доведено, що для порожнини рота, як і для всього організму, характерна мікробна флора, яка характеризується стабільністю кількісного та якісного її складу. Відомо, що вона підтримується фізіологічними процесами, які забезпечують оптимальне функціонування слизової оболонки та слинних залоз, взаємодії між мікробними видами, що є наслідком біологічної рівноваги за рахунок феномену «бактеріальної взаємодії», як між організмом і адаптованою флорою, так і між окремими її видами [60, 68, 73, 147, 149, 250].

Доведено, що травма, яка виникає під час користування протезами впливає на це середовище та сприяє росту патогенної флори, яка являється

причиною виникнення захворювань слизової оболонки порожнини рота, таких як протезний стоматит, кандидоз, червоний плесканий лишай та інші [31, 65, 74]. Доведено, що під протезом зберігається температура, котра близька до температури тіла людини, що сприяє розмноженню мікроорганізмів, які, виділяючи бактеріологічні токсини, викликають запалення, яке супроводжується гіперемією, печінням та болями в ділянці слизової оболонки протезного ложа [60, 73].

Встановлено, що при знімному протезуванні змінюється склад мікроорганізмів порожнини рота: зменшується кількість лактобактерій і спірохет, збільшується число стафілококів, у тому числі *Staphylococcus aureus*, клебсіел, кишкових паличок [57, 158, 193, 194].

Отримання полірованої поверхні знімного протеза має вирішальне значення у зменшенні ретенції бактеріального нальоту [57, 63, 149]. Початковий період утворення біоплівки, відомий як критична або адгезивна фаза, суттєво залежить від топографії поверхні на якій вона формується. Шорсткість збільшує загальну площу поверхні і створює ретенційні зони, що сприяє прикріпленню мікробних клітин на матеріалах зубних протезів [26, 27, 91, 92, 254].

Ученими досліджено, що акрилові полімери схильні до більшої адгезії мікроорганізмів у порівнянні з термопластичними полімерами, що негативно впливає на довговічність конструкцій знімних протезів. Здатність адгезії живих мікроорганізмів до взірців полімерів залежить від якості полірування поверхні, вибору полірувальних паст і структури матеріалу. Чим більш однорідною є структура матеріалу, тим більш вона захищена від впливу мікроорганізмів [23, 57, 144, 155].

Багаточисельні дослідження підтверджують, що запалення слизової оболонки порожнини рота найчастіше виникають на тлі вже наявних захворювань або внаслідок ослаблення захисних сил організму, причому основним фактором запуску захворювання є інфікований зубний наліт [31, 32, 85, 257]. Основною особливістю зубного нальоту – біоплівки, є те, що

утворені з різних типів мікроорганізмів мікроколонії, оточені захисним матриксом, який слугує бар'єром, який захищає біоплівку. Знімний протез являється хорошою основою для біоплівки, в якій розмножуються і розвиваються мікроорганізми. Практичний досвід показує, що біоплівку із знімного протезу важче видалити, ніж окремі бактерії [89, 93, 95, 97, 224, 230].

Чимало вчених відзначили, що рівень гігієни порожнини рота залежить від різних факторів, а також від відмиваючої здатності ротової рідини: швидкості секреції слини, в'язкості і густини секрету слинних залоз. Помічено, що в'язкість слини помітно збільшується у пацієнтів, які курять та у хворих у віці 55-60 років та старше. Цікавим фактом, з точки зору гігієни порожнини рота, вважається те, що активна кислотність змішаної слини людини коливається в межах 5,8-7.36 од. РН. За умови паталогічного стану РН слини може зміщуватися, як в кислу, до 5,4 од. РН, так і в лужну сторону до 8 од. РН [44, 118, 141, 227]. Відзначено, що зсув РН слини в лужну сторону веде до підвищеного утворення зубного каменю, а ріст концентрації кальцію в слині, при одночасному порушенні його колоїдно-стійкого стану, є однією з причин утворення зубного каменю, котрий важко видаляється. Клінічні спостереження показують, що зубний наліт стійкий до змивання слиною та полокання порожнини рота, так як його поверхня покрита слизистим напівпроникним мукоїдним гелем [78, 84, 213]. У той же час, багато чисельні дослідження щодо гігієнічному догляду за порожниною рота протезованих свідчать, що регулярно доглядають за порожниною рота біля 39,4% пацієнтів, нерегулярно доглядають за знімними протезами та порожниною рота 29,3%, а у 11,5% пацієнтів він відсутній. Аналіз даних літератури доводить, що лиш 28-35% пацієнтів, які користуються знімними протезами регулярно додержуються правил гігієни порожнини рота [48, 100, 106, 223]. Слід відзначити, що відношення до гігієни порожнини рота залежить від рівня культури, соціального середовища, освіти, місця постійного проживання, гормонального статусу, працездатності. Зубний

наліт найчастіше накопичується в зонах проблемних з точки зору ефективного видалення: у ділянці штучних ясенних сосочків, на внутрішній поверхні базису, на зовнішній поверхні базису в ділянці протоків слинних залоз [27, 30, 53, 219]. Чим більший термін користування протезами тим гірший їх гігієнічний стан. Це пов'язано з тим, що полімери з яких виготовлені знімні протези схильні до процесу старіння.

До ускладнень пов'язаних з порушенням гігієни порожнини рота та протезів необхідно віднести ускладнення загального і місцевого характеру.

Місцеві ускладнення – неприємний запах з рота – галітоз, це захворювання заважає вільному спілкуванню пацієнтів, зменшує їх комунікативні можливості, погіршує якість життя та є сигналом про наявність парадонтопатогенних мікроорганізмів [7, 100, 122]. Причиною неприємного запаху може бути ксеростомія, яка приводить до збільшення кількості мікроорганізмів у порожнині рота. При зміні імунологічної реактивності організму і стану сенсibiliзації, за рахунок ослаблення захисних властивостей слизової оболонки, може виникнути аутоінфекції [108, 205]. Доведено, що особливу увагу гігієнічному догляду за порожниною рота та знімними ортопедичними конструкціями, необхідно дотримуватися особам похилого віку, які через свою обмежену рухливість чи загальну слабкість не можуть якісно проводити гігієну порожнини рота та знімних протезів [115, 124, 250].

Вченими розроблені і вивчені спеціальні очищуючі та дезінфікуючі засоби для знімних протезів. Пацієнти не завжди знають, що існує професійна гігієна протезів, яка складається з декількох етапів: оцінці гігієнічного стану протезу, видалення відкладень та дезінфекції протезу, шліфовці і поліровці протезів в лабораторії, підбір засобів гігієни та навчання навичкам гігієни [2, 137, 185, 192].

Вважається, що самим розповсюдженим засобом гігієни у пацієнтів є чистка знімних протезів мануальною зубною щіткою із застосуванням зубної пасти. Клініцисти відзначають, що використання пацієнтами зубного

порошку, який характеризується абразивністю, приводить до утворення подряпин, шорсткості поверхні базису протезу. Це полегшує прикріплення до базису мікроорганізмів та залишків їжі [16, 91, 155]. З'ясовано, що пацієнти котрі користуються знімними конструкціями зубних протезів звісно повинні знати, що існують засоби для догляду за знімними протезами. Такі засоби, як гелі, пасти, рідини для їх очищення та дезінфекції, контейнери для зберігання знімних протезів [18, 108, 115, 126, 152].

Основоположним аспектом у гігієні порожнини рота і знімних протезів являється комплексність та послідовність гігієнічної процедури. Важливим моментом є використання, поряд з традиційними засобами гігієни, ополіскувачів. Для пацієнтів, які користуються знімними протезами, найбільш підходящими є ополіскувачі, які поєднують у собі протизапальні, антибактеріальні та дезодоруючі характеристики [16, 19, 48, 111, 230]. Взаємозв'язок між якістю гігієни порожнини рота, гігієни знімних протезів і стоматологічними захворюваннями очевидний.

На основі проведеного аналізу наукових джерел, можна зробити висновок, що гладка, рівна поверхня пластмасових зубних протезів краще протистоїть процесам старіння та руйнуванням у результаті перепаду температур, а також дії продуктів життєдіяльності мікрофлори порожнини рота.

1.3 Пошуки та шляхи підвищення якості базисів знімних пластинкових протезів

На сучасному етапі розвитку ортопедичної стоматології значно зросли вимоги до конструкційних матеріалів знімних зубних протезів, у тому числі і базисних, якість яких визначає функціональну цінність і біосумісність. Покращення якісних характеристик базисних матеріалів здійснюється у наступних напрямках: модифікація акрилату методом кополімеризації; удосконалення технології лабораторного виготовлення протезів; створення

нових матеріалів для використання в ортопедичній стоматології [5, 6, 11, 14, 139, 206, 239, 252].

Аналізуючи існуючі методики по обробці акрилових полімерів, вчені відзначають, що навіть незначне зменшення періоду полімеризації пластмаси приводить до змін фізико-біологічних властивостей виготовлених пластинкових протезів. Робота з акриловими пластмасами вимагає ретельного дотримання кожного з технологічних етапів, тому що навіть незначне порушення призводить до зниження міцнісних та біологічних властивостей готового протезу [20, 102, 114, 134, 150, 197].

З метою покращення якості базисів протезів розроблена технологія виготовлення акрилових базисів з додаванням порошку титану, що за даними авторів, значно підвищує показники резистентності до жувальних навантажень та зменшує кількість ускладнень у вигляді поломок базисів у віддалені терміни користування до 3,75%. [6, 209].

Як показав огляд джерел наукової інформації, на сьогоднішній день особлива увага приділяється направленій зміні властивостей базисних матеріалів, а саме удосконаленню технологій лабораторного виготовлення.

Досліджували вплив різних способів полімеризації (у водяній бані, мікрохвильової полімеризації, під дією тиску) на ударну в'язкість акрилових полімерів [184], тривалості полімеризації – міцність на згин поліметилметакрилатів SR Triplex Hot, Probase Hot and SR Ivoclar High Impact [187]. Комплексне дослідження залежності міцності на згин протезів з акрилових полімерів від типу полімеру, співвідношення полімеру й мономеру, часу полімеризації, технології виготовлення виконані у праці [211].

Під час порівняльного лабораторного дослідження різних базисних матеріалів полікарбонат (Basic PC), етилпропілен (Duraflex), поліамід (Valplast), акрилат (SR Triplex Hot) основна увага звертається на механічні властивості полімерних матеріалів і їх змін під дією перемінної температури, постійної вологи та перемінних циклічних навантажень. Спостерігалось, що

саме пружні деформації під дією жувального навантаження можуть привести до зламу базису протеза [210].

Для поліпшення фізико-механічних показників (міцності на згин, ударної в'язкості тощо) характеристик акрилових пластмас широко застосовують їх армування різними типами волокон скло-, арамідними та нейлоновими волокнами та наповнювачами [162, 176, 236]. Для покращення естетичних якостей еластичних знімних базисних протезів, науковці вивчали стійкість кольору термопласта армованого скловолокном (GFRTF). Результати досліджень вказують на клінічно прийнятну кольоростійкість термопластичного полімеру армованого скловолокном [236, 256].

Для підвищення біосумісності акрилових полімерів та одночасно їх зміцнення використовують різноманітні наповнювачі. Наприклад, вивчали вплив на ударну в'язкість руйнування додавання до акрилатів нітрил-каучуку та керамічного наповнювачів [132]; міцнісні характеристики та біосумісність акрилату, модифікованого дітетра-гідрофурфурил ітаконатом [231].

У літературі також відомі результати досліджень як термопластів на різних основах, так і їх порівняння з акриловими базисними матеріалами. Оцінку проводили за наступними критеріями: міцність на згин і модуль пружності при згині методом акустичної емісії. Встановлено, що під дією навантаження у полімерах протікають різні типи руйнування (в'язке, в'язко-крихке, крихке), які чергуються між собою [61, 64]. Науковці вивчали механічні властивості термопластів: Valplast, VLP, Lucitone FRS; поліетилентерефталат: EstheShot ES; акрилові: Urban HC, Pour (PMMA) досліджували у праці [189]; стійкість до зносу шести модифікацій термопластів – у праці [171]. У праці [143] вивчали залежність об'ємної стабільності протезів від типу базисного матеріалу (Meliodent, Vertex ThermoSens, BEGO metal denture base) та зміни температури ротової порожнини.

Для покращення характеристик акрилових протезів запропоновано використовувати двошарові протези з еластичним шаром базису з

модифікованого акрилового полімеру. Дослідження показали, що протезування двошаровими протезами має низку переваг. Зроблено висновок, що під знімними пластинковими протезами з м'якою еластичною підкладкою спостерігалась менша кількість локалізованих зон запалення. Під час вивчення атрофії кісткової тканини альвеолярного відростка верхньої та нижньої щелепи виявлено зниження її інтенсивності [39, 54, 109]. Застосування еластичних підкладок не лише поліпшує жувальну ефективність, але й створює для пацієнта відчуття комфорту, оскільки підкладка оберігає слизову від травмування базисом протеза, зменшує термін адаптації [2, 41, 107, 238]. Проте однією з проблем базисів протезів з м'якою підкладкою є її досить велике водопоглинання, що перешкоджає довготривалій експлуатації таких знімних протезів [47, 81 169, 172].

Однак, незважаючи на низку недоліків, акрилові пластмаси володіють простою технологією виготовлення протезів, економічно доступні, не потребують вартісного обладнання і тому є найбільш поширеним матеріалом для виготовлення базисів знімних протезів [116, 119, 122, 207, 217].

Термопластичні полімери можуть ставати пластичними і набувати необхідної форми у розігрітому стані. При цьому, в гранульованому чи порошкоподібному вигляді полімер поступає в інжекційний циліндр ливарної машини, де прогрівається, пластифікується і через сопло поступає в ливарну форму [11, 169, 170, 248]. Термопласти, які раніше використовувались в інших галузях медицини, це: поліпропілен, нейлон, безмономерні акрилові пластмаси, поліоксиметилен, поліетилен, який тепер використовуються для виготовлення знімних протезів. Найбільш відомі – «ThermoSens» (Нідерланди), «Deflex» (Аргентина), «Flexi-Nylon» (Ізраїль), «Flexu-plast» (Німеччина), «Bredent» (Німеччина) [24, 55, 56, 151, 245, 257].

Досвід клініцистів та наукові дослідження дозволили показати, що успіх стоматологічного ортопедичного лікування пов'язаний з властивостями матеріалів, які зазнавали дії середовища порожнини рота та дії сил

жувального навантаження. Відомо, що методи експериментальних досліджень дають можливість отримати найбільш повне уявлення про властивості матеріалу і структури речовини, його склад і будову, взаємодію з іншими матеріалами та біологічними середовищами [33, 56, 148, 249]. Вченими доведено, що термопластичні матеріали не містять залишкового мономера, токсичних і алергічних складових. Ці полімерні матеріали володіють хорошою біосумісністю, що дуже важливо для людей з алергічним статусом, патологією шлунково-кишкового тракту, захворюваннями нервової та ендокринної систем [44, 83, 253]. У сучасній ортопедичній стоматології широко використовуються термопластичні поліаміди – нейлони, фізичні якості яких переважають властивості декотрих металів [200, 201]. Вони володіють високою міцністю, середньою жорсткістю, стійкістю до дії високих температур та до хімікатів. Нейлоновим знімним протезам притаманна висока гнучкість, та висока протидія розломам. Протези із нейлону більш комфортні і натуральні в порожнині рота пацієнтів, непомітні для оточуючих, завдяки хорошій ретенції та естетичним властивостям [38, 45, 55, 247].

Виготовлення кламерів з термопластів дозволяє не препарувати опорні зуби, не покривати їх коронками. Такі кламери естетичні, значно покращують фіксацію протеза за рахунок своєї еластичності, не здійснюють негативної дії на опорні зуби і альвеолярний відросток, що забезпечує більш сприятливий розподіл жувального тиску. Їх застосування являється невід'ємною частиною якісного лікування при частковій втраті зубів [160, 161, 233, 242, 251].

У 1992 році проф. Е. Я. Варес запропонував спосіб лиття під тиском для отримання базисів зубних протезів. Для цього були взяті ливарні термопластичні полімери поліетилен та поліпропілен. Пропілен це безколірний полімер без смаку і характерного запаху. Конструкції з цього матеріалу володіли хорошою зносостійкістю порівняно з конструкціями з поліамідів. Стійкість до стирання підвищується із збільшенням молекулярної

маси та мало залежить від складу фракцій поліпропілена та інших структур [9].

Поліпропілен за своїми основними якостями схожий з нейлоном, проте відрізняється за важливими фізико-хімічними параметрами. Саме тому цей матеріал використовується в якості дешевого аналога для виготовлення ортопедичних конструкцій по відношенні до зубних протезів з нейлону.

На основі поліпропілену професором Е. Я. Варес розроблений і широко використовувався матеріал «Ліпол».

На сучасному етапі досліджень, українськими вченими В. М. Дворник, В. С. Кузь експериментально виявлено, що матеріал «Ліпол» є малосприятливий в якості базисного стоматологічного матеріалу внаслідок високого ступеню плинності на розтяг та стискання, та недостатнього ступеню міцності [45, 46, 47].

Протези із термопластів на основі нейлону І типу являються тимчасовими протезами і після року користування відмічається втрата кольору, протези набувають коричневого відтінку, на відміну від нейлонів II-го типу. Із нейлону виготовляють різноманітні види знімних протезів: комбіновані протези, знімні протези при зубощелепних аномаліях, знімні протези повного зубного ряду у пацієнтів з несприятливими умовами [168, 179].

Українські вчені зазначають, що знімні протези з термопластичного полімеру Vertex™ ThermoSens (Vertex Dental, Нідерланди) легко піддаються шліфуванню і поліруванню, що суттєво скорочує затрати часу роботи лікаря-ортопеда і зубного техника. Дослідження поверхні полімерних зразків після обробки різними видами полірувальних паст свідчать, що одним із важливих чинників, які впливають на якість поверхні і результат кінцевого технологічного процесу, є ефективний вибір спеціальних полірувальних паст [56, 58, 59, 62].

Ацетали – термопластичні матеріали на основі поліоксиметилену, є найбільш стійкими термопластами. Вони мають кристалічну молекулярну

структуру, межа міцності у 20 разів перевищує межу міцності акрилового полімеру. Вважається, що за фізико-механічними характеристиками їх можна розглядати, як замітник металу. Відомо, що за рахунок еластичності матеріалу забезпечується більш точне та щільне прилягання до зубів, відповідно більш надійна фіксація протеза [180, 200].

На основі поліоксиметилену випускаються термопласти: «Dental D» (Італія), «T.S.M. Acetal Dental» (Сан-Маріно), «Acoplast» (Ізраїль) [214, 215]. Ці матеріали, на відміну від інших термопластів, володіють більшою жорсткістю, меншою усадкою при пластифікації, стійкі до розчинників, переважають інші термопласти за стабільністю розмірів, жорсткості, міцності. З термопластичних матеріалів на основі поліоксиметилену виготовляють каркаси бюгельних протезів, шинуючі протези, естетичні кламери [14, 237, 241].

Досвід спеціалістів по роботі з представниками термопластичних полімерів засвідчив, що існують і суттєві технічні недоліки, які впливають на якість самих зубних протезів, їх довговічність. Це складна обробка та погане полірування, яке приводить до швидкої втрати естетичних характеристик зубного протезу, заселення його мікроорганізмами, які сприяють захворюванню слизової оболонки порожнини рота, виникаюче незадоволення пацієнтів зміненням зовнішнім виглядом знімного протезу. Для догляду за термопластичним знімним протезом необхідно використовувати спеціальні засоби і м'які щітки, так як під час чищення звичайними засобами гігієни на ньому швидко утворюються подряпини, що сприяють швидкому накопиченню нальоту на протезі. Все це створює певні складності для практичного застосування перспективної термічної інжекційної технології виготовлення пластинкових протезів.

Таким чином, аналіз літературних джерел свідчить про високу ступінь розповсюдження такої патології зубощелепової системи, як часткова та повна відсутність зубів, і як наслідок, затребуваність у знімних протезах, яка сприяє пошуку, розробці і створенню нових базисних матеріалів. Натепер

використовується широкий спектр базисних матеріалів, до яких ставлять високі вимоги щодо якості, комфорту, хорошої естетики, а також мають високі гігієнічні характеристики, показники яких впливають на їх експлуатаційні властивості.

Завданням роботи в галузі лабораторних досліджень фізико-механічних властивостей базисних матеріалів постає вивчення деформаційних властивостей термопластичних матеріалів під час багаторазового навантаження силами, що близькі до функціональних жувальних навантажень, у порівнянні з традиційними акриловими базисними матеріалами.

1.4 Основні властивості абразивних стоматологічних матеріалів, що використовуються у поліруванні базисів знімних протезів

У сучасній ортопедичній стоматології використовуються різноманітні абразивні матеріали для проведення етапу шліфування та полірування знімних протезів із різних матеріалів. Шліфування це метод видалення шорсткостей і нерівностей з поверхні зубних протезів. Полірування це кінцевий процес обробки з метою отримання гладкої, блискучої поверхні зубних протезів [25, 82, 94, 198, 229]. Доведено, що шорсткість, погано відполірована поверхня протезу, може викликати у пацієнта значний дискомфорт та ускладнити гігієнічний статус порожнини рота. На таких поверхнях, в агресивному середовищі порожнини рота, відбувається утворення зубного нальоту і твердих зубних відкладень [192, 216, 257], що сприяє виникненню неприємного запаху з порожнини рота, подразненню слизової оболонки і, як правило, приводить до виникнення захворювань, як стоматологічного, так і загального характеру [7, 10, 141, 227].

Доведено, що якісна обробка поверхні знімних протезів попереджає ці ускладнення, сприяє покращенню естетичних показників знімних зубних протезів, їх міцності та довговічності [146, 147, 212].

Добре відполірована поверхня знімних протезів краще протистоїть процесам деструкції, таким як старіння і руйнування, в результаті дії перепаду температур та продуктів життєдіяльності мікроорганізмів [22, 57, 134, 174].

Шорсткість поверхні знімного протеза є важливим аспектом, оскільки вона негативно впливає на естетичні властивості та зносостійкість протеза, стан слизової оболонки і комфорт пацієнта [173, 174, 249]. За літературними даними, зменшення шорсткості взірців з пластмаси у 50 разів збільшує їх міцність під час дії на вигин на 9-9,6%, а ударну в'язкість на 11-26% [167, 202].

Оскільки штучні зуби і базис протеза отримують високі силові навантаження та піддаються тертю, стає очевидним, наскільки актуальна проблема полірування ортопедичних конструкцій з стоматологічних полімерів.

Із аналізу літератури відомо, що процес шліфування і якість поверхні, що обробляється, залежить від багатьох факторів. Найбільш важливе значення має розмір абразивних частинок, тиск абразиву на матеріал і його теплопровідність, швидкість з якою абразивні частинки рухаються по поверхні [153, 180, 185]. Найчастіше використовуються зерна розміром 0,15 – 0,75 мм. З'ясовано, що для грубого шліфування можуть використовуватися і більші за розміром зерна, розмір котрих доходять до 1,5 – 2 мм [166]. Доведено, що тиск абразиву на поверхню повинен бути легким, щоб не привести до поломки протезу або інструменту. Крім цього, надлишковий тиск приводить до нагрівання інструменту та поверхні протезу, який шліфується [193, 196]. Також з'ясовано, що високі температури, хоч і короточасні, можуть привести до деформації полімерів, що впливає на зниження міцності та зносостійкості знімного протезу. Відомо, що перегріву можна уникнути, дотримуючись правильного режиму шліфування [11, 164, 166].

Шліфування та полірування більшості конструкційних стоматологічних матеріалів виконується за однаковими принципами послідовності використання абразивів [167, 198]. Поверхню знімного протезу обробляють спочатку натфелями, шаберами, штихелями, фрезами. Процеси шліфування та полірування повинні проводитися за рекомендованій виробником схемою, починаючи з грубозернистих абразивів, для того щоб прибрати глибокі подряпини та нерівності [226]. Поверхня загладжується абразивами з послідовним зменшенням розміру зерен, до їх повного усунення або зменшення до мікроскопічного розміру. Після кінцевої обробки знімний протез має блискучу поверхню [185, 208, 216].

Полірування проводиться на більших швидкостях, ніж шліфування. За допомогою полірування з виробу знімається мінімальний шар матеріалу, для чого полірувальні інструменти покриваються спеціальними полірувальними пастами. Відомо, що процес полірування проводиться фільцями, шкіряними кругами, нитковими і волосяними щітками закріпленими на осі шліфмотору. Еластичні круги різного діаметру виготовляються з корунду різної зернистості, круглих ниткових, волосяних або капронових щіток з використанням полірувальних паст, які являють собою композиції з тонких полірувальних абразивів, поверхнево активних і зв'язуючих речовин [94, 185, 191].

В ортопедичній стоматології в якості абразивного наповнювача використовують пемзу, силікат або оксид алюмінію, діоксид кремнію [66, 110, 208]. Особливо цікавить вивчення ефективності використання циркону в якості абразивного компонента полірувальних паст для кінцевої обробки базисів термопластичних полімерів і надання дзеркального блиску поверхні. В основі поверхнево-активних речовин використовують стеарин, парафін, віск, вазелін, що мають низький поверхневий натяг та сприяють розподілу пасти за поверхнею яка полірується [94, 131, 144, 244].

За допомогою полірувальних паст згладжена, але поки що матова поверхня вирівнюється і доводиться до глянцевого блиску, що досягається за

рахунок дрібнозернистої полірувальної речовини, яка знімає дуже тонкий шар матеріалу, що полірується [146, 215, 219].

Взірці акрилових і термопластичних полімерів, відполіровані з використанням абразивної обробки без пасти, показали шорсткість вищу, ніж у зразків відполірованих з використанням полірувальних паст. Переваги полірування з пастою полягає у тому, що комбінація пасти і води призводить до низькоабразивної дії з утворенням глянцевої, світловідбиваючої поверхні. Суха версія обробки є більш агресивним методом, утворюючи глибокі дефекти на поверхні полімеру [62, 63, 153].

Аналіз наукової літератури виявив, що спеціалістами широко використовується біла полірувальна паста «Oral L», «Паста універсальна» (Німеччина) для полірування виробів із стоматологічних пластмас, частіше для світлотверднучих або акрилових. Позитивними властивостями цієї пасти є досягнення хорошого полірувального ефекту за короткий проміжок часу [174, 226].

Фірмою «Bredent» (Німеччина) представлено ряд полірувальних паст для полірування базисів знімних протезів. Розроблена та рекомендована для полірування базисів протезів із акрилових полімерів паста «Акриполь», яка за даними фахівців, володіє оптимальною абразивністю, що дозволяє отримати гладку блискучу поверхню. Для отримання оптимального дзеркального блиску поверхні рекомендують пасту «Abraso-starglans asg» [151, 166].

Для полірування акрилових полімерів та фотополімерів розроблена та апробована полірувальна паста «Tager Multi», Yamamaci (Японія). Дрібнодисперсний порошок оксиду алюмінію, який входить в її склад, сприяє найбільш ефективній фінішній обробці акрилових пластмас, не залишаючи мікроподряпин [153, 154, 215]. Полірувальними пастами, які дозволяють досягти дзеркальної, блискучої поверхні без мікроподряпин є «ThermoGloss», «Renfert» (Німеччина), «Shine Do Polish» (Ізраїль). У своєму

складі вони містять електрокорунд різної дисперсності, октодеоктанову та стеаринову кислоти [144, 178, 244].

Одним з недоліків термопластичних полімерів є складність кінцевої обробки. Через високу в'язкість термопластів і властивості налипати на абразивний інструмент звичайною обробкою складно досягнути гладкої поверхні. У зв'язку з цим, обробка часткових знімних протезів з термопластів займає більше часу і потребує наявності спеціальних інструментів і полірувальних паст.

Для полірування протезів із термопластичних пластмас розроблена та використовується на практиці паста «Blue Shine» Yamamachi (Японія). Густа консистенція пасти дозволяє добре відполірувати поверхню протезів до ідеального блиску. Для полірування еластичних протезів з нейлону фірмою рекомендовано використовувати гель «Silky Shine». Проте, спеціалістами зазначена дорога ціна всіх полірувальних імпортованих паст [169, 172].

Порошок полірувальний «Latus» (Україна) призначений для полірування нейлонових і акрилових базисів протезів, являє собою тонко подрібнений абразивний порошок [94]. Спеціалісти відзначають, деякі незручності у кінцевій обробці, яке проявляється під час полірування знімних ортопедичних конструкцій з базисом із термопластичних матеріалів, які виявляються в налипанні маси на протез, що суттєво впливає на часові затрати етапу полірування конструкцій [198].

У завершенні слід відзначити, що вітчизняні полірувальні пасти для полімерів, які використовуються в стоматології, представлені у невеликому асортименті. Вони залишають сліди, мікроподряпини, не дозволяють досягти рівної, гладкої, блискучої поверхні зубних протезів з базисом із термопластичних полімерів. З'ясовано, що кінцева обробка знімних протезів потребує від спеціалістів багато часу та економічних затрат.

Таким чином, даних про ефективні способи полірування поверхні знімних протезів з термопластичних полімерів недостатньо. Необхідні подальші клінічні та лабораторні методи дослідження для вивчення

поверхневих властивостей полімерів, їх здатність до обробки і акумуляції бактеріального нальоту.

Отже, питання про підвищення якості знімних пластинкових протезів, їх функціональну цінність і довговічність постійно стоїть у центрі уваги вітчизняних та зарубіжних дослідників. Одним з найбільш перспективних шляхів вирішення цього завдання є удосконалення технології виготовлення протезів. Важливим для стоматологічної науки і практики є дослідження щодо визначення порівняльної міцності знімних протезів, частих поломок їх базисів і, відповідно, актуальності подальшого удосконалення конструкційних матеріалів та технологій. Все це і стало підґрунтям проведення даного дослідження.

1.5. Висновки до розділу 1.

- Проведений аналіз джерел науково-медичної інформації щодо особливостей фізико-механічних і хіміко-технологічних характеристик основних базисних матеріалів для знімного протезування.
 - Визначені основні чинники, які можуть впливати на несприятливість знімних пластинкових протезів.
 - На основі наукових джерел аналітично опрацьовані пошуки та шляхи підвищення якості базисів знімних протезів, у тому числі виготовлених з різних матеріалів: акрилатів та термопластів.
 - Аналітично опрацьовані літературні дані щодо основних властивостей абразивних стоматологічних матеріалів, що використовуються у поліруванні базисів знімних протезів та їх значеннях у створенні гладких поверхонь протеза.
 - Визначено, що питання підвищення якості знімних протезів виготовлених з різних матеріалів та їх кінцевої обробки залишаються у центрі уваги вітчизняних і закордонних дослідників.

Основні положення розділу викладені у наступних публікаціях:

1. Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР. Гуньовська РП. Основні властивості абразивних стоматологічних матеріалів, що використовуються в поліруванні базисів знімних протезів. Український стоматологічний альманах. 2018;4:73-7.[58]

2. Гуньовський ЯР. Порівняльна оцінка ефективності кінцевої обробки полімерних матеріалів для базисів знімних протезів. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні аспекти теоретичної та практичної стоматології»; 4-5 травня 2020; Чернівці. Чернівці: 2020. с. 78-79. [25]

3. Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР. Результат вивчення мікроструктури базисних матеріалів для знімних протезів після фінішної обробки полірувальними пастами. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Ортопедична стоматологія: традиції, сьогодення, погляд у майбутнє»; 14-15 травня 2021; Полтава. Полтава: 2021. с.30-2.[59]

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1. Загальна характеристика обстежених хворих

Відповідно до визначеної мети та поставлених завдань обстежено 60 хворих з частковою відсутністю зубів віком 25-90 років, що мають часткові дефекти зубного ряду верхньої або нижньої щелепи та потребують лікування частковими знімними протезами. Серед них 38 жінок (63,3%) та 22 чоловіків (36,7%).

Критеріями включення пацієнтів у дослідження були наступними:

- двобічний дистально не обмежений дефект зубного ряду з відсутністю більше трьох зубів (I клас за Кенеді);
- одnobічний дистально не обмежений дефект зубного ряду з відсутністю більше трьох зубів, з наявним включеним дефектом зубного ряду з протилежного боку (II клас за Кенеді);
- двобічні включені дефекти зубного ряду з відсутністю більше трьох зубів у бічних ділянках (III клас за Кенеді);
- відсутність запальних паталогічних станів у порожнині рота (гінгівіт, парадонтит, стоматит тощо);
- пацієнти яким була здійснена попередня санація порожнини рота.

Критеріями виключення пацієнтів із дослідження були:

- дефекти зубного ряду які поєднувалися з надмірною стертістю зубів;
- дефекти зубного ряду поєднані з вторинними деформаціями;
- хронічні патології порожнини рота як наслідок загальносоматичних хвороб;
- супутні алергічні і аутоімунні захворювання;
- пацієнти з незадовільною гігієною порожнини рота;
- відмова пацієнтів від участі в обстеженні.

Клінічне обстеження хворих проводили у Стоматологічному медичному центрі Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького на кафедрі ортопедичної стоматології.

На етапі планування дослідження проведено співбесіду з пацієнтами, які мають дефекти зубних рядів і потребували ортопедичного лікування. Запропоновано участь у дисертаційному дослідженні та отримана добровільна письмова згода на проведення: стоматологічного обстеження, фотографування.

Розподіл пацієнтів за віком та статтю представлено у таблиці 2.1

Таблиця 2.1

Розподіл обстежених пацієнтів за віком та статтю

Вік/ стаття	25-44		44-60		60-75		75-90		Усього	
	абс	%	абс	%	абс	%	абс	%	Абс	%
Чоловіки	1	1,67	6	10,01	8	13,34	7	11,67	22	36,7
Жінки	1	1,65	12	19,89	13	21,55	12	19,89	38	63,3
Разом	2	3,32	18	29,9	21	34,89	19	31,56	60	100,0

Усіх пацієнтів поділено на дві групи, у кожній з яких співвідношення числа чоловіків і жінок було приблизно однаковим. Всіх хворих підібрано у всіх групах рівномірно, з метою створення приблизно однакових початкових умов.

У першій групі пацієнтам виготовлено часткові знімні протези з термопластичного матеріалу «Vertex™ ThermoSens» (Vertex Dental, Нідерланди), із них у першій підгрупі оброблені полірувальною пастою – «Blue Shine» (Yamahachi Dental, Японія) 15 хворих; у другій підгрупі пацієнтам виготовлено знімні протези оброблені універсальною полірувальною пастою «ThermoGloss» (Vertex Dental, Нідерланди) – 15 хворих.

У другу групу увійшли пацієнти, яким виготовлено часткові знімні протези з поліметилакрилатного кополімеру «Villacryl H Plus» (Zhermack,

Італія), або «Фторакс» (АО СТОМА, Україна). Перша підгрупа - оброблених полірувальною пастою «Blue Shine» – 15 хворих; у другій підгрупі пацієнтам виготовлено знімні протези з акрилових полімерів оброблених універсальною пастою «ThermoGloss» – 15 хворих.

2.2. Клінічні методи обстеження хворих

Клінічне обстеження пацієнтів проводили при штучному освітленні за загальноприйнятою методикою. Результати обстеження, що охоплюють урахування загального стану здоров'я, дані анамнезу, стоматологічного статусу, клінічної оцінки фіксували в «Амбулаторній карті стоматологічного хворого» (ф. № 043/8, протокол надання медичної допомоги за спеціальністю «ортопедична допомога», додаток до наказу МОЗ № 566 від 23.11.2004). Реєстрували скарги пацієнта, анамнез хвороби, анамнез життя, перенесені та супутні захворювання. Виявляли скарги на естетичний дефект, утруднене переживання їжі, порушення мовлення. З'ясовували скарги, що пов'язані з проявами захворювань пародонта (кровоточивість ясен, неприємний запах з рота, рухомість зубів, тощо).

При зборі анамнезу враховували тривалість періоду втрати зубів, їх причину. Уточнювали характер проведеного раніше лікування і його ефективність. Враховували навички гігієнічного догляду за порожниною рота, використання засобів гігієни порожнини рота. Уточнювались наявність або відсутність професійних шкідливостей, схильність до алергічних реакцій, частота куріння і вживання кольорових напоїв, досвід користування знімними протезами.

Дані анамнезу доповнювали результатами об'єктивного дослідження. Оцінювали стан слизової оболонки, її колір, вологість і цілісність, глибину присінку порожнини рота, ступінь атрофії альвеолярного відростку, наявність кісткових екзостозів, вивчалась топографія перехідних складок, місця прикріплення м'язів. Обстежуючи тканини пародонту, виявляли

наявність над ясенних і під'ясенних відкладень, парадонтальних кишень, рецесію ясен, рухомість зубів, наявність запального процесу у яснах.

Заповнювали зубну формулу, виявляючи відсутні, інтактні і уражені карієсом зуби, стан наявних пломб і протезів. Визначали співвідношення зубних рядів, наявність фізіологічного і паталогічного стирання твердих тканин зубів, наявність передчасних контактів, блокуючих моментів, травматичної оклюзії, діагностику якої здійснювали за допомогою бюгельного воску і артикуляційного паперу. Діагностику часткових дефектів зубних рядів проводили за класифікацією Кенеді [83].

Клінічну ситуацію фотореєстрували до та після ортопедичного лікування, сканували та зберігали у комп'ютері. Використовували допоміжні методи обстеження (рентгенологічні).

На основі отриманих результатів складали розгорнутий план лікування хворого, який включав у себе терапевтичне, хірургічне (за показами) та ортопедичне лікування.

Вибір оптимальної конструкції часткового знімного пластинкового протеза та матеріалу базису і клініко-лабораторні етапи його виготовлення здійснювали за загальноприйнятими обґрунтованими рекомендаціями [83]. Для формування діагнозу застосовували діагностичні критерії і коди МКХ-10-АМ.

Після виготовлення часткових знімних пластинкових протезів, хворі були проінструктовані щодо правил користування протезами, належній гігієні порожнини рота, були інформовані про існуючі засоби і режими гігієни.

Обстеження пацієнтів з частковими знімними протезами здійснювали на наступну добу. Для динамічного спостереження, пацієнти призначалися на контрольні огляди за наявності скарг через 1, 3, 7 діб після накладання протезів та до настання адаптації з корекцією протеза (за необхідністю). Візуальну оцінку протеза проводили через 1, 6, 12 місяців після

протезування. Звертали увагу на колір базису, наявність подряпин або шорсткості, відмічали кількість корекцій, наявність або відсутність поломок.

Оцінка клінічної ефективності ґрунтувалася на:

- оцінюванні якості знімного протеза, його фіксувальних властивостях за результатами адаптаційного періоду до протезу;
- оцінці об'єктивного обстеження слизової оболонки порожнини рота;
- за результатами гігієнічного аналізу стану поверхні ортопедичних конструкцій з акрилових і термопластичних полімерів оброблених різними пастами;
- за результатами оцінки стану гігієни ротової порожнини.

Всі дослідження виконані за добровільної згоди обстежуваних, згідно з сучасними вимогами до наукових досліджень – «Гельсінська декларація всесвітньої медичної асоціації»: (етичні принципи медичних досліджень за участю людини у якості об'єкта дослідження) – 6-й перегляд. Матеріали дисертації вивчені на засіданні комітету з питань біоетики ЛНМУ імені Данила Галицького (протокол № 11 від 19.12.2022 р.). Висновок: дослідження не заперечують основним нормам Гельсінської декларації прийнятої Генеральною асамблеєю Всесвітньої медичної асоціації, Конвенції Ради Європи про права людини та біомедицину (1977 р.), відповідним положенням ВООЗ, Міжнародної ради медичних наукових товариств, Міжнародному кодексу медичної етики (2008 р.) та законам України (наказ № 66 МОЗ України від 13.02. 2006 р.) і можуть бути використані в науковій роботі.

2.3. Матеріали обрані для дослідження та їх характеристика

Враховуючи актуальність використання базисних акрилатів та термопластів у клініці ортопедичної стоматології для експериментів обрано

матеріали: Фторакс (АО СТОМА, Україна); Villacryl Н Plus (Zhermack, Італія); Vertex™ ThermoSens (Vertex Dental, Нідерланди).

Полімер «Фторакс» (АО СТОМА, Україна), базисний полімер гарячої полімеризації на основі фторвмісних акрилових кополімерів типу порошок-рідина. Протези з Фтораксу володіють підвищеною міцністю та еластичністю, своїм кольором і напівпрозорістю добре гармонують з м'якими тканинами порожнини рота.

Полімер «Villacryl Н Plus» (Zhermack, Італія) поліметакрилатний матеріал для виготовлення базисів знімних протезів шляхом термічної полімеризації. Основними характеристиками даного матеріалу є висока прозорість, хороші естетичні якості, висока міцність до зламу, хімічна інертність, добрий ударний опір, еластичність, гігієнічність, технологічність.

Полімер «Vertex™ ThermoSens» (Vertex Dental, Нідерланди), термопластичний напівжорсткий поліамід з хорошими фізико-механічними та високими естетичними властивостями. Знімні протези з термопласту «Vertex™ ThermoSens» володіють гнучкістю, еластичністю і добре протистоять переломам, не міняють колір в процесі експлуатації, мають високий ступінь температурної стабільності, не пошкоджують тканини зуба, за рахунок еластичності кламерів. Протез із цього ультраміцного матеріалу відрізняється ідеальною посадкою завдяки мінімальній об'ємній усадці під час лиття (< 1%), тоді як усадка акрилу складає до 8%. Проте, слід зазначити, що з'єднання акрилових зубів з базисом еластичного протеза є суто механічним тоді як з'єднання з акриловим базисом забезпечується хімічним сполученням. Особливою відмінністю цього матеріалу від акрилових полімерів являється відсутність вільного мономеру. Виготовляють способом гарячого вприскування розплавленої пластмаси в кювету під тиском. Метод термоінжекції проводять в машині для інжекційного лиття пластмаси Vertex™ ThermoJect 22. У таблиці 2.2 вказано режими полімеризації та охолодження для кожної технології.

Таблиця 2.2

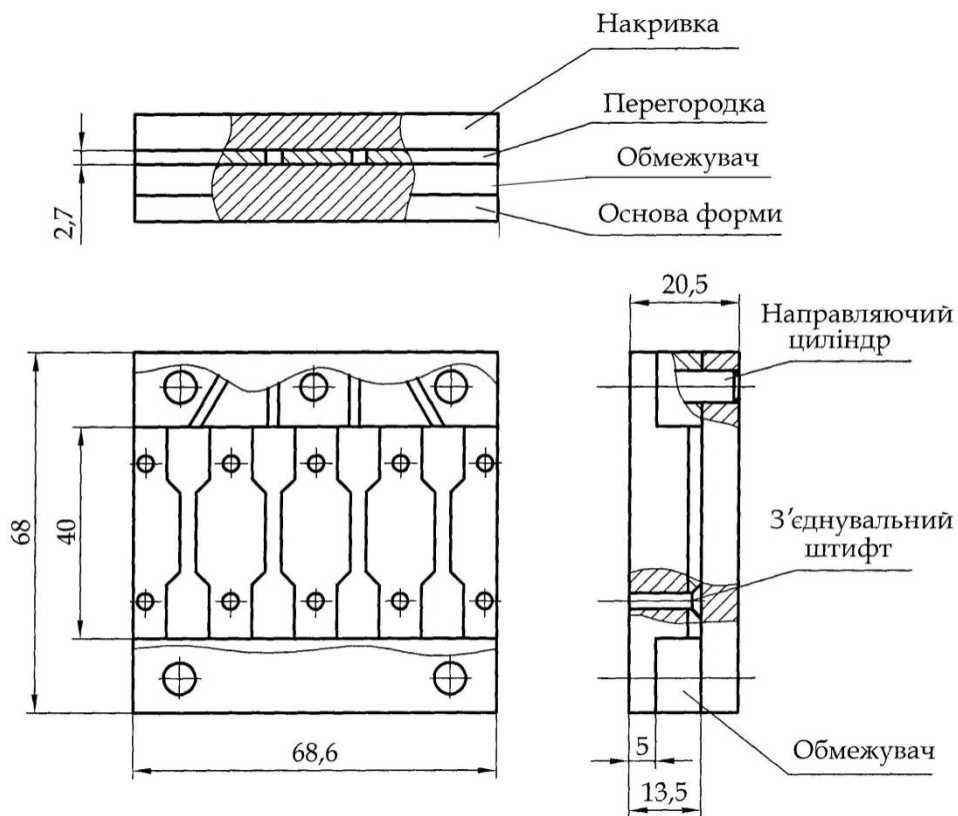
Базисні матеріали, використані у дослідженнях

Тип матеріалу	Маркетингова назва	Виробник	Компоненти	Полімеризація
Поліметилметакрилат (PMMA) тип 1, клас 1 по ISO 1567-99	Villacryl H Plus	Zhermack, Italy	Мономер (рідина) – метиловий ефір метакрилової кислоти (>90%), диметакрилат бутадіону (<5%) полімер (порошок)- поліметилметакрилат (>90%), пероксид бензоїла (<1%), кольорові пігменти	Робочий час пластичної суміші 30 хв.; процес полімеризації 30 хв. за температури 100°C.; 30 хв. охолодження до температури 30°C
Поліметилметакрилат (PMMA) тип 1, клас 1 по ISO 1567-99	Фторакс	Стома Україна	Мономер (рідина) – метиловий ефір метакрилової кислоти (>90%), диметакрилатовий ефір дифенілопропана (<5%) полімер (порошок)- поліметилметакрилат (>90%), фторкаучук (<1%), кольорові пігменти	Робочий час пластичної суміші 45 хв.; процес полімеризації 45 хв. за температури 100°C.; 45 хв. охолодження до температури 20°C
Напівжорсткий поліамід (PA) тип 1, клас 3 по ISO 1567-99	Vertex™ ThermoSens	Vertex-Dental B.V., Netherlands	Поліамід гранульований	Нагрівання 18 хв. за температури 290°C під тиском 6,5 бар; 30 хв. на повітрі за температури 20°C; 20 хв. у воді за температури 20°C

2.4. Методи визначення фізико-механічних характеристик базисних матеріалів зубних протезів

Для випробувань за темою досліджень було заплановано використовувати 2 типи зразків. Перший тип (пластинчасті зразки) використовували для визначення розтягом характеристик міцності і пластичності. Другий тип (призматичні або балкові зразки) застосовували для оцінки статичної тріщиностійкості триточковим згином методом акустичної емісії.

Відповідно для цього виготовлені форми. Прес-форма для виготовлення першого типу зразків представляє собою металеву конструкцію, яка складається із таких основних елементів (рис. 2.1): основи, на яку жорстко посаджено за допомогою направляючих циліндрів і з'єднувальних штифтів перегородки та обмежувачі, що закривають перегородки з їх торців. Зверху прес-форму накривають накривкою.



a



б

Рис. 2.1 Конструкція прес-форми (а) для виготовлення пластинчастих зразків зі стоматологічних полімерів та її загальний вигляд (б)

Така конструкція дозволяє проводити також і термообробку зразків під час їх виготовлення. Форма розрахована на одночасне виготовлення 4 зразків товщиною 2,7 мм з довжиною робочої частини 15 мм. Їх детальні розміри будуть подані нижче.

Для отримання призматичних зразків (другий тип) розроблено фторопластову форму, яка показана на рис. 2.2. Вона дозволяє одночасно виготовити 2 зразки розмірами $6,69 \times 13,76 \times 56 \text{ мм}^3$.



Рис. 2.2 Загальний вигляд форм для виготовлення призматичних (зверху) та циліндричних зразків стоматологічних полімерів

На рис. 2.3 показано загальний вигляд зразків перед випробуваннями, а на рис. 2.4 спосіб укладки зразка у пристосування для експериментів на розтяг.

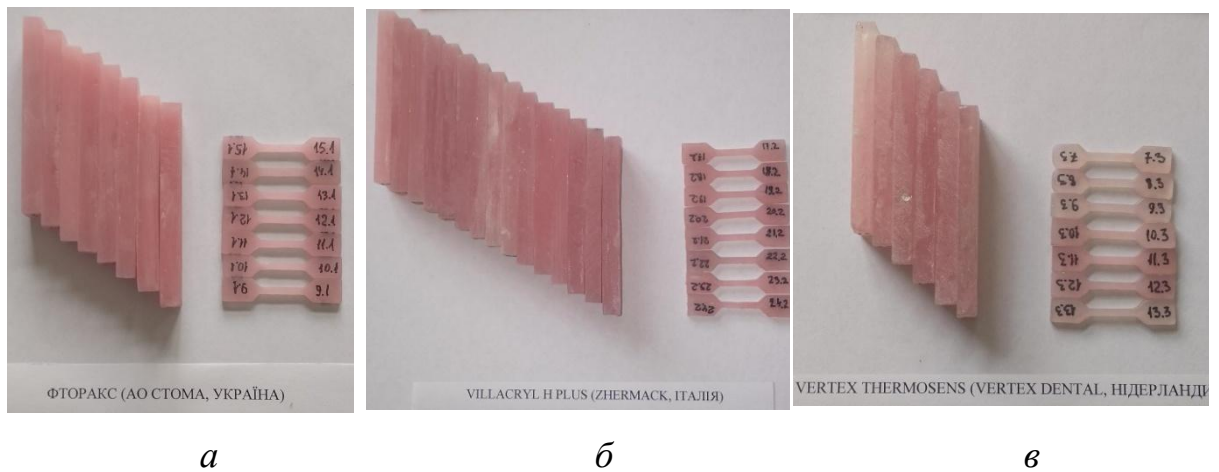


Рис. 2.3 Загальний вигляд зразків стоматологічних полімерів:
a - Фторакс; *б* - Villacryl H Plus; *в* - Vertex™ Thermosens.



Рис. 2.4 Вигляд встановленого в пристосування зразка для експериментів на розтяг

Мікроструктуру матеріалів досліджували за допомогою металографічного мікроскопа МЕТАМ РВ-21 (рис. 2.5).



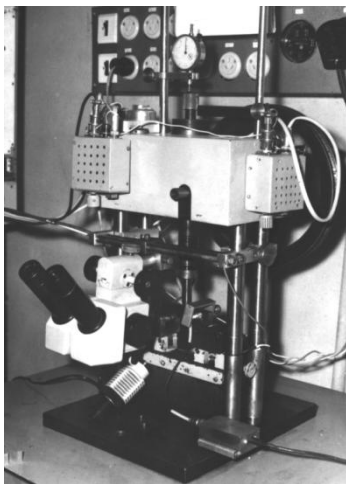
Рис. 2.5 Загальний вигляд металографічного мікроскопа МЕТАМ РВ 21

Таким чином, в експериментах використовували метрологічно повірені засоби вимірювань та навантажувальні пристрої, а також зразки

стоматологічних полімерів, які виготовлено згідно вимог регламентних документів: ГОСТ 1497–84 та ГОСТ 25.506–85.

2.5. Методика оцінювання стійкості до руйнування стоматологічних полімерів методом акустичної емісії

Дослідження міцності та тріщиностійкості матеріалів базисів зубних протезів здійснювали на навантажувальній установці СВР-5 [102] (рис. 2.6 а) зі швидкістю навантаження 4×10^{-7} м/с. Одночасно здійснювали запис АЕ-інформації за допомогою системи SKOP-8М [101] (рис. 2.6 б).



а



б

Рис. 2.6. Загальний вигляд універсальної установки СВР-5 для навантаження зразків (а) та акустико-емісійної вимірювальної системи SKOP-8М (б).

Для фільтрування шумових завад використовували два вимірювальні АЕ-канали. Режими відбору АЕ-інформації: тривалість вибірки становила 0,5 мс; період дискретизації аналогового сигналу – 0,25 мкс; частота зрізу фільтра низьких частот – 1000 кГц, високих – 100 кГц; поріг дискримінації – у межах 30 %. Коефіцієнт підсилення АЕ-

тракту становив 70 дБ (40 дБ – попередній підсилювач). Смугу частот вимірювального АЕ-тракту визначали за робочою смугою частот первинного перетворювача сигналів АЕ і у нашому випадку вона була 0,2 – 0,6 МГц.

Структурну схему експерименту на розтяг подано на рис. 2.7.

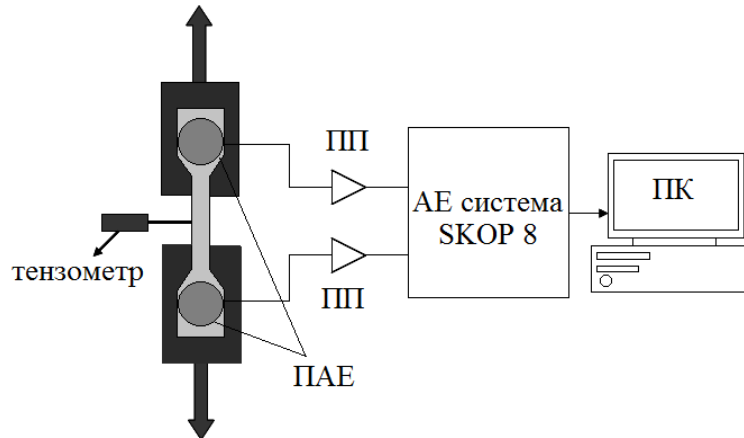


Рис. 2.7 Схема розтягу зразків та моніторингу АЕ (ПП – попередній підсилювач; ПАЕ – перетворювач АЕ; ПК – персональний комп'ютер).

У режимі постопрацювання будували діаграми розтягу і розподіл амплітуд зареєстрованих сигналів АЕ, здійснювали аналіз крихкості руйнування матеріалів.

Визначали напруження початку руйнування σ_{if} (за появою сигналів АЕ) та повного руйнування σ_{ff} , напруження під час розриву σ_B за формулою

$$\sigma = F / S, \quad (2.1)$$

де σ – значення напруження розтягу, яке потрібно обчислити; F – виміряне відповідне навантаження; S – початкова площа поперечного перерізу зразка.

Відносне видовження δ , що відповідає напруженню розтягу під час розриву, обчислювали за формулою

$$\delta(\%) = 100(L - L_0) / L_0, \quad (2.2)$$

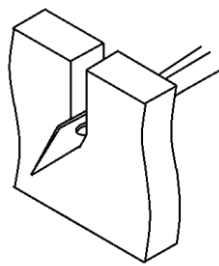
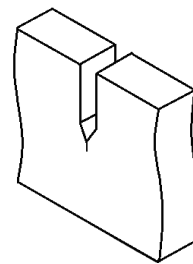
де L_0 – початкова довжина зразка; L – довжина зразка, у момент дії сили F .

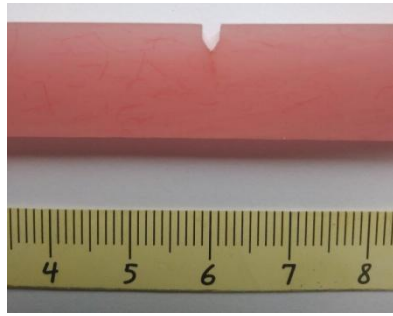
Із експериментів на розтяг плоских зразків із вирізами показники тріщиностійкості K_{IAE} за навантаження початку руйнування (за появи сигналів АЕ) та критичне значення в'язкості руйнування K_{IC} визначалися за формулою [17]:

$$K_{IC} = (F / h\sqrt{b})Y_1; \quad Y_1 = 0,380(1 + 2,308\lambda + 2,439\lambda^2); \quad \lambda = 2l / b, \quad (2.3)$$

де h – товщина зразка; b – висота зразка; Y_1 – поправкова функція, l – довжина тріщини.

Для підтвердження достовірності отриманих значень в'язкості руйнування полімерів проведено додаткові випробування балкових (призматичних) зразків триточковим згином. Так, спочатку на зразки наносилися концентратори напружень, після чого за допомогою гострого скальпеля під ручним тиском прорізували гострокінцеву макротріщину. На рис. 2.8 *а*, *б* показано схему вирізання макротріщини, рис. 2.8 *в* – загальний вигляд балкового зразка з тріщиною в вершині концентратора, рис. 2.8 *г* – фрагмент обладнання для проведення випробувань.

*а**б*



в



г

Рис. 2.8 Схема вирізання макротріщини з концентратора напружень (а, б), загальний вигляд зразка з макротріщиною під індентором навантажувальної установки СВР-5 (зліва – встановлений на зразку ПАЕ)

Для розрахунку значень коефіцієнтів інтенсивності напружень появи сигналів АЕ (K_{IAE}), їх максимальних значень (K_{IAE}^{max}), а також критичного значення (K_{IC}) – показника статичної тріщиностійкості використовували формулу для зразків типу IV [17].

$$K_{IC} = (FL/hb^{3/2})Y_4; Y_4 = 3,494(1 - 3,396\lambda + 5,839\lambda^2); \lambda = l/b, \quad (2.4)$$

де F – зусилля навантаження, L – відстань між опорами, h – товщина зразка, b – висота зразка, Y_4 – поправкова функція, l – довжина тріщини.

Отримані дані перевіряли за формулою Сроулі-Гроса (Srawley-Gross):

$$K_{IC} = (1,5FL/hb^{3/2})Y_4; Y_4 = \lambda^{1/2} 3,494(1 - 3,396\lambda + 5,839\lambda^2). \quad (2.5)$$

Усі дані статистично аналізувалися за допомогою пакету ANOVA. Для виявлення статистично однорідних підмножин використали порівняльний критерій Тьюкі ($\alpha = 0,05$).

Аналіз крихкості руйнування матеріалів за параметрами сигналів АЕ.

Вагому інформацію про особливості протікання процесів дефектоутворення у твердих тілах (динаміки руйнування) можна отримати, скориставшись вейвлет-перетворенням (ВП) сигналів АЕ [33].

Сигнал із локалізованими в часі ділянками різних частотних властивостей розкладають у набір вейвлет-функцій. Такий розклад гарантує проведення локального аналізу сигналу: якщо певний коефіцієнт розкладу має велике значення, то встановивши ділянку часу, якій він відповідає, можна її детально проаналізувати, визначити частотний склад, енергію, тривалість.

Для оцінювання сигналів АЕ під час руйнування полімерних матеріалів базисів знімних протезів використовували запропоновану у працях [105, 232] методику, яка передбачає аналіз енергії локальних максимумів неперервного ВП (НВП) сигналів АЕ, що характеризують кожний елементарний акт руйнування. Для локальних імпульсів сигналів АЕ визначали енергетичний параметр E_{WT} за формулою

$$E_{WT} = \int_{t_1}^{t_2} |WT_a(t)|^2 dt, \quad (2.6)$$

де $WT_a(t) = A + B \cdot e^{-0,5 \left(\frac{t-C}{D} \right)^2}$ – функція апроксимації локального імпульсу сигналу АЕ; A, B, C, D – коефіцієнти апроксимації; t – час [232].

За значеннями параметра E_{WT} ідентифікували тип руйнування матеріалу згідно з енергетичним критерієм: $E_{WT} < 0,01$ – в'язке (пластична деформація); $0,01 \leq E_{WT} < 0,1$ – в'язко-крихке (мікротріщиноутворення); $E_{WT} \geq 0,1$ – крихке (ріст макротріщини) руйнування.

Результати обчислень усереднювали для всіх зразків кожного виду.

2.6. Методика кількісного аналізу технології полірування поверхонь стоматологічних полімерів

Враховуючи актуальність використання базисних акрилатів та термопластів у клініці ортопедичної стоматології для експериментів

обрані матеріали: Фторакс (АО СТОМА, Україна); Villacryl H Plus (Zhermack, Італія); Vertex™ ThermoSens (Vertex Dental, Нідерланди).

Для оцінки полірувальних властивостей обрані полірувальні пасти Vertex™ ThermoGloss (Vertex Dental, Нідерланди) та Blue Shine (Yamahachi, Японія) виходячи з особливих вимог щодо полірування термопластів.

Vertex™ ThermoGloss (Vertex Dental, Нідерланди) – високоглянцева полірувальна паста для фінішної обробки протеза. До складу пасти входять електрокорунд різної дисперсності, октодеоктанова та стеаринова кислоти.

Blue Shine (Yamahachi, Японія) – полірувальна паста для полірування протезів, виготовлених із всіх видів пластмас і термопластмас.

У даному дослідженні, для процесу обробки використовувались металеві, корундові, карборундові, алмазні та алмазні вакуум-спечені ротаційні інструменти різного фасону: фрези, головки, бори з різним ступенем абразивності.

У процесі дослідження використовували послідовний алгоритм застосування абразивних інструментів.

- переривчастий режим роботи;
- обробка поверхні з водяним охолодженням;
- низька швидкість абразивного інструменту – 10-15 тис. об/хв.
- робота інструментом поверхнева без натиску, переривчасто і плавно.

Використовуючи різноманітні ротаційні інструменти, були випробувані різні варіанти послідовності інструментів та проаналізовані отримані результати. Важливим критерієм був час, затрачений на процес обробки в порівнянні.

Всі ортопедичні конструкції знімних протезів потребують ретельної обробки для надання їм гладкої, блискучої, полірованої

поверхні, що забезпечує естетику, зручність, гігієнічні якості, підвищують експлуатаційні властивості.

Аналіз роботи ротаційних інструментів під час шліфування термопластичного полімеру виявив можливість виникнення швидкої деформації матеріалу за умови дії підвищеного тиску і відповідно нагрівання. Обробити наново оплавлену ділянку надзвичайно важко. Найчастіше це означає втрату якості виготовленого протезу і затраченого часу. Серйозні труднощі виникають і при досягненні остаточного глянцю.

За результатами оцінювання ефективності роботи ротаційних інструментів було виявлено, що металеві фрези придатні для обробки акрилових полімерів і для початкової грубої обробки термопластичних полімерів.

Механічна обробка термопластичних полімерів карборундовими фрезами виявилась неефективною. Інструмент швидко в'язне і виходить з ладу, при цьому поверхня еластичного полімеру залишається нерівною.

Під час роботи алмазними гальванічними головками, на поверхні еластичного та акрилового полімеру залишались подряпини, борозни та груба поверхня, що в подальшому доводиться обробляти наждачним папером, а отже затрачати більше часу. Окрім того, інструмент швидко забивався і виходив з ладу. Цей факт пояснюється нерівномірним розподілом алмазних зерен в поєднанні з наповнювачем. Відповідно, цей інструмент використовувати для обробки еластичних та акрилових полімерів не раціонально.

Найбільш оптимальним ротаційним інструментом для еластичних термопластичних полімерів виявився спечений алмазний інструмент.

В роботі використано алмазні головки фірми oKoDENT (Німеччина). На відміну від карборундових фрез зняття матеріалу відбувається м'яко. Легко контролюється шар матеріалу, що шліфується і залишається чиста і рівна поверхня. М'який стиль шліфування,

обумовлений тим, що відстань між зернами доволі великі, що сприяє виходу відробленого матеріалу з робочої зони. Спечені алмазні фрези мають стабільність ріжучих властивостей по мірі зношування інструменту, більш довговічні, що робить їх більш економічними, ніж гальванічний інструмент.

За результатами дослідження, виявлено, що найбільш відповідним інструментом для шліфування еластичних полімерів є фрези зі спеченого алмазу. Послідовність застосування повинна бути від інструменту з великими гранями з поступовим переходом до дрібних граней. Протягом всього процесу важливо дотримуватись оптимального відповідного швидкісного режиму обробки. Що еластичніший полімер, тим швидкість обробки повинна бути менша.

Для жорстких полімерів «Фторакс», «Villacryl H Plus» найбільш оптимальний швидкісний режим 30-35 тис. об/хв., для термопластичного матеріалу «Vertex™ ThermoSens», швидкість повинна бути не більше, ніж 5-7 тис. об/хв. Після обробки поверхні фрезами виконують шліфування абразивним каменем та резинками до утворення легкого глянцею. Переконавшись, що на поверхні взірцю немає борозен та подряпин, приступають до полірування.

Процес полірування принципово не відрізняється від шліфування: під дією абразивних зерен з поверхні, яка обробляється знімається шар матеріалу і надається поверхні дзеркальної гладкості. Полірувальні пасти характеризуються великим ступенем дисперсності.

Полірування проводили фільцями та щітками з фетру та волосяними щітками покритих полірувальними пастами, які обрано для дослідження («Blue Shine» (Yamahachi Dental, Японія), «ThermoGloss» (Vertex Dental, Нідерланди)). Лінійна швидкість під час полірування взірців з полімерів «Фторакс», «Villacryl H Plus» була більшою, так як матеріал є твердішим і становила 18 м/с.

Вивчити мікрорельєф поверхні полімерних зразків оброблених

різними способами і провести порівняльну оцінку дозволяє профілометрія.

Дане дослідження проводилось на приборі «Профілометр» Dektak ІА (Sloan) з уніфікованою електронною системою визначення шорсткості поверхні зразків з чутливістю 0,1 мкм, (рис. 2.9).



Рис. 2.9 Загальний вигляд профілометра Dektak ІА (Sloan).

Технічні характеристики наступні: діапазон вимірювань від 20 до 65000 нм; вертикальна роздільна здатність 0,5 нм; довжина сканування 50 мкм до 30 мм; час сканування 4 до 65 секунд (залежно від довжина сканування та діапазону швидкості); вирівнювання автоматичне або напівавтоматичне; голка (алмазна) радіус 12,5 мкм; сила тиску голки від 10 до 50 мг (регульоване поле); максимальна товщина зразка 20 мм; діаметр щупа 127 мм; X-вісь ± 10 мм; Y-вісь ± 10 мм, -70 мм; збільшення мікроскопа $\times 70$; відеокамери $\times 90$.

Шорсткість поверхні полімерних зразків досліджували за профілографами, виконаними за допомогою профілометра Dektak ІА (Sloan) на середній швидкості сканування. Досліджували три види зразків полімерів (Фторакс, Villacryl Н Plus, Vertex™ ThermoSens): без фінішної обробки поверхні; після фінішної обробки поверхні пастою Blue Shine; після фінішної обробки поверхні пастою Vertex™ ThermoGloss (по 20 зразків кожного виду).

Однією з найважливіших експлуатаційних особливостей виробів

є шорсткість поверхні. Наявність мікронерівностей та їх розмір впливають на міцність, хімічну стійкість, стирання і навіть зовнішній вигляд виробу. Але будь-яка поверхня матеріалу після первинної обробки має впадини та виступи, які відсутні на ідеально гладкій поверхні. Тому визначення шорсткості поверхні є одним із ключових параметрів для виробів із будь-яких матеріалів [42]. Ступінь шорсткості – величина, яка показує висоту і частоту нерівностей рельєфу матеріалу, вимірюється в мікрометрах (мкм). Параметр шорсткості мають вироби на етапах обробки та експлуатації.

Принцип роботи профілометра. Суть методу полягає в тому, що загострена голка з радіусом заокруглення 2-10 мкм (значно меншим, ніж радіус заокруглення вершин мікронерівностей), яка має контакт із досліджуваною поверхнею, приводиться у поступальне переміщення вздовж певної траси відносно поверхні. Вісь голки розташовують вздовж нормалі до поверхні. Опускаючись у впадини та піднімаючись на виступи під час руху ощупувальної головки голка починає коливатись відносно головки, повторюючи за величиною і формою огинаючий профіль поверхні.

Механічні коливання голки перетворюються, як правило, у подібні до них електричні коливання за допомогою електромеханічного перетворювача того чи іншого типу. Знятий із перетворювача сигнал після перетворення надходить або на шкалу приладу (під час профілометрування), або на записуючий прилад із відповідними горизонтальними та вертикальними масштабами (під час профілографування).

Класи шорсткості поверхні визначають за числовими значеннями параметрів Ra і Rz за нормованої базової довжини. Класи чистоти встановлюють на основі вимог, що ставлять до оптичних систем, із врахуванням технологічних можливостей виготовлення, економічних

та естетичних міркувань. Згідно з ГОСТ 2.309–73(ISO 1302), ДСТУ 4287:2012 встановлено 14 класів чистоти полірованих поверхонь оптичних деталей з полімерних матеріалів, із параметром шорсткості R_z , що дорівнює від 0,1 до 0,025 мкм після кінцевої обробки, включаючи операцію нанесення покривів.

Вибір параметрів здійснюють із врахуванням експлуатаційних властивостей поверхні. Перевагу надають параметру R_a – середнє арифметичне відхилення профілю, оскільки він визначає шорсткість за всіма точками профілю. Середню висоту нерівностей за 10 точками R_z використовують у тих випадках, коли неможливо виміряти R_a на приладах типу профілометр шляхом ошупування поверхні голкою.

На кожному зрізці вивчалась поверхня в трьох випадкових вибраних ділянках. Всього проаналізовано близько 100 профілограм і показників.

2.7. Методика растрової сканівної електронної мікроскопії для оцінки якості поверхні і структури полімерних зразків

Для дослідження вибрали три види зразків трьох полімерів (Фторакс, Villacryl, Vertex™ ThermoSens): без фінішної обробки поверхні; після фінішної обробки пастою Blue Shine; після фінішної обробки пастою Thermogloss.

Для оцінювання якості фінішної обробки полімерних зразків на макрорівні досліджували морфологію поверхні за допомогою методу сканівної електронної мікроскопії на мікроскопі ZEISS EVO 40XVP. Усі зразки фіксували на столику мікроскопа для проведення аналізу за різного збільшення: $\times 500$ та $\times 1000$ (рис. 2.10).

Принцип роботи сканівного електронного мікроскопа. Сфокусований електронний промінь пробігає прямокутну ділянку зразка, внаслідок чого з поверхні емітуються вторинні та пружно-відбиті

електрони. Сигнали цих променів детектують і направляють на синхронізовану сканівну розгортку монітора, утворюючи зображення поверхні в різних режимах променів. Ширина сканівної зони визначає величину збільшення зображення. Крім вторинних та пружно-відбитих променів аналізують ще інші сигнали від інших детекторів, які знаходяться навколо камери мікроскопа.



Рис. 2.10 Електронний мікроскоп ZEISS EVO 40XVP.

За результатами виконаних експериментальних досліджень вивчили та проаналізували однорідність структури, наявність або відсутність нерівностей, тріщин, пор в експериментальних зразках різного типу обробки.

Необхідною умовою отримання надійної інформації про морфологію матеріалів, зокрема діелектриків, є підготовка поверхні зразків. Перед дослідженнями зразки потрібно ретельно очистити, щоб не утворювалися газоподібні продукти, які утруднюють отримання необхідного вакууму під час відкачування мікроскопа і забруднюють

його колону. Для підготовки поверхні діелектриків зазвичай застосовують хімічне травлення (травлення розчинником, агресивними середовищами). Під час проведення топографічних досліджень не можна допускати окислення поверхонь. Для мікроскопічного дослідження діелектриків на їх поверхню напилюють тонку плівку електропровідників – золото, графіт тощо. У виконаних дослідженнях на зразки напилювали тонкий шар золота. На рис. 2.11 зображено фото зразків до (рис. 2.11, *a*) та після напилення (рис. 2.11, *б*).

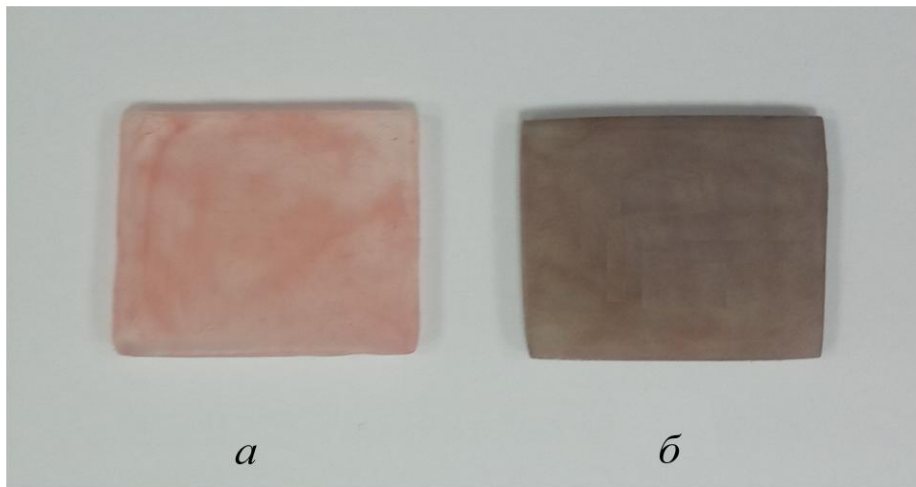


Рис. 2.11 Загальний вигляд зразків полімеру Vertex Thermosens:
a – до напилення; *б* – після напилення.

Внаслідок проведеного експериментального дослідження було вивчено та проаналізовано однорідність структури, наявність або відсутність нерівностей, тріщин, пор експериментальних зразків акрилових і термопластичних полімерів, відполірованих пастами. Вивчалось їх розміри, кількість. Отримані дані заносились в протокол.

2.8. Методика мікробіологічних досліджень

Отримання полірованої поверхні знімного протезу має вирішальне значення у зменшенні ретенції бактеріального нальоту. Початковий період утворення біоплівки суттєво залежить від топографії поверхні на

якій вона формується. Шорсткість збільшує загальну площу поверхні і створює ретенційні зони, що сприяє прикріпленню мікробних клітин на матеріалах знімних зубних протезів.

Здатність живих мікроорганізмів проникати в товщу матеріалу напряму залежить від якості поверхні і структури матеріалу. Для того, щоб протидіяти адгезії і колонізації мікроорганізмів важливо отримати як можна більш гладку поверхню знімного протеза з низькими значеннями шорсткості і вільної поверхневої енергії.

У дослідженні з метою оцінки адгезивної здатності мікроорганізмів використано чотири види взірців: з термопластичного матеріалу «Vertex™ ThermoSens» та поліметилакрилатного кополімеру «Villacryl H Plus», які оброблені полірувальною пастою – «Blue Shine», а також з термопластичного матеріалу «Vertex™ ThermoSens», з поліметилакрилатного сополімеру «Villacryl H Plus», які оброблені універсальною полірувальною пастою «Vertex™ThermoGloss».

Обробку поверхні досліджуваних взірців проводили згідно рекомендаціям фірм виробників до стану глянцею (дзеркального блиску), яке визначали візуально.

Дослідні зразки готували із полімерних пластинок товщиною 2 мм і площею 3см³, контролем слугували аналогічні за розміром скляні пластини. Дослідні і контрольні зразки поміщали в герметичну целофанову упаковку і стерилізували рентгенівським опроміненням у дозі 0,44 мГр упродовж 1,540 с та додатково кварцовим опроміненням. Для проведення експерименту виготовлено по 16 взірців з кожного виду матеріалів, з них по 8 взірців кожного матеріалу оброблені пастою «Blue Shine», і по 8 взірців кожного матеріалу оброблені пастою «Vertex™ThermoGloss».

У досліді використано наступні штами умовно-патогенних мікроорганізмів: *Staphylococcus aureus* ATCC 6538, *Escherichia coli* ATCC 25922, *Candida albicans* ATCC 10231, *Enterococcus oralis* ІМБ В-7497.

Експеримент полягав у наступному: на поверхню досліджуваних взірців з ретельно відполірованими сторонами поміщали суспензію тест-культури бактерій.

Вибір штамів для проведення дослідження *in vitro* обґрунтований сучасними науковими даними про біологічну роль цих видів у колонізації матеріалів знімних зубних протезів та участі у розвитку дисбіозу порожнини рота і ускладнень запального характеру після проведення протезування [86].

Escherichia coli не є типовим представником орального мікробіому, тим не менше у літературі наводять дані про виявлення її у порожнині рота у хворих, що користуються знімними зубними протезами, що свідчить про розвиток дисбіозу [254].

Штам грибів *Candida albicans* обрано для проведення дослідження, так як колонізація на матеріалі зубних протезів *Candida albicans* є одним з основних етіологічних факторів розвитку протезного стоматиту, який виявляється у 24–75% хворих, що користуються частковими знімними протезами [157, 159].

Staphylococcus aureus є грампозитивною бактерією, що персистує на поверхні шкіри і слизових оболонках людини. Дослідження показали високу розповсюдженість *S. aureus* на слизовій оболонці рота у хворих, що користуються знімними протезами [250]. Окрім того, існує висока ступінь взаємозв'язку між *S. aureus* і *C. albicans* у колонізації слизової оболонки порожнини рота хворих, що користуються знімними протезами [193]. *Candida albicans* і *Staphylococcus aureus* вважаються ведучими умовно-патогенними грибковими і бактеріальними патогенами, головним чином, завдяки їх здатності утворювати біоплівки.

Для визначення адгезивної здатності полімерних взірців, із добових культур, що вирости на ТСА (для бактерій) 24 год. та 48 год. для культур *Candida albicans*, що вирости на агарі Сабуро, виготовляють суспензію тест-штамів за оптичним стандартом мутності із розрахунку

1×10^9 КУО/см³. Після чого досліджувані зразки, поміщали в стерильні ємкості та вносили в кожен з них досліджувану суспензію тест-культури у кількості 10 мл, культивували за температури 37°C із відповідними тест-штамами мікроорганізмів упродовж однієї години.

Після завершення часу культивування проводили трьохкратне відмивання не адгезованих мікроорганізмів. Для цього взірці переносили у стерильний флакон і промивали стерильним ізотонічним розчином натрію хлориду. Після промивання взірців, для відмивання адгезованих мікроорганізмів, зразки пластмасових пластин переносили у стерильні флакони, кожний містив 5г скляних намистин та 10 см³ поживного бульйону. Зразки відмивали струшуванням на приладі «Vortex» упродовж 10 хв. Після чого проводили десятикратні серійні розведення та визначали кількість життєздатних клітин шляхом посіву на ТСА та середовище Сабуро. Посіви бактерій культивували за температури 37⁰ упродовж 18-24 год., а грибів – за температури 25⁰ С упродовж 48 год. Після культивування та підрахунку колоній, що виростили в чашках Петрі на поживному середовищі, визначали значення десяткового логарифму числа життєздатних клітин. Для кожної тест-культури вираховували індекс адгезії за формулою:

$$IA = \lg A / \lg N, \quad (2.7)$$

де: IA – індекс адгезії; A – число адгезованих мікроорганізмів; N – число мікроорганізмів у початковій суспензії.

Дослідження з перевірки адгезії кожної тест-культури до кожного взірця матеріалів повторювали тричі.

2.9. Особливості виготовлення часткових знімних протезів з термопластичних і акрилових полімерів

Вибір конструкції часткового знімного протеза для лікування пацієнтів з частковою втратою зубів здійснювали з урахуванням топографії дефектів зубних рядів, стану пародонта і твердих тканин збережених зубів та їх антагоністів, форми альвеолярних відростків на беззубих ділянках та степені їх атрофії, стану слизової оболонки, її піддатливості.

Для виготовлення часткових знімних протезів пацієнтам першої групи застосовували термопластичний матеріал «Vertex™ ThermoSens» (Vertex Dental, Нідерланди), пацієнтам другої групи виготовлено часткові знімні протези з акрилових матеріалів «Фторакс», «Villacryl H Plus». Всі конструкції виготовлялися з використанням однакових клінічних етапів.

Ортопедичне лікування включало:

- отримання анатомічних відбитків з обох щелеп, при цьому робочий відбиток у пацієнтів, яким виготовлялися часткові знімні протези з термопластичних полімерів, знімали силіконовою масою. У пацієнтів, яким виготовлялись акрилові знімні протези використовували альгінатні маси;
- фіксація центральної оклюзії за допомогою воскових шаблонів;
- перевірка воскової репродукції протезів з штучними зубами;
- накладання часткового знімного протезу;
- корекція протезу.

Після перевірки воскових репродукцій протезів в клініці, подальше їх лабораторне виготовлення дещо відрізнялося. Полімеризацію конструкцій, які виготовлялися з матеріалу «Фторакс», «Villacryl H Plus» проводили на водяній бані. Температуру води від кімнатної підвищували до (45-50) °С протягом (15-20) хв., доводили до кипіння за (40-45) хв. При температурі кипіння витримували до 30 хв. Виймали кювету з водяної бані, та охолоджували протягом 30 хв. З гіпсової форми діставали протез повністю охолодженим.

Протези з термопластичного матеріалу «Vertex ThermoSens» виготовлялися методом литтєвого пресування у точній відповідності до інструкції виготовлення із застосуванням спеціальних трансферних гідравлічних пресів. Матеріал впорскується поршнем, що переміщається в осьовому напрямку, з завантажувальної камери через литтєві канали у попередньо замкнуту прес-форму. Питомий тиск впорскування (150-200) Мпа, тиск в прес-формі (50-65) МПа.

Для постановки зубів у часткових знімних протезах використовували стандартні пластмасові гарнітури штучних зубів. У протезах з акрилових матеріалів «Фторакс», «Villacryl H Plus» штучні зуби фіксуються в базисі протезу за допомогою хімічних з'єднань, а в еластичних протезах «Vertex ThermoSens» їх фіксація відбувається за рахунок механічних з'єднань. Тому стандартні пластмасові гарнітури штучних зубів потребували спеціальної підготовки зубним техніком (у штучних зубах попередньо робили перфораційні отвори для механічного з'єднання з базисом протезу).

Всі виготовлені протези піддавалися шліфуванню та поліруванню. Полірування проводили фільцями та щітками з фетру та волосяними щітками покритих полірувальними пастами, які обрано для дослідження («Blue Shine» (Yamahachi Dental, Японія), «ThermoGloss» (Vertex Dental, Нідерланди)). Щітку необхідно періодично добре змочувати. Легкими дотиками до матеріалу, доводили полірування до бажаного глянцевого блиску зовнішню поверхню протезів, до легкого глянцю – внутрішню поверхню часткових знімних протезів. Важливим чинником для досягнення гладкої поверхні є застосування відповідної для кожного матеріалу полірувальної пасти.

2.10. Методи визначення гігієнічного стану порожнини рота

Тривалість терміну користування частковими знімними протезами з акрилових і термопластичних матеріалів залежить від якості гігієнічного

догляду за конструкцією, тому особливу увагу приділяли оцінці рівня гігієни порожнини рота та навчанню догляду за протезами.

Гігієнічний стан порожнини рота оцінювали за індексом PI (Silness – Loe, 1964), який базується на визначенні кількості м'якого зубного нальоту у приясенній ділянці.

Після ретельного висушування поверхні, яка досліджується у пришийковій ділянці зубів з усіх чотирьох поверхонь (дистально-вестибулярна, вестибулярна, медіально-вестибулярна, язикова), результати оцінювали в балах:

0 – на кінчику зонду немає нальоту;

1 – наліт візуально визначається тільки при русі зонду;

2 – помірне накопичення зубного нальоту в ясенній кишені, на поверхні зуба, який визначається візуально (без зондування);

3 – інтенсивне відкладання зубного нальоту на поверхні зуба, ясенної кишені.

Суму показників у ділянці зубів ділили на кількість зубів. Обчислення проводили за формулами:

$$PI \text{ зуба} = \frac{\sum \text{балів}}{4} \quad PI \text{ особи} = \frac{PI \text{ зубів}}{n \text{ зубів}}$$

За допомогою індексу PI (Silness – Loe, 1964) визначали рівень гігієни порожнини рота за критеріями: 0 – відмінний рівень гігієни; 0,1-0,9 – хороший рівень гігієни; 1,0-1,9 – задовільний рівень гігієни; 2,0-3,0 – незадовільний рівень гігієни.

2.11. Спосіб діагностики гігієнічного стану часткових знімних протезів

Гігієнічний аналіз стану поверхні часткових знімних протезів з досліджуваних полімерних матеріалів проведено за допомогою індексу оцінки гігієнічного стану знімних протезів. Після детального вивчення різних

методик визначення індексу оцінки гігієнічного стану знімних протезів (Михайленко Т.М. з співавторами, 2008 [69], Кузьміна Э.М. з співавторами 2012 [48]), їх переваг, недоліків і особливостей зокрема, нами розпрацьовано метод гігієнічного аналізу стану внутрішньої поверхні часткових знімних протезів, який контактує з слизовою оболонкою протезного ложа з досліджуваних полімерних матеріалів, який дозволяє визначити ступінь чистоти у процесі експлуатації. Цей метод визначення гігієнічного стану знімної ортопедичної конструкції доступний у використанні, не потребує істотних часових затрат та однаково показовий при вивченні гігієнічного стану часткових знімних протезів.

Для визначення індексу проводили фарбування внутрішніх поверхонь часткових зубних протезів 5% водним розчином еритрозина, через 5-6 секунд протез промивали проточною водою, висушували 10 секунд струменем повітря. При цьому проявлялася пігментація у ділянці розміщення м'якого нальоту і в ділянці з пошкодженням полірованого шару.

Пофарбовані поверхні фотографували під кутом 90° . Центр фокусування камери для часткових знімних протезів на верхній щелепі – за серединою піднебінного шва посередині відстані між губною верхньощелепною вуздечкою і дистальним краєм протеза. На нижній щелепі камеру фокусували за лінією проведеною між центральними різцями на середині відстані між губною нижньощелеповою вуздечкою і заднім краєм протеза. На фотозображення внутрішньої поверхні зубного протеза накладали шаблон з прозорого пластику, який дозволяє розділити зображення на окремі сегменти розміром 10x10 мм (рис. 2.12).

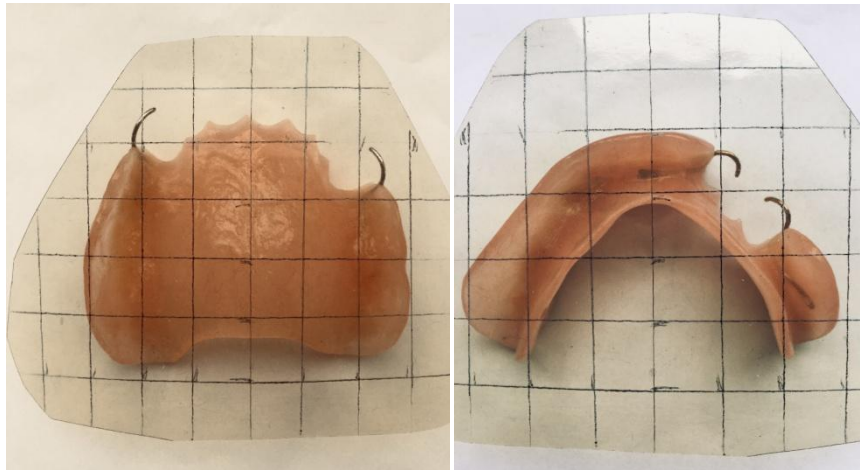


Рис. 2.12 Розрахунок індексу гігієнічного стану знімних протезів

Цей гігієнічний індекс базується на наступних критеріях: 0 – відсутність фарбування; 1 – незначне фарбування; 2 – фарбування менше половини площі поверхні сегменту; 3 – фарбування більше половини площі поверхні сегменту; 4 – зафарбовування всієї поверхні сегмента.

Гігієнічний індекс для точної оцінки стану знімних протезів при частковій відсутності зубів розраховували за формулою:

$$IG = \sum k/n, \quad (2.8)$$

де $\sum k$ – сума кодів всіх зафарбованих сегментів, n – загальна кількість сегментів. На основі статистичного дослідження розраховувалося середнє арифметичне і середнє квадратичне відхилення, що і слугувало основою для розпрацювання критерію індексу.

Критерії оцінки індексу: 0-1,5 бала – відмінний рівень гігієни; 1,6-2,5 бала – задовільний рівень гігієни знімного протеза; 2,6-4 бала - незадовільний рівень гігієни знімного протеза.

2.12 Статистичні методи дослідження

Для об'єктивної оцінки достовірності результатів дослідження статистичну обробку проводили після створення бази даних в редакторі Microsoft Excel (2007), користуючись методами варіаційної статистики за

допомогою пакету "Statistica for Windows 10.1" (Statsoft, USA). За умов нормального (Гауссівського) розподілу результати подавали як $(M \pm m)$, де M - середнє арифметичне, m - середня похибка. Для визначення різниці величин застосовували t-критерій Ст'юдента. Якісні показники характеризували абсолютною кількістю та частками у відсотках, різницю оцінювали за методом альтернативної мінливості. Різниці між порівнюваними величинами вважали вірогідними за умов $p < 0,05$.

Для об'єктивної оцінки достовірності результатів дослідження, які проводились у фізико-механічному інституті (ФМІ) імені Г.В. Карпенка (зам. директора, д. тех. н., професор Скальський В.Р.) проведено статистичну обробку отриманих даних з використанням пакету ANOVA. Для виявлення статистично однорідних підмножин використано порівняльний критерій Тьюкі ($\alpha=0,005$).

РОЗДІЛ 3

РЕЗУЛЬТАТИ ОЦІНЮВАННЯ СТІЙКОСТІ ДО РУЙНУВАННЯ МАТЕРІАЛІВ БАЗИСІВ ЗНІМНИХ ПРОТЕЗІВ МЕТОДОМ АКУСТИЧНОЇ ЕМІСІЇ

Як показав огляд літературних джерел, раніше уже досліджували механічні властивості матеріалів для базисів знімних протезів. Однак для ефективного клінічного використання тих чи інших полімерних матеріалів, крім знання їх механічних властивостей, важливо знати динаміку процесів руйнування. Таку інформацію можна отримати, використавши під час механічних випробувань метод АЕ. Для профілактики поломок базису протеза і збільшення терміну його служби важливо вміти своєчасно виявляти дефекти (мікро- і макротріщини) у структурі полімеру, зародження та поширення тріщин в об'ємі протеза, що призводить до його руйнування. Тому розроблення методики визначення моменту зародження тріщин в базисних матеріалах має важливе значення в подовженні експлуатаційних властивостей знімних протезів.

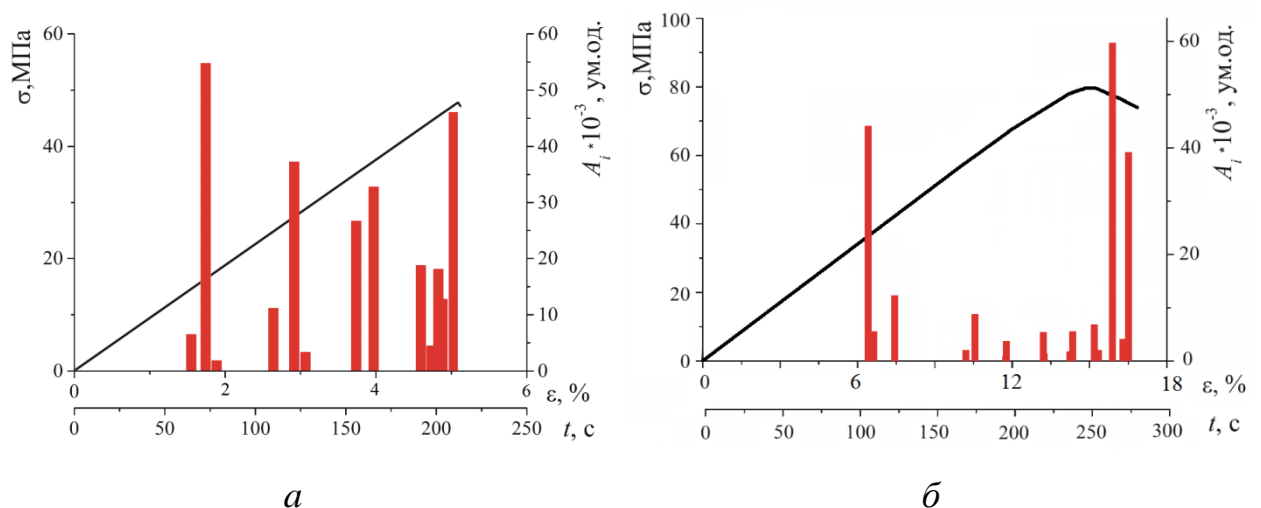
Ефективним методом вивчення динаміки руйнування матеріалів є метод акустичної емісії (АЕ), який характеризується високою чутливістю до зародження і розвитку руйнування матеріалу в його малому об'ємі [173]. У літературі широко представлені дослідження за допомогою методу АЕ стійкості до руйнування різних класів відновних стоматологічних матеріалів (композитів [231], кераміки [136], полімерів [201, 230]) та різних типів реставрацій із них [40, 41, 42, 43, 143, 233]. Однак результатів вивчення особливостей руйнування полімерів для базисів знімних протезів за допомогою методу АЕ нам невідомо.

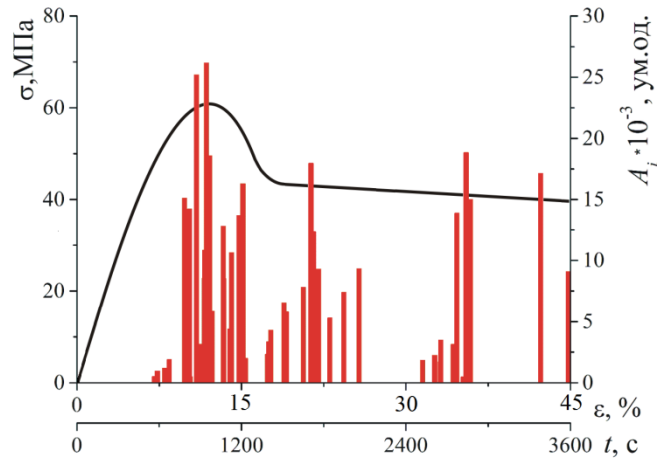
Метою досліджень є порівняння механічних параметрів та особливостей руйнування окремих матеріалів базисів знімних протезів за дії квазістатичного навантаження, використовуючи явище АЕ.

3.1. Результати досліджень випробування полімерів на розтяг

Порівняння міцнісних характеристик стоматологічних пластмас.
 Визначали значення та стандартні відхилення напруження початку σ_{if} (за появою сигналів АЕ) та повного руйнування σ_{ff} , найбільшого напруження σ_B та відносного видовження δ під навантаженням розтягу за формулами (1) та (2), (таблиця 3.1). Усі дані статистично аналізували за допомогою пакету ANOVA. Для виявлення статистично однорідних підмножин використали порівняльний критерій Тьюкі ($\alpha = 0,05$).

На рис. 3.1 зображено типові діаграми випробування розтягу базисних пластмас. З їх аналізу матеріал Фторакс руйнується крихко, Villacryl H Plus – пружно-пластично, а Vertex™ ThermoSens характеризується значною в'язкістю під час розтягу. Як результат, відносне видовження всіх матеріалів значно відрізняється ($p < 0,01$): Фторакс ($4,17 \pm 0,44$), Villacryl H Plus ($15 \pm 1,15$), Vertex™ ThermoSens ($42,33 \pm 1,45$). Найбільше відносне видовження мав термопласт Vertex™ ThermoSens.





в

Рис. 3.1 Типові діаграми випробування на розтяг та розподіл амплітуд сигналів АЕ для зразків із базисних пластмас: а – Фторакс; б – Villacryl Н Plus; в – Vertex™ ThermoSens

Прямолінійна залежність навантаження від видовження для матеріалу Villacryl Н Plus (Рис. 3.1б) свідчить про його руйнування у межах пружності та відсутність залишкової пластичної деформації, що характеризує його крихкість. Таким чином, відсутність залишкової пластичної деформації у полімеру Villacryl Н Plus створює умови для кращої фіксації та стабілізації зубного протеза, однак його крихкість прямо пропорційно впливає на збільшення кількості поломок знімних протезів за рахунок пришвидшення мікротріщиноутворення у крихкому матеріалі. Водночас поліамід Vertex™ ThermoSens характеризується значною пластичністю під час розтягу (Рис. 3.1в), тому знімний протез добре протистоїть розламуванню і міцно фіксується на протезному ложі, що сприяє швидкій адаптації до нього.

За критерієм Тьюкі значення напружень початку руйнування, напружень під час розриву та межі міцності для досліджуваних матеріалів відрізняються не суттєво ($p > 0,05$), а відносне видовження – суттєво ($p < 0,01$).

Таблиця 3.1

Значення та стандартні відхилення (ств) механічних характеристик матеріалів базисів протезів за розтягу ($p < 0,05$)

Матеріал	σ_B , МПа знач. (\pm ств)	δ , % знач. (\pm ств)	σ_{if} , МПа знач. (\pm ств)	σ_{ff} , МПа знач. (\pm ств)
Фторакс	71,33 (\pm 11,26)	4,17 (\pm 0,44)	28 (\pm 7,57)	71,33 (\pm 11,26)
Villacryl H Plus	78 (\pm 2,88)	15 (\pm 1,15)	34 (\pm 3,6)	73,33 (\pm 3,05)
Vertex™ ThermoSens	73,33 (\pm 8,82)	42,33 (\pm 1,45)	42,66 (\pm 6,36)	43,33 (\pm 14,53)

На рис. 3.2 зображено для порівняння фото зразків цього матеріалу перед початком експерименту та зруйнованого, що добре ілюструє отримані результати. Також із рис. 3.1 бачимо, що час до повного руйнування зразків із Vertex™ ThermoSens (3600 с) значно перевищує такий для матеріалів Фторакс (220 с) та Villacryl H Plus (280 с).

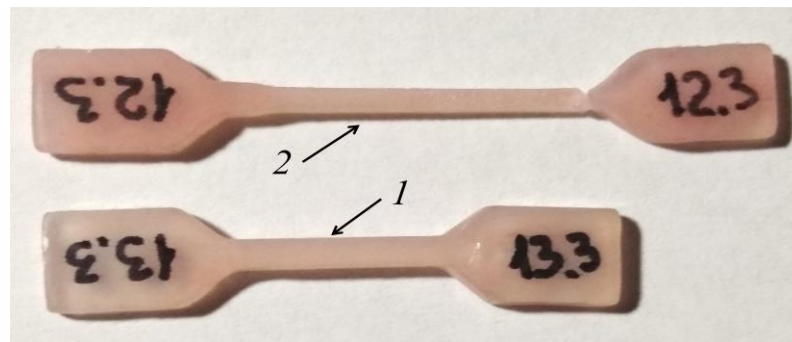


Рис. 3.2 Вигляд зразків Vertex™ ThermoSens: 1 – зразок до експерименту; 2 – зруйнований зразок

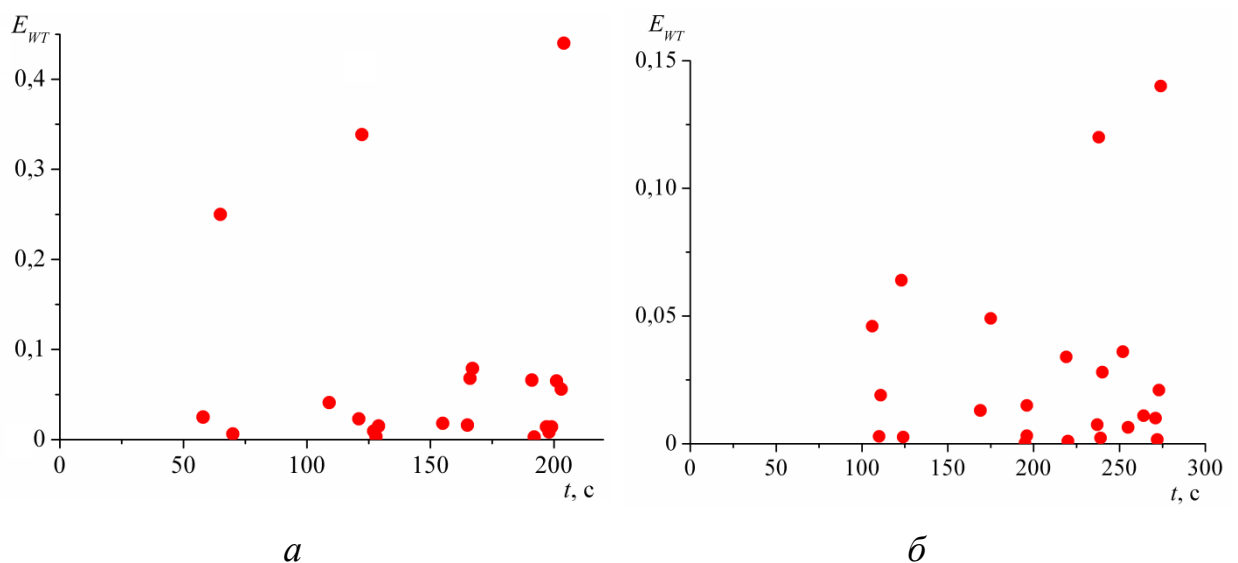
За даними таблиці 3.1 для межі міцності σ_B матеріали розташувались у такому порядку: Фторакс (71,33 кН) < Vertex™ ThermoSens (73,33 кН) < Villacryl H Plus (78,88 кН). Аналогічну тенденцію спостерігаємо і для напружень початку руйнування σ_{if} , коли система реєструвала перші сигнали АЕ під час розтягу зразків: Фторакс (28 кН) < Villacryl H Plus (34 кН) < Vertex™ ThermoSens (42,66 кН). У випадку ж напружень остаточного

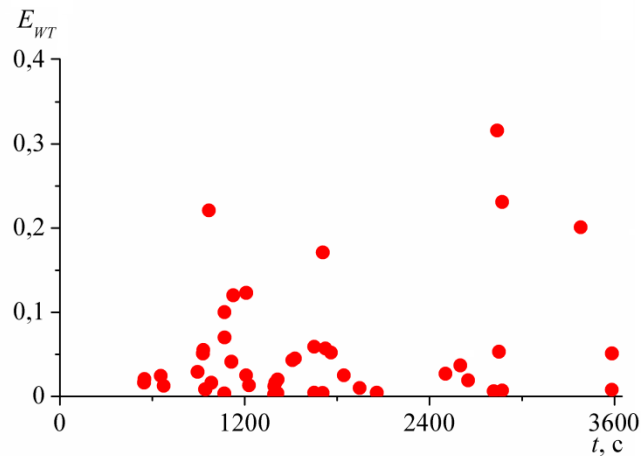
руйнування σ_{ff} , то отримали такий порядок матеріалів: Vertex™ ThermoSens (43,33 кН) < Фторакс (71,33 кН) < Villacryl H Plus (73,33 кН). За критерієм Тьюкі статистично різниця між значеннями визначених параметрів для всіх матеріалів незначна ($p > 0,05$).

Отже, хоча межа міцності термопласту Vertex™ ThermoSens виявилася не найбільшою, але для її досягнення потрібно у 4...4,5 рази більше часу, ніж для матеріалів Фторакс та Villacryl H Plus. Також руйнування у термопласті розпочинається за найвищих напружень, порівнюючи з іншими матеріалами. Тому із позиції забезпечення більшої тривалості експлуатації зубного протеза можна говорити про найефективніше використання саме цього базисного матеріалу. За дослідженими параметрами найгіршим виявився матеріал Фторакс, Villacryl H Plus займає проміжне місце.

Аналіз крихкості руйнування стоматологічних пластмас за енергетичним критерієм ідентифікування типів руйнування.

Для вивчення динаміки руйнування стоматологічних пластмас сигнали АЕ, які реєстрували під час випробування розтягу зразків, аналізували за енергетичним параметром E_{WT} , обчисленим за формулою (2.6) (розділ 2). На рис. 3.3 зображено типовий розподіл сигналів АЕ за енергетичним параметром протягом всього експерименту на розтяг.





б

Рис. 3.3 Типові розподіли у часі сигналів АЕ за енергетичним параметром під час розтягу зразків із базисних пластмас: а – Фторакс; б – Villacryl Н Plus; в – Vertex™ ThermoSens

Із рис. 3.3 бачимо, що протягом усього часу навантаження зразків генерувались сигнали АЕ з більшими та меншими значеннями енергетичного показника E_{WT} . Після низки низькоенергетичних сигналів з'являлись такі, що мали більшу енергію. Згідно з критерієм ідентифікування типів руйнування (наведеного вище алгоритму) [232] відбувалось чергування в'язкого, в'язко-крихкого та крихкого типів. Тобто після пластичної деформації утворювались мікротріщини, які під дією подальшого навантаження поступово зливаючись утворювали макротріщину.

На рис. 3.4 зображено типові сигнали АЕ, які супроводжували в'язке та в'язко-крихке руйнування стоматологічних пластмас. Особливістю їх НВП є наявність у короткому проміжку часу декількох локальних максимумів вейвлет-коефіцієнтів. Це може означати швидкий розвиток часі різних актів руйнування, які за значеннями критеріального параметра відповідають в'язкому, в'язко-крихкому або крихкому типу.

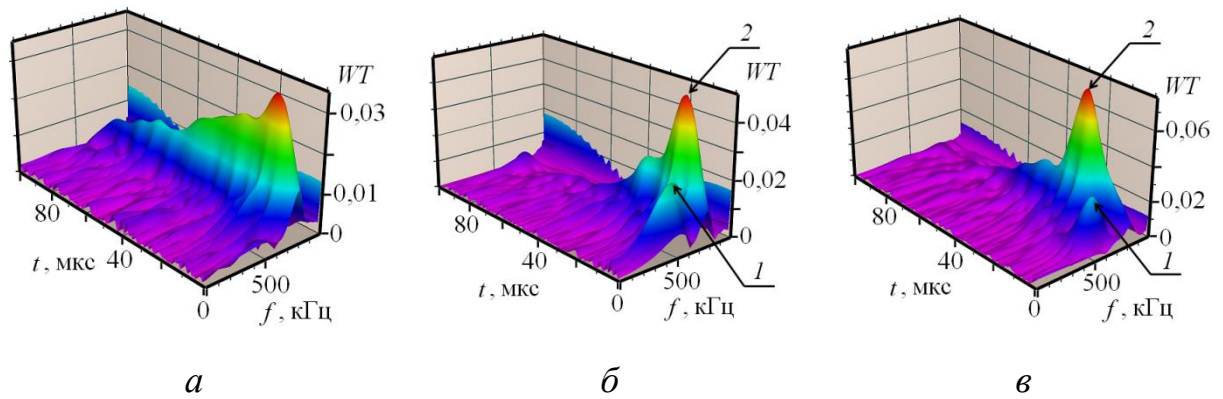


Рис. 3.4 НВП типових сигналів АЕ, які характеризують різні типи руйнування, що протікали під час розтягу у зразках із різних пластмас: *а* – Фторакс (в'язко-крихке руйнування); *б* – Villacryl H Plus (*1* – в'язке, *2* – в'язко-крихке); *в* – Vertex™ ThermoSens (*1* – в'язке, *2* – в'язко-крихке)

У таблиці 3.2 подано діапазони числових значень енергетичного параметра для різних типів руйнування у стоматологічних пластмасах.

Таблиця 3.2

Діапазони значень критеріального параметра E_{WT} для стоматологічних пластмас

Назва пластмаси	Тип руйнування		
	в'язке	в'язко-крихке	Крихке
Фторакс	$0,0028 \leq E_{WT} \leq 0,008$	$0,01 \leq E_{WT} \leq 0,056$	$0,1 \leq E_{WT} \leq 0,4$
Villacryl H Plus	$0,003 \leq E_{WT} \leq 0,007$	$0,01 \leq E_{WT} \leq 0,046$	$0,1 \leq E_{WT} \leq 0,2$
Vertex™ ThermoSens	$0,002 \leq E_{WT} \leq 0,0098$	$0,012 \leq E_{WT} \leq 0,07$	$0,1 \leq E_{WT} \leq 0,35$

Для матеріалу Фторакс значення енергетичного показника для всіх типів руйнування більші, ніж для Villacryl H Plus, що свідчить про більшу крихкість його руйнування. Цей висновок підтверджує відмінність у

характері діаграм розтягу цих матеріалів на рис. 3.1. Особливістю сигналів АЕ під час руйнування термопласту Vertex™ ThermoSens є більші значення енергетичного показника сигналів, що характеризують в'язко-крихке руйнування порівняно з іншими пластмасами, а для сигналів, що відповідають крихкому руйнуванню, діапазон зміни енергетичного показника сумірний із таким для матеріалу Фторакс. Отже, можна припустити, що під час розтягу термопласту, незважаючи на в'язкий характер діаграми розтягу, відбувалось високоенергетичне в'язко-крихке та крихке руйнування.

На рис. 3.5 подано розподіл кількості сигналів АЕ, що характеризують кожний тип руйнування, у відсотках від загальної кількості зареєстрованих. Бачимо, що під час розтягу стоматологічних пластмас переважає в'язко-крихкий тип руйнування, що свідчить про поширення під навантаженням у матеріалах мікротріщин різного розміру.

Для розуміння природи процесів руйнування, які відбуваються під дією навантаження у стоматологічних пластмасах, вивчали фрактограми їх зламів. Із рис. 3.6 видно, що злами матеріалів Фторакс та Villacryl Н Plus складаються з великої кількості квазівідкольних фасеток, причому у пластмасі Фторакс вони дещо більших розмірів.

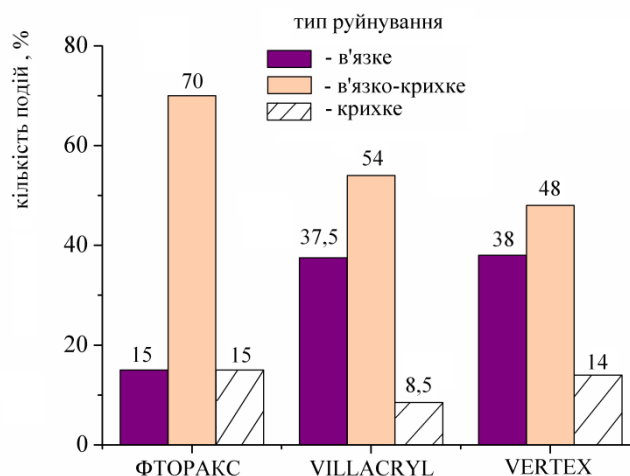
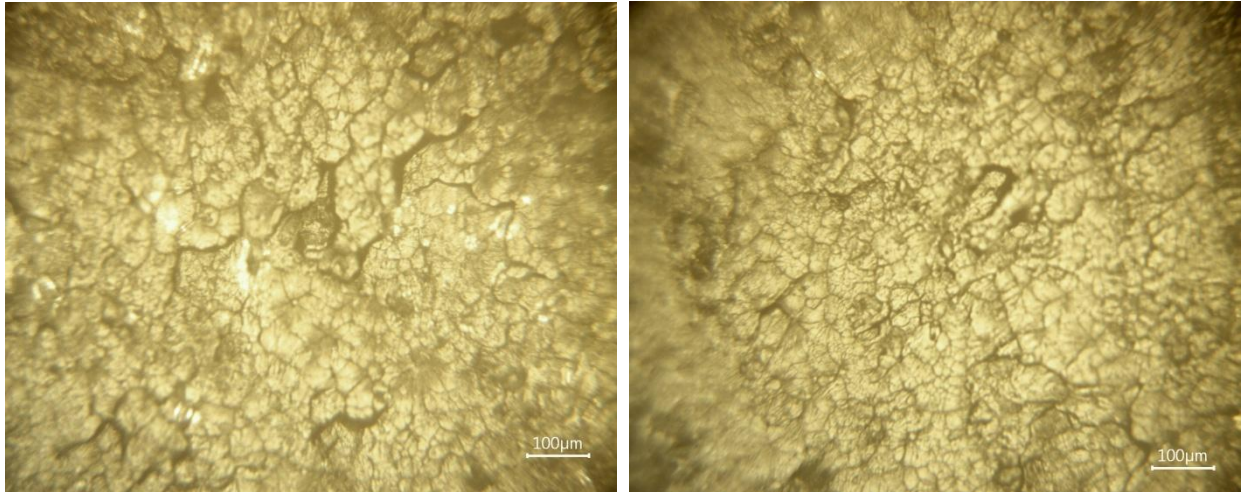


Рис. 3.5 Розподіл локальних імпульсів, які відповідають різним типам руйнування стоматологічних базисних полімерів

Це свідчить про переважаючий в'язко-крихкий та крихкий механізми руйнування цих матеріалів, а більші розміри фасеток у матеріалі Фторакс підтверджують те, що під час його руйнування під навантаженням розтягу генерувались сигнали АЕ з більшою енергією, ніж у матеріалі Villacryl H Plus.



a

б

Рис. 3.6 Фрактограми зламів зразків зі стоматологічних пластмас після експериментів на розтяг: *a* – Фторакс; *б* – Villacryl H Plus

Цікавим виявився злам матеріалу Vertex™ ThermoSens (рис. 3.7). На фото рис. 3.7, *б*, *в*, *г* добре видно крихкі сколи великих розмірів, що підтверджує правильність зроблених висновків на основі аналізу енергетичних параметрів сигналів АЕ. Хоча матеріал під час розтягу зазнав значного видовження, під час його крихкого руйнування генерувались високоенергетичні сигнали АЕ, які супроводжували утворення таких крихких сколів.

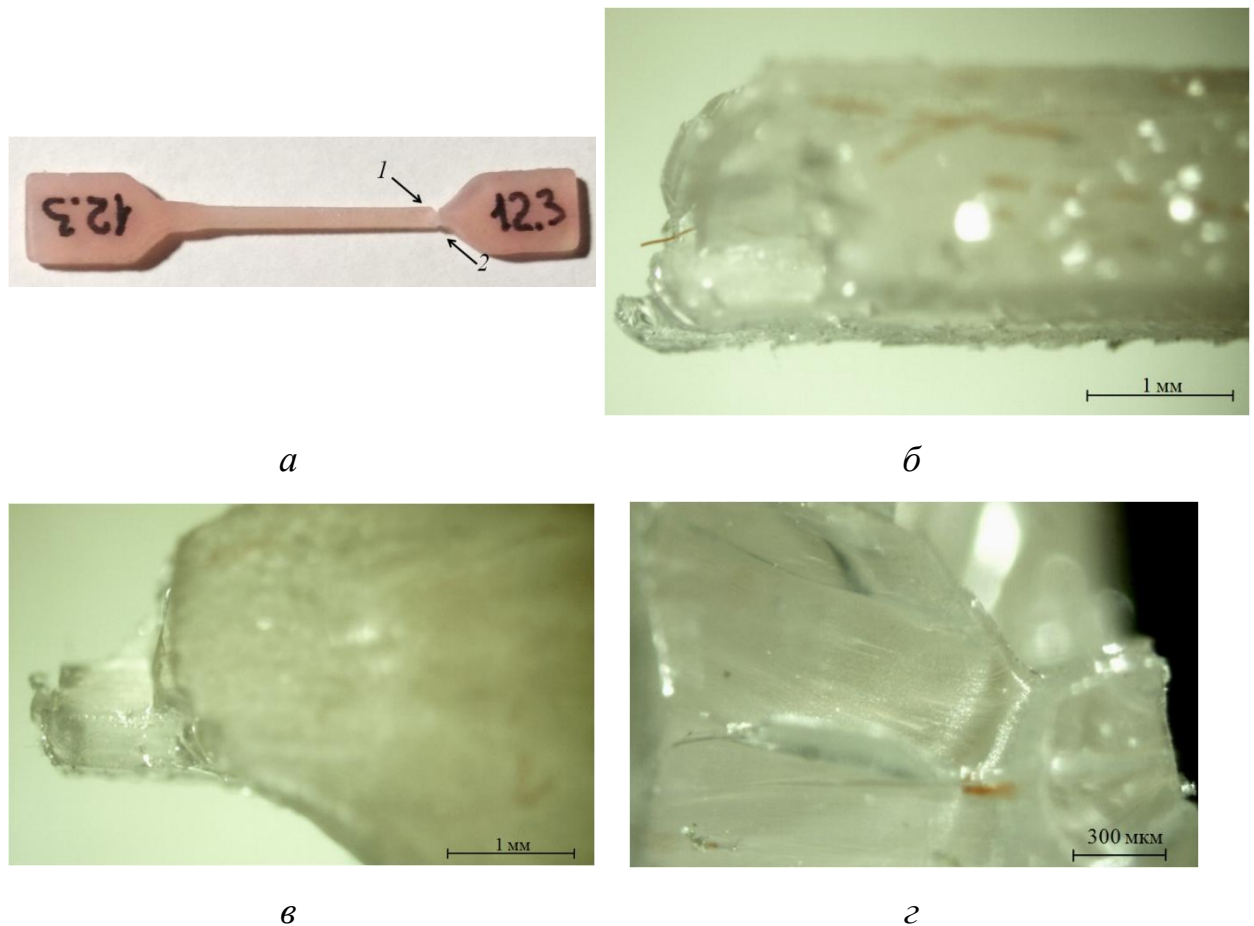


Рис. 3.7 Фото зруйнованого зразка з термопласту Vertex™ ThermoSens: *a* – загальний вигляд; *б* – торець частини 1 зразка (на рис. *a*); *в*, *г* – торець частини 2 зразка (на рис. *a*) за різного збільшення

На зламі зразка з термопластичного полімеру Vertex™ ThermoSens добре видно гладкі сколи значно більшої площі, ніж площа квазівідкольних фасеток на зламі акрилових полімерів.

Отже, за результатами експериментів на розтяг стоматологічних пластмас можна зробити наступні висновки:

1. Матеріал Фторакс руйнується крихко, Villacryl H Plus – пружно-пластично, а Vertex™ ThermoSens характеризується значною в'язкістю;
2. У результаті порівняльного аналізу міцнісних характеристик (межа міцності, відносне видовження, напруження початку та повного

- руйнування) стоматологічні базисні пластмаси розташувались у такому порядку: Villacryl H Plus, Vertex™ ThermoSens, Фторакс;
3. За аналізом енергетичного показника НВП сигналів АЕ упродовж усього часу навантаження зразків відбувалось чергування в'язкого, в'язко-крихкого та крихкого типів руйнування;
 4. Для матеріалу Фторакс значення енергетичного показника для всіх типів руйнування більші, ніж для Villacryl H Plus, що свідчить про більшу крихкість його руйнування. Цей висновок підтверджує відмінність у характері діаграм розтягу цих матеріалів;
 5. Особливістю сигналів АЕ під час руйнування термопласту Vertex™ ThermoSens є більші значення енергетичного показника сигналів, що характеризують в'язко-крихке руйнування порівняно з іншими пластмасами, а для сигналів, що відповідають крихкому руйнуванню, діапазон зміни енергетичного показника сумірний із таким для матеріалу Фторакс. Отже, можна припустити, що під час розтягу термопласту, незважаючи на в'язкий характер діаграми розтягу, відбувалось високоенергетичне в'язко-крихке та крихке руйнування. Це припущення підтверджено аналізом зламів зразків.
 6. Під час розтягу стоматологічних пластмас переважає в'язко-крихкий тип руйнування, що свідчить про поширення під навантаженням у матеріалах мікротріщин різного розміру.

Певну зацікавленість становить визначення характеристик тріщиностійкості (в'язкості руйнування) досліджуваних стоматологічних пластмас, про що йтиметься у наступному підрозділі.

3.2. Результати порівняльної оцінки статичної тріщиностійкості полімерних матеріалів методом акустичної емісії

У режимі постопрацювання побудовано діаграми розтягу й розподіл АЕ-активності (рис. 3.8). Із рис. 3.8 видно, що всі полімери руйнувались

лінійно-пружно. Найбільшу АЕ-активність спостерігали під час розтягу зразків полімеру Фторакс, найменшу – Villacryl Н Plus, поліамід Vertex™ ThermoSens підтвердив свою пластичність. Також бачимо, що для досягнення навантаження руйнування у різних матеріалах потрібно різний час: найбільший для полімера Vertex™ ThermoSens, найменший для Фторакс.

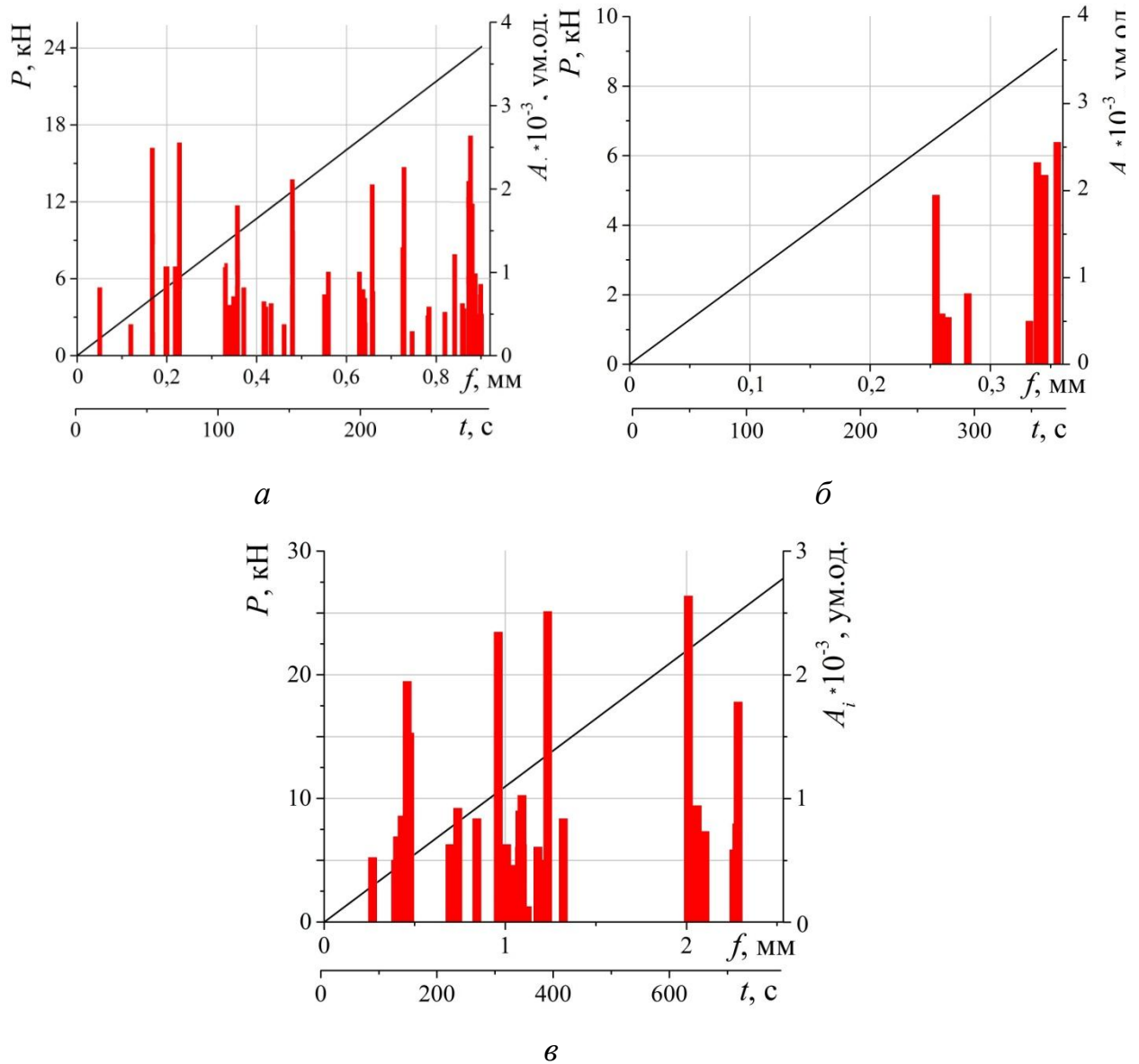


Рис.3.8 Типові діаграми руйнування та розподілу амплітуд сигналів АЕ для зразків із полімерних матеріалів: *а* – Фторакс; *б* – Villacryl Н Plus; *в* – Vertex™ ThermoSens

У таблиці 3.3 представлено значення та стандартні відхилення навантаження руйнування матеріалів базисів знімних протезів за розтягу

полімерів. За результатами експериментів встановили, що найбільше навантаження руйнування мав полімер Vertex™ ThermoSens, а найменше – Villacryl H Plus. Хоча навантаження руйнування Villacryl H Plus менше, ніж у Фторакс, для його досягнення потрібно більше часу, ніж у другому випадку.

Таблиця 3.3

Значення та стандартні відхилення (ств) навантаження руйнування матеріалів базисів знімних протезів за розтягу ($p < 0,05$)

Матеріал	P_0 , МПа знач. (\pm ств)
Фторакс	17,66 ($\pm 5,5$)
Villacryl H Plus	13 ($\pm 4,5$)
Vertex™ ThermoSens	29,8 ($\pm 2,3$)

Згідно з ГОСТ 25.506–85 для розрахунку значень показника статичної тріщиностійкості K_{IC} використовували формулу (2.3), (розділ 2). Результати розрахунків характеристик тріщиностійкості полімерів представлено у таблиці 3.4. За критерієм Тьюке значення показників акрилових і термопластичних матеріалів суттєво відрізняються ($p < 0,05$)

Таблиця 3.4

Значення характеристик тріщиностійкості полімерів

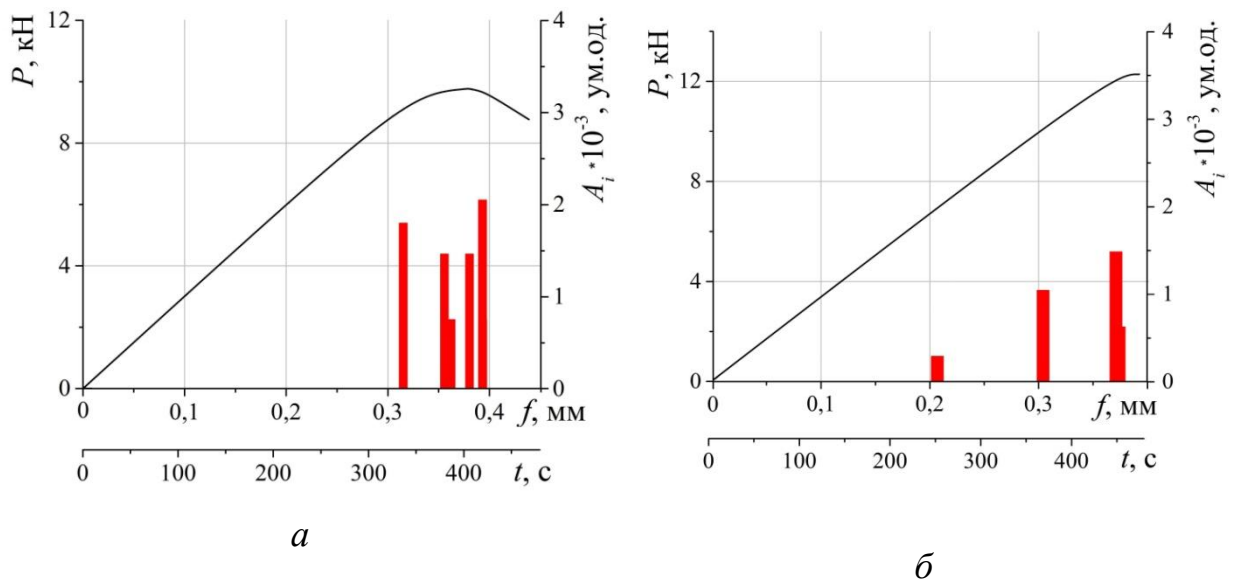
Полімер	K_{IC} , МПа·м ^{1/2} знач. (\pm ств)
Фторакс	4,1 ($\pm 1,28$)
Villacryl H Plus	3,02 ($\pm 1,06$)
Vertex™ ThermoSens	6,88 ($\pm 0,52$)

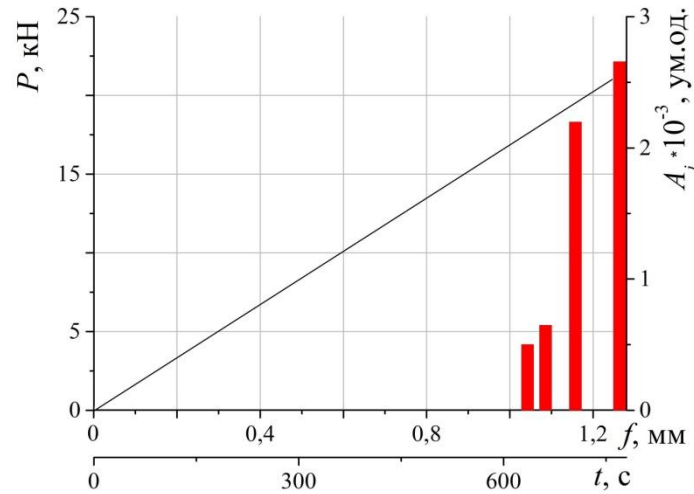
Зауважимо також, що поява сигналів АЕ, яка означає початок дефектоутворення в матеріалі, відбувається за різних значень навантаження

зразка для кожного зі стоматологічних полімерів. За даними експериментів матеріали для базисів знімних протезів за здатністю чинити опір тріщиноутворенню (за першою появою сигналів АЕ) можна ранжувати у такому порядку (від найміцнішого до найслабшого): Villacryl Н Plus, Vertex™ ThermoSens, Фторакс, а за макропоказником в'язкості руйнування K_{IC} – Vertex™ ThermoSens, Фторакс, Villacryl Н Plus.

Для підтвердження достовірності отриманих значень в'язкості руйнування полімерів проведено додаткові випробування балкових (призматичних) зразків триточковим згином, згідно з вимогами ГОСТ 25.506–85.

На рис. 3.9 приведено характерні діаграми руйнування полімерів за схемою триточкового згину квазістатичним навантаженням, а у таблиці 3.5 – зведені дані результатів випробувань на статичну тріщиностійкість.





в

Рис. 3.9 Типові діаграми руйнування балкових зразків полімерів триточковим згином та суміщені з ними синхронно записані акустограми: *a* – Фторакс; *б* – Villacryl H Plus; *в* – Vertex™ ThermoSens

Для підтвердження достовірності отриманих значень в'язкості руйнування полімерів провели додаткові випробування компактних зразків (6.69мм×13.76мм×56 мм) триточковим згином, згідно з ГОСТ 25.506-85 [17].

Для розрахунку значень коефіцієнтів інтенсивності напружень появи сигналів АЕ (K_{IAE}), їх максимальних значень (K_{IAE}^{max}), а також критичного значення (K_{IC}) – показника статичної тріщиностійкості використовували формули – (2.4) та (2.5), (розділ 2). За критерієм Тьюкі відмінність між значеннями параметрів, обчислених за різними формулами, є несуттєвою ($p > 0.05$) для кожного окремого матеріалу, однак між параметрами для акрилових та термопластичних матеріалів – різниця суттєва ($p < 0.01$).

**Характеристики АЕ-активності та в'язкості руйнування полімерів
за різних схем навантаження і методик розрахунку**

Назва матеріалу	Значення коефіцієнтів інтенсивності напружень, МПа·м ^{1/2} , знач. (±ств)		
	K_{IAE}	K_{IAE}^{max}	K_{IC}
Триточковий згин			
Фторакс	2,23 (±0,56)	4,46 (±0,28)	4,1 (±0,43)
	2,12 (±0,53)*	4,24 (±0,26)*	3,89 (±0,4)*
Villacryl H Plus	1,86 (±0,43)	3,44 (±0,58)	2,79 (±0,56)
	1,77 (±0,4)*	3,27 (±0,55)*	2,65 (±0,53)*
Vertex ThermoSens	3,53 (±0,85)	6,23(±0,7)	6,23 (±0,7)
	3,36 (±0,8)*	5,91 (±0,67)*	5,91 (±0,67)*
Розтяг			
Фторакс	0,89 (±0,52)	4,1 (±1,28)	4,1 (±1,28)
	0,88 (±0,52)**	4,07 (±1,27)**	4,07 (±1,27)**
Villacryl	1,78 (±0,35)	3,02 (±1,06)	3,02 (±1,06)
	1,77 (±0,35)**	3 (±1,06)**	3 (±1,06)**
Vertex ThermoSens	0,77 (±0,24)	5,76 (±0,52)	6,92 (±0,52)
	0,77 (±0,24)**	5,73 (±0,52)**	6,88 (±0,52)**

Примітка: * – дані, обчислені за формулою Сроулі-Гроса.

** – дані, обчислені за формулою Ірвіна [88]

Як бачимо дані, отримані за різними схемами навантаження і різними формулами розрахунку статичної тріщиностійкості дещо відрізняються між собою для одних і тих же значень навантаження і довжини тріщини, у випадку розтягування зразків, а, відтак, і порівняно із триточковим згином полімерів. Це пов'язано з проявом масштабного чинника і різним розвитком пластичної зони біля вершини макротріщини. Надостовірнішими у випадку триточкового згину є значення, отримані за формулами (2.4) або (2.5), (розділ

2), а за розтягу зразків до них є наближеними дані, отримані за залежністю Ірвіна для пластин з двома боковими тріщинами [88].

3.3 Висновки до розділу 3.

- За результатами експериментів на розтяг стоматологічних пластмас встановлено, що матеріал Фторакс руйнується крихко, Villacryl H Plus – пружно-пластично, а Vertex™ ThermoSens характеризується значною в'язкістю.
- У результаті порівняльного аналізу міцнісних характеристик (межа міцності, відносне видовження, напруження початку та повного руйнування) стоматологічні базисні пластмаси розташувались у такому порядку (від найкращої): Villacryl H Plus, Vertex™ ThermoSens, Фторакс;
- Аналіз енергетичних показників НВП сигналів АЕ показав, що упродовж усього часу навантаження зразків відбувалось чергування в'язкого, в'язко-крихкого та крихкого типів руйнування. Водночас переважає в'язко-крихкий тип руйнування, що свідчить про поширення під навантаженням у матеріалах мікротріщин різного розміру.
- Для матеріалу Фторакс значення енергетичного показника для всіх типів руйнування більші, ніж для Villacryl H Plus, що свідчить про більшу крихкість його руйнування. Цей висновок підтверджує відмінність у характері діаграм розтягу цих матеріалів. Особливістю сигналів АЕ під час руйнування термопласту Vertex™ ThermoSens є більші значення енергетичного показника сигналів, що характеризують в'язко-крихке руйнування порівняно з іншими пластмасами, а для сигналів, що відповідають крихкому руйнуванню, діапазон зміни енергетичного показника сумірний із таким для матеріалу Фторакс. Отже, можна припустити, що під час розтягу термопласту, незважаючи на в'язкий характер діаграми

розтягу, відбувалось високоенергетичне в'язко-крихке та крихке руйнування. Це припущення підтверджено аналізом зламів зразків.

- За даними експериментів матеріали для базисів знімних протезів за здатністю чинити опір тріщиноутворенню (за першою появою сигналів АЕ) можна ранжувати у такому порядку (від найміцнішого до найслабшого): Villacryl H Plus, Vertex™ ThermoSens, Фторакс, а за макропоказником в'язкості руйнування K_{IC} – Vertex™ ThermoSens, Фторакс, Villacryl H Plus.

Основні положення розділу висвітлені у наступних публікаціях:

1. Скальський ВР, Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР. Методика руйнування полімерів за енергетичним параметром сигналів АЕ. Матеріали 6-ї міжнародної науково-технічної конференції “Теорія та практика раціонального проектування, виготовлення і експлуатації машинобудівних конструкцій”. Львів, КІНПАТРИ ЛТД. 2018. с. 7-9. [103]

2. Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР, Скальський ВР, Гуньовська РП. Оцінки статичної тріщиностійкості полімерних матеріалів для виготовлення базисів знімних протезів. Сучасна стоматологія. 2019; 2(96):102-6. [61]

3. Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП. Визначення технічних характеристик базисних матеріалів знімних протезів з позиції лінійної механіки руйнування з застосуванням акустичної емісії. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології». VIII стоматологічний форум. «Медвін: стоматологія 2019». 15-17 травня 2019; Івано-Франківськ. Івано-Франківськ: 2019. с.53-4. [55]

4. 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): 225-233. [64]

5. Гуньовський ЯР, Гуньовська РП. Методологія оцінки статичної тріщиностійкості полімерних матеріалів для базисів знімних протезів. Питання експериментальної та клінічної стоматології. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні проблеми ортопедичної стоматології». Присвяченій 40-річчю відновлення кафедри ортопедичної стоматології харківського національного медичного університету. 6-7 грудня 2019; Харків. Харків: 2019. с. 45-7. [21]

6. Гуньовський ЯР. Застосування методу акустичної емісії для оцінки характеристик тріщиностійкості полімерних матеріалів для знімних протезів. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології». X стоматологічний форум. «Медвін: стоматологія 2021». 24-26 березня 2021; Івано-Франківськ. Івано-Франківськ: 2021. с. 37-9. [24]

7. Гуньовська РП, Гуньовський ЯР. Експериментальне обґрунтування показників міцності та тріщиностійкості еластичних та акрилових полімерів для базисів знімних протезів методом акустичної емісії. Матеріали науково-практичної конференції за міжнародної участі «Актуальні питання сучасної стоматології», присвяченої 100-річчю стоматологічного факультету Національного медичного університету імені О.О. Богомольця. 18-19 березня 2021; Київ. Київ: 2021. с. 246-8. [20]

8. Скальський ВР, Макєєв ВФ, Станкевич ОМ, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП, Кирманов ОС. Оцінювання стійкості до руйнування матеріалів базисів знімних протезів. Фізико-хімічна механіка матеріалів. 2022;58(2):79-87. [104]

9. Skalskyi VR, Makeiev VF, Stankevych OM, Huniovskyi Ya.R, Huniovska RP, Kyrmanov OS. Evaluation of the fracture resistance of removable denture base materials. Materials Science. 2022;58(2):229-236. doi.org/10.1007/s11003-022-00654-2.

РОЗДІЛ 4

ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА ШОРСТКОСТІ І СТРУКТУРИ ПОВЕРХНІ АКРИЛОВИХ ТА ТЕРМОПЛАСТИЧНИХ ПОЛІМЕРНИХ ЗРАЗКІВ ПРИ ЗАСТОСУВАННІ РІЗНИХ ПОЛІРУВАЛЬНИХ ЗАСОБІВ ТА ВИЗНАЧЕННЯ СТЕПЕНІ АДГЕЗІЇ ДО НИХ МІКРОБНИХ ЧИННИКІВ

Неякісно виконана фінішна обробка поверхні базисів знімних протезів із полімерів, а особливо термопластичних за допомогою полірувальних засобів у всіх випадках призводить до утворення ділянок деструкції різного ступеня з борознами, кавернами, випуклостями, заглибленнями і порами, що створює сприятливі умови для адгезії мікроорганізмів. Тому важливо знати, як різні системи полірування впливають на шорсткість поверхні базису зубних протезів. Метою цієї частини дослідження було оцінити вплив різних полірувальних засобів на шорсткість та гладкість поверхні акрилових та термопластичних пластмас для базисів знімних протезів.

Досліджували три види зразків трьох полімерів (Фторакс, Villacryl H Plus, Vertex™ ThermoSens): без фінішної обробки поверхні; після фінішної обробки пастою Blue Shine; після фінішної обробки пастою ThermoGloss (по 20 зразків кожного виду).

4.1. Порівняльна оцінка результатів кількісного аналізу шорсткості поверхні полімерних зразків

Шорсткість поверхні полімерних зразків досліджували за профілограмами, виконаними за допомогою профілометра Dektak ІА (Sloan) на середній швидкості сканування.

Визначали середнє арифметичне відхилення профілю Ra в межах базової довжини $l = 1$ мм. Усі дані статистично аналізували за допомогою

пакету ANOVA. Для виявлення статистично однорідних підмножин використали порівняльний критерій Тьюкі ($\alpha = 0,05$).

У результаті дослідження одержані наступні результати.

Фторакс (АО СТОМА, Україна). На рис. 4.1 зображено типову профілограму для необробленої поверхні зразка пластмаси гарячої полімеризації Фторакс, а на рис. 4.2 профілограми поверхні після фінішної обробки різними пастами: Blue Shine (рис. 4.2, *a*) та ThermoGloss (рис. 4.2, *б*).

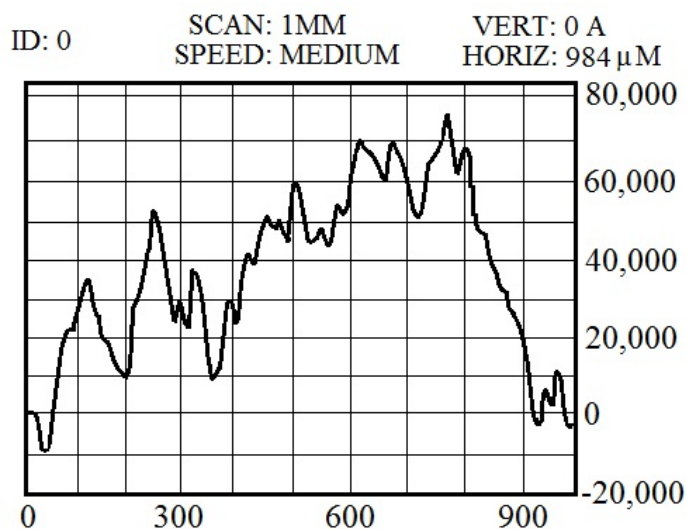


Рис. 4.1 Крива профілю необробленої поверхні зразка акрилового полімеру Фторакс.

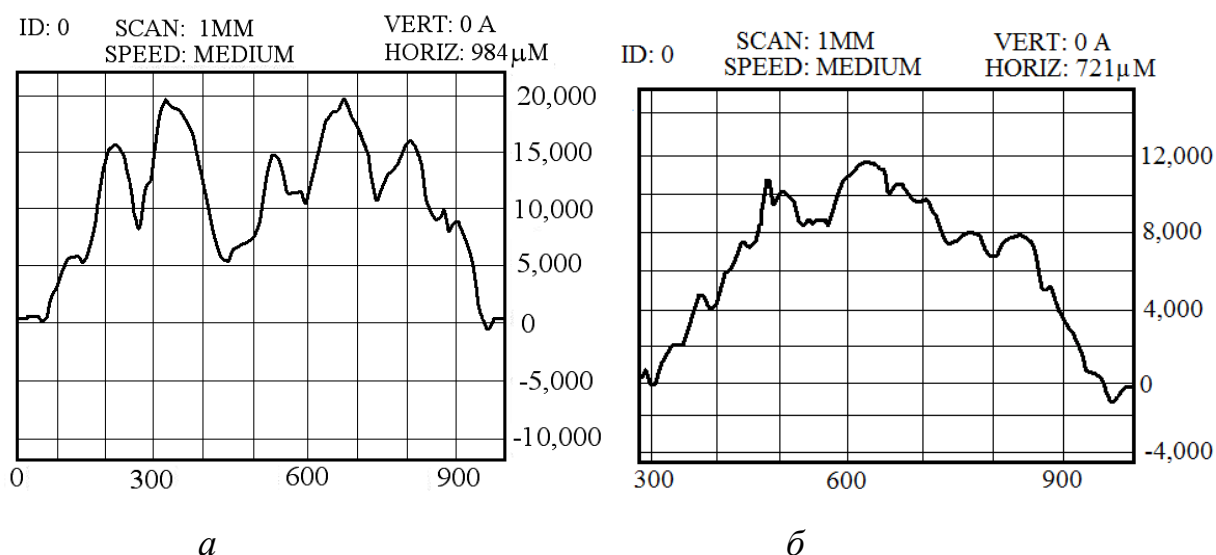


Рис. 4.2 Криві профілю поверхні зразків акрилового полімеру Фторакс після обробки пастами Blue Shine (*a*) та ThermoGloss (*б*).

Виконані серії вимірювань та обчислень для вивчення шорсткості пластмаси Фторакс (табл. 4.1) показали, що внаслідок обробки поверхні фінішними пастами її шорсткість зменшується (без обробки $(1,79 \pm 0,095) >$ Blue Shine $(0,66 \pm 0,056) >$ ThermoGloss $(0,39 \pm 0,023)$). Хоча різниця між шорсткістю поверхні пластмаси після полірування різними пастами незначна ($0,66 \pm 0,056$ мкм для Blue Shine та $0,39 \pm 0,023$ мкм для ThermoGloss ($p < 0,01$)), найменше значення шорсткості досягається після фінішної обробки пастою Thermogloss, яке порівняно з аналогічним показником для необробленої поверхні зменшується в 4 – 4,5 рази.

Таблиця 4.1

Значення та середньоквадратичні відхилення (ств) шорсткості поверхні (Ra) зразків акрилового полімеру Фторакс ($p < 0,05$)

№ з/п	Обробка поверхні	Ra, мкм знач. (\pm ств)
1	без обробки	1,79($\pm 0,095$)
2	пастою Blue Shine	0,66($\pm 0,056$)
3	пастою ThermoGloss	0,39($\pm 0,023$)

Згідно з ГОСТ 2789-73 та ГОСТ 2.309-73 за параметром шорсткості Ra необроблена поверхня полімеру Фторакс має клас шорсткості ба, після полірування пастою Blue Shine показник шорсткості покращується до класу 7в, а після полірування пастою ThermoGloss – до класу 8б.

Villacryl H Plus (Zhermack, Італія). На рис. 4.3 зображено типову профілограму для необробленої поверхні зразка пластмаси гарячої полімеризації Villacryl H Plus, а на рис. 4.4 профілограми поверхні після фінішної обробки різними пастами: Blue Shine (рис. 4.4, а) та ThermoGloss (рис. 4.4, б).

Виконані серії вимірювань та обчислень для вивчення шорсткості пластмаси Villacryl H Plus (табл. 4.2) показали, що внаслідок обробки поверхні фінішними пастами її шорсткість зменшується (без обробки

$(1,77 \pm 0,066) > \text{Blue Shine } (0,57 \pm 0,061) > \text{ThermoGloss } (0,49 \pm 0,055)$.
 Аналогічно до попереднього випадку різниця між шорсткістю поверхні пластмаси після полірування різними пастами незначна ($0,57 \pm 0,061$ мкм для Blue Shine та $0,49 \pm 0,055$ мкм для ThermoGloss ($p < 0,01$)), найменше значення шорсткості досягається після фінішної обробки пастою ThermoGloss, яке порівняно з аналогічним показником для необробленої поверхні зменшується майже в 4 рази.

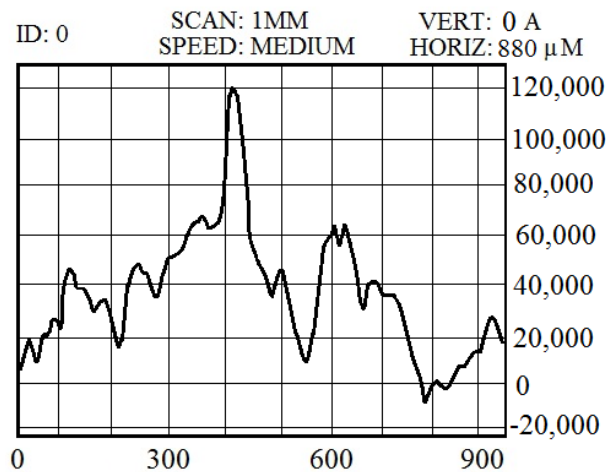


Рис. 4.3 Крива профілю необробленої поверхні зразка акрилового полімеру Villacryl H Plus

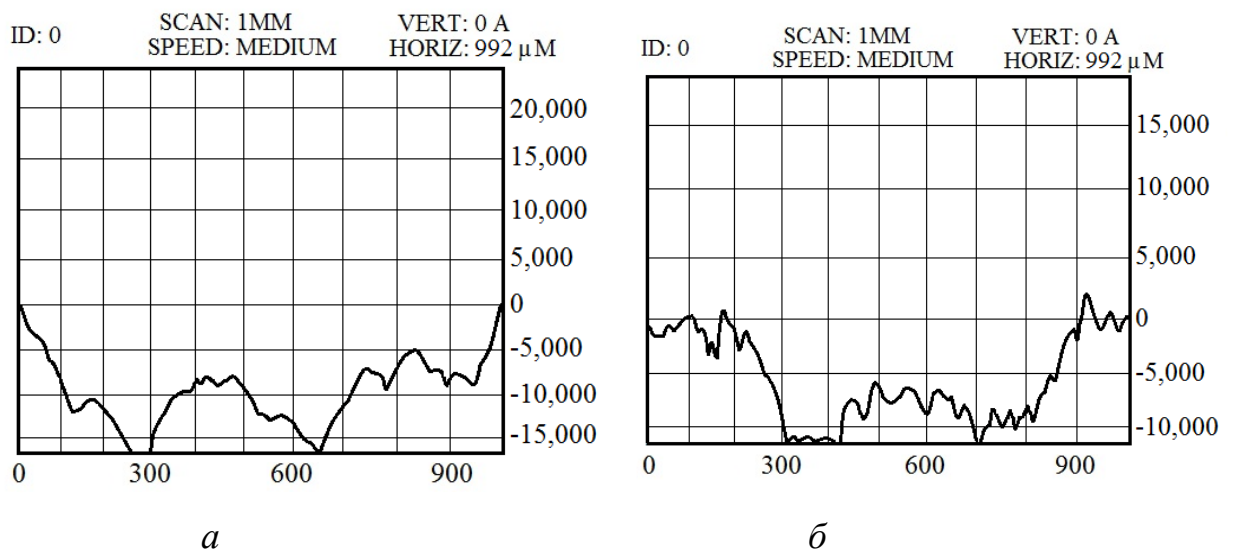


Рис. 4.4 Криві профілю поверхні зразків акрилового полімеру Villacryl H Plus після обробки пастами Blue Shine (*a*) та ThermoGloss (*б*).

**Значення та середньоквадратичні відхилення (ств) шорсткості поверхні
(R_a) зразків акрилового полімеру Villacryl H Plus ($p < 0,05$)**

№ з/п	Обробка поверхні	R_a , мкм знач. (\pm ств)
1	без обробки	1,77(\pm 0,066)
2	пастою Blue Shine	0,57(\pm 0,061)
3	пастою ThermoGloss	0,49(\pm 0,055)

Згідно з ГОСТ 2789-73 та ГОСТ 2.309-73 за параметром шорсткості R_a необроблена поверхня полімеру Villacryl H Plus має клас шорсткості бб, після полірування пастами Blue Shine та ThermoGloss показник шорсткості покращується до класу 8а.

Vertex™ ThermoSens (Vertex Dental, Нідерланди). На рис. 4.5 зображено типову профілограму для необробленої поверхні зразка термопласту (нейлону) Vertex™ ThermoSens, а на рис. 4.6 профілограми поверхні після фінішної обробки різними пастами: Blue Shine (рис. 4.6, а) та ThermoGloss (рис. 4.6, б).

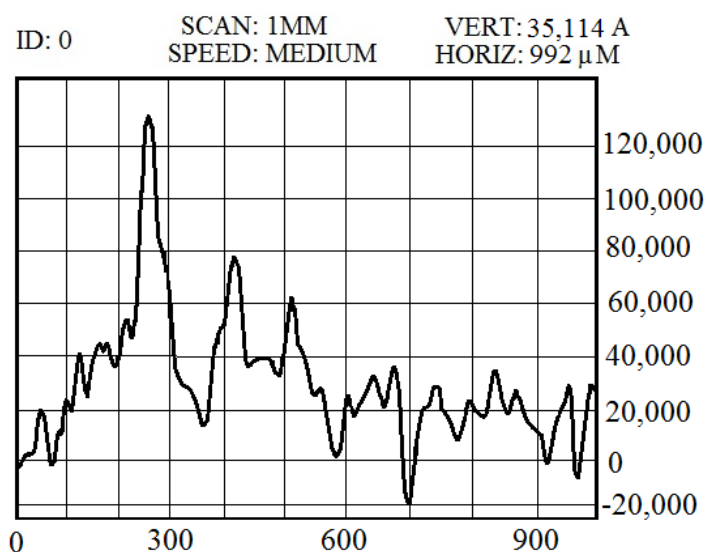


Рис. 4.5 Крива профілю необробленої поверхні зразка термопласту Vertex™ ThermoSens

Виконані серії вимірювань та обчислень для вивчення шорсткості пластмаси Vertex™ ThermoSens (табл. 4.3) показали, що внаслідок обробки поверхні фінішними пастами її шорсткість значно зменшується (без обробки $(2,02 \pm 0,099) > \text{Blue Shine} (1,21 \pm 0,13) > \text{ThermoGloss} (0,88 \pm 0,079)$).

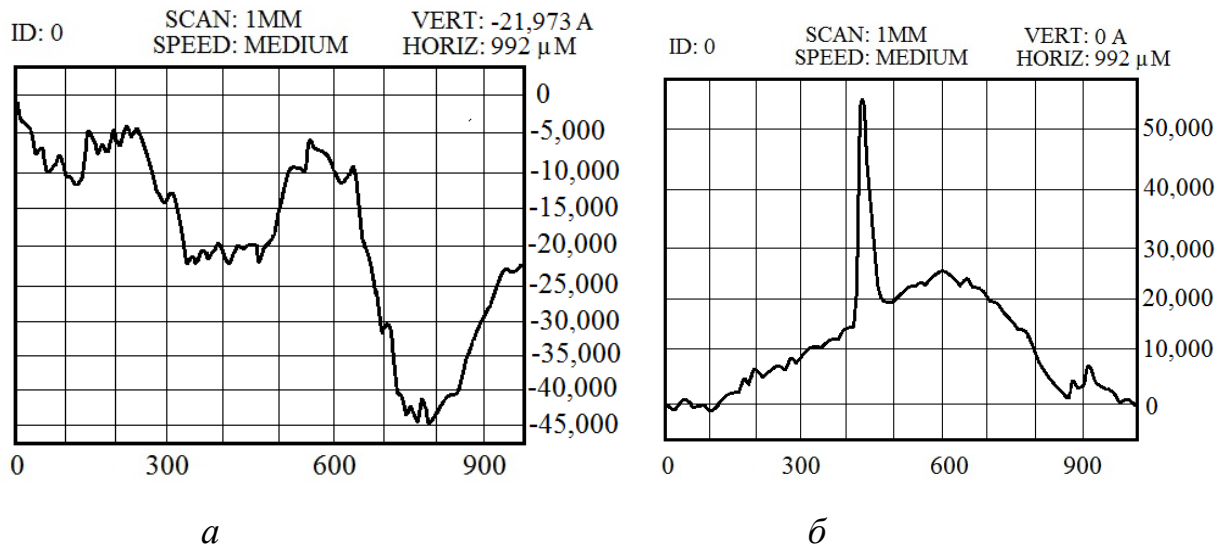


Рис. 4.6 Криві профілю поверхні зразків термопласту Vertex™ ThermoSens після обробки пастами Blue Shine (а) та ThermoGloss (б).

Таблиця 4.3

Значення та середньоквадратичні відхилення (ств) шорсткості поверхні (R_a) зразків термопласту Vertex™ ThermoSens ($p < 0,05$)

№ з/п	Обробка поверхні	R_a , мкм знач. (\pm ств)
1	без обробки	2,02(\pm 0,099)
2	пастою Blue Shine	1,21(\pm 0,13)
3	пастою ThermoGloss	0,88(\pm 0,079)

Аналогічно до попередніх випадків різниця між шорсткістю поверхні пластмаси після полірування різними пастами незначна ($1,21 \pm 0,13$ мкм для Blue Shine та $0,88 \pm 0,079$ мкм для ThermoGloss ($p < 0,01$)). Найменше значення шорсткості досягається після фінішної обробки пастою ThermoGloss, яке

порівняно з аналогічним показником для необробленої поверхні зменшується в 2 – 2,5 рази.

Згідно з ГОСТ 2789-73 та ГОСТ 2.309-73 за параметром шорсткості Ra необроблена поверхня термопласту Vertex™ ThermoSens має клас шорсткості 6а, після полірування пастою Blue Shine показник шорсткості покращується до класу 7а, а після полірування пастою ThermoGloss – до класу 7б.

Отже, за результатами виконаних обчислень здійснили ранжування стоматологічних пластмас (рис. 4.7) за параметром шорсткості. Як бачимо, шорсткість акрилових пластмас Фторакс та Villacryl Н Plus відрізняється незначно для всіх типів обробки поверхонь, однак достовірно відрізняється від аналогічного показника у випадку термопласту Vertex™ ThermoSens ($p < 0,01$).

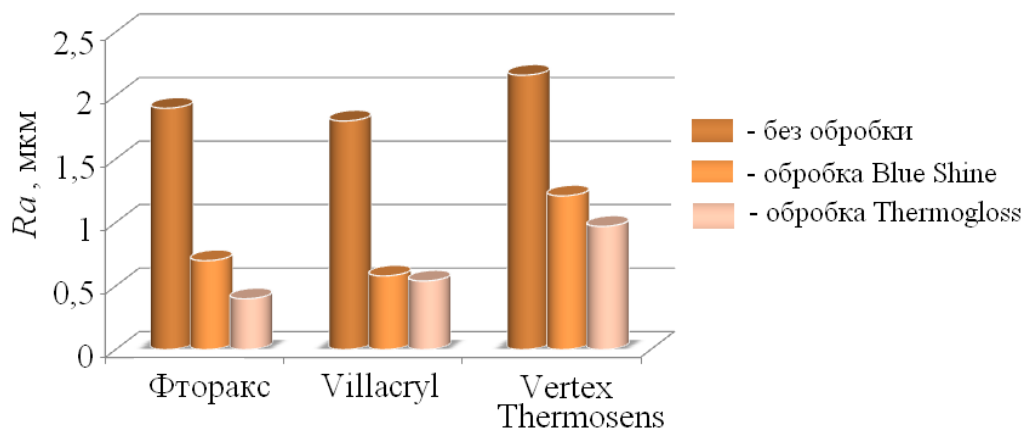


Рис. 4.7 Ранжування стоматологічних матеріалів за середнім значенням шорсткості поверхні зразків із різною фінішною обробкою.

Одержані дані засвідчують, що полірування фінішною пастою ThermoGloss забезпечує меншу шорсткість поверхні, ніж пастою Blue Shine, для всіх типів базисних полімерів, що сприяє покращенню якості знімних протезів.

4.2. Результати оцінки якості поверхні і структури полімерних зразків методом сканівної мікроскопії

За результатами виконаних експериментальних досліджень вивчили та проаналізували однорідність структури, наявність або відсутність нерівностей, тріщин, пор в експериментальних зразках різного типу обробки.

Для оцінювання якості фінішної обробки полімерних зразків на макрорівні досліджували морфологію поверхні за допомогою методу скануючої електронної мікроскопії на мікроскопі ZEISS EVO 40XVP.

У результаті проведеного дослідження отримані наступні результати.

Фторакс (АО СТОМА, Україна). На рис. 4.8 подано цифрові зображення необробленої поверхні зразка акрилового полімеру Фторакс за збільшення $\times 500$ (рис. 4.8, а) та $\times 1000$ (рис. 4.8, б), відповідно. Як бачимо із рисунків, морфологія поверхні досить розвинена. Рельєф має неоднорідну структуру, характерна наявність подовгастих гребенів та заглибин у вигляді мікротріщин шириною 5...30 мкм та довжиною до 150 мкм (табл. 4.4).

Таблиця 4.4

Види дефектів якості поверхні експериментальних зразків полімеру

Фторакс

Матеріал	Види дефектів за збільшення $\times 1000$			
	нерівності	Тріщини	Пори	Борозни
Фторакс без обробки	+++	++	+	-

Примітка: «-» – дефект відсутній; «+» – слабо виражений дефект; «++» – добре виражений дефект; «+++» – сильно виражений дефект.

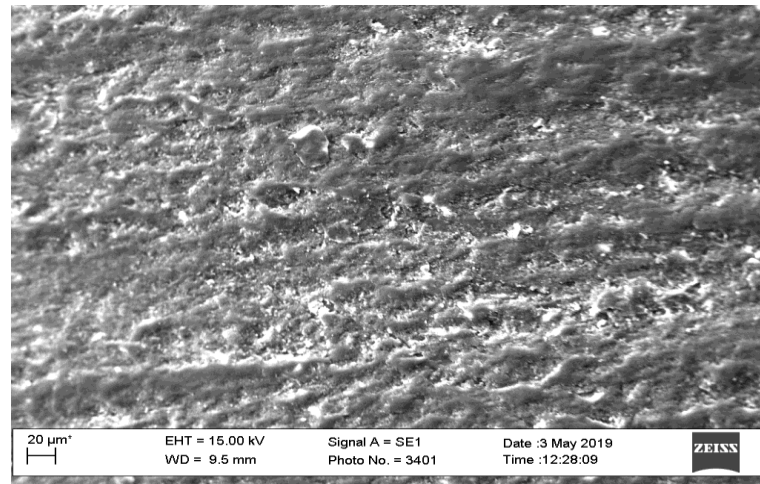
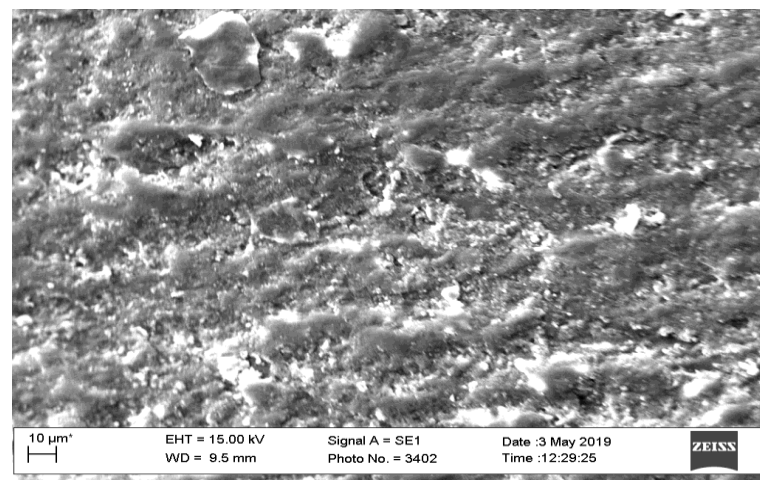
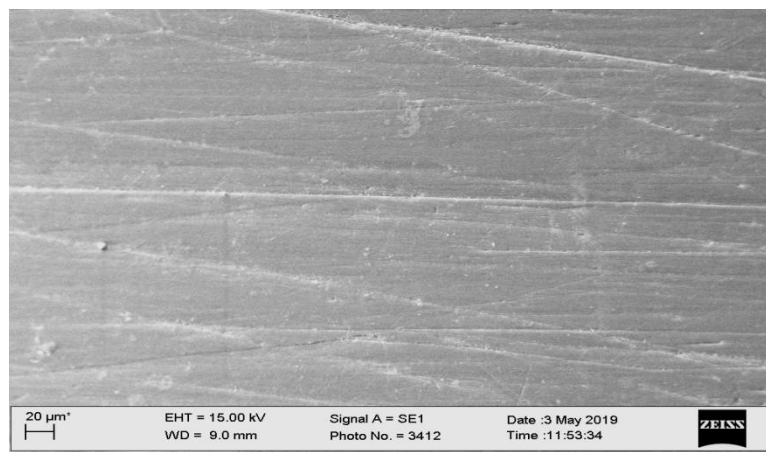
*a**b*

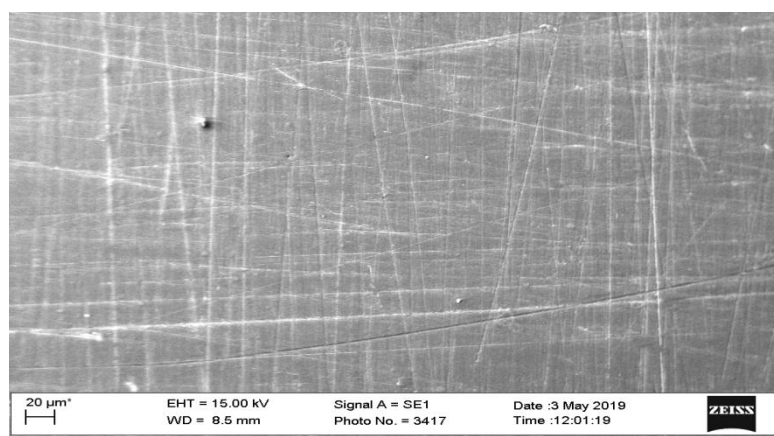
Рис. 4.8 Структура необробленої поверхні зразка акрилового полімеру Фторакс: *a* $\times 500$; *b* $\times 1000$.

На рис. 4.9 подано зображення поверхні зразків полімеру Фторакс після полірування пастами Blue Shine (рис. 4.9, *a*) та ThermoGloss (рис. 4.9, *b*) за збільшення $\times 500$, а на рис. 4.10 – за збільшення $\times 1000$, відповідно.

Із рис. 4.9 бачимо, що порівняно з необробленою поверхнею (рис. 4.8) в обох випадках рельєф поверхні після полірування має однорідну структуру за згладженої поверхні. Водночас присутні незначні випуклості, ймовірно, від підповерхневих включень, незначна кількість пор, а також борозни, що, очевидно, утворились у результаті полірування зразка.



а

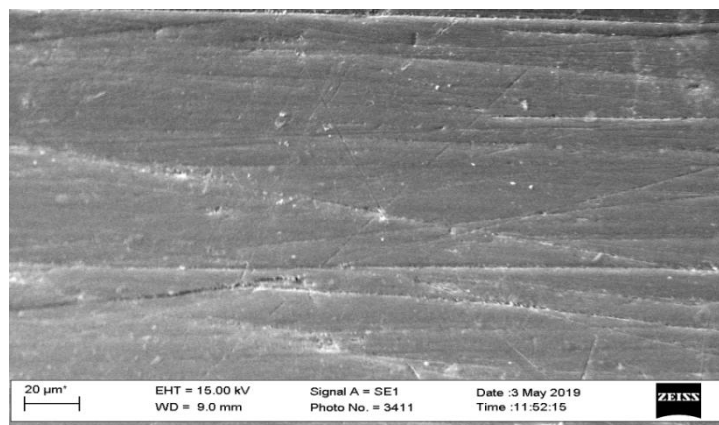


б

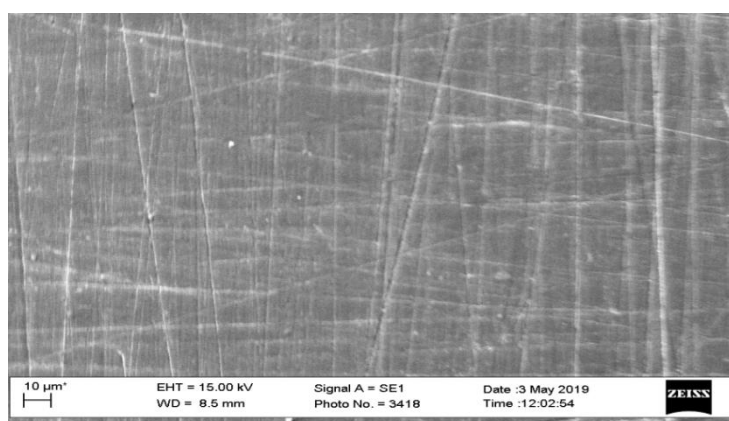
Рис. 4.9 Структура поверхні зразка акрилового полімеру Фторакс після обробки пастами Blue Shine (а) та ThermoGloss (б) ($\times 500$).

Якщо після полірування поверхні пастою Blue Shine борозни переважно мають однакову напрямленість (рис. 4.9 та 4.10, а), то після полірування пастою ThermoGloss поверхня вкрита густою сіткою борозен, напрямлених у різні сторони.

Однак із рис. 4.10 добре видно, що у першому випадку борозни ширші та глибші (рис. 4.10, а), ніж у другому (рис. 4.10, б), де більшість із них мають характер неглибоких подряпин.



a



б

Рис. 4.10 Структура поверхні зразка акрилового полімеру Фторакс після обробки пастами Blue Shine (a) та ThermoGloss (б) ($\times 1000$).

Отримані дані про види дефектів, видимих на поверхні зразків полімеру Фторакс після полірування різними пастами представлено в таблиці 4.5.

Таблиця 4.5

**Види дефектів якості поверхні експериментальних зразків полімеру
Фторакс**

матеріал	вид обробки	Види дефектів за збільшення $\times 1000$			
		Нерівності	тріщини	Пори	Борозни
Фторакс	пастою Blue Shine	-	-	+	+++
	пастою ThermoGloss	-	-	+	++

Примітка: «-» – дефект відсутній; «+» – слабо виражений дефект; «+++» – добре виражений дефект; «++++» – сильно виражений дефект.

На поверхні зразків з полімеру Фторакс після фінішної обробки пастою Blue Shine, окрім незначних пор, зберігались ділянки шорсткості і неглибокі борозни. Найбільш гладкою поверхня була отримана після обробки полімерного зразка з використанням полірувальної пасти ThermoGloss (таблиця 4.5).

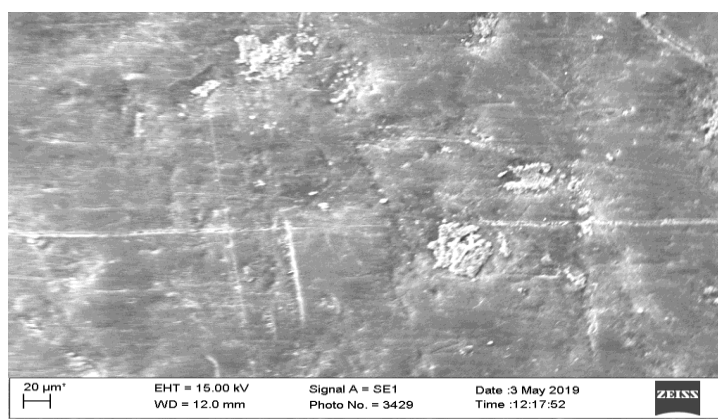
Villacryl H Plus (Zhermack, Італія). На рис. 4.11 подано цифрові зображення необробленої поверхні зразка акрилового полімеру Villacryl H Plus за збільшення $\times 500$ (рис. 4.11, *a*) та $\times 1000$ (рис. 4.11, *б*), відповідно. Поверхня зразків Villacryl H Plus характеризується наявністю повздовжніх та поперечних борозен різної глибини і ширини, морфологія поверхні розвинена слабо. Основа рельєфу має однорідну структуру з незначною кількістю нашарувань розмірами до 30×40 мкм та пор розмірами $1 \dots 4$ мкм (табл. 4.6).

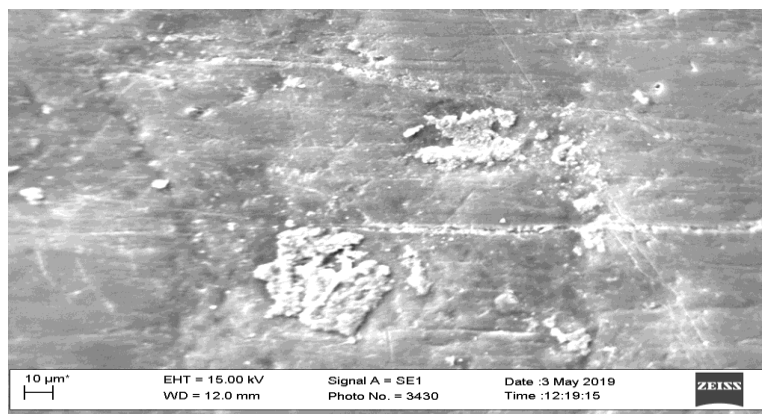
Таблиця 4.6

**Види дефектів якості поверхні експериментальних зразків полімеру
Villacryl H Plus**

Матеріал	Види дефектів за збільшення $\times 1000$			
	нерівності	Тріщини	Пори	Борозни
Villacryl H Plus без обробки	++	-	+	+

Примітка: «-» – дефект відсутній; «+» – слабо виражений дефект; «++» – добре виражений дефект; «+++» – сильно виражений дефект.

*a*

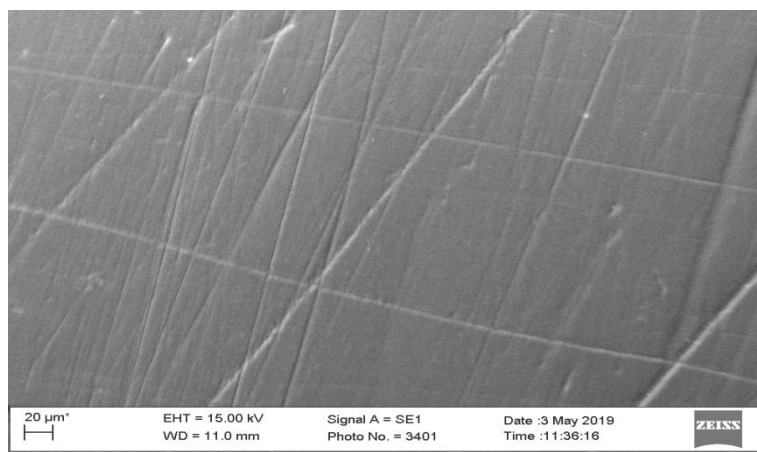


б

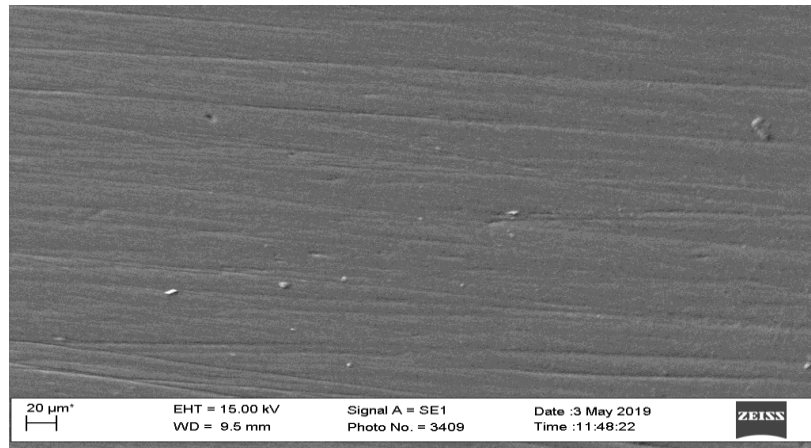
Рис. 4.11 Структура необробленої поверхні зразка акрилового полімеру Villacryl H Plus: *a* $\times 500$; *б* $\times 1000$.

На рис. 4.12 подано зображення поверхні зразків полімеру Villacryl H Plus після полірування пастами Blue Shine (рис. 4.12, *a*) та ThermoGloss (рис. 4.12, *б*) за збільшення $\times 500$, а на рис. 4.13 – за збільшення $\times 1000$, відповідно.

Із рис. 4.12 бачимо, що порівняно з необробленою поверхнею (рис. 4.11) в обох випадках рельєф поверхні після полірування має однорідну дрібнодисперсну структуру за згладженої поверхні. Після полірування пастою Blue Shine поверхня більш гладка, проте полірування не дало повністю усунути нерівності рельєфу, лише зменшила їх вираженість. Тоді, як полірування пастою ThermoGloss поверхня гладка, однорідна, кількість і глибина поверхневих дефектів значно зменшилась.



а

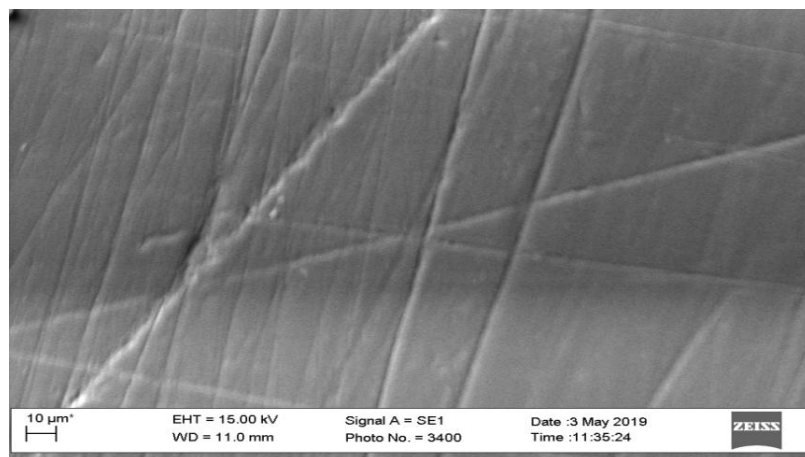


б

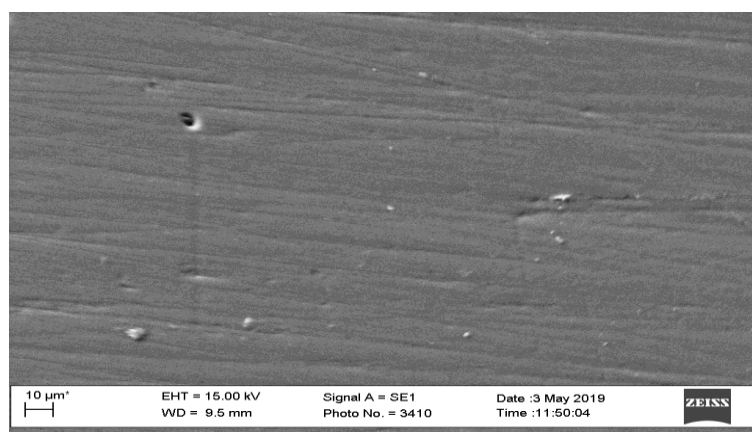
Рис. 4.12 Структура поверхні зразка акрилового полімеру Villacryl H Plus після обробки пастами Blue Shine (а) та ThermoGloss (б) ($\times 500$).

Після полірування пастою Blue Shine поверхня зразка вкрита сіткою борозен різної глибини та напрямлених у різні сторони, проте були менш глибокі (рис. 4.13, а).

Після полірування пастою ThermoGloss борозни візуалізуються слабо і розташовані паралельно в одному напрямку (рис. 4.13, б). Окрім того, тут присутні у незначній кількості мікроклубки розміром 1...4 мкм та поодинокі мікропори розміром 0,5...4 мкм, які добре візуалізуються за збільшення $\times 1000$ (рис. 4.13).



а



б

Рис. 4.13 Структура поверхні зразка акрилового полімеру Villacryl H Plus після обробки пастами Blue Shine (а) та ThermoGloss (б) ($\times 1000$).

Отримані дані про види дефектів, видимих на поверхні зразків полімеру Villacryl H Plus після полірування різними пастами представлено в таблиці 4.7.

Таблиця 4.7

Види дефектів якості поверхні експериментальних зразків полімеру Villacryl H Plus

матеріал	вид обробки	Види дефектів за збільшення $\times 1000$			
		Нерівності	Тріщини	Пори	Борозни
Villacryl H Plus	пастою Blue Shine	-	-	-	+++
	пастою ThermoGloss	-	-	+	+

Примітка: «-» – дефект відсутній; «+» – слабо виражений дефект; «++» – добре виражений дефект; «+++» – сильно виражений дефект.

Vertex™ ThermoSens (Vertex Dental, Нідерланди). У даному електронно-мікроскопічному дослідженні нами вивчалась поверхня зразка після шліфування. На рис. 4.14 подано цифрові зображення необробленої поверхні зразка термопласту Vertex ThermoSens за збільшення $\times 500$ (рис. 4.14, а,) та 1000 (рис. 4.14, б), відповідно. Як бачимо із рисунків,

морфологія поверхні зразка розвинена, наявні нерівності та тріщини. (табл. 4.8).

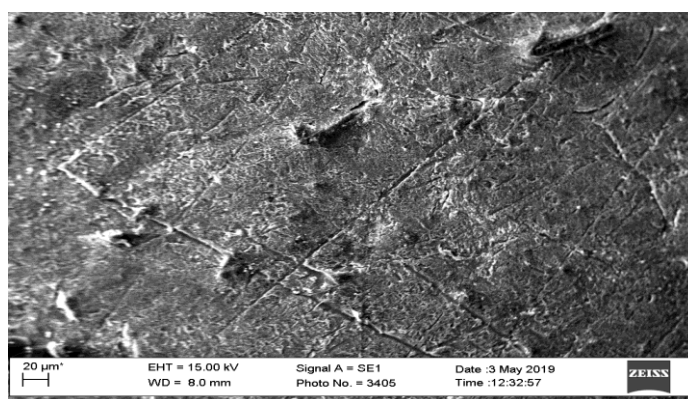
Таблиця 4.8

Види дефектів якості поверхні експериментальних зразків полімеру

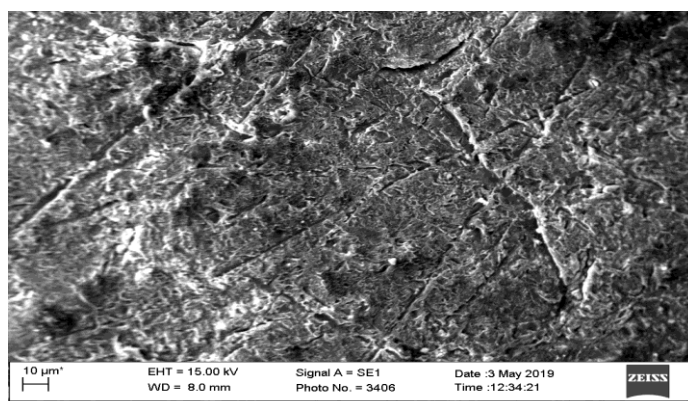
Vertex™ ThermoSens

Матеріал	Види дефектів за збільшення $\times 1000$			
	нерівності	тріщини	Пори	Борозни
Vertex™ ThermoSens без обробки	+++	+++	-	-

На зразку (рис. 4.14, *a*, *б*) простежуються нерівності рельєфу у вигляді виступів і впадин, наявні повздовжні та поперечні тріщини різної ширини і глибини.



a



б

Рис. 4.14 Структура необробленої поверхні зразка термопластичного полімеру Vertex™ ThermoSens: *a* $\times 500$; *б* $\times 1000$.

На рис. 4.15 подано зображення поверхні зразків полімеру Vertex™ ThermoSens після полірування пастами Blue Shine (рис. 4.15, *a*) та ThermoGloss (рис. 4.15, *б*) за збільшення $\times 500$, а на рис. 4.16 – за збільшення $\times 1000$, відповідно.

Із рис. 4.15 бачимо, що порівняно з необробленою поверхнею (рис. 4.14) в обох випадках основа рельєфу поверхні після полірування має однорідну дрібнодисперсну структуру за згладженої поверхні. Після полірування поверхні пастою Blue Shine (рис. 4.15 та 4.16, *a*) з'являються численні нерівності (заглибини та підвищення у вигляді “напливів” матеріалу), борозни різної глибини у різних напрямках, мікротріщини. Такий стан поверхні після полірування підтверджує, що через підвищену еластичність напівжорсткий поліамід Vertex™ ThermoSens важко піддається обробці.

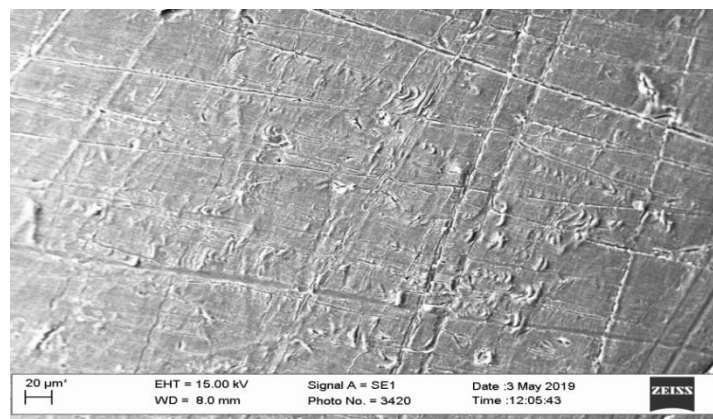
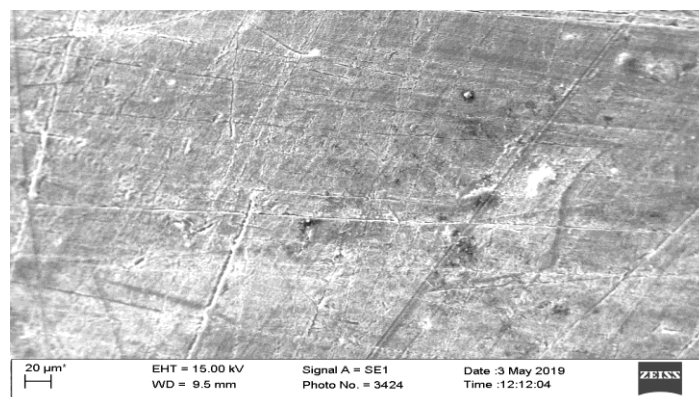
*a**б*

Рис. 4.15 Структура поверхні зразка термопласту Vertex™ ThermoSens після обробки пастами Blue Shine (*a*) та ThermoGloss (*б*) ($\times 500$).

Після полірування пастою ThermoGloss за великого збільшення (рис. 4.15 та рис. 4.16, б) візуалізуються вузькі борозни незначної глибини та поодинокі мікроклубки розміром до 15 мкм.

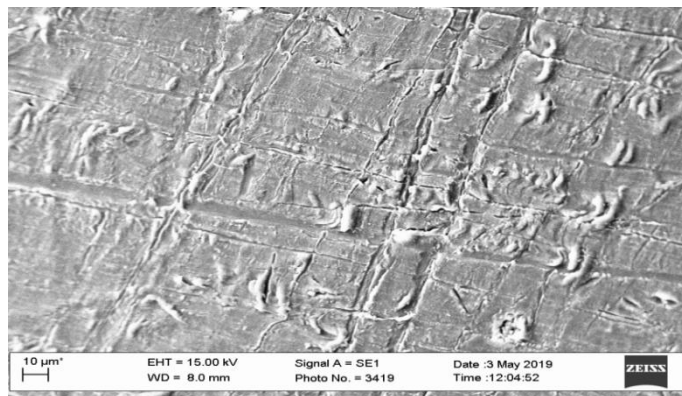
Отримані дані про види дефектів, видимих на поверхні зразків полімеру Vertex™ ThermoSens після полірування різними пастами представлено в таблиці 4.9.

Таблиця 4.9

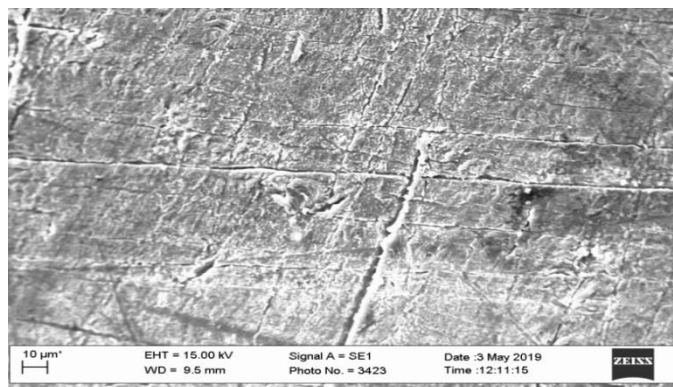
**Види дефектів якості поверхні експериментальних зразків полімеру
Vertex™ ThermoSens**

Матеріал	вид обробки	Види дефектів за збільшення $\times 1000$			
		Нерівності	тріщини	Пори	Борозни
Vertex™ ThermoSens	пастою Blue Shine	++	+	+	++
	пастою ThermoGloss	-	-	-	++

Примітка: «-» – дефект відсутній; «+» – слабо виражений дефект; «++» – добре виражений дефект; «+++» – сильно виражений дефект.



а



б

Рис. 4.16 Структура поверхні зразка термопласту Vertex™ ThermoSens після обробки пастами Blue Shine (а) та ThermoGloss (б) ($\times 1000$).

У таблиці 4.10 зведено отримані результати наявних дефектів поверхні стоматологічних пластмас за різних видів обробки. Критерій оцінки якості поверхні полімерних зразків рахували у бальній системі (бал дефектності) за наявністю дефектів на ній. Більший бал свідчить про більшу кількість дефектів, а, отже, про гіршу якість поверхні полімеру.

Таблиця 4.10

**Види дефектів якості поверхні експериментальних зразків
стоматологічних пластмас**

матеріал	вид обробки	Види дефектів за збільшення $\times 1000$				Бал Дефектності
		нерівності	тріщини	пори	Борозни	
Фторакс	без обробки	+++	++	+	-	6
	обробка пастою Blue Shine	-	-	+	+++	4
	обробка пастою ThermoGloss	-	-	+	++	3
Villacryl H Plus	без обробки	++	-	+	+	4
	обробка пастою Blue Shine	-	-	-	+++	3
	обробка пастою ThermoGloss	-	-	+	+	2
Vertex™ ThermoSens	без обробки	+++	+++	-	-	6
	обробка пастою Blue Shine	++	+	-	++	5
	обробка пастою ThermoGloss	-	-	+	++	3

На рис. 4.17 представлено діаграми ранжування стоматологічних полімерів за якістю обробки поверхні зразків різними полірувальними пастами. Бачимо, що незалежно від вибраної пасти якість поверхні полімерів після полірування значно підвищується. Насамперед це відображається у

відсутності на полірованій поверхні нерівностей, які домінують в необробленому матеріалі. Однак після полірування на поверхні з'являються численні борозни різної глибини та поодинокі мікропори різного розміру.

Серед усіх полімерів найкращу якість має поверхня після полірування пастою ThermoGloss, а якісно обробленою у виконаних дослідженнях можна вважати поверхню зразків Villacryl H Plus. Отримані результати узгоджуються з виконаними раніше дослідженнями шорсткості поверхонь полімерів за різної їх фінішної обробки, також із відомими у літературі [146, 168, 196, 227, 245].

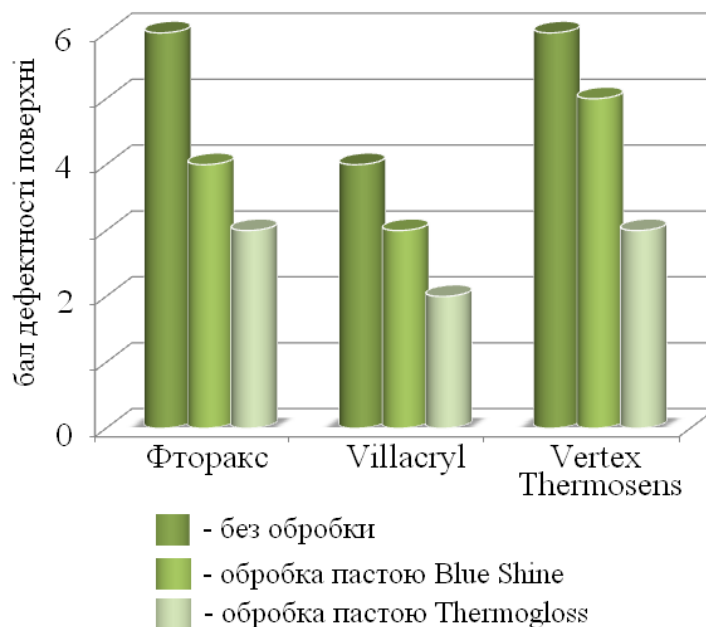


Рис. 4.17 Ранжування стоматологічних полімерів за якістю обробки поверхні зразків різними полірувальними пастами.

Отже, дані мікроскопії дають можливість оцінити якість поверхні полімерних зразків із різними властивостями і побачити дефекти, які не видимі для людського ока в практичній діяльності. Отримані результати свідчать, що одним із надзвичайно важливих чинників, які впливають на якість поверхні і результат кінцевого технологічного процесу, є ефективний вибір спеціальних полірувальних паст.

Найменшу кількість дефектів виявлено на поверхні полімерів акрилової природи (Фторакс, Villacryl H Plus), а найбільшу наявність дефектів можна констатувати у термопластичного полімеру (Vertex™ ThermoSens). Це підтверджує важливість завдання щодо підвищення якості фінішної обробки нових еластичних полімерів стоматологічного призначення.

4.3 Результати мікробіологічних досліджень адгезії бактерій і грибів до різних базисних матеріалів полірованих різними полірувальними пастами

Проведені експериментальні дослідження продемонстрували, що термопластичні та акрилові полімери, оброблені різними полірувальними пастами істотно відрізняються за своєю здатністю адсорбувати і утримувати мікробні клітини з суспензії.

Індекси адгезії коливались в межах від 0,2 до 0,6. Систематизація отриманих даних дозволила виділити три ступені інтенсивності адгезії: від 0,20 до 0,35 – низька ступінь; від 0,36 до 0,51 – помірною ступінь; від 0,51 і вище – висока ступінь. Адгезія мікроорганізмів до контрольного матеріалу – скла проявлялися дуже слабо.

Результати вивчення адгезії бактерій і грибів до поверхні конструкційних матеріалів *in vitro* наведено у табл. 4.11, де відображені індекси адгезії та виділених КУО до взірців термопластичного полімерного матеріалу «Vertex™ ThermoSens», які оброблені полірувальною пастою «Blue Shine» та «Vertex™ ThermoGloss», та до взірців поліметилакрилатного сополімеру «Villacryl H Plus», які оброблені універсальними полірувальними пастами – «Blue Shine» та «Vertex™ ThermoGloss».

Порівняльний аналіз індексів адгезії мікроорганізмів до різних видів базисних полімерів, які поліровані різними пастами наведений в табл. 4.12.

При визначенні адгезивних властивостей термопластичних пластин Vertex™ ThermoSens, оброблених пастою Blue Shine встановили, що індекс адгезії грампозитивних мікроорганізмів, зокрема *S.aureus* ATCC 6538 становив $0,45 \pm 0,01$ одиниці. При обробленні цього ж матеріалу полірувальною пастою Vertex™ ThermoGloss індекс адгезії становив $0,43 \pm 0,02$ одиниці, що вказувало на зменшення адгезивних властивостей матеріалу на 4,4% ($p > 0,05$).

При визначенні адгезивних властивостей пластмасових пластин Villacryl H Plus оброблених полірувальною пастою Blue Shine встановили, що індекс адгезії *Staphylococcus aureus* ATCC 6538 становив $0,49 \pm 0,02$ одиниці, а при обробленні полірувальною пастою Vertex™ ThermoGloss індекс адгезії був $0,46 \pm 0,03$ одиниці, що свідчило про зменшення адгезивних властивостей на 6,1% ($p > 0,05$).

Отримані дані вказують на менші адгезивні властивості полімерних пластин щодо *Staphylococcus aureus* ATCC 6538, оброблених полірувальною пастою Vertex™ ThermoGloss (рис. 4.18, 4.19).

Таблиця 4.11

**Індекс адгезії мікроорганізмів до різних видів базисних полімерів,
які поліровані різними пастами**

тест культура музейні штами мікроорганізмів	Blue Shine		Vertex™ ThermoGloss	
	індекс адгезії		індекс адгезії	
	Vertex™ ThermoSens	Villacryl H Plus	Vertex™ ThermoSens	Villacryl H Plus
<i>S.aureus</i> ATCC 6538	$0,45 \pm 0,01$	$0,49 \pm 0,02$	$0,43 \pm 0,02$	$0,46 \pm 0,03$
<i>E.coli</i> ATCC 25922	$0,56 \pm 0,03^*$	$0,54 \pm 0,02^*$	$0,45 \pm 0,03^*$	$0,47 \pm 0,02^*$
<i>Candida albicans</i> ATCC 10231	$0,27 \pm 0,01^{**}$	$0,29 \pm 0,01^{**}$	$0,22 \pm 0,02^{**}$	$0,24 \pm 0,02^{**}$
<i>Enterococcus oralis</i> ІМБ В-7497	$0,44 \pm 0,02$	$0,48 \pm 0,03$	$0,42 \pm 0,03$	$0,47 \pm 0,01$

Примітка: *, ** $p < 0,05$

Таблиця 4.12

Порівняльний аналіз адгезивної здатності базисних полімерів по відношенню до різних груп тестованих мікроорганізмів (M±m, n=3)

Тест-культура музейні штами мікроорганізмів	Кількість внесеної культури КУО/мл	Скло		Blue Shine				Vertex ThermoGloss			
		Виділено КУО	Індекс адгезії	Vertex™ ThermoSens Виділено КУО	Індекс адгезії	Villacryl H Plus Виділено КУО	Індекс адгезії	Vertex™ ThermoSens Виділено КУО	Індекс адгезії	Villacryl H Plus Виділено КУО	Індекс адгезії
<i>S.aureus</i> ATCC 6538	log 9,72	Log 2,17±0,012	0,22	log 4,37±0,01***	0,45	log 4,79±0,04***	0,49	log 4,25±0,03***	0,43	log 4,49±0,04***	0,46
<i>E.coli</i> ATCC 25922	log 9,11	Log 2,2±0,0012	0,24	log 5,16±0,05***	0,56	log 4,73±0,04***	0,54	log 4,1±0,037***	0,45	log 4,66±0,04***	0,47
<i>Candida albicans</i> ATCC 10231	log 9,54	Log 2,0±0,006	0,2	log 2,56±0,03***	0,27	log 2,84±0,017***	0,29	log 2,66±0,03***	0,22	log 2,53±0,02***	0,24
<i>Enterococcus oralis</i> ІМБ В-7497	log 9,69	Log 2,18±0,023	0,22	log 4,35±0,035***	0,44	log 4,67±0,034***	0,48	log 4,13±0,043***	0,42	log 4,63±0,026***	0,47

Примітка: ***P<0,001 у порівнянні з контролем – скло

Адгезія *Escherichia coli* ATCC 25922 до всіх досліджуваних матеріалів відбувалась активніше, порівняно з іншими тест-культурами. Про це свідчить як значення відповідних індексів адгезії, так і абсолютне число прикріплених до взірців матеріалів мікробних клітин. Найвищий індекс адгезії у *Escherichia coli* зареєстровано при випробуванні адгезивних властивостей полімерних взірців Vertex™ ThermoSens, оброблених полірувальною пастою Blue Shine. Встановлено, що індекс адгезії грамнегативних мікроорганізмів *Escherichia coli* ATCC 25922 становить $0,56 \pm 0,03$ одиниці. При обробленні цього ж матеріалу полірувальною пастою Vertex™ ThermoGloss індекс адгезії становив $0,45 \pm 0,03$ одиниці, що вказувало на зменшення адгезивних властивостей матеріалу на 19,6% ($p < 0,05$).

При визначенні адгезивних властивостей пластмасових пластин Villacryl H Plus оброблених полірувальною пастою Blue Shine встановили, що індекс адгезії *Escherichia coli* ATCC 25922 становить $0,54 \pm 0,02$ одиниці, а при обробленні полірувальною пастою Vertex™ ThermoGloss індекс адгезії був меншим на 12,9 % ($p < 0,05$) (рис. 4.18, 4.19).

Термопластичний полімер Vertex™ ThermoSens відрізняється мінімальною здатністю адсорбувати на своїй поверхні дріжджеподібні гриби роду *Candida* – індекс адгезії взірців полірованих пастою Blue Shine становить $0,27 \pm 0,01$, частка адгезованих грибкових клітин $2,56 \pm 0,03$, а оброблених пастою Vertex™ ThermoGloss індекс адгезії – $0,22 \pm 0,02$ одиниці, частка адгезованих грибкових клітин $2,66 \pm 0,03$ ($p < 0,05$).

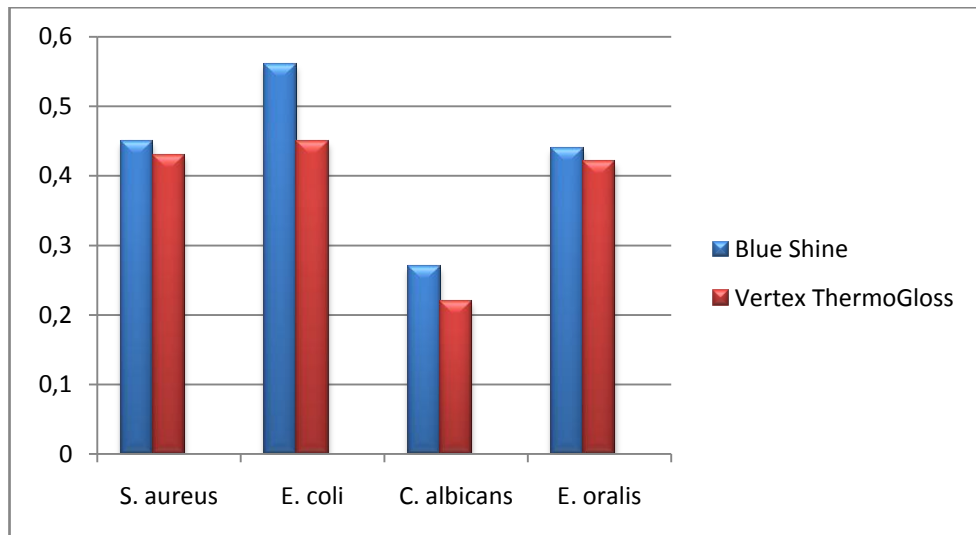


Рис. 4.18 Індекс адгезії мікроорганізмів до базисного термопластичного полімеру Vertex™ ThermoSens

Отже, при визначенні адгезивних властивостей термопластичних взірців, оброблених пастою Vertex™ThermoGloss встановили, що індекс адгезії грибків роду *Candida*, зокрема *Candida albicans* зменшувався на 18,5%. порівняно з матеріалом обробленим полірувальною пастою Blue Shine. Аналогічно низькими були показники адгезії *Candida albicans* до контрольних взірців виготовлених зі скла.

Ненабагато активніше спостерігалась адгезія клітин *Candida albicans* до обох досліджуваних взірців акрилового полімеру Villacryl Н Plus. Вищі показники адгезії були зареєстровані при випробуванні взірців оброблених пастою Blue Shine $0,29 \pm 0,01$ одиниць, частка адгезованих грибкових клітин $2,84 \pm 0,017$, а оброблених пастою Vertex™ThermoGloss індекс адгезії – $0,24 \pm 0,02$ одиниці, частка адгезованих грибкових клітин $2,53 \pm 0,02$ ($p < 0,05$).

При визначенні адгезивних властивостей пластмасових пластин Villacryl Н Plus оброблених полірувальною пастою Vertex™ThermoGloss встановили, що індекс адгезії *Candida albicans* зменшувався на 10,3% порівняно з матеріалом обробленим полірувальною пастою Blue Shine ($p < 0,05$) (рис. 4.18, 4.19).

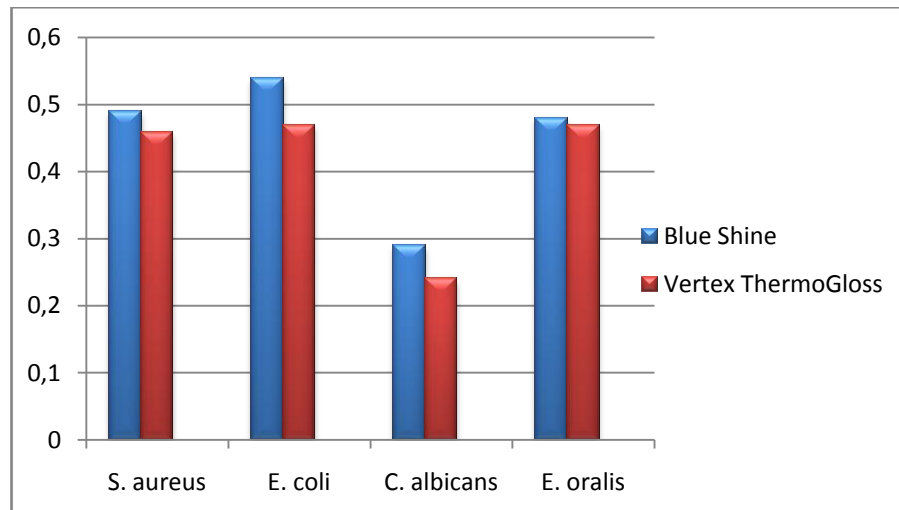


Рис. 4.19 Індекс адгезії мікроорганізмів до базисного акрилового полімеру Villacryl H Plus

Enterococcus oralis ІМБ В-7497 показав помірну ступінь адгезії до всіх матеріалів використаних у дослідженні. Про це свідчить як значення відповідних індексів адгезії, так і абсолютне число прикріплених до взірців матеріалів мікробних клітин. Найвищий індекс адгезії у *Enterococcus oralis* зареєстровано у акрилового полімеру Villacryl H Plus оброблених полірувальною пастою Blue Shine $0,48 \pm 0,02$, частка адгезованих клітин $4,67 \pm 0,034$, у взірців оброблених пастою Vertex™ThermoGloss індекс адгезії становив $0,47 \pm 0,01$, а частка адгезованих клітин – $4,63 \pm 0,026$ ($p > 0,05$).

Нижчий індекс адгезії *Enterococcus oralis* спостерігався у термопластичного полімеру Vertex™ ThermoSens полірованих пастами Blue Shine – $0,44 \pm 0,02$, число адгезованих мікроорганізмів становив $4,35 \pm 0,035$, та Vertex™ThermoGloss – $0,42 \pm 0,03$, число адгезованих мікроорганізмів становив $4,13 \pm 0,043$ ($p > 0,05$).

Проведене in vitro дослідження свідчить, що термопластичні матеріали на відміну від пластмас акрилового ряду, використаних у експерименті, володіють меншою здатністю до колонізації на своїй поверхні патогенної мікрофлори.

У кожного базисного матеріалу залежно від фізико-хімічних параметрів існує характерний якісний і кількісний профіль адгезії мікробної

флори. Отримані дані дозволяють зробити висновок, що взірці з полімерних матеріалів для виготовлення базисів протезів суттєво відрізняються за ступінню адгезії бактерій, а також грибів роду *Candida*, яка залежить від структури поверхні матеріалу, від способу полірування, від вибору полірувальних паст, що відповідно визначає відмінності колонізаційної резистентності до формування мікробної біоплівки при використанні полімеру в клінічних умовах (рис. 4.20, 4.21).

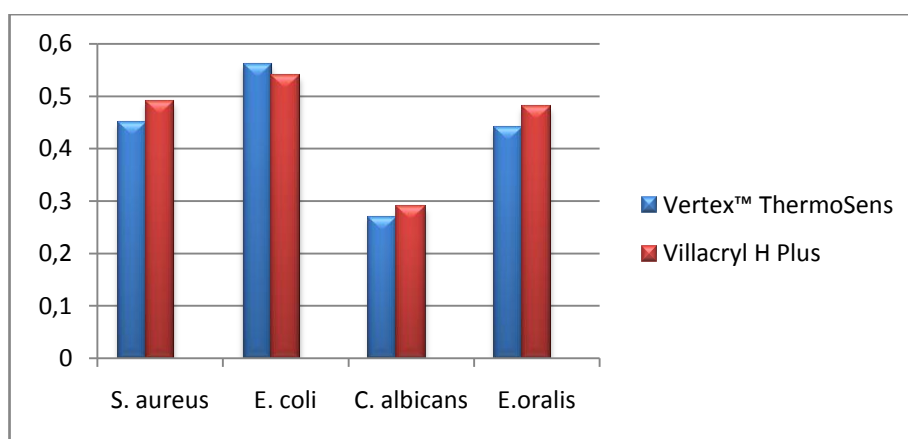


Рис. 4.20 Індекс адгезії мікроорганізмів до базисного термопластичного полімеру Vertex™ ThermoSens та акрилового полімеру Villacryl H Plus полірованих пастою Blue Shine

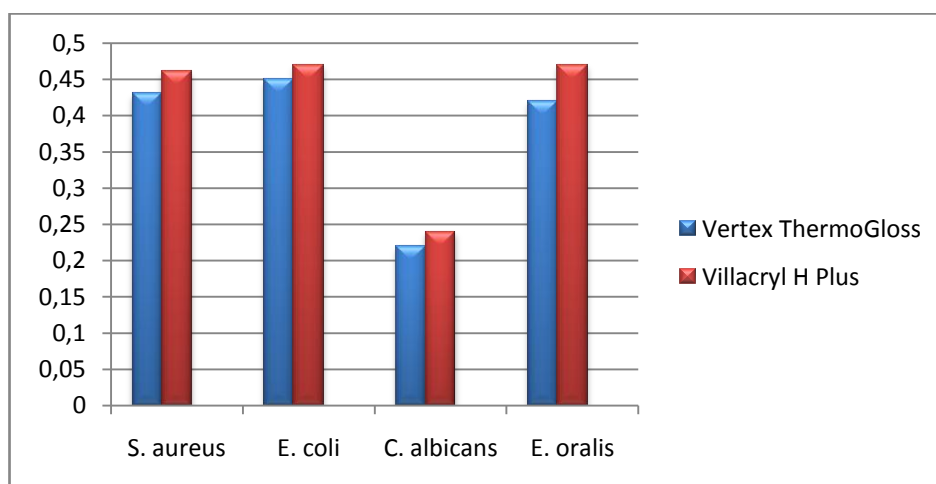


Рис. 4.21 Індекс адгезії мікроорганізмів до базисного термопластичного полімеру Vertex™ ThermoSens та акрилового полімеру Villacryl H Plus полірованих пастою Vertex™ ThermoGloss

Таким чином, одержані результати дослідження є важливими для критичної оцінки якості полірування термопластичних та акрилових матеріалів для базисів знімних протезів з точки зору обсіменіння на їхній поверхні патогенних мікроорганізмів. Від ступеня обсіменіння акрилових і термопластичних полімерних матеріалів, що використовуються для виготовлення знімних протезів, залежатиме не лише їх конструкційна цілісність і терміни використання, але і реакція на них організму, розвиток запалень і алергічні реакції.

Проведене дослідження *in vitro* дозволяє прийти до висновку про певну мікробіологічну стійкість термопластичних безмономерних полімерів до мікрофлори порожнини рота, що являється важливим фактором в процесі реабілітації хворих з знімними протезами.

4.4 Висновки до розділу 4.

- За результатами виконаних досліджень можна зробити висновок про досить складну обробку безакрилових еластичних базисних полімерів порівняно з акриловими аналогами. Механічна обробка термопластів утруднена через їх еластичність: матеріали мають тенденцію до розтягу при шліфуванні за допомогою обертальних інструментів.
- Для отримання оптимального результату обробка цих матеріалів вимагає додаткових зусиль, матеріальних витрат і часу фахівців.
- Абразивність полірувальної системи, а у результаті гладкість поверхні залежить від розміру абразивних частинок, які наявні у полірувальній пасті. Полірувальна паста Vertex™ThermoGloss має більш м'яку абразивну дію, ніж полірувальна паста Blue Shine, тому підходить для фінішної обробки менш твердих полімерів, а паста Blue Shine є для них більш абразивною, про що свідчить більш шорстка поверхня цих матеріалів.

- Із метою підвищення якості ортопедичного лікування хворих за допомогою знімних конструкцій зубних протезів стає надзвичайно актуальним завдання розробки ефективного алгоритму фінішної обробки термопластичних полімерів. Кінцева обробка поверхні знімного протезу являється важливим фактором, який визначає комфорт пацієнта, довговічність і естетичні властивості протеза. Доведено, що руйнування полімерів, зазвичай відбувається у ділянках локальних концентрацій напружень, які виникають на шорстких і пористих поверхнях. Мікродефекти поверхні зменшують міцність і пластичність полімеру та є причиною його деформації і пошкодження.
- За даними сканівної мікроскопії досліджуваних полімерних матеріалів визначено, що більш гладкі поверхні після полірування пастою Vertex™ThermoGloss отримані у термопластичного матеріалу Vertex™ ThermoSens, порівняно з пастою Blue Shine, а у акрилових полімерів Villacryl H Plus виявлено менше поверхневих дефектів, ніж у полімеру Фторакс.
- Отримані дані дозволяють зробити висновок, що взірці з термопластичних і акрилових полімерів для виготовлення базисів знімних протезів володіють різним ступенем мікробної адгезії, який залежить від вибору полірувальної пасти.
- Проведені експериментальні мікробіологічні дослідження показали, що тест-культури *Staphylococcus aureus* ATCC 6538, *Escherichia coli* ATCC 25922, *Candida albicans* ATCC 10231, *Enterococcus oralis* ІМБ В-7497 виявили помірну ступінь адгезії до всіх досліджуваних матеріалів для виготовлення знімних протезів. Ступінь адгезії мікроорганізмів являється важливим показником, що визначає особливості наступної колонізації конструкції знімного протеза, який знаходиться у порожнині рота і впливає на весь оральний біоценоз.

- Полірування поверхні термопластичних і акрилових полімерів пастою Vertex™ThermoGloss суттєво впливає на зменшення первинної адгезії мікроорганізмів, причому особливо виражене зниження адгезії відзначається у грибів *Candida albicans*.
- Недостатньо відполірований протез, особливо виготовлений з термопластичного полімеру, може стати джерелом накопичення залишків їжі і обсіменіння мікробами. Отримання полірованої поверхні має вирішальне значення у зменшенні ретенції бактеріального нальоту.

Основні положення розділу висвітлені у наступних публікаціях:

1. Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР. Гуньовська РП. Основні властивості абразивних стоматологічних матеріалів, що використовуються в поліруванні базисів знімних протезів. Український стоматологічний альманах. 2018;4:73-7. [58]

2. Макєєв ВФ, Скальський ВР, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП. Результати вивчення особливостей поверхневої структури стоматологічних полімерів для знімного протезування методом скануючої мікроскопії після їх обробки різними полірувальними пастами. Сучасна стоматологія. 2020;1(100):7-11. [62]

3. Гуньовський ЯР. Порівняльна оцінка ефективності кінцевої обробки полімерних матеріалів для базисів знімних протезів. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні аспекти теоретичної та практичної стоматології». Чернівці, 4-5 травня 2020; Чернівці. Чернівці: 2020. с. 78-79. [25]

4. Макєєв ВФ, Скальський ВР, Гуньовський ЯР, Кухта ВС. Порівняльний кількісний аналіз технологій полірування стоматологічних полімерів для знімного протезування. Новини стоматології. 2020;1 (102):25-31. [63]

5. Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП. Вивчення особливостей поверхневої мікроструктури зразків базисних полімерів до і після полірування. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології». ІХ стоматологічний форум. «Медвін: стоматологія 2020». 11-13 березня 2020; Івано-Франківськ. Івано-Франківськ: 2020. с. 82-84. [56]

6. Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР. Результат вивчення мікроструктури базисних матеріалів для знімних протезів після фінішної обробки полірувальними пастами. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Ортопедична стоматологія: традиції, сьогодення, погляд у майбутнє». Полтава. 14-15 травня 2021; с.30-2. [59]

7. Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР. Microbiological explanation of choosing the bases materials for removable dentures. XIV MIĘDZYNARODOWA KONFERENCJA NAUKOWO-DYDAKTYCZNA „Środowisko a stan zdrowia jamy ustnej”. Lublin. 12.05.2022. Sesja plakatowa anglojęzyczna. [57]

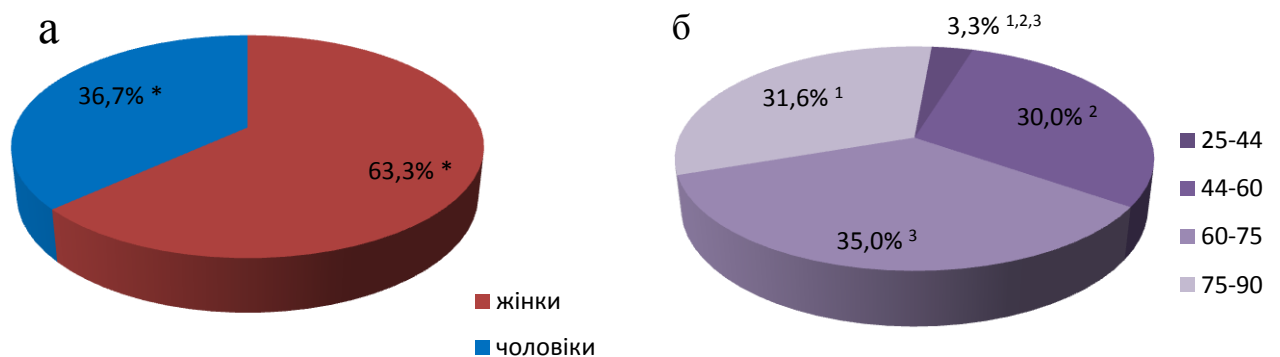
8. Гуньовський ЯР, Макєєв ВФ. Порівняльна оцінка адгезивної здатності мікроорганізмів до термопластичних і акрилових базисних полімерів для знімних протезів полірованих різними пастами. Український стоматологічний альманах. 2022;2:22-7. [23]

РОЗДІЛ 5

РЕЗУЛЬТАТИ КЛІНІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

5.1. Результати клінічного обстеження хворих

На базі Стоматологічного медичного центру Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького на кафедрі ортопедичної стоматології обстежено 60 пацієнтів, серед яких гендерна різниця становила: чоловіків – 22 (36,7%), жінок – 38 (63,3%) ($p < 0,05$) (рис. 5.1 а). Із загальної кількості пацієнтів 2 (3,3%) хворих представляли групу віком від 25 до 44 років ($p < 0,05$ у порівнянні з іншими віковими групами), 18 (30,0%) – від 44 до 60 років, 21 (35,0%) – від 60 до 75 років та 19 (31,6%) – більше 75 років (рис. 5.1 б).



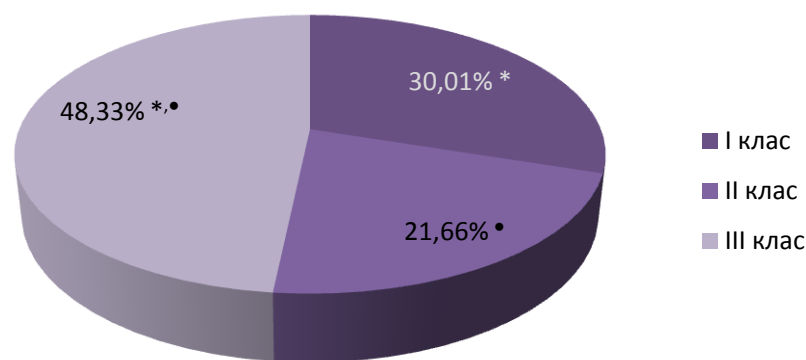
Примітка: *, ¹⁻³ статистично значна різниця між показниками ($p < 0,05$)

Рис. 5.1 Розподіл хворих загальної вибірки: а – за статтю; б – за віком.

Найбільша потреба у знімному протезуванні виявлена у віковій групі 60-75 років і склала 21 особу (34,89%), а найменша в віковій групі 25-44 роки 2 особи (3,32%) ($p < 0,05$).

Систематизацію виявлених у пацієнтів дефектів зубних рядів здійснено у відповідності до класифікації Кенеді.

У результаті клінічного огляду порожнини рота 60 пацієнтів з нозологічними формами за класифікацією Кенеді, переважав дефект зубного ряду III класу за Кенеді – 29 (48,33%) ($p_{III-I} < 0,05$, $p_{III-II} < 0,05$) дефекти зубного ряду II класу спостерігались у 13 (21,66%) пацієнтів, двобічні кінцеві дефекти виявлено у 18 (30,01%) хворих I клас за Кенеді ($p_{I-II} > 0,05$) (рис. 5.2), хворих з частковою втратою зубів у фронтальному відділі, (IV клас за Кенеді) не виявлено (табл. 5.1).



Примітка: *, • статистично значна різниця між показниками ($p < 0,05$)

Рис. 5.2 Розподіл пацієнтів за групами залежно від класу дефекту зубного ряду за Кенеді.

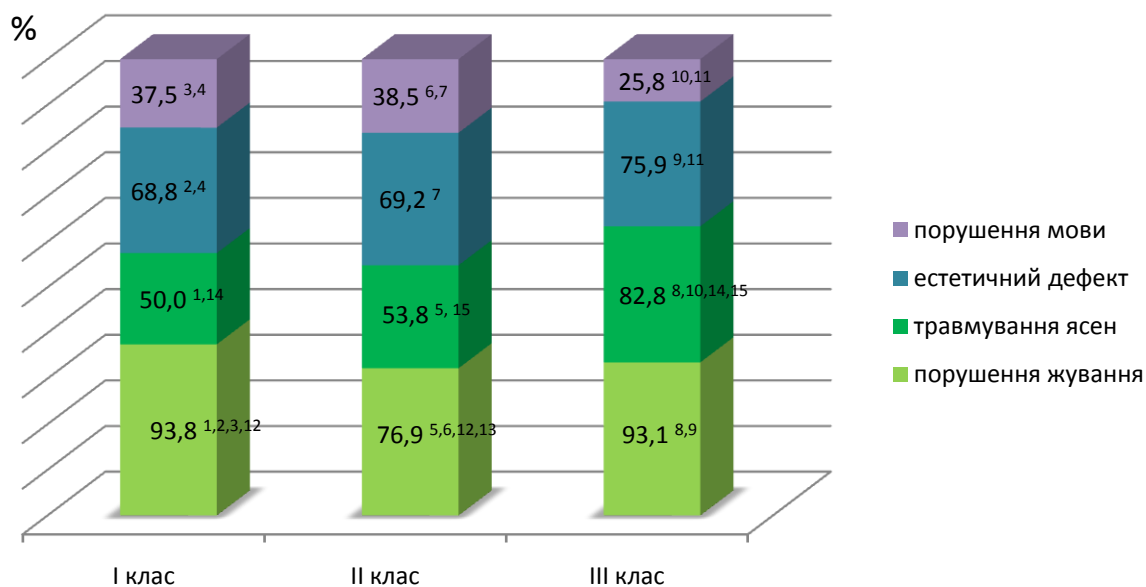
Розподіливши пацієнтів за віком і статтю за групами залежно від класу дефекту зубного ряду за Кенеді, виявлено, що найбільше припадало осіб на вік старше 75 років III класу (21,7 %). На другому місці, пацієнти віком 60-75 років III класу - 15,0 %, а на третьому хворі 44-60 років III класу і 60-75 років I класу – по 13,3 %, відсутні включені дефекти у бокових ділянках виявилось пацієнтів у віці 25-44 років III класу. Серед жінок найбільше визначено осіб віком старше 75 років III класу (11,7 %), віком 60-75 років 10,0 %, та відсутні пацієнти 25-44 років з II та III класом (табл.5.1). Серед чоловіків найбільше пацієнтів було віком старше 75 років за III класом (8,33 %), але відсутні пацієнти молодого 25-44 років за I та III класів та старечого віку старше 75 років I класу. Тобто, групи були співставні за нозологічним складом.

Таблиця 5.1

Структура дефектів зубних рядів у пацієнтів з частковою відсутністю зубів.

Вікові групи	25-44		44-60		60-75		75-90		разом	
Нозологічні форми	ч	ж	Ч	ж	ч	ж	ч	ж	N	%
I	0	1	2	4	3	5	0	3	18	30,01
II	1	0	1	3	2	2	2	2	13	21,66
III	0	0	3	5	3	6	5	7	29	48,33
IV	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Разом	1	1	6	12	8	13	7	12	60	
Всього	2		18		21		19			
%	3,3		30,0		35,0		31,7			100,0

За наявності дефектів зубного ряду I клас за Кенеді, переважаючими скаргами були затруднене пережовування їжі (93,8%) ($p > 0,05$ з іншими скаргами), естетичний недолік (68,8%), травмування слизової оболонки (50,0%), порушення мовлення (37,5%) (рис 5.3).



Примітка: ¹⁻¹⁵ статистично значна різниця між показниками ($p < 0,05$)

Рис. 5.3 Розподіл пацієнтів за скаргами залежно від класу дефекту зубного ряду за Кенеді.

Хворі (II клас за Кенеді), переважно скаржились на порушення функції жування (76,9%), травмування слизової оболонки ясенного краю (53,8%), на неестетичний вигляд скаржилось (69,2%) пацієнтів, дефект вимови (38,5%).

Основними скаргами хворих (III клас за Кенеді), були незручність під час жування (93,1%), травмування чи болючість слизової оболонки ясенного краю (82,8%), а також за відсутності премолярів скарги на естетичний дефект (75,9%), порушення мовлення (25,8%).

Етапи виготовлення знімних протезів проводили відповідно до вибраної технології і матеріалів.

Аналіз структури вікової приналежності визначив переважання протезів з акрилових пластмас у вікових групах 60-75 років (18%), 75-90 років (24,6%), а у вікових групах 25-44 років (3,33%) і 44-60 років (22,6%) у якості базових матеріалів переважно використовувались термопластичні полімери. Розподіл базисних матеріалів в ортопедичних конструкціях у пацієнтів за віком представлений на рис.5.4.

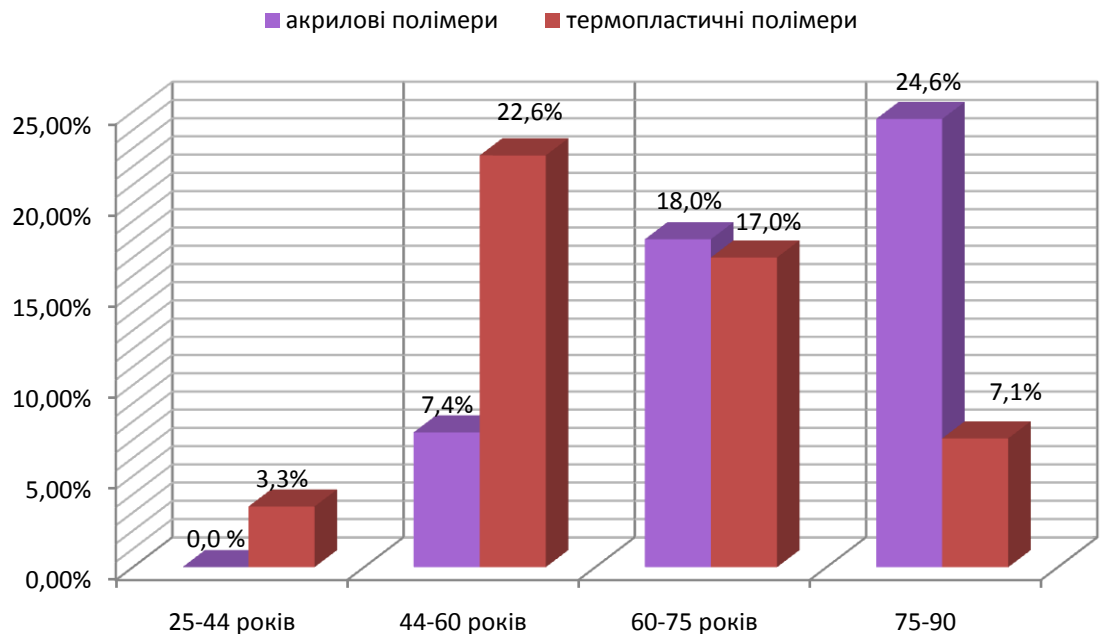


Рис. 5.4 Розподіл пацієнтів залежно від базисних матеріалів у знімних ортопедичних конструкціях.

Всього виготовлено 30 часткових знімних протезів з термопластичних полімерів, з них 15 на верхню щелепу та 15 на нижню щелепу. У цій групі двобічні кінцеві дефекти зубних рядів (I клас за Кенеді) було у 4 (13,2%) пацієнтів, однобічні кінцеві дефекти зубних рядів (II клас за Кенеді) – у 7 (23,2%) пацієнтів, включені дефекти у бічному відділі зубного ряду (III клас за Кенеді) – у 19 (63,3%) пацієнтів (табл. 5.2).

Таблиця 5.2

Розподіл пацієнтів, яким виготовлені термопластичні протези, за топографією дефектів зубного ряду

Клас за Кенеді	I клас		II клас		III клас		IV клас		Разом	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Верхня щелепа(n=15)	3	9,9	4	13,3	8	26,6	-	-	15	49,9
Нижня щелепа(n=15)	1	3,3	3	9,9	11	36,6	-	-	15	49,9
Разом (n=30)	4	13,2	7	23,2	19	63,3	-	-	30	100

Всього виготовлено 30 акрилових протезів, з них 13 на верхню щелепу та 17 на нижню ($p > 0,05$). У цій групі двобічні кінцеві дефекти зубних рядів (I клас за Кенеді) було у 14 (46,6%) пацієнтів, однобічні кінцеві дефекти зубних рядів (II клас за Кенеді) – у 6 (19,9%), включені дефекти у бічному відділі зубного ряду (III клас за Кенеді) – у 10 (33,4%) (табл. 5.3).

Таблиця 5.3

Розподіл пацієнтів, яким виготовлені акрилові протези, за топографією дефектів зубних рядів

Клас за Кенеді	I клас		II клас		III клас		IV клас		Разом	
	n	%	n	%	n	%	n	%	N	%
Верхня щелепа(n=13)	6	20,1	2	6,6	5	16,6	-	-	13	43,5
Нижня щелепа(n=17)	8	26,6	4	13,3	5	16,6	-	-	17	56,5
Разом (n=30)	14	46,6	6	19,9	10	33,4	-	-	30	100,0

Результати клінічних досліджень фіксувались в індивідуальні карти пацієнтів з метою проведення порівняльного аналізу.

5.2. Результати оцінки стану гігієни порожнини рота

Безсумнівно, що гігієнічний стан порожнини рота впливає на результат проведеного ортопедичного лікування у хворих з частковою відсутністю зубів.

Результати дослідження засвідчили, що на початку лікування гігієнічний стан порожнини рота обстежуваних пацієнтів з частковою втратою зубів до лікування і в процесі користування акриловими та термопластичними частковими знімними протезами оцінений як задовільний та показники статистично не відрізнялись між собою ($p > 0,05$). Середнє значення індексу PI (Silness–Loe, 1964), на момент протезування дорівнювало $1,89 \pm 0,03$ у пацієнтів які користуються акриловими протезами, а в групі пацієнтів які користуються термопластичними протезами відповідно $1,82 \pm 0,04$ ($p > 0,05$).

Під час обстеження пацієнтів через один місяць після користування протезами рівень гігієни порожнини рота залишався задовільним і середнє значення індексу Silness-Loe за групами, які користувались акриловими частковими знімними протезами становило $1,72 \pm 0,05$, тоді як у групі пацієнтів з термопластичними частковими знімними протезами відповідно $1,64 \pm 0,04$ (різниця між групами статистично не значна, $p > 0,05$).

Динаміка індексу Silness-Loe у більш пізні терміни (через шість місяців) після протезування свідчила про збільшення даного показника у процесі користування частковими знімними протезами. Через шість місяців користування знімними протезами з термопластичними базисами при дотриманні правил догляду за протезами значення індексу у пацієнтів становив $1,95 \pm 0,04$. Незважаючи на аналогічні умови спостереження, у

пацієнтів з акриловими частковими знімними протезами показники погіршилась відносно початкового рівня – $2,02 \pm 0,07$ ($p > 0,05$).

Застосування часткових знімних протезів з термопластичного матеріалу протягом 12 місяців, при корекції індивідуальної гігієни порожнини рота становило $2,12 \pm 0,06$. Середнє значення індексу Silness-Loe у пацієнтів, що користуються акриловими протезами відповідно $2,17 \pm 0,03$ і розбіжність їх значень статистично не значна ($p > 0,05$) (табл. 5.4).

Таблиця 5.4

**Динаміка зміни гігієнічного стану ротової порожнини по індексу
Silness-Loe на етапах обстеження**

Показники дослідження		Індекс Silness-Loe	p
Група пацієнтів, що користуються ЧЗПП з акриловими базисами (n=30)	До лікування	$1,89 \pm 0,03$	$p > 0,05$
	Через 1 місяць	$1,72 \pm 0,05$	$p > 0,05$
	Через 6 місяців	$2,02 \pm 0,07$	$p > 0,05$
	Через 12 місяців	$2,17 \pm 0,03$	$p > 0,05$
Група пацієнтів, що користуються ЧЗПП з термопластичними базисами (n=30)	До лікування	$1,82 \pm 0,04$	$p > 0,05$
	Через 1 місяць	$1,64 \pm 0,04$	$p > 0,05$
	Через 6 місяців	$1,95 \pm 0,04$	$p > 0,05$
	Через 12 місяців	$2,12 \pm 0,03$	$p > 0,05$

Примітки: p – достовірність різниці між показниками пацієнтів з частковою втратою зубів до лікування, і такими, що користуються акриловими і термопластичними протезами.

Отже, при порівнянні індексу Silness-Loe між двома групами обстежених протягом дванадцяти місяців користування частковими знімними протезами не встановлена значима різниця означеного показника ($p > 0,05$).

Відсутність відмінностей між значеннями індексу гігієни порожнини рота у пацієнтів з акриловими та термопластичними частковими знімними протезами протягом року спостереження свідчить про відсутність взаємозв'язку цього показника з тим з якого матеріалу виготовлені протези.

Незадовільна гігієна порожнини рота через дванадцять місяців користування протезами, обумовлена появою додаткових ретенційних пунктів для накопичення зубного нальоту, недостатніми мануальними гігієнічними навичками пацієнтів і не дотримання всього комплексу гігієнічних заходів, який був рекомендований при експлуатації часткових знімних протезів.

5.3. Результати аналізу гігієнічного стану внутрішньої поверхні часткових знімних протезів з досліджуваних матеріалів

На результати ортопедичного лікування впливає інформування лікарями-стоматологами про необхідність проведення профілактичних гігієнічних заходів порожнини рота і часткових знімних протезів. На заключному етапі протезування знімними протезами всім пацієнтам були надані рекомендації по гігієнічному догляду за знімними конструкціями та порожниною рота. Пацієнти були інформовані про можливість виникнення ускладнень, які можуть бути викликані недотриманням цих правил:

- полокання порожнини рота після кожного прийому їжі;
- щоденно (двічі на день), здійснювати чищення зубів з обов'язковим використанням рекомендованих лікарем основних та допоміжних засобів гігієни порожнини рота (щітки, пасти, зубні нитки, ополіскувачі);
- двічі на день після вилучення конструкції з порожнини рота рекомендовано очищувати протез з використанням спеціальної двосторонньої щітки з м'яким ворсом для зубних протезів;
- очищення знімних протезів проводити методом замочування у рекомендованих дезінфікуючих розчинах, дотримуючись часу замочування. Після необхідної витримки у дезінфікуючому розчині, рекомендовано сполоснути зубні протези під струменем проточної води, для видалення слідів розчину.

Відомо, що ступінь впливу знімних конструкцій зубних протезів на гігієнічну ситуацію є однією з складових їх клінічної ефективності. Виходячи з цього, нами проведено вивчення чистоти поверхні протезів за показниками індексу оцінки гігієнічного стану знімних протезів.

Аналіз гігієнічного стану виготовлених знімних протезів з термопластичного полімеру (Vertex™ThermoSens), акрилових полімерів (Фторакс, Villacryl H Plus) остаточно полірованих пастами «Blue Shine», «ThermoGloss» проведено через 1, 6, 12 місяців користування протезами.

Слід відмітити, що показники гігієни обстежуваних термопластичних і акрилових знімних протезів у процесі користування один місяць оцінений як задовільний та показники статистично не відрізнялися між собою ($p>0,05$).

У пацієнтів, які користувались частковими знімними протезами виготовленими з термопластичного матеріалу Vertex™ThermoSens та відполірованими пастою Blue Shine, індекс гігієни знімних протезів становив у середньому у 12 хворих $1,6\pm 0,13$ балів, що відповідає задовільному показнику значення гігієнічного стану протеза, у 3 пацієнтів середнє значення становило $1,4\pm 0,24$ балів ($p>0,05$), тобто відмінний рівень гігієни.

Вивчаючи оцінку ефективності гігієнічного догляду за знімними зубними протезами, виготовленими з еластичного полімеру Vertex™ThermoSens та відполіровані полірувальною пастою ThermoGloss, через місяць користування ними, незадовільного показника індексу гігієни знімних протезів не спостерігалось. У шести хворих цієї підгрупи значення індексу становило, у середньому, $1,4\pm 0,22$ бала, що відповідає «відмінному рівню гігієни». У дев'яти хворих, згідно розрахунку гігієнічного індексу стану поверхні знімних ортопедичних конструкцій становив $1,8\pm 0,26$ бала ($p>0,05$), що відповідає «задовільному рівню гігієни».

У пацієнтів, які користувалися частковими знімними протезами з акрилового полімеру (Фторакс або Villacryl H Plus), протягом одного місяця та оброблених полірувальною пастою Blue Shine, що відповідно інтерпретації

показників індексу середнє значення склало $1,7 \pm 0,26$ бала, і це відповідає «задовільному рівню гігієни».

Після аналізу гігієнічного стану знімних протезів пацієнтів, які користувалися протягом місяця знімними ортопедичними конструкціями з акрилових полімерів полірованих пастою ThermoGloss, середнє значення індексу «відмінно» був у п'яти хворих $1,5 \pm 0,10$, у десяти пацієнтів рівень гігієни склав $2,0 \pm 0,10$ бала ($p < 0,05$), що відповідає «задовільному» рівню гігієни (табл. 5.5)

Таблиця 5.5

Аналіз гігієнічного стану знімних протезів через один місяць користування

Група пацієнтів, що користуються ЧЗПП	Полірувальні Паста	Індекс гігієни часткових знімних протезів		
		«відмінний» рівень гігієни 0-1,5 бала	«задовільний» рівень гігієни 1,6-2,5 бала	«незадовільний» рівень гігієни 2,6-4,0 бала
термопластичними базисами (n=30)	BlueShine	$1,4 \pm 0,24$	$1,6 \pm 0,12$	-
	ThermoGloss	$1,4 \pm 0,22$	$1,8 \pm 0,26$	-
акриловими базисами (n=30)	Blue Shine	-	$1,7 \pm 0,26$	-
	ThermoGloss	$1,5 \pm 0,10$ *	$2,0 \pm 0,10$ *	-

Примітка: * - статистично значна різниця між показниками ($p < 0,05$)

Порівняння сумарного індексу гігієни знімних протезів у пацієнтів, що користуються частковими знімними протезами протягом шести місяців, виявлено достовірне погіршення показників відносно початкового рівня.

Так, у пацієнтів першої групи, які користуються термопластичними протезами полірованими пастою Blue Shine через шість місяців експлуатації стан гігієни знімних конструкцій протезів знаходиться на рівні «задовільний» $2,3 \pm 0,22$ ($p < 0,05$) у 12 хворих, у трьох хворих на рівні «відмінний» $1,5 \pm 0,14$ бала ($p < 0,05$), та у одного хворого на рівні «незадовільний» - $3,4 \pm 0,12$ бала ($p < 0,05$).

Оцінка гігієнічного стану знімних ортопедичних конструкцій у пацієнтів, що користуються термопластичними протезами полірованими

пастою ThermoGloss через шість місяців експлуатації середнє значення становить $1,4 \pm 0,18$ бала у чотирьох хворих та у одинадцяти пацієнтів середній показник $2,2 \pm 0,24$ бала ($p < 0,05$). Дані про стан гігієни знімних протезів через шість місяців користування представлені у таблиці 5.6.

Таблиця 5.6

Аналіз гігієнічного стану знімних протезів через шість місяців користування

Група пацієнтів, що користуються ЧЗПП	Полірувальні Паста	Індекс гігієни часткових знімних протезів		
		«відмінний» рівень гігієни 0-1,5 бала	«задовільний» рівень гігієни 1,6-2,5 бала	«незадовільний» рівень гігієни 2,6-4,0 бала
термопластичними базисами (n=30)	BlueShine	$1,5 \pm 0,14^{1,2}$	$2,3 \pm 0,22^1$	$3,4 \pm 0,12^2$
	ThermoGloss	$1,4 \pm 0,18^3$	$2,2 \pm 0,24^3$	-
акриловими базисами (n=30)	Blue Shine	-	$1,8 \pm 0,26$	-
	ThermoGloss	-	$2,1 \pm 0,26$	-

Примітка: ¹⁻³ – статистично значна різниця між показниками ($p < 0,05$)

У пацієнтів другої групи, що користуються акриловими протезами протягом шести місяців «задовільний» рівень гігієни часткових знімних протезів, середнє значення якого $1,8 \pm 0,26$ оброблених полірувальною пастою Blue Shine та $2,1 \pm 0,26$ балів полірованих пастою ThermoGloss виявлено у тридцяти пацієнтів обох підгруп.

Після підрахунку індексу гігієни стану часткових знімних протезів зазначеної категорії хворих, які користуються даними ортопедичними конструкціями, переважає їх недооцінка індивідуальних гігієнічних заходів. При цьому рівень гігієни знімних конструкцій обстежених пацієнтів за індексом гігієни стану часткових знімних протезів оцінений як неприйнятний у випадку застосування акрилових протезів і як прийнятний, але на гранично допустимій межі цього діапазону значень – термопластичних часткових знімних протезів.

Рівень гігієни знімних ортопедичних конструкцій через дванадцять місяців експлуатації у пацієнтів, які користуються знімними протезами з

термопластичних та акрилових полімерів, що поліровані пастою Blue Shine, в цілому оцінювався як незадовільний. Середній показник індексу становив – $2,8 \pm 0,22$ та $3,1 \pm 0,28$ балів ($p > 0,05$) відповідно.

Аналізуючи критерії оцінки рівня гігієни часткових знімних зубних протезів з термопластичного полімеру Vertex™ThermoSens, оброблених пастою ThermoGloss, після року користування у пацієнтів цієї групи, було відзначено у дванадцяти хворих середнє значення сягало $2,4 \pm 0,26$ бала ($p < 0,05$), а у трьох пацієнтів $2,8 \pm 0,18$ бала ($p > 0,05$).

Дані про стан гігієни знімних протезів через дванадцять місяців користування представлені у таблиці 5.7.

Таблиця 5.7

Аналіз гігієнічного стану знімних протезів через дванадцять місяців користування

Група пацієнтів, що користуються ЧЗПП	Полірувальні Паста	Індекс гігієни часткових знімних протезів		
		«відмінний» рівень гігієни 0-1,5 бала	«задовільний» рівень гігієни 1,6-2,5 бала	«незадовільний» рівень гігієни 2,6-4,0 бала
термопластичними базисами (n=30)	BlueShine	-	-	$2,8 \pm 0,22$
	ThermoGloss	-	$2,4 \pm 0,26$	$2,8 \pm 0,18$
акриловими базисами (n=30)	BlueShine	-	-	$3,1 \pm 0,28$
	ThermoGloss	-	$2,2 \pm 0,17$ *	$2,9 \pm 0,28$ *

Примітка: * - статистично значна різниця між показниками ($p < 0,05$)

Пацієнти, які протягом року користувалися знімними протезами з акрилового полімеру та які були оброблені полірувальною пастою ThermoGloss, значення рівня гігієни у п'яти пацієнтів складало $2,9 \pm 0,28$ бала, а у десяти пацієнтів після користування частковими знімними протезами рівень гігієни визначався як задовільний $2,2 \pm 0,17$ бала ($p < 0,05$).

У результаті проведеного дослідження визначено, що якщо у процесі 12-місячного користування знімними протезами виготовленими з термопластичного матеріалу Vertex™ThermoSens полірованими пастою BlueShine незадовільний стан гігієни сягав 100%, то рівень незадовільної

гігієни таких протезів полірованих пастою ThermoGloss дорівнював всього 20% ($p < 0,05$).

Рівень незадовільної гігієни протезів виготовлених з акрилових пластмас у процесі дванадцяти місяців користування, які були поліровані пастою Blue Shine також сягав 100%, у той час як у протезів полірованих пастою ThermoGloss незадовільний рівень гігієни протезів за той же час спостережень дорівнював всього 33,0% ($p < 0,05$).

Отже, у результаті оцінки гігієнічного стану поверхні часткових знімних пластинкових протезів з досліджуваних термопластичних та акрилових полімерів полірованих пастою Blue Shine виявлено достовірне збільшення показників індексу гігієни знімних протезів при збільшенні терміну користування знімними ортопедичними конструкціями ($p < 0,05$). За весь період дослідження індексу чистоти протезів інтерпретації показників групах дослідження відрізнялись лише в межах декількох відсотків.

Дані про стан рівня гігієни знімних ортопедичних конструкцій за весь період спостереження представлений в таблиці 5.8.

Варто зазначити відмінний характер індексу «чистоти» протезів у пацієнтів при користуванні термопластичними і акриловими частковими знімними протезами полірованими пастою ThermoGloss, при якій спостерігали кращий гігієнічний стан знімних протезів протягом року. Це підтверджує перевагу полірувальної пасту ThermoGloss.

Кінцева обробка поверхні часткового знімного протеза є важливим чинником, який визначає комфорт пацієнта, довготривалість та естетичні властивості протеза. Полірувальна паста ThermoGloss володіє більш м'якою абразивною дією, ніж паста BlueShine, тому підходить для фінішної обробки менш твердих полімерів, у той час як полірувальна паста Blue Shine являється для полімерів надто абразивною, про що свідчить більш шорстка поверхня цих матеріалів.

Таблиця 5.8

Динаміка змін гігієнічного стану знімних ортопедичних конструкцій

Група пацієнтів, що користуються ЧЗПП з	Полірувальні пасти	місяці	Індекс гігієни часткових знімних протезів		
			«відмінний» рівень гігієни 0-1,5 бала	«задовільний» рівень гігієни 1,6-2,5 бала	«незадовільний» рівень гігієни 2,6-4,0 бала
термопластичними базисами (n=30)	BlueShine	1	1,4±0,24 20,0%	1,6±0,12 80,0%	-
		6	1,5±0,14 13,0%	2,3±0,22 80,0%	3,4±0,12 7,0%
		12	-	-	2,8±0,22 100%
	Thermo Gloss	1	1,4±0,22 40,0%	1,8±0,26 60,0 %	-
		6	1,4±0,18 27,0%	2,2±0,24 73,0%	-
		12	-	2,4 ±0,26 80%	2,8±0,18 20%
акриловими базисами (n=30)	BlueShine	1	-	1,7±0,26 100%	-
		6	-	1,8±0,26 100%	-
		12	-	-	3,1±0,28 100%
	Thermo Gloss	1	1,5±0,10 33,0%	2,0±0,10 67,0%	-
		6	-	2,1±0,26 100%	-
		12	-	2,2±0,17 67,0%	2,9±0,28 33,0%

Результати проведених досліджень дозволяє стверджувати, що використання полірувальної пасти ThermoGloss для кінцевої обробки поверхні знімних протезів, базиси яких виготовлені з термопластичних матеріалів, дозволяє досягнути кращого результату, ніж при використанні акрилових матеріалів, що безсумнівно позитивно позначиться на

ефективності виготовлення, користування, довговічності даного виду протезів та підвищить якість наданої стоматологічної допомоги.

Проведене дослідження засвідчило, що пацієнтів необхідно інформувати про важливість видалення біоплівки з поверхні знімних протезів для підтримки здоров'я порожнини рота і загального здоров'я, рекомендувати певні гігієнічні засоби для очищення часткових знімних протезів, а також інструктувати як правильно його використовувати. Рекомендовано систематичний контроль (не рідше одного разу у 6 місяців) рівня гігієни і якості чищення протеза.

5.4. Результати динамічного вивчення стану слизової оболонки порожнини рота в нових умовах функціонування

Адаптація до часткових знімних протезів є багатоланковим процесом. Знімний протез на початку користування подразнює тканини протезного ложа і сприймається хворим, як сторонній предмет у порожнині рота. Подразнювальна дія протезів зумовлена їхнім нефізіологічним тиском на протезне ложе, елімінацією мономера пластмаси базису, порушення мікробіологічного статусу порожнини рота.

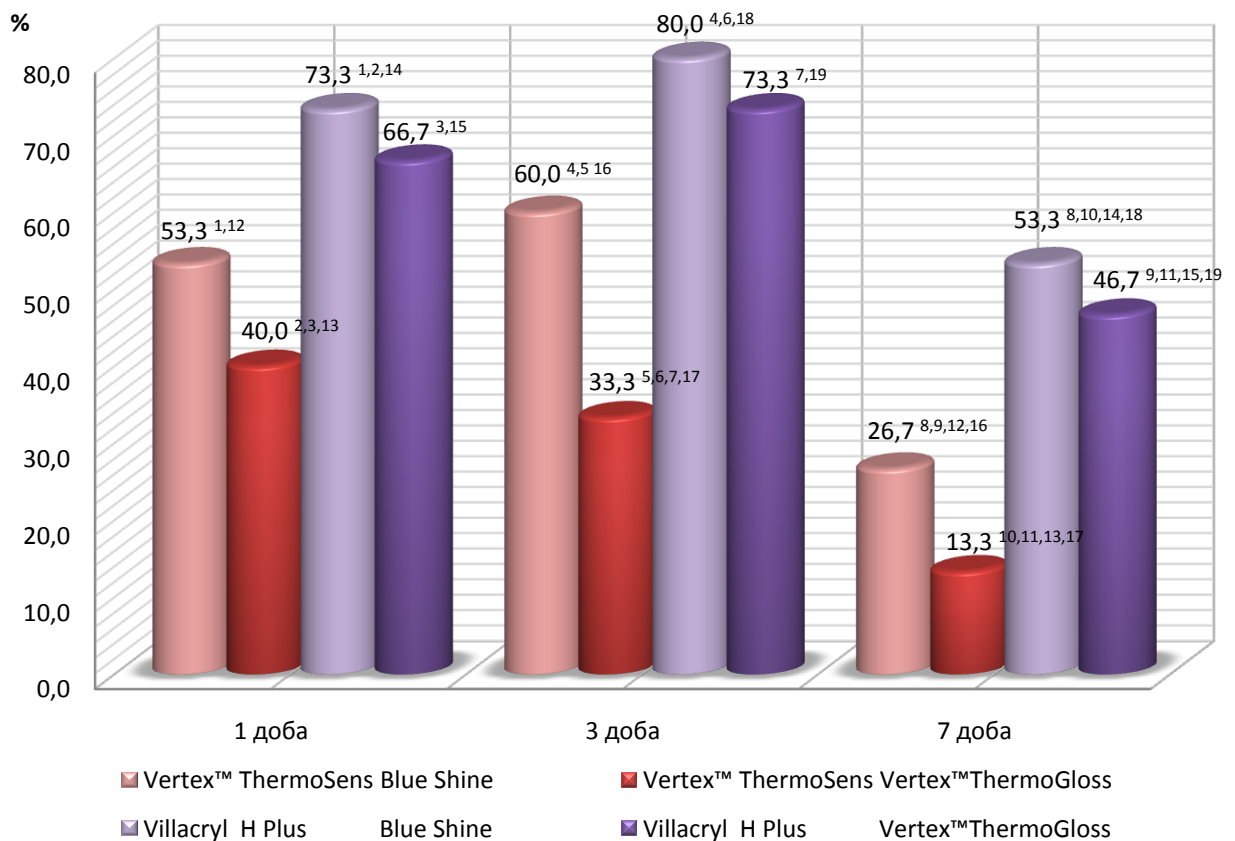
Важливий компонент адаптаційних процесів у хворих це психологічна адаптація, висока особиста тривожність є основним фактором, що зумовлює розвиток психоемоційного напруження при ортопедичному лікуванні.

Для оцінки ефективності протезування проведено порівняльне вивчення адаптації до часткових знімних протезів.

Проаналізовано кількість відвідувань пацієнтів кожної з досліджуваних груп для корекції у період адаптації після фіксації часткових знімних протезів з базисами з термопластичних і акрилових матеріалів оброблених полірувальними пастами Blue Shine, ThermoGloss.

Спостереження за пацієнтами з частковими знімними протезами здійснювали у першу, третю та сьому добу до настання адаптації з корекцією протеза.

У першу добу після накладання часткових знімних протезів з термопластичного полімеру, скарги пред'являли 8 (53,4%) пацієнтів першої групи 1 підгрупи, та 6 (40,0%) пацієнтів 2 підгрупи. У пацієнтів другої групи корекції потребувало 11 (73,3%) пацієнтів 1 підгрупи і 10 (66,7%) пацієнтів 2 підгрупи, що було істотно більше в порівнянні 1 групою ($p < 0,05$) (рис.5.5).



Примітка: 1-19 статистично значна різниця між показниками ($p < 0,05$)

Рис. 5.5 Частота спостереження за пацієнтами з частковими знімними протезами до настання адаптації з корекцією протеза.

Через три доби після проведеного ортопедичного лікування кількість хворих, яким необхідна корекція незначно збільшилась ($p_{1-3} > 0,05$). У першій групі: у 1 підгрупі – корекцію проводили у 9 (60,0%), у 2 підгрупі – 5 (33,4%)

пацієнтів, але відсоткова частка була достовірно меншою ніж у 2 групі ($p < 0,05$) (рис.5.1). У другій групі: 1 підгрупі корекції зареєстровані у 12 (80,0%) хворих, відповідно у 2 підгрупі – 11 (73,3%).

Достатньо значна кількість корекцій у другій групі, у порівнянні з першою групою, пояснюється складністю адаптації до твердого акрилового базису і до жорстких металевих кламерів.

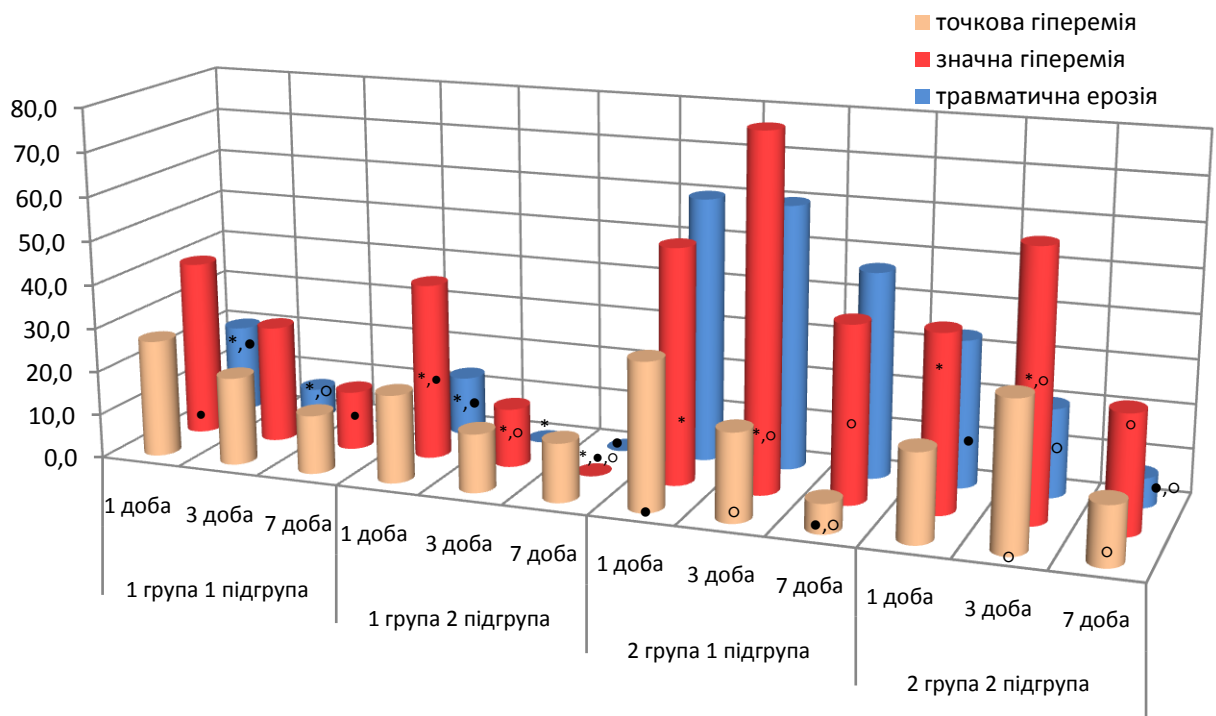
Третю корекцію проводили через сім діб після накладання часткового знімного протезу. Клінічна картина дещо змінилась у другій групі, потреба у корекції в 1 та 2 підгрупах склала відповідно 8 (53,4%) та 7 (46,7%) пацієнтів і це було істотно менше в порівнянні з 1 добою ($p_{1-7} < 0,05$). Також була виявлена істотна тенденція до зменшення суб'єктивних відчуттів у пацієнтів першої групи: у 1 підгрупі – 4 (26,7%) ($p_{1-7} < 0,05$), 2 підгрупі – 2 (13,4%) ($p_{1-7} < 0,05$). Зменшення кількості корекцій пояснюється зниженням інтенсивності запалення, а швидка адаптація і відсутність необхідності у корекції практично у всіх пацієнтів першої групи свідчить про більш комфортні умови користування термопластичними протезами.

Після протезування визначали характер патологічних проявів слизової оболонки протезного ложа, час їх появи, тривалість існування, терміни їх зникнення (рис 5.6).

При вивченні стану слизової оболонки протезного ложа у пацієнтів першої групи у першу добу обстеження було зареєстровано тенденцію до меншої кількості патологічних проявів, які супроводжувались порушенням цілісності епітеліального покриву слизової оболонки порожнини рота.

Травматична ерозія у першу добу користуванням протезами у пацієнтів першої групи 1 підгрупі виявлена у 3 (20,0%) пацієнтів, що на 40,0% менше у порівнянні з пацієнтами другої групи 1 підгрупі 9 (60,0%) ($p < 0,05$). У першій групі 2 підгрупі травматична ерозія спостерігалась у 2 (13,3%) пацієнтів, що на 20% менше, ніж у пацієнтів другої групи 2 підгрупі (5, 33,3%) ($p < 0,05$). Розливу гіперемію у першу добу спостерігали у 6 (40,0%) пацієнтів 1 та 2 підгруп, Точкова гіперемія була у пацієнтів першої групи: 1

підгрупи – 4 (26,7%) і 3 (20,0%) – 2 підгрупа. На відміну від 1 групи в першу добу після накладання часткових знімних протезів, більше ніж у половини пацієнтів другої групи 1 підгрупи спостерігали істотно більше розритої гіперемії слизової оболонки протезного ложа (8 хворих 53,3%) ($p < 0,05$) і у 5 (33,4%) хворих - точкову гіперемію.



	1 група 1 підгрупа			1 група 2 підгрупа			2 група 1 підгрупа			2 група 2 підгрупа		
	1 доба	3 доба	7 доба	1 доба	3 доба	7 доба	1 доба	3 доба	7 доба	1 доба	3 доба	7 доба
точкова гіперемія	26,7	20,0	13,3	20,0	13,3	13,3	33,3	20,0	6,7	20,0	33,3	13,3
значна гіперемія	40,0	26,7	13,3	40,0	13,3	0,0	53,3	80,0	40,0	40,0	60,0	26,7
травматична ерозія	20,0	6,7	0,0	13,3	0,0	0,0	60,0	60,0	46,7	33,3	20,0	6,7

Примітка: * статистично значна різниця між показниками 1 і 3 доби; • - статистично значна різниця між показниками 1 і 7 доби; ° - статистично значна різниця між показниками 3 і 7 доби ($p < 0,05$)

Рис. 5.6 Частота проявів уражень слизової оболонки протезного ложа залежно від базисних матеріалів (термопластичних та акрилових) протезів та застосованих полірувальних паст

З третьої доби відзначено тенденцію до позитивної динаміки у зменшенні кількості пацієнтів, що потребують корекції протеза у першій групі.

Розлита гіперемія виявлена у 4 (26,7%) 1 підгрупи ($p_{1-3}>0,05$) та у 2 (13,3%) пацієнтів 2 підгрупи ($p_{1-3}<0,05$), що істотно менше у порівнянні з пацієнтами з другої групи ($p<0,05$), де у 12 пацієнтів 1 підгрупи (80,0%) була наявна розлита гіперемія ($p_{1-3}<0,05$) та 9 пацієнтів 2 підгрупи (60,0%) ($p_{1-3}<0,05$).

Також істотно менше виявлено пацієнтів у першій групі, які мали травматичні ерозії 1 (6,7%) пацієнт 1 підгрупи ($p_{1-3}<0,05$) і відсутні пацієнти 2 підгрупи ($p_{1-3}<0,05$).

Через три доби у другій групі у 9 (60,0%) пацієнтів першої підгрупи наявна травматична ерозія окремих ділянок слизової оболонки ($p_{1-3}>0,05$) і у 3 пацієнтів 2 підгрупи (20,0%) ($p_{1-3}>0,05$), але це істотно більше ніж в першій групі ($p<0,05$).

При спостереженні частоти точкової гіперемії у пацієнтів двох груп через три доби після накладання протезів не виявлено тенденції до збільшення кількості пацієнтів. У першій групі точкова гіперемія спостерігалась у 3 (20,0%) пацієнтів 1 підгрупи ($p_{1-3}>0,05$), і 2 (13,3%) – у 2 підгрупі ($p_{1-3}>0,05$).

У другій групі першій підгрупі точкова гіперемія, в третю добу користуванням протезами, спостерігалась у 3 (20,0%) пацієнтів ($p_{1-3}>0,05$) і у 5 (33,3%) хворих другої підгрупи ($p_{1-3}>0,05$), що істотно більше порівняно з першою групою 2 підгрупою ($p<0,05$).

На сьому добу після користуванням протезами спостерігали достовірну динаміку зменшення пацієнтів, які мають патологічні зміни слизової оболонки в обох групах.

Травматичних змін, які супроводжуються порушенням цілісності слизової оболонки порожнини рота в ці терміни не виявлено у першій групі ($p_{1-7}<0,05$). У другій групі наявні травматичні виразки спостерігалось у 7

(46,7%) пацієнтів 1 підгрупи ($p_{1-7}>0,05$), і у одного пацієнта (6,7%) 2 підгрупи після ортопедичного лікування ($p_{1-7}<0,05$, $p_{3-7}<0,05$).

Розливу гіперемію відзначили в першій групі у 2 (13,3%) пацієнтів 1 підгрупи ($p_{1-7}<0,05$) і відсутня у хворих 2 підгрупи ($p_{1-7}<0,05$). Розливу гіперемію на сьому добу спостерігали у 6 (40,0%) пацієнтів 1 підгруп та у 4 (26,7%) – 2 підгрупи, що у 2 рази менше порівняно з 3 добою ($p_{3-7}<0,05$, ($p_{1-7}>0,05$), але на відміну істотно більше випадків до відповідних підгруп першої групи ($p<0,05$).

Частота випадків точкової гіперемії на сьому добу наявна у 2 (13,3%) пацієнтів 1 та 2 підгруп першої групи ($p_{1-7}>0,05$), і у 1 (6,7%) ($p_{1-7}<0,05$) та 2 (13,3%) пацієнтів другої групи ($p_{1-7}>0,05$).

Найбільше значення площ запалення (55-89%) зареєстрована серед пацієнтів другої групи, а серед пацієнтів першої групи значення максимальної площі становило (30-70%).

Отже, проведені клінічні дослідження засвідчили явні переваги термопластичних протезів. Отримані дані свідчать про значно менший негативний вплив базису знімного протезу з термопластичного полімеру, ніж базис з акрилового полімеру, та кращих результатів адаптації пацієнтів. Пацієнти із знімними протезами з термопластичних і акрилових полімерів продемонстрували кращі клінічні дані, якщо поверхня протеза була оброблена полірувальною пастою ThermoGloss, що в черговий раз довело доцільність використання полірувальної пасти ThermoGloss для кінцевої обробки знімних протезів.

Проаналізовано кількість відвідувань пацієнтів кожної з досліджуваних груп у період адаптації після накладання і фіксації часткових знімних протезів з базисами з термопластичних і акрилових полімерів, відполірованих пастами BlueShine, ThermoGloss (табл. 5.9).

Таблиця 5.9

Кількість відвідувань пацієнтів після фіксації знімних часткових протезів

Група пацієнтів, що користуються ЧЗПП	Полірувальні пасти	Кількість пацієнтів	Кількість відвідувань для корекції	Середній показник кількості відвідувань
Термопластичними базисами (n=30)	BlueShine	15	12	0,80±0,11 *
	ThermoGloss	15	11	0,73±0,12 °
Акриловими базисами (n=30)	BlueShine	15	17	1,13±0,09 *°
	ThermoGloss	15	14	0,93±0,07

*Примітка: *, ° статистично значна різниця між показниками (p<0,05)*

Таким чином середній показник кількості відвідувань склав: у першій групі 1 підгрупі – 0,80±0,11, у першій групі 2 підгрупі – 0,73±0,12, у другій групі 1 підгрупі – 1,13±0,09, у другій групі 2 підгрупі – 0,93±0,07.

Виявлено, що при користуванні знімними частковими протезами з базисом з термопластичного матеріалу Vertex™ThermoSens, остаточно оброблених полірувальною пастою Blue Shine середній показник відвідувань був більший, ніж після полірування пастою ThermoGloss. Кількість відвідувань пацієнтів, що користуються протезом з акрилового полімеру Villacryl H Plus, також було менше у групі пацієнтів базис яких був оброблений пастою ThermoGloss.

Використання полірувальної пасти ThermoGloss для кінцевого полірування полімерів дозволило знизити запальну реакцію слизової оболонки протезного ложа та підвищити її резистентність до негативної дії часткового знімного протезу в період адаптації. У свою чергу це сприяло зменшенню кількості відвідувань з метою корекції протеза, а також скорочення термінів адаптації, що дозволило покращити якість життя пацієнтів з частковою відсутністю зубів не тільки на початковому етапі

адаптації, а також протягом всього часу користування частковим знімним протезом.

Таблиця 5.10

Частота проявів уражень слизової оболонки протезного ложа залежно від базисних матеріалів (термопластичних та акрилових) протезів та застосованих полірувальних паст

	Час, доба	Розлита гіперемія	Травматична ерозія	Точкова Гіперемія
Vertex™ ThermoSens Blue Shine (1 група 1 підгрупа)	1	40,0 ⁸	20,0 ^{13,19,20}	26,7
	3	26,7 ¹	6,7 ^{14,19,21}	20,0
	7	13,3 ^{3,8}	0,0 ^{15,20,21}	13,3
Vertex™ ThermoSens Vertex™ThermoGloss (1 група 2 підгрупа)	1	40,0 ^{5,6}	13,3 ^{16,22,23}	20,0
	3	13,3 ^{2,5,7}	0,0 ^{17,22}	13,3 ²⁶
	7	0,0 ^{4,6,7}	0,0 ^{18,23}	13,3
Villacryl H Plus Фторакс Blue Shine (2 група 1 підгрупа)	1	53,3 ⁹	60,0 ¹³	33,3 ²⁷
	3	80,0 ^{1,9,10}	60,0 ¹⁴	20,0 ²⁸
	7	40,0 ^{3,10}	46,7 ¹⁵	6,7 ^{27,28}
Villacryl H Plus Фторакс Vertex™ThermoGloss (2 група 2 підгрупа)	1	40,0 ¹¹	33,3 ^{16,24}	20,0
	3	60,0 ^{2,11,12}	20,0 ^{17,25}	33,3 ^{26,29}
	7	26,7 ^{4,12}	6,7 ^{18,24,25}	13,3 ²⁹

Примітка: 1-29 статистично значна різниця між показниками ($p < 0,05$)

Наводимо клінічні спостереження.

Клінічне спостереження №1.

Пацієнтка М., 1968 р.н., амбулаторна картка № 40063 звернулась з скаргами на утруднене пережовування їжі, пов'язане з відсутністю бічних зубів на нижній щелепі, травмування слизової оболонки. Хронічні захворювання заперечує. Алергологічний анамнез не обтяжений. Зуби втрачені у результаті карієсу і його ускладнень. Об'єктивно: конфігурація обличчя не змінена. Шкіра і видимі ділянки слизової оболонки порожнини рота без видимих паталогічних змін. Рухи нижньої щелепи не болючі, в повному обсязі. Регіонарні лімфатичні вузли щелепно-лицьової ділянки

пальпаторно не визначаються. Атрофія альвеолярного відростка нижньої щелепи помірна, рівномірна. Ретромоларні горби у ретромоларній ділянці нерухомі.

На верхній щелепі металокерамічний суцільнолитий мостоподібний протез з фіксацією на 1.3, 1.2, 1.1, 2.1, 2.2, 2.3 зуби, металева коронка на 1.6 зубі, у ділянці відсутніх 1.7, 1.5, 1.4, 2.4, 2.5, 2.6, 2.7 зубів – бюгельний протез з замковою фіксацією. На нижній щелепі відсутні зуби – 3.6, 3.7, 4.5, 4.6, 4.7.

Гігієнічний індекс (PI) – 1,75.

Клінічний діагноз: часткова відсутність зубів нижньої щелепи I клас за Кенеді (K.08.439), атрофія альвеолярного гребеня (K.08.22).



а



б

Рис. 5.7 Пацієнтка М., двобічний дистально не обмежений дефект зубного ряду нижньої щелепи (а, б).

Пацієнтці рекомендовано ортопедичне лікування частковим знімним протезом з термопластичного полімеру «Vertex™ ThermoSens» полірування пастою «Blue Shine».

1 відвідування: зняття двошарового відбитку з нижньої щелепи силіконовою масою «Zeta Plus», зняття допоміжного відбитку з верхньої щелепи альгінатною масою «Tropicalgin».



Рис. 5.8 Двошаровий відбиток нижньої щелепи силіконовою масою «Zeta Plus», допоміжний відбиток верхньої щелепи альгінатною масою «Tropicalgin».

2 відвідування: визначення ЦО анатомо-функціональним методом за допомогою воскових шаблонів.

3 відвідування: перевірка конструювання штучних зубів на восковому базисі.



Рис. 5.9 Примірка воскової конструкції знімного протеза з штучними зубами.

4 відвідування: припасування часткового знімного протеза в порожнині рота, перевірка статичних оклюзійних контактів у ЦО з використанням двохфазної методики Vaush. Корекція та визначення динамічних оклюзійних контактів шляхом зашліфування на штучних зубах.



Рис. 5.10 Припасування часткового знімного протеза у порожнині рота.

Пацієнтці надано рекомендації по користуванню та догляду за протезом, пояснені можливі явища адаптації.

5 відвідування: скарги на болі зліва під протезом, які посилюються при прийомі їжі. Огляд, виявлення травму чого фактора, корекція знімного протезу у ділянці альвеолярного відростку зліва.



Рис. 5.11 Термопластичний частковий знімний протез («Vertex™ ThermoSens»).

Пацієнтка призначена на профілактичний огляд відповідно плану.

Контрольний огляд через 1 місяць: скарг немає. Гігієнічний індекс ротової порожнини – 1,63, індекс гігієни знімних протезів – 1,4.

Контрольний огляд через 6 місяців: скарг немає. Гігієнічний індекс ротової порожнини – 1,92, індекс гігієни знімних протезів – 1,8. Проведено

полірування протеза пастою Blue Shine», рекомендовано очищення протезу спеціальною двосторонньою щіткою з м'яким ворсом для зубних протезів.

Контрольний огляд через 12 місяців: скарг немає. Гігієнічний індекс ротової порожнини – 2,03, індекс гігієни знімних протезів – 2,6.

Клінічне спостереження № 2.

Пацієнтка Б., 1986 р.н., амбулаторна картка № 35643 звернулась у клініку ортопедичної стоматології з скаргами на утруднене пережовування їжі, естетичний недолік. Зуби 3.6, 4.4, 4.5, 4.6 втрачені в результаті ускладнень карієсу. Хронічні захворювання заперечує. Алергологічний анамнез не обтяжений. Об'єктивно: конфігурація обличчя не змінена. Слизова оболонка блідо-рожевого кольору, помірно зволожена. Регіонарні лімфатичні вузли щелепно-лицьової ділянки пальпаторно не визначаються. Атрофія альвеолярного відростка нижньої щелепи мінімальна, рівномірна. На верхній щелепі на 1.2, 1.1, 2.1, 2.2, 2.3 зубах безметалеві коронки з оксид цирконію, композитна реставрація на 1.3 зубі. На нижній щелепі відсутні 3.6, 4.4, 4.5, 4.6 зуби.

Гігієнічний індекс (PI) – 1,69.



Рис. 5.12 Пацієнтка В., двобічні включені дефекти зубного ряду нижньої щелепи.

Клінічний діагноз: часткова відсутність зубів нижньої щелепи III клас за Кенеді (К.08.43), мінімальна атрофія альвеолярного гребеня (К.08.21).

Пацієнтці рекомендовано ортопедичне лікування частковим знімним протезом з термопластичного полімеру «Vertex™ ThermoSens» полірування пастою «ThermoGloss».

1 відвідування: отримано одно етапний подвійний відбиток нижньої щелепи силіконовою масою «Speedex», допоміжний відбиток верхньої щелепи – альгінатною масою «Hydrogum 5».

2 відвідування: визначення ЦО анатомо-функціональним методом за допомогою воскових шаблонів.

3 відвідування: примірка воскової конструкції знімного протеза з штучними зубами.

4 відвідування: припасування часткового знімного протезу в порожнині рота. Перевірка фіксації протеза у порожнині рота, корекція знімного протеза у проекції больових точок, корекція суперконтактів. Дані рекомендації користування знімним протезом, його гігієни, полегшенню процесу адаптації.



а



б

Рис. 5.13 Зовнішній вигляд пацієнтки після припасування часткового знімного протезу у порожнині рота (а, б).

5 відвідування: скарги на незначну болючість на ділянці внутрішньої поверхні альвеолярного відростку. Огляд, виявлення травмуючого фактору, корекція протеза.



Рис. 5.14 Термопластичний частковий знімний протез («Vertex™ ThermoSens»).

Пацієнтка призначена на профілактичний огляд відповідно плану.

Контрольний огляд через 1 місяць: скарг немає. Гігієнічний індекс ротової порожнини – 1,56, індекс гігієни знімних протезів – 1,3.

Контрольний огляд через 6 місяців: скарг немає. Гігієнічний індекс ротової порожнини – 1,4, індекс гігієни знімних протезів – 1,9.

Контрольний огляд через 12 місяців: скарг немає. Гігієнічний індекс ротової порожнини – 1,83, індекс гігієни знімних протезів – 2,6.

Відмінний характер індексу «чистоти» протезів.

Клінічне спостереження № 3.

Пацієнт С., 1961 р.н., амбулаторна картка № 34263 звернувся у клініку ортопедичної стоматології з скаргами на утруднене пережовування їжі, неестетичний вигляд, травмування слизової оболонки ясенного краю. Хронічні захворювання заперечує. Алергологічний анамнез не обтяжений. Зуби втрачені у результаті карієсу і його ускладнень. Об'єктивно: конфігурація обличчя не змінена. Шкіра і видимі ділянки слизової оболонки порожнини рота без видимих паталогічних змін. Рухи нижньої щелепи не болючі, в повному обсязі. Регіонарні лімфатичні вузли щелепно-лицьової

ділянки пальпаторно не визначаються. Атрофія альвеолярного відростка нижньої щелепи помірна, рівномірна. На верхній щелепі металокерамічні бюгельні коронки фіксовані на 1.3, 1.2, 1.1, 2.1, 2.2, 2.3 зубах, бюгельний протез з замковою фіксацією. На нижній щелепі відсутні 3.7, 3.6, 3.5, 3.4, 4.4, 4.5, 4.6 зуби, 4.7 зуб покритий металевією короною.

Гігієнічний індекс (PI) – 1,89.



Рис. 5.15 Пацієнт С., однобічний дистально не обмежений дефект зубного ряду, з наявним включеним дефектом зубного ряду з протилежного боку.

Клінічний діагноз: часткова відсутність зубів нижньої щелепи II клас за Кенеді (К.08.432), помірна атрофія альвеолярного гребеня (К.08.22).

Пацієнту рекомендоване ортопедичне лікування частковим знімним протезом з акрилового матеріалу «Villacryl H Plus», обробка полірувальною пастою «ThermoGloss».

1 відвідування: зняття відбитків з нижньої щелепи – двошаровий відбиток силіконовою масою «Zeta Plus», верхньої щелепи – альгінатна маса «Hydrogum 5».



Рис. 5.16 Двошаровий відбиток нижньої щелепи силіконовою масою «Zeta Plus», відбиток верхньої щелепи альгінатною масою «Hydrogum 5».

2 відвідування: визначення ЦО анатомо-функціональним методом за допомогою воскових шаблонів.



Рис. 5.17 Восковий базис з оклюзійними валиками

3 відвідування: примірка воскової конструкції знімного протеза з штучними зубами, перевірка оклюзії.



Рис. 5.18 Примірка воскової конструкції знімного протеза з штучними зубами.

4 відвідування: припасування часткового знімного протезу в порожнині рота. Перевірка фіксації протеза у порожнині рота, корекція знімного протеза у проекції больових точок, корекція суперконтактів. Надано рекомендації для полегшення процесів адаптації до знімного протезу, настанови по гігієнічному догляду.

5 відвідування: скарги на болючість під час прийому їжі у ділянці альвеолярного відростку. Проведений огляд, корекція протеза.



Рис. 5.19 Припасування часткового знімного протезу у порожнині рота.

Пацієнт призначений на профілактичний огляд відповідно плану.

Контрольний огляд через 1 місяць: скарг немає, протезом користується постійно. Огляд часткового знімного протеза – тріщин і полумок не виявлено. Гігієнічний індекс ротової порожнини – 1,78, індекс гігієни

знімних протезів – 1,6. Огляд протезного ложа слизової оболонки порожнини рота – відсутні патологічні зміни.

Контрольний огляд через 6 місяців: скарг немає. Гігієнічний індекс ротової порожнини – 2,02, індекс гігієни знімних протезів – 1,98.

Контрольний огляд через 12 місяців: скарг немає. Гігієнічний індекс ротової порожнини – 2,17, індекс гігієни знімних протезів – 2,9.



Рис. 5.20 Акриловий частковий знімний протез з металевими кламерами («Villacryl H Plus»).

Погіршення гігієни порожнини рота і стану гігієни знімного протеза обумовлена недотриманням комплексу гігієнічних заходів, який був рекомендований стоматологом.

5.5 Висновки до розділу 5.

- За результатами виконаних досліджень можна зробити висновок, що вибір матеріалу конструкції знімного протеза залежить від ряду факторів. Акрилові полімери, що традиційно використовуються для знімного протезування мають певні недоліки: естетично неприйнятний вигляд металевих кламерів, висока вірогідність токсико-алергічних реакцій. Термопластичні полімери не мають вище приведених недоліків. Використання їх у клінічній практиці дозволяє створити більш естетичні конструкції, підвищити біосумісність, еластичність, довговічність знімних протезів, що у свою чергу буде сприяти більш широкому їх впровадженню.
- Незадовільна гігієна знімних протезів може слугувати причиною виникнення ускладнень, які призводять до неспроможності проведеного ортопедичного лікування, а також сприяти розвитку протезного стоматиту. Тому знімне протезування потребує регулярних гігієнічних заходів направлених на підтримку нормального якісного і кількісного складу орального мікробіоценозу.
- Результати обстеження пацієнтів обох груп показали, що на початку лікування пацієнтів і після місяця користування протезами рівень гігієни порожнини рота був задовільним. Динаміка індексу гігієни через півроку після протезування свідчила про збільшення даного показника у процесі користування знімними протезами. При порівнянні індексу гігієни між обома групами спостереження протягом року користування частковими знімними протезами не встановлена значима різниця означеного показника ($p > 0,05$).
- Відсутність відмінностей між значеннями індексу гігієни порожнини рота у пацієнтів з акриловими та термопластичними частковими знімними протезами протягом року спостереження

свідчить про відсутність взаємозв'язку цього показника з тим з якого матеріалу виготовлені протези.

- Одночасно з погіршенням гігієни порожнини рота відзначалось погіршення гігієнічного стану протезів. У той же час, індекс гігієни знімних протезів на всіх термінах спостереження було достовірно нижчий у пацієнтів групи, які користуються знімними протезами з термопластичного полімеру, ніж у групі де пацієнти користуються знімними протезами з акрилового полімеру ($p < 0,05$).
- Варто зазначити відмінний характер індексу «чистоти» протезів у пацієнтів при користуванні термопластичними і акриловими частковими знімними протезами полірованими пастою ThermoGloss, при якій спостерігали кращий гігієнічний стан знімних протезів протягом року. Це підтверджує перевагу полірувальної пасти ThermoGloss.
- Суб'єктивна оцінка адаптації пацієнтів до протезів, виготовлених із базисного матеріалів «Vertex™ThermoSens» оброблених полірувальною пастою Blue Shine – середній показник кількості відвідувань склав $0,80 \pm 0,11$, а полірованих пастою ThermoGloss – $0,73 \pm 0,12$. Середній показник кількості відвідувань у пацієнтів, що користуються акриловими протезами полірованими пастою Blue Shine становить – $1,13 \pm 0,09$, а оброблених пастою ThermoGloss – $0,93 \pm 0,07$, що вказує на подовження термінів адаптації у порівнянні з протезами із матеріалу термопластичного полімеру.

Основні положення розділу висвітлені у наступних публікаціях:

1. Гуньовський ЯР, Макєєв ВФ. Особливості адаптації пацієнтів до часткових знімних протезів на основі динамічного вивчення стану слизової оболонки порожнини рота в нових умовах функціонування. Сучасна стоматологія. 2022;3-4:33-7. [22]

2. Гуньовський ЯР. Порівняльна оцінка ефективності кінцевої обробки полімерних матеріалів для базисів знімних протезів. Матеріали Чернівці, науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні аспекти теоретичної та практичної стоматології». 4-5 травня 2020; Чернівці: с. 78-9. [25]
3. Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП. Вивчення особливостей поверхневої мікроструктури зразків базисних полімерів до і після полірування. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології». ІХ стоматологічний форум. «Медвін: стоматологія 2020». 11-13 березня 2020; Івано-Франківськ. Івано-Франківськ: 2020. с. 82-4. [56]

АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

Однією з актуальних проблем ортопедичної стоматології являється відновлення втрачених функцій зубощелепової системи, у тому числі знімними ортопедичними конструкціями, що обумовлено переважанням частки старших вікових груп у загальному складі населення, збільшенням кількості пацієнтів з захворюваннями пародонту, а також наявністю обмежень до виготовлення конструкцій з опорою на імпланти [90, 203].

Широке використання часткових знімних протезів мотивовано збільшенням кількості пацієнтів з частковою втратою зубів. Основними матеріалами для виготовлення базисів знімних протезів залишаються акрилові пластмаси, одночасно зростає потреба у розпрацюванні нових та удосконаленні вже існуючих матеріалів та їх конструкцій.

Проте, як показала багаторічна практика, володіючи багатьма позитивними якостями, полімери можуть негативно впливати на тканини протезного ложа і організм у цілому [83, 118, 124]. Основним недоліком акрилових полімерів є недостатня міцність, що може призводити до поломки протеза та нетривалого терміну експлуатації. Низька еластичність впливає на труднощі використання акрилатів у хворих за наявності гострих кісткових виступів, тонкої слизової оболонки протезного ложа, при значній атрофії альвеолярного відростку. Шорсткість, пористість внутрішньої поверхні базисів протезів являється головною причиною механічної травми слизової оболонки протезного ложа, особливо при перебудові базису за допомогою матеріалу холодної полімеризації [8, 221, 252].

Одним із недоліків акрилових полімерів є мікропористість, яка виникає в процесі полімеризації. Доведено, що мікрофлора, що накопичується в порах, викликає порушення мікробіологічної рівноваги тканин порожнини рота, при якому може розвинути запалення слизової оболонки [82, 175].

Однією з причин несприйнятливості знімних протезів є залишковий мономер, який після реакції полімеризації залишається у кількості від 6-9 % і

виділяється із базису протеза протягом декількох років [71, 218, 220]. Частота підвищеної чутливості до акрилових матеріалів коливається від 0,8% до 12,5%.

У зв'язку з цим, актуальним завданням сучасної ортопедичної стоматології є використання альтернативних базисних матеріалів для виготовлення часткових знімних протезів.

На даний час, в Україні наявний асортимент базисних безакрилових еластичних полімерів для термоінжекторної технології різної хімічної природи. Технологія інжекційного формування термопластичних полімерів розглядається як перспективна технологія у сучасній стоматології для досягнення високих естетичних стандартів [11, 169, 171]. Загальною характеристикою цієї групи матеріалів, є відсутність залишкового мономеру і, відповідно, їх біоінертність до організму. Конструкції з термопластів характеризуються еластичністю, легкістю, комфортом та високою естетичністю [168, 172]. Клінічні результати користування знімними протезами з термопластичних полімерів свідчать про швидку адаптацію пацієнтів до протезів, ніж до протезів виготовлених з акрилових полімерів [14, 24, 26, 76,].

Проте низка досліджень присвячених біодеструкції базисних пластмас [130], вивченню механічної міцності їх зразків [29, 30, 200] не торкаються проблем та причин зародження, розповсюдження тріщин в товщі протезу, в результаті чого відбувається його руйнування [20, 21, 255]. І тому розробка методики визначення зародження тріщин в базисних матеріалах має важливе значення в подовженні експлуатаційних властивостей знімних протезів.

Не вирішеною проблемою залишається досягнення абсолютно гладкої поверхні термопластичного полімеру під час кінцевої обробки елементів конструкції, що суттєво впливає на механічну міцність, естетичні властивості, адгезію мікроорганізмів і швидкість утворення біоплівки.

Необхідні подальші клінічні та лабораторні методи дослідження для вивчення поверхневих властивостей полімерів, їх здатність до обробки і акумуляції бактеріального нальоту.

Спираючись на високу потребу населення України в знімному протезуванні одним з головних завдань вітчизняної стоматології є підвищення якості протезування та подовження термінів користування пацієнтів знімними протезами. Провідну роль у реалізації цього завдання відіграють сучасні базисні стоматологічні матеріали.

Враховуючи вище викладене, до експериментального та клінічного порівняльного аналізу були відібрані наступні базисні стоматологічні матеріали:

- Полімер «Фторакс» (АО СТОМА, Україна), базисний полімер гарячої полімеризації на основі фторвмісних акрилових сополімерів типу порошок-рідина;
- Полімер «Villacryl H Plus» (Zhermack, Італія) поліметакрилатний матеріал для виготовлення базисів знімних протезів шляхом термічної полімеризації;
- Полімер «Vertex™ ThermoSens» (Vertex Dental, Нідерланди), термопластичний напівжорсткий поліамід.

На до клінічному етапі дослідження проведено вивчення фізико-механічних властивостей досліджуваних базисних матеріалів для виготовлення часткових знімних протезів.

Для профілактики поломок базису протеза і збільшення терміну його користування важливо вміти вчасно виявляти дефекти (мікро- і макротріщини) у структурі полімеру. Ефективним методом вивчення динаміки руйнування матеріалів є метод акустичної емісії, який характеризується великою чутливістю до зародження і розвитку руйнування матеріалу у малому об'ємі. Порівняльна оцінка зразків термопластичних базисних стоматологічних матеріалів «Vertex™ ThermoSens» з акриловими базисними матеріалами «Фторакс» та «Villacryl H Plus» в експериментах на

квазістатичний розтяг для вивчення динаміки процесів руйнування матеріалів за показниками міцності на розрив та тріщиностійкість показала, що для реалізації кінцевої мети застосування базисного матеріалу – забезпечення максимально можливої фіксації та стабілізації часткового знімного протезу на протезному ложі пацієнта, більш прийнятними виявилися характеристики термопластичних матеріалів.

За фізико-механічними властивостями термопластичний полімер значно відрізняється від акрилових полімерів. Хоча межа міцності полімерів «Фторакс» та «Villacryl H Plus» дещо більша, ніж «Vertex™ ThermoSens», через високу пластичність термопластичний полімер більше деформується та довше витримує навантаження до повного руйнування. Відносне видовження зразків з «Vertex™ ThermoSens» на порядок перевищує аналогічний показник акрилових полімерів. З аналізу досліджень полімер «Фторакс» руйнується крихко, «Villacryl H Plus» пружно-пластично, а «Vertex™ ThermoSens» характеризується значною в'язкістю під час розтягу. Як результат, відносне видовження всіх матеріалів значно відрізняється ($p < 0,01$): «Фторакс» ($4,17 \pm 0,44$), «Villacryl H Plus» ($15 \pm 1,15$), «Vertex™ ThermoSens» ($42,33 \pm 1,45$). Найбільше відносне видовження має термопласт Vertex™ ThermoSens, тому знімний протез добре протистоїть розламуванню, міцно фіксується на протезному ложі, що сприяє швидкій адаптації до нього.

Хоча за аналізом енергетичного параметра НВП сигналів акустичної емісії впродовж всього часу навантаження зразків базисних полімерів чергуються різні механізми руйнування, домінуючим механізмом є утворення мікротріщин різного розміру з переходом у макротріщини. Внаслідок утворення мікротріщин у термопласті генеруються сигнали акустичної емісії з більшою енергією, ніж в акриловому полімері.

Акриловий полімер із дефектом структури може витримувати більші навантаження, але протягом коротшого часу, ніж пластичний поліамід. Макропоказник в'язкості руйнування поліаміду вдвічі перевищує аналогічний параметр акрилового полімеру.

За допомогою методу акустичної емісії вивчено особливості процесів руйнування полімерів під дією навантаження. Хоча лабораторні показники механічних параметрів стоматологічних полімерів за статичного навантаження можуть не відображати умови середовища їх експлуатації (ротової порожнини), однак вони важливі для порівняння матеріалів у контрольних ситуаціях і можуть бути корисними для попередньої оцінки клінічних показників. За результатами виконаних досліджень базисний термопластичний матеріал «Vertex™ ThermoSens» слід рекомендувати для ширшого залучення у повсякденну клінічну практику виготовлення знімних ортопедичних конструкцій.

Кінцева обробка поверхні знімного протеза є важливим чинником, який визначає комфорт пацієнта, естетичні і гігієнічні властивості протеза. Доведено, що руйнування полімерів зазвичай відбувається в ділянках локальних концентрацій напружень, які виникають на шорстких і пористих поверхнях. Мікродефекти поверхні не лише зменшують міцність і пластичність базисних полімерів, а також є причиною деформації та пошкодження.

Метою цієї частини дослідження було оцінити вплив різних полірувальних засобів на шорсткість поверхні термопластичних і акрилових пластмас для базисів знімних протезів.

Проведено кількісний аналіз технологій полірування поверхонь базисних термопластичних і акрилових базисних полімерів за встановленням шорсткості та електронно-фрактографічним аналізом поверхні. Виконані серії вимірювань та обчислень для вивчення шорсткості пластмаси «Фторакс» показали, що внаслідок обробки поверхні фінішними пастами її шорсткість зменшується (без обробки $(1,79 \pm 0,095) > \text{Blue Shine} (0,66 \pm 0,056) > \text{ThermoGloss} (0,39 \pm 0,023)$). Найменше значення шорсткості досягається після фінішної обробки пастою ThermoGloss, яке порівняно з аналогічним показником для необробленої поверхні зменшується в 4 – 4,5 рази. Дані полімеру «Villacryl H Plus» показали, що внаслідок обробки поверхні

фінішними пастами її шорсткість зменшується (без обробки $(1,77 \pm 0,066) >$ Blue Shine $(0,57 \pm 0,061) >$ ThermoGloss $(0,49 \pm 0,055)$). Найменше значення шорсткості досягається після фінішної обробки пастою Thermogloss, яке порівняно з аналогічним показником для необробленої поверхні зменшується майже в 4 рази. Дані для вивчення шорсткості пластмаси «Vertex™ ThermoSens» показали, що внаслідок обробки поверхні фінішними пастами її шорсткість значно зменшується (без обробки $(2,02 \pm 0,099) >$ Blue Shine $(1,21 \pm 0,13) >$ ThermoGloss $(0,88 \pm 0,079)$). Найменше значення шорсткості досягається після фінішної обробки пастою ThermoGloss, яке порівняно з аналогічним показником для необробленої поверхні зменшується в 2 – 2,5 рази. Встановлено, що полірування фінішною пастою Thermogloss забезпечує меншу шорсткість поверхні, ніж пастою Blue Shine, для всіх типів базисних полімерів, що сприяє покращенню якості знімних протезів.

За результатами виконаних обчислень здійснено оцінювання стоматологічних пластмас за параметром шорсткості. Встановлено, що шорсткість акрилових пластмас «Фторакс» та «Villacryl Н Plus» відрізняється незначно для всіх типів обробки поверхонь, однак суттєво відрізняється від аналогічного показника у випадку термопласту «Vertex™ ThermoSens» ($p < 0,01$).

Для аналізу якості фінішної обробки полімерних зразків на макрорівні досліджували морфологію поверхні. За результатами електронно-сканівної мікроскопії встановлено, що у всіх досліджуваних полімерів морфологія поверхні без фінішної обробки досить розвинена, має неоднорідну структуру, наявні гребені, ямки, тріщини різної глибини. Після полірування рельєф поверхні зразків згладжений та має однорідну структуру, однак з'являються численні борозни різної глибини та поодинокі мікропори різного розміру. Найменшу кількість дефектів виявлено на поверхні полімерів акрилової природи «Фторакс», «Villacryl Н Plus», а найбільшу наявність дефектів можна констатувати у термопластичного полімеру «Vertex™ ThermoSens». Дані мікроскопії свідчать, що одним із надзвичайно важливих чинників, які

впливають на якість поверхні і результат кінцевого технологічного процесу, є ефективний вибір спеціальних полірувальних паст.

Якість фінішної обробки базисних полімерів у клінічних умовах може впливати на рівень первинної адгезії мікроорганізмів при їх контакті з поверхнею протеза і на подальше формування мікробної біоплівки.

Тому вибір конструкційного матеріалу потрібно здійснювати не тільки за біологічною дією на тканини ротової порожнини, але і за його фізико-хімічними характеристиками, структурою поверхні полімерного матеріалу, здатністю до якісного полірування та адсорбційною здатністю до бактеріальної і грибової флори [86, 144].

Проведені експериментальні мікробіологічні дослідження засвідчили, що тест-культури *Staphylococcus aureus*, *Enterococcus oralis*, *Candida albicans*, *Escherichia coli* проявили помірну ступінь адгезії до всіх досліджуваних матеріалів для виготовлення знімних протезів. Ступінь адгезії мікроорганізмів являється важливим показником, так як визначає особливості мікробної колонізації конструкції знімного протеза, який перебуваючи у порожнині рота впливає на весь оральний мікробіоценоз.

Проведені експериментальні мікробіологічні дослідження продемонстрували, що поверхні взірців базисних матеріалів є неоднорідні, і параметри шорсткості поверхні різних ділянок можуть сильно відрізнятися, що відображається у визначеному стандартному відхиленні.

Отримані цифрові дані, що характеризують первинну адгезію представників умовно патогенної мікрофлори порожнини рота і дріжджових грибів до взірців стоматологічного матеріалу обробленими різними полірувальними пастами показали, що для базисного акрилового полімеру Villacryl H Plus відзначались принципові відмінності первинної адгезії бактеріальної (*S.aureus*, *E. oralis*, *E. coli*) і грибової (*C. albicans*), у тому числі залежно від вибору полірувальної пасти. Індeksi адгезії після полірування пастою Blue Shine відповідали помірній ступені первинної адгезії (0,36-0,51), до *S.aureus* – $0,49 \pm 0,02$, *E. coli* – $0,54 \pm 0,02$, *E. oralis* –

0,48±0,03, *C. albicans* – 0,29±0,01. При дослідженні адгезії тест-штамів полірованих пастою ThermoGloss, відзначено менший індекс адгезії як бактерій так і грибів, *S.aureus* – 0,46±0,03, *E. coli* – 0,47±0,02, *E. oralis* – 0,47±0,01, *C. albicans* – 0,24±0,02. У акрилових полімерів рівень адгезії *E. coli* при обробці пастою ThermoGloss є меншим на 12,9% ($p<0,05$), *C. albicans* зменшувався на 10,3 % ($p<0,05$), *S.aureus* на 6,1% ($p>0,05$), *E. oralis* на 5,9% ($p>0,05$).

При випробуванні адгезивних властивостей полімерних взірців Vertex™ThermoSens, оброблених полірувальною пастою Blue Shine встановлено, що індекс адгезії грамнегативних мікроорганізмів становить *S.aureus* – 0,45±0,01, *E. coli* – 0,56±0,03, *E. oralis* – 0,44±0,02, *C. albicans* – 0,27±0,01. При обробленні цього ж матеріалу полірувальною пастою ThermoGloss індекс адгезії становив *S.aureus* – 0,43±0,02, *E. coli* – 0,45±0,03, *E. oralis* – 0,42±0,03, *C. albicans* – 0,22±0,02 одиниць. У термопластичних полімерів рівень адгезії *E. coli* при обробленні полірувальною пастою ThermoGloss відбувалося зменшення адгезивних властивостей матеріалу на 19,6% ($p<0,05$), *C. albicans* зменшувався на 18,5 % ($p<0,05$), *S.aureus* на 4,4% ($p>0,05$), *E. oralis* на 4,1% ($p>0,05$).

Проведене *in vitro* дослідження свідчить, що термопластичні матеріали на відміну від пластмас акрилового ряду, використаних у експерименті, володіють меншою здатністю до колонізації на своїй поверхні патогенної мікрофлори. Таким чином, одержані результати дослідження є важливими для критичної оцінки якості полірування термопластичних та акрилових матеріалів для базисів знімних протезів з точки зору обсіменіння на їхній поверхні патогенних мікроорганізмів.

Незадовільна гігієна знімних протезів також може слугувати причиною виникнення ускладнень, які можуть сприяти розвитку протезного стоматита. Тому знімне протезування потребує здійснення регулярних гігієнічних заходів, направлених на підтримку нормального якісного і кількісного складу орального мікробіоценозу.

Нами обстежено 60 пацієнтів, серед яких гендерна різниця становила: чоловіків – 22 (36,7%), жінок – 38 (63,3%) ($p < 0,05$). Із загальної кількості пацієнтів 2 (3,3%) хворих представляли групу віком від 25 до 44 років ($p < 0,05$ у порівнянні з іншими віковими групами), 18 (30,0%) – від 44 до 60 років, 21 (35,0%) – від 60 до 75 років та 19 (31,6%) – більше 75 років.

Етапи виготовлення знімних протезів проводили відповідно до вибраної технології і матеріалів.

Аналіз структури вікової приналежності визначив переважання протезів з акрилових пластмас у вікових групах 60-75 років (18%), 75-90 років (24,6%), а у вікових групах 25-44 років (3,33%) і 44-60 років (22,6%) у якості базових матеріалів переважно використовувались термопластичні полімери.

Усіх пацієнтів поділено на дві групи, у кожній з яких співвідношення числа чоловіків і жінок було приблизно однаковим. Всіх хворих підібрано у всіх групах рівномірно, з метою створення приблизно однакових початкових умов.

У першій групі пацієнтам виготовлено часткові знімні протези з термопластичного матеріалу «Vertex™ ThermoSens» (Vertex Dental, Нідерланди), із них у першій підгрупі оброблені полірувальною пастою – «Blue Shine» (Yamahachi Dental, Японія) 15 хворих; у другій підгрупі пацієнтам виготовлено знімні протези оброблені універсальною полірувальною пастою «ThermoGloss» (Vertex Dental, Нідерланди) – 15 хворих.

У другу групу увійшли пацієнти, яким виготовлено часткові знімні протези з поліметилакрилатного кополімеру «Villacryl H Plus» (Zhermack, Італія), або «Фторакс» (АО СТОМА, Україна). Перша підгрупа - оброблених полірувальною пастою «Blue Shine» – 15 хворих; у другій підгрупі пацієнтам виготовлено знімні протези з акрилових полімерів оброблених універсальною пастою «ThermoGloss» – 15 хворих.

Проведено вивчення гігієнічного стану порожнини рота, аналіз гігієнічного стану поверхні часткових знімних протезів з досліджуваних матеріалів, проаналізовано зміни динамічного стану слизової оболонки порожнини рота в нових умовах функціонування у хворих при користуванні частковими знімними протезами з акрилових і термопластичних полімерів протягом 1 року.

Результати дослідження засвідчили, що на початку лікування гігієнічний стан порожнини рота обстежуваних пацієнтів з частковою втратою зубів до лікування і в процесі користування акриловими та термопластичними частковими знімними протезами оцінений як задовільний та показники статистично не відрізнялись між собою ($p > 0,05$). Середнє значення індексу PI (Silness–Loe, 1964), на момент протезування дорівнювало $1,89 \pm 0,03$ у пацієнтів які користуються акриловими протезами, а в групі пацієнтів які користуються термопластичними протезами відповідно $1,82 \pm 0,04$ ($p > 0,05$). Під час обстеження пацієнтів через один місяць після користування протезами рівень гігієни порожнини рота залишався задовільним і середнє значення індексу Silness-Loe за групами, які користувались акриловими частковими знімними протезами становило $1,72 \pm 0,05$, тоді як у групі пацієнтів з термопластичними частковими знімними протезами відповідно $1,64 \pm 0,04$ ($p > 0,05$). Через шість місяців застосування знімними протезами з термопластичними базисами при дотриманні правил нагляду за протезами значення індексу у пацієнтів становив $1,95 \pm 0,04$. Незважаючи на аналогічні умови спостереження, у пацієнтів з акриловими частковими знімними протезами показники погіршилась відносно початкового рівня – $2,02 \pm 0,07$ ($p > 0,05$).

Застосування часткових знімних протезів з термопластичного матеріалу протягом 1 року, при корекції індивідуальної гігієни порожнини рота становило $2,12 \pm 0,06$. Середнє значення індексу Silness-Loe у пацієнтів, що користуються акриловими протезами відповідно $2,17 \pm 0,03$ і розбіжність їх значень була статистично не значною ($p > 0,05$). Отже, при порівнянні

індексу Silness-Loe між двома групами обстежених протягом 1 року користування частковими знімними протезами не встановлена значима різниця означеного показника ($p > 0,05$). Відсутність відмінностей між значеннями індексу гігієни порожнини рота у пацієнтів з акриловими та термопластичними частковими знімними протезами протягом року спостереження свідчить про відсутність взаємозв'язку цього показника з тим з якого матеріалу виготовлені протези.

Вивчені показники індексу гігієни часткових знімних протезів тісно пов'язані з раніше отриманими результатами. З метою контролю за ефективністю ортопедичного лікування пацієнтів за допомогою часткових знімних протезів проведено аналіз ефективності гігієнічного стану виготовлених знімних протезів з термопластичного полімеру (Vertex™ThermoSens) і акрилових полімерів (Фторакс, Villacryl H Plus) остаточно полірованих пастами Blue Shine, ThermoGloss через 1, 6, 12 місяців користування протезами.

У пацієнтів першої групи, які користувались частковими знімними протезами виготовленими з термопластичного матеріалу Vertex™ThermoSens протягом одного місяця та відполірованими пастою Blue Shine (1 підгрупа), індекс гігієни знімних протезів становив у середньому у 12 хворих $1,6 \pm 0,13$ балів, що відповідає «задовільному» показнику значення гігієнічного стану протеза, у 3 пацієнтів середнє значення становило $1,4 \pm 0,24$ балів ($p > 0,05$), тобто «відмінний» рівень гігієни. У пацієнтів другої підгрупи часткові знімні протези відполіровані пастою ThermoGloss, через місяць користування ними у шести хворих цієї підгрупи значення індексу становило, у середньому, $1,4 \pm 0,22$ бала, що відповідає «відмінному» рівню гігієни. У дев'яти хворих, згідно розрахунку гігієнічного індексу стану поверхні знімних ортопедичних конструкцій становив $1,8 \pm 0,26$ бала ($p > 0,05$), що відповідає «задовільному» рівню гігієни.

Пацієнти другої групи, які користувалися частковими знімними протезами з акрилового полімеру (Фторакс або Villacryl H Plus), протягом

одного місяця та оброблених полірувальною пастою Blue Shine (1 підгрупа), що відповідно інтерпретації показників індексу середнє значення склало $1,7 \pm 0,26$ бала, і це відповідає «задовільному» рівню гігієни.

Після аналізу гігієнічного стану знімних протезів пацієнтів, які користувалися протягом місяця знімними ортопедичними конструкціями з акрилових полімерів полірованих пастою ThermoGloss (2 підгрупа), середнє значення індексу «відмінно» був у п'яти хворих $1,5 \pm 0,10$, у десяти пацієнтів рівень гігієни склав $2,0 \pm 0,10$ бала ($p < 0,05$), що відповідає «задовільному» рівню гігієни.

Порівняння сумарного індексу гігієни знімних протезів у пацієнтів, що користуються частковими знімними протезами протягом шести місяців, виявлено достовірне погіршення показників відносно початкового рівня.

Так, у пацієнтів першої групи, які користуються термопластичними протезами полірованими пастою Blue Shine через шість місяців експлуатації стан гігієни знімних конструкцій протезів знаходиться на рівні «задовільний» $2,3 \pm 0,22$ ($p < 0,05$) у 12 хворих, у трьох хворих на рівні «відмінний» $1,5 \pm 0,14$ бала ($p < 0,05$), та у одного хворого на рівні «незадовільний» - $3,4 \pm 0,12$ бала ($p < 0,05$). У другій підгрупі оцінка гігієнічного стану протезів оброблених пастою ThermoGloss через шість місяців експлуатації, середнє значення становить $1,4 \pm 0,18$ бала на рівні «відмінний» у чотирьох хворих та у одинадцяти пацієнтів середній показник $2,2 \pm 0,24$ бала ($p < 0,05$) на рівні «задовільний».

У пацієнтів другої групи, що користуються акриловими протезами протягом шести місяців задовільний рівень гігієни часткових знімних протезів, середнє значення якого $1,8 \pm 0,26$ оброблених полірувальною пастою Blue Shine та $2,1 \pm 0,26$ балів полірованих пастою ThermoGloss виявлено у тридцяти пацієнтів обох підгруп.

Рівень гігієни знімних ортопедичних конструкцій через дванадцять місяців експлуатації у пацієнтів, які користуються знімними протезами з термопластичних та акрилових полімерів, що поліровані пастою Blue Shine, в

цілому оцінювався як незадовільний. Середній показник індексу становив – $2,8 \pm 0,22$ та $3,1 \pm 0,28$ балів ($p > 0,05$) відповідно.

Аналізуючи рівень гігієни часткових знімних зубних протезів з термопластичного полімеру, оброблених пастою ThermoGloss, після року користування у пацієнтів цієї групи було відзначено у дванадцяти хворих середнє значення сягало $2,4 \pm 0,26$ бала ($p < 0,05$), а у трьох пацієнтів $2,8 \pm 0,18$ бала ($p > 0,05$).

Пацієнти, які протягом року користувалися знімними протезами з акрилового полімеру та які оброблялися полірувальною пастою ThermoGloss, значення рівня гігієни у п'яти пацієнтів склало $2,9 \pm 0,28$ бала, а у десяти пацієнтів після користування частковими знімними протезами рівень гігієни визначався як задовільний $2,2 \pm 0,17$ бала ($p < 0,05$).

Після підрахунку індексу гігієни стану часткових знімних протезів зазначеної категорії хворих, які користуються даними ортопедичними конструкціями, переважає їх недооцінка індивідуальних гігієнічних заходів. При цьому індекс гігієни знімних конструкцій обстежених пацієнтів оцінений як неприйнятний у випадку застосування акрилових протезів і як прийнятний, але на гранично допустимій межі цього діапазону значень – термопластичних часткових знімних протезів.

У результаті проведеного дослідження визначено, що якщо у процесі 12-місячного користування зубними протезами виготовленими з термопластичного матеріалу Vertex™ThermoSens полірованими пастою BlueShine незадовільний стан гігієни сягав 100%, то рівень незадовільної гігієни таких протезів полірованих пастою ThermoGloss дорівнював всього 20% ($p < 0,05$). Рівень незадовільної гігієни протезів виготовлених з акрилових пластмас у процесі дванадцяти місяців користування, які були поліровані пастою Blue Shine також сягав 100%, у той час як у протезів полірованих пастою ThermoGloss незадовільний рівень протезів за той же час спостережень дорівнював всього 33,0% ($p < 0,05$).

Варто зазначити відмінний характер індексу «чистоти» протезів у пацієнтів при користуванні термопластичними і акриловими частковими знімними протезами полірованими пастою ThermoGloss, при якій спостерігали кращий гігієнічний стан знімних протезів протягом року. Це підтверджує перевагу полірувальної пасту ThermoGloss.

Адаптацію до часткових знімних протезів оцінювали за кількістю корекцій протезів у період звикання пацієнта до часткового знімного протезу. Згідно суб'єктивної оцінки адаптація пацієнтів до протезів, виготовлених з термопластичного базисного матеріалу Vertex™ThermoSens оброблених пастою Blue Shine в середньому склала 12 відвідувань для корекції, відполірованих пастою ThermoGloss в середньому склала 11 відвідувань для корекції.

Адаптація пацієнтів, що користуються акриловими протезами полірованими пастою Blue Shine в середньому склала 17 відвідувань для корекції, оброблених полірувальною пастою ThermoGloss в середньому склала 14 відвідувань для корекції.

Скорочення термінів відвідувань пацієнтів для корекції часткових знімних протезів з термопластичних полімерів, порівняно із знімними протезами з акрилової пластмаси продемонстрували їх переваги у якості базисних матеріалів стосовно періодів адаптації.

Для оцінки ефективності протезування проведено порівняльне вивчення динаміки адаптації до знімних протезів з термопластичних і акрилових полімерів оброблених різними полірувальними пастами. Спостереження за пацієнтами з частковими знімними протезами здійснювали у першу, третю та сьому добу до настання адаптації з корекцією протеза.

У першу добу після накладання часткових знімних протезів з термопластичного полімеру, скарги пред'являли 53,4% пацієнтів першої групи 1 підгрупи, та 40,0% пацієнтів 2 підгрупи. У пацієнтів другої групи корекції потребувало 73,3% пацієнтів 1 підгрупи і 66,7% пацієнтів 2 підгрупи, що було істотно більше в порівнянні 1 групою ($p < 0,05$).

Через три доби після проведеного ортопедичного лікування кількість хворих, яким необхідна корекція незначно збільшилась ($p_{1-3}>0,05$). У першій групі: у 1 підгрупі – корекцію проводили у 60,0%, у 2 підгрупі – 33,4% пацієнтів, але відсоткова частка була статистично меншою ніж у 2 групі ($p<0,05$). У другій групі: 1 підгрупі корекції зареєстровані у 80,0% хворих, відповідно у 2 підгрупі – 73,3%.

Достатньо значна кількість корекцій у другій групі, у порівнянні з першою групою, пояснюється складністю адаптації до твердого акрилового базису і до жорстких металевих кламерів.

Третю корекцію проводили через сім діб після накладання часткового знімного протезу. Клінічна картина дещо змінилась у другій групі, потреба у корекції в 1 та 2 підгрупах склала відповідно 53,4% та 46,7% пацієнтів і це було істотно менше в порівнянні з 1 добою ($p_{1-7}<0,05$). Також була виявлена істотна тенденція до зменшення суб'єктивних відчуттів у пацієнтів першої групи: у 1 підгрупі – 26,7% ($p_{1-7}<0,05$), 2 підгрупі – 13,4% ($p_{1-7}<0,05$). Зменшення кількості корекцій пояснюється зниженням інтенсивності запалення, а швидка адаптація і відсутність необхідності у корекції практично у всіх пацієнтів першої групи свідчить про більш комфортні умови користування термопластичними протезами.

Отже, проведені клінічні дослідження засвідчили явні переваги термопластичних протезів. Отримані дані виявили значно менший негативний вплив базису знімного протезу з термопластичного полімеру, ніж базис з акрилового полімеру, та кращих результатів адаптації пацієнтів. Пацієнти із знімними протезами з термопластичних і акрилових полімерів продемонстрували кращі клінічні дані, якщо поверхня протеза була оброблена полірувальною пастою ThermoGloss, що в черговий раз довело доцільність використання полірувальної пасти ThermoGloss для кінцевої обробки знімних протезів.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі наведено теоретичне узагальнення і нове вирішення практичного завдання – підвищення ефективності ортопедичного лікування хворих з частковою втратою зубів з використанням акрилових і термопластичних знімних протезів, завдяки дослідженню методом акустичної емісії стійкості до руйнування базисних матеріалів та порівняльному аналізу їх фізико-механічних властивостей, структури і шорсткості їх поверхні при застосуванні різних полірувальних паст та ступеню адгезії мікроорганізмів.

1. За допомогою експериментальних досліджень з використанням методу акустичної емісії для визначення механічних параметрів матеріалів базисів знімних протезів та особливостей їх руйнування під дією квазістатичного навантаження показали, що акриловий полімер Villacryl H Plus має найбільшу межу міцності σ_B ($78,00 \pm 2,88$) та напруження під час руйнування σ_{ff} ($73,33 \pm 3,05$), які майже на 40% перевищують відповідний показник Vertex™ ThermoSens – σ_B ($73,33 \pm 8,82$), σ_{ff} ($43,33 \pm 14,53$). У випадку напружень остаточного руйнування σ_{ff} , отримали такий порядок матеріалів: Vertex™ ThermoSens (43,33 кН) < Фторакс (71,33 кН) < Villacryl H Plus (73,33 кН). За критерієм Тьюкі статистично різниця між значеннями визначених параметрів для всіх матеріалів незначна ($p > 0,05$). Хоча межа міцності термопластичного полімеру виявилася не найбільшою, для її досягнення потрібно у 4-4,5 рази більше часу навантаження зразків, ніж для акрилових полімерів.

Поява сигналів акустичної емісії під час розтягу зразків свідчить, про зародження у матеріалі ділянок руйнування, при тому матеріал Фторакс руйнується крихко, Villacryl H Plus – пружно-пластично, а Vertex™ ThermoSens характеризується значною в'язкістю. Як результат, відносне видовження всіх матеріалів значно відрізняється ($p < 0,01$): Фторакс ($4,17 \pm 0,44$), Villacryl H Plus ($15 \pm 1,15$), Vertex™ ThermoSens ($42,33 \pm 1,45$).

Найбільше відносне видовження мав термопластичний полімер Vertex™ ThermoSens. Термопластичний полімер характеризується значною пластичністю під час розтягу, а макропоказник в'язкості його руйнування вдвічі перевищує аналогічний параметр акрилового полімеру. Відповідно частковий знімний протез виготовлений з термопластичного матеріалу добре протидіє руйнуванню, що сприяє збільшенню терміну користування знімним протезом.

У результаті порівняльного аналізу міцнісних характеристик базисні полімери розташувались у такому порядку: Villacryl H Plus, Vertex™ ThermoSens, Фторакс, а за макропоказником в'язкості руйнування K_{IC} – Vertex™ ThermoSens, Фторакс, Villacryl H Plus.

2. За електронно-фрактографічним аналізом поверхні досліджуваних матеріалів для базисів знімних протезів встановлено, що внаслідок обробки поверхні полімеру Фторакс фінішними пастами її шорсткість зменшується (без обробки $(1,79 \pm 0,095) > \text{Blue Shine} (0,66 \pm 0,056) > \text{ThermoGloss} (0,39 \pm 0,023)$ ($p < 0,05$). Найменше значення шорсткості досягається після фінішної обробки пастою ThermoGloss, яке порівняно з аналогічним показником для необробленої поверхні зменшується в 4 – 4,5 рази. Вивчення полімеру Villacryl H Plus показали, що внаслідок обробки поверхні фінішними пастами її шорсткість зменшується (без обробки $(1,77 \pm 0,066) > \text{Blue Shine} (0,57 \pm 0,061) > \text{ThermoGloss} (0,49 \pm 0,055)$ ($p < 0,05$). Найменше значення шорсткості досягається після фінішної обробки пастою ThermoGloss, яке порівняно з аналогічним показником для необробленої поверхні зменшується майже в 4 рази. Дані вивчення шорсткості пластмаси Vertex™ ThermoSens показали, що внаслідок обробки поверхні фінішними пастами її шорсткість значно зменшується (без обробки $(2,02 \pm 0,099) > \text{Blue Shine} (1,21 \pm 0,13) > \text{ThermoGloss} (0,88 \pm 0,079)$ ($p < 0,05$). Найменше значення шорсткості досягається після фінішної обробки пастою ThermoGloss, яке порівняно з аналогічним показником для необробленої поверхні зменшується в 2 – 2,5 рази. Встановлено, що полірування фінішною пастою ThermoGloss

забезпечує меншу шорсткість поверхні, ніж пастою Blue Shine, для всіх типів базисних полімерів, що сприяє покращенню якості знімних протезів.

3. У результаті мікробіологічного дослідження визначено, що ступінь мікробної адгезії до вивчених штамів був помірним порівняно з контрольним матеріалом (склом) ($p < 0,001$), і не залежав від виду базисного матеріалу. Аналіз індексу адгезії мікроорганізмів до базисних пластмас виявив найменшу адгезивну здатність до поверхні полімеру Vertex™ ThermoSens з фінішною обробкою пасти ThermoGloss. У термопластичних полімерів Vertex™ ThermoSens рівень адгезії *E. coli* був меншим на 19,6% ($p < 0,05$), *C. albicans* зменшувався на 18,5 % ($p < 0,05$), *S. aureus* на 4,4% ($p > 0,05$), *E. oralis* на 4,1% ($p > 0,05$) порівняно з матеріалом оброблених пастою Blue Shine.

Натомість у акрилових полімерів Villacryl H Plus рівень адгезії *E. coli* при обробці пастою ThermoGloss є меншим на 12,9% ($p < 0,05$), *C. albicans* зменшувався на 10,3 % ($p < 0,05$), *S. aureus* на 6,1% ($p > 0,05$), *E. oralis* на 5,9% ($p > 0,05$) порівняно з матеріалом оброблених пастою Blue Shine. Отримані дані дозволяють зробити висновок, що взірці з полімерних матеріалів для виготовлення базисів протезів суттєво відрізняються за ступенем адгезії бактерій, та грибів роду *Candida*. Відмінності колонізаційної резистентності до формування мікробної біоплівки при використанні полімеру в клінічних умовах залежить від структури поверхні матеріалу, способу полірування, та вибору полірувальних паст.

4. У результаті аналізу гігієнічного стану, через один місяць використання, часткових знімних протезів з досліджуваних термопластичних та акрилових полімерів оброблених полірувальними пастами Blue Shine і ThermoGloss, виявлено значне збільшення показників індексу гігієни ортопедичних конструкцій ($p < 0,05$) з коливаннями у межах декілька відсотків у досліджуваних групах. У пацієнтів у процесі 12-місячного користування зубними протезами виготовленими з термопластичного матеріалу Vertex™ ThermoSens полірованими пастою ThermoGloss «задовільний» стан гігієни становив 80%, натомість рівень гігієни протезів –

«задовільний», виготовлених з акрилових пластмас полірованих пастою ThermoGloss становив 67,0% ($p < 0,05$).

5. Найбільше значення площ запалення слизівки (55-89%) зареєстровано серед пацієнтів другої групи, проти пацієнтів першої групи у якій максимальна площа становила (30-70%). Встановлено більш швидку динаміку зниження реакції запального процесу слизової оболонки протезного ложа у пацієнтів першої групи, другої підгрупи. Зменшення кількості корекцій пояснюється зниженням інтенсивності запалення, а швидка адаптація і відсутність необхідності у корекції практично у всіх пацієнтів першої групи свідчить про більш комфортні умови користування термопластичними протезами.

Встановлено більш швидку динаміку зниження реакції запального процесу слизової оболонки протезного ложа у пацієнтів, що користуються термопластичними знімними протезами полірованими пастою ThermoGloss, що підтверджує важливість наявної якісної поверхні знімної конструкції зубного протеза і свідчить про перевагу фінішної обробки протеза полірувальною пастою ThermoGloss.

Середній показник кількості відвідувань для корекції протезів склав: у першій групі 1 підгрупі – $0,80 \pm 0,11$, у першій групі 2 підгрупі – $0,73 \pm 0,12$, у другій групі 1 підгрупі – $1,13 \pm 0,09$, у другій групі 2 підгрупі – $0,93 \pm 0,07$.

Отже, використання пасти ThermoGloss для кінцевого полірування полімерів дозволило знизити запальну реакцію слизової оболонки протезного ложа та підвищити її резистентність до негативної дії часткового знімного протеза в період адаптації.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Бадалов РМ. Профілактика протезних стоматитів у хворих на цукровий діабет при користуванні знімними акриловими зубними протезами. [автореферат дисертації]. Харків: Харківський національний медичний університет; 2011. 19 с.
2. Без'язична НВ. Оцінка ступеня запалення слизової оболонки протезного ложа при лікуванні повної адентії із застосуванням м'яких підкладок базису. Український медичний альманах. 2012;15(1):29-31.
3. Беляєв ЕВ, Одуд МП. Порівняльна характеристика показників клітинного циклу букального епітелію в осіб з інтактними зубними рядами та при використанні часткових знімних пластинкових протезів з акриловим базисом. Новини стоматології. 2016;1(86):64-7.
4. Беліков ОБ, Лугова ЛО, Єрис ЛБ, Семенко ІП. Тест «БОФСАЗ» оцінки якості виготовлення повних знімних протезів і процесів реабілітації (клініко-технічні параметри). Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2007;Т. 7, вип.(4(20)):16-8.
5. Біда ВІ, Ключан СМ. Заміщення дефектів зубних рядів сучасними конструкціями знімних протезів. Навчальний посібник. Львів: ГалДент; 2009. 151 с.
6. Біда ВІ, Магомедов АМ, Савчук ІЮ. Результати вивчення впливу акрилових базисних пластмас і їх комбінацій з Ti, нановолокнами і SiC на метаболізм сполучної тканини в експерименті. Дентальні технології. 2010;2(45);44-6.
7. Богату СІ, Любченко ОА. ГАЛІТОЗ–ЛИШЕ СТОМАТОЛОГІЧНА ПРОБЛЕМА? Вісник морської медицини. 2020;4(89).
8. Варв'янський ІЮ, Гризодуб ВІ, Голубничий ОП. Підвищення фізико-хімічних властивостей знімних зубних протезів із самотвердіючої пластмаси Протакрил-М за допомогою структурування їх у полі струму

- високої частоти. Проблеми безперервної медичної освіти та науки. 2017;3:61-4.
9. Варес ЭЯ, Нагурный ВА, Варес ЯЭ, Аллахвердиева ДС. Литьевым термопластам медицинской чистоты - дорогу в стоматологическую ортопедию *Стоматология*. 2004;83(6):75-6.
 10. Васишин УР. Порівняльна оцінка клінічної ефективності та інформативності деяких способів діагностики запалення слизової оболонки ротової порожнини. *Галицький лікарський вісник*. 2013;20(3):11-3.
 11. Васильчук АС. Карта термопластів, які застосовуються в стоматології. Якість обробки матеріалів. 2015;2(4):40-4.
 12. Вербовська РІ, Рожко ММ, Дівнич ТЯ. Вивчення протимікробних властивостей адгезивних кремів для фіксації повних знімних пластинкових протезів. У: *Актуальні питання сучасної стоматології*; 7-9 лют. 2014; Ужгород. Ужгород: Ужгородський національний університет; 2014. с. 60-2.
 13. Вороненко ЮВ. *Стоматологічна допомога в Україні*. Київ: Поліум; 2014. 84 с.
 14. Гавалешко В.П., Мельничук М.В., Караван Я.Р., Ішков М.О., Рожко В.І. Сучасний погляд на ортопедичне лікування часткової адентії (огляд літератури). *Клінічна стоматологія: щоквартальний науково-практичний журнал*. 2019;1(26):40–7.
 15. Гасюк ПА. Особливості альтернативних методів протезування включених дефектів зубного ряду нейлоновими протезами. *Клінічна стоматологія*. 2013;(3,4):9-12.
 16. Гордон Р. Вплив частоти чищення протезів на мікробні та клінічні параметри. Підхід від розробки до впровадження. *Сучасна стоматологія*. 2020;28(5):53-5.
 17. ГОСТ 25.506-85. ДСТУ 2824-94 Розрахунки та випробування на міцність. Види і методи механічних випробувань. Терміни та

визначення. Наказ від 31.10.1994р. № 260. [цитовано 3 квіт. 2019].

Доступно на: <http://online.budstandart.com>

18. Гризодуб ДВ, Бадалов РМ, Бадалов КР. Комплексна оцінка стану тканин протезного поля при протезуванні знімними бюгельними протезами осіб з непереносимістю до конструкційних матеріалів. Проблеми безперервної медичної освіти та науки. 2017(3):39-42.
19. Гризодуб ДВ. Оцінка догляду за акриловими знімними протезами, виготовлених з різних пластмас залежно від типу раціону. Новини стоматології. 2013;4(77):69-72.
20. Гуньовська РП, Гуньовський ЯР. Експериментальне обґрунтування показників міцності та тріщиностійкості еластичних та акрилових полімерів для базисів знімних протезів методом акустичної емісії. У: Актуальні питання сучасної стоматології. 18-19 берез. 2021; Київ. Київ: Національний медичний університет імені О.О. Богомольця; 2021. с. 246-8.
21. Гуньовський ЯР, Гуньовська РП. Методологія оцінки статичної тріщиностійкості полімерних матеріалів для базисів знімних протезів. У: Сучасні проблеми ортопедичної стоматології. 6-7 груд. 2019; Харків. Харків: Харківський національний медичний університет; 2019. с.45-7.
22. Гуньовський ЯР, Макеев ВФ. Особливості адаптації пацієнтів до часткових знімних протезів на основі динамічного вивчення стану слизової оболонки порожнини рота в нових умовах функціонування. Сучасна стоматологія. 2022;3-4:33-7.
23. Гуньовський ЯР, Макеев ВФ. Порівняльна оцінка адгезивної здатності мікроорганізмів до термопластичних і акрилових базисних полімерів для знімних протезів полірованих різними пастами. Український стоматологічний альманах. 2022;2:22-7.
24. Гуньовський ЯР. Застосування методу акустичної емісії для оцінки характеристик тріщиностійкості полімерних матеріалів для знімних протезів. У: Інноваційні технології в сучасній стоматології; 24-26 берез.

- 2021; Івано-Франківськ. Івано-Франківськ: Івано-Франківський національний медичний університет; 2021. с.37-9.
25. Гуньовський ЯР. Порівняльна оцінка ефективності кінцевої обробки полімерних матеріалів для базисів знімних протезів. У: Сучасні аспекти теоретичної та практичної стоматології; 4-5 трав. 2020; Чернівці. Чернівці: Буковинський державний медичний університет; 2020. с.78-79.
26. Гурандо ВР. Базис із термопластичного матеріалу у односторонньому частковому знімному протезі: клінічний випадок. Вісник проблем біології і медицини. 2016;2(1):228-31.
27. Гусейнова НМ. Клініко-мікробіологічна оцінка ефективності профілактичних засобів, рекомендованих для пацієнтів з протезними конструкціями. Сучасна стоматологія. 2019;10(3):72-6.
28. Давиденко ВЮ, Нідзельський МЯ, Давиденко ГМ, Кузнецов ВВ, Чикор ВП. Зміни біохімічних показників ротової рідини у період адаптації до знімних пластинкових протезів, виготовлених із акрилових базисних пластмас. Вісник проблем біології і медицини. 2017;2(4(140)):212-5.
29. Дворник ВМ, Кузь ВС, Кузь ГМ. Використання сучасних безакрилових базисних матеріалів у клініці ортопедичної стоматології. Український стоматологічний альманах. 2016;3(2):40-45.
30. Дворник ГМ, Кузь ВС, Кузь ГМ, Мартиненко ІМ, Шеметов ОС. Порівняльна характеристика мікротвердості різних груп базисних стоматологічних пластмас. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2018;18(2(62)):201-5.
31. Дівнич ТЯ. Мікробіоценоз ротової порожнини в пацієнтів, які користуються частковими знімними пластинковими протезами. Український стоматологічний альманах. 2015;3:25-8.
32. Дмитренко ІА, Геращенко СБ, Ожоган ЗР. Клінічні і морфологічні зміни слизової оболонки протезного ложа і пародонту при

- ортопедичному лікуванні хворих частковими знімними протезами. Галицький лікарський вісник. 2011;18(4):27-31.
33. Добеши І. Десять лекцій по вейвлетам. Іжевск: НДЦ. Регулярна і хаотична динаміка; 2001 [цитовано 14 лист. 2019] 464 с.
34. 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):458-62.
35. Зверхановський АА, Задорожний ВГ. Фізико-механічне обґрунтування структури пластинки базиса на міцностні характеристики повних знімних протезів. Український стоматологічний альманах. 2016;2:5-8.
36. Зверхановський ОА. Результати клінічної апробації методу протезування хворих з повною вторинною адентією та профілактики супровідних протезних стоматитів. Одеський медичний журнал. 2016;3:28-32.
37. Кіндій ДД, Кіндій ВД, Тончева КД. Щодо питання різних методів полімеризації базисних пластмас. Український стоматологічний альманах. 2013;4:97-100.
38. Козак РВ, Леонтович ІА, Фаузи ХМ. Обґрунтування застосування термопластів в стоматологічній практиці. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2012;12(4(40)):28-9.
39. Комариця ОЙ, Суберляк ОВ, Земків ВМ. Порівняльна характеристика міцності з'єднання еластичних матеріалів при виготовленні базисів знімних протезів. Стоматологія. 2016;1(2(127)):240-44.
40. Король ДМ, Скубій ІВ, Король МД. Результати дослідження стану слизової оболонки протезного ложа на етапах ортопедичного лікування у пацієнтів з повною адентією. Вісник проблем біології і медицини. 2018;1(4(146)):272-4.

41. Крижановський АЄ. Результати клінічної апробації повного знімного протеза з тришаровим базисом за даними лазерної доплеровської флоуметрії. Клінічна стоматологія. 2015;1:105-10.
42. Кондусова НВ. Шорсткість поверхонь. Харків:УДАЗТ; 2013. 23с.
43. Кузнецов ВВ., Писаренко ОА. Удосконалення технології покращення якості базисів знімних пластинкових протезів. Український стоматологічний альманах. 2011;1:61-3.
44. 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. 2015;14(2(46)):179-184.
45. Кузь ВС, Тумакова ОБ, Тумакова ЕБ, Кузь ГМ, Кузь ГМ, Тесленко ОІ, Тесленко АІ, Єрис ЛБ. Виготовлення повних знімних пластинкових протезів з різних груп базисних матеріалів та їх порівняльна характеристика. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2020;20(3):55-9.
46. Кузь ВС. Визначення показників міцності та пластичності різних груп базисних стоматологічних матеріалів. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2016;16(2(54)):28-32.
47. Кузь ВС. Водопоглинання різних груп базисних стоматологічних матеріалів. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2016;15(3(51)):18-22.
48. Кузьміна ЕМ, Ібрагімов ТІ, Казанській МР. Удосконалення методу оцінки гігієнічного стану знімних ортопедичних конструкцій у пацієнтів з частковою втратою зубів. Dental Forum. 2012;4:54-56.
49. Кулигіна ВМ, Дорош ІО. Результати дослідження якості життя пацієнтів із глосоденією. Український стоматологічний альманах. 2015; 2: 27-30.

50. Лапач СН, Губенко АВ, Бабич ПН, Дмитрук ІВ. Статистичні методи в медико-біологічних дослідженнях з використанням Excel. 3-є вид., Київ: Моріон; 2000. 408 с.
51. Лейбюк ЛВ, Рожко ММ. Дослідження ступеня дисбіозу ротової порожнини хворих на цукровий діабет у період адаптації до повних знімних пластинкових протезів. Вісник проблем біології і медицини. 2020;1(155):365-8.
52. Лейбюк ЛВ. Механізми розвитку ускладнень при знімному протезуванні. Український журнал медицини, біології та спорту. 2019;4(1):29-34.
53. Леонтович Ю, Король ДМ, Оджубейська ОД, Зубченко СГ, Черевко ФА. Профілактичні заходи при користуванні знімними пластинковими протезами. Український стоматологічний альманах. 2013;2:90-3.
54. Лещук ЄС. Експериментальне дослідження механічних властивостей з'єднання базисної та еластичної пластмас. Український стоматологічний альманах. 2011;6:9-14.
55. Лещук СЄ, Вовк ЮВ. Основні клінічні етапи виготовлення покривних знімних протезів (частина друга). Український стоматологічний альманах. 2003(2):63-5.
56. Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП. Вивчення особливостей поверхневої мікроструктури зразків базисних полімерів до і після полірування. У: Інноваційні технології в сучасній стоматології; 11-13 берез. 2020; Івано-Франківськ. Івано-Франківськ: Івано-Франківський національний медичний університет; 2020. с. 82-4.
57. Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР. Microbiological explanation of choosing the bases materials for removable dentures. Środowisko a stan zdrowia jamy ustnej; 12 maj 2022; Lublin. Lublin: Uniwersytet medyczny w Lublinie; 2022. P.20.
58. Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП. Основні властивості абразивних стоматологічних матеріалів, що використовуються в

- поліруванні базисів знімних протезів. Український стоматологічний альманах. 2018;4:73-7.
59. Макеев ВФ, Гуньовський ЯР. Результат вивчення мікроструктури базисних матеріалів для знімних протезів після фінішної обробки полірувальними пастами. У: Ортопедична стоматологія: традиції, сьогодення, погляд у майбутнє; 14-15 трав. 2021; Полтава. Полтава: Полтавський державний медичний університет; 2021. с.30-2.
60. Макеев ВФ, Лещук СЄ, Лещук ЄС. Динаміка біохімічних властивостей слини і десквамації епітелію у ротовій порожнині пацієнтів у процесі користування повними знімними пластинковими протезами із акрилатів та протезами із еластичною підкладкою. Львівський медичний альманах. 2011;1:22-4.
61. Макеев ВФ, Скальський ВР, Гуньовська РП, Гуньовський ЯР. Оцінки статичної тріщиностійкості полімерних матеріалів для виготовлення базисів знімних протезів. Сучасна стоматологія. 2019;2(96):102-6.
62. Макеев ВФ, Скальський ВР, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП. Результати вивчення особливостей поверхневої структури стоматологічних полімерів для знімного протезування методом скануючої мікроскопії після їх обробки різними полірувальними пастами. Сучасна стоматологія. 2020;1(100):7-11.
63. Макеев ВФ, Скальський ВР, Гуньовський ЯР, Кухта ВС. Порівняльний кількісний аналіз технологій полірування стоматологічних полімерів для знімного протезування. Новини стоматології. 2020;1(102):25-31.
64. Макеев 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): 225-233.

65. Максименко ПВ. Вибір показань до знімного протезування у пацієнтів з хронічним генералізованим пародонтитом та односторонніми необмеженими дефектами. Вісник стоматології. 2013;1:101-4.
66. Малюченко ОМ, Король ДМ, Малюченко ММ, Ярковий ВВ, Коробейніков ЛС. Сучасний погляд на ортопедичне лікування з використанням часткових знімних протезів. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2016;16(2(54)):300-5.
67. Мельничук ГМ, Рожко ММ, Ерстенюк ГМ. Показники окисної модифікації білків та антиоксидантного захисту у ротовій рідині хворих на генералізований пародонтит з частковою втратою зубів. Новини стоматології. 2012;4:96-8.
68. Михайленко ТМ, Рожко ММ, Куцик РВ, Дмитрук ІВ. Особливості вибору зубних паст для пацієнтів зі знімними конструкціями зубних протезів з огляду на їхню протимікробну активність. Український стоматологічний альманах 2013;5:54-9.
69. Михайленко ТМ. Спосіб визначення індексу гігієни знімних протезів за допомогою рідини «Кольор-тест №3». Інноваційні технології – в стоматологічну практику: матеріали III з'їзду Асоціації стоматологів України. Полтава: Дивосвіт; 2008. с. 413-4.
70. Неспрядько ВП, Барановський ОВ, Тихонов ДО. Особливості ортопедичного лікування хворих з поєднанням повної та часткової втрати зубів. Вісник проблем біології і медицини. 2013;1(98(1)):34-3.
71. Нідзельський МЯ, Давиденко ВЮ, Давиденко ГМ, 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((108)2):45-8.
72. Нідзельський МЯ, Давиденко ВЮ, Давиденко ГМ. Вплив слиновиділення на стан смакової чутливості в період адаптації пацієнтів

- до знімних пластинкових протезів. Клінічна стоматологія. 2015;3-4:135-6.
73. Нідзельський МЯ, Коротецька-Зінкевич ВЛ, Зінкевич КГ. Математична обробка та кореляційний аналіз змін адгезії бактерій до зразків композитних матеріалів світлового твердіння, виготовлених за різними технологіями. Український стоматологічний альманах. 2013;1:68-71.
74. Нідзельський МЯ, Криничко ЛР. Результати випробувань базисних акрилових пластмас щодо їх схильності до заселення умовно-патогенними мікроорганізмами. Український стоматологічний альманах. 2010;5:27-8.
75. 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;2:10-1.
76. Нідзельський МЯ, Чикор ВП, Цветкова НВ. Фонетична реабілітація при знімному стоматологічному протезуванні. Український стоматологічний альманах. 2019;2:44-8.
77. Одуд МП, Беляєв ЕВ. Дослідження впливу базисних пластмас на слизову оболонку протезного ложа методом проточної цитометрії. У: Сучасна реконструктивна стоматологія. Міждисциплінарний підхід; 11-12 трав. 2012; Одеса. Одеса: Одеський національний медичний університет; 2012. с. 38-40.
78. Одуд МП, Беляєв ЕВ. Стан гігієни порожнини рота та показники біофізичного дослідження ротової рідини у хворих з дефектами зубних рядів та при використанні часткових знімних пластинкових протезів у різні терміни спостереження. У: "Ternopil Dental Summit" 23-24 трав. 2019; Тернопіль. Тернопіль: Тернопільський національний медичний університет ім. І.Я. Горбачевського; 2019. с.109-111.

79. Оуд МП. Цитологічні особливості букального епітелію при застосуванні різних видів часткових знімних пластинчастих протезів та якість життя пацієнтів. Новини стоматології. 2018;2(95):40-3.
80. Павленко О.В., Біда В.І., Дорошенко О.М. Функціональні зміни жувальних м'язів під час адаптації до знімних протезів. Галицький лікарський вісник. 2011;2(18):82–6.
81. Палійчук ІВ, Рожко ММ, Ерстенюк ГМ. Біохімічні показники крові у пацієнтів при лікуванні знімними пластинковими протезами із пластмаси «Віосгіл-С» та «Фторакс». Сучасна стоматологія. 2015;3:102-106.
82. Палійчук ІВ, Рожко ММ. Вивчення взаємозв'язку шорсткості з адгезивної здатністю до резидентних і транзиторних представників мікрофлори ротової порожнини базисних пластмас «Віосгіл-С» та «Фторакс». У: Сучасна реконструктивна стоматологія. Міждисциплінарний підхід; 11-12 трав. 2012; Одеса. Одеса: Одеський національний медичний університет; 2012. с. 19-20.
83. Палійчук ІВ. Аналіз використання різних видів ортопедичних конструкцій та їх впливу на слизову оболонку порожнини рота. Новини стоматології. 2015;2(83):13-6.
84. Палійчук ІВ. Аналіз ускладнень слизової оболонки ротової порожнини у хворих при використанні знімних пластинкових протезів. У: Інноваційні технології в стоматології; 28 верес. 2012; Тернопіль. Тернопіль: ДВНЗ Тернопільський державний медичний університет ім. І.Я. Горбачевського; 2012. с. 18–9.
85. Палійчук ІВ. Динаміка показників стану місцевого імунітету та мікробіоценозу ротової порожнини в пізні терміни лікування знімними пластинковими протезами пацієнтів схильних і несхильних до протезних стоматитів. Галицький лікарський вісник. 2012;19(1):51–5.
86. Палійчук ІВ. Роль мікробіоценозу ротової порожнини та факторів місцевого імунітету в патогенезі розвитку протезного стоматиту. Сучасна стоматологія 2015;3:90-3.

87. Протоколи надання стоматологічної допомоги (Ортопедична стоматологія, хірургічна стоматологія, ортодонтія). Харків: Авіста-ВЛТ.; 2012. 52 с.
88. Панасюк ВВ, Саврук МП, Казберук АА. Концентрація напружень у твердих тілах з вирізами. Т.14; Механіка руйнування та міцність матеріалів. Львів: Сполом; 2012. 384 с.
89. Пінчукова АА, Руденко ОВ. Зміни мікрофлори порожнини рота, пов'язані з носінням повних знімних пластинкових протезів. Молодий вчений. 2014;3:146-9.
90. Проць ГБ. Комплексні методи хірургічної підготовки хворих до ортопедичної реабілітації залежно від стану тканин протезного ложа. [автореферат дисертації] Івано-Франківськ: Івано-Франківський національний медичний університет; 2020. 40 с.
91. Редушко ЮВ, Дмитришин ТМ, Рожко ММ. Клінічний стан тканин протезного ложа в пацієнтів, які користуються різними адгезивними засобами для покращення фіксації знімних протезів. Сучасна стоматологія. 2020;1:96-9.
92. 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(142):374-80.
93. 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):73-7.
94. Рожко М.М., Неспрядько В.П., Палійчук І.В. Ортопедична стоматологія (підручник). Київ: Всеукраїнське спеціалізоване видавництво «Медицина»; 2020. 720 с.

- 95.Рожко СМ, Куцик РВ, Палійчук ІВ. Формування біоплівок представниками оральної мікрофлори на поверхнях базисних матеріалів. Запорізький медичний журнал. 2021;23(4(127)):547-54.
- 96.Розуменко ВА. Аналіз клінічних якостей знімного протезу при нестерпності до акрилової пластмаси. У: Проблеми екології та медицини. Інноваційні технології в стоматології та клінічній медицині; 6-7 жовт. 2011; Полтава. Полтава: Українська медична стоматологічна академія; 2011. 15(3-4). с.135.
- 97.Савичук НО. Колонізаційна резистентність порожнини рота. Український медичний часопис. 2012;4((90)VII/VIII):57-61.
- 98.Силенко БЮ, Дворник ВМ. Фізико-механічні властивості базисної пластмаси з модифікованою поверхнею. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2017;17(3(59)):242-5.
- 99.Силенко БЮ. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів. Клінічна стоматологія. 2014;3:96-8.
100. Сідельнікова ЛФ, Дуднікова МО. Обґрунтування вибору засобів і методів індивідуальної гігієни порожнини рота у пацієнтів, які хворіють на галітоз, у різних клінічних ситуаціях. Новини стоматології. 2011;4:33-6.
101. Скальський ВР, Клим БП, Плахтій РМ. Портативна система SKOP-8M для вимірювання та аналізу сигналів акустичної емісії. Наука та інновації. 2010;6(3):20–9.
102. Скальський ВР, Андрейків ОЄ. Оцінка об'ємної пошкоженості матеріалів методом акустичної емісії. Львів: ВЦ ЛНУ ім. Івана Франка; 2006. 330 с.
103. Скальський ВР, Макеев ВФ, Гуньовський ЯР. Методика руйнування полімерів за енергетичним параметром сигналів АЕ. У: Теорія та практика раціонального проектування, виготовлення і експлуатації

- машинобудівних конструкцій; Львів. КІНПАТРИ ЛТД. Львів; 2018. с. 7-9.
104. Скальський ВР, Макєєв ВФ, Станкевич ОМ, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП, Кирманов ОС. Оцінювання стійкості до руйнування матеріалів базисів знімних протезів. Фізико-хімічна механіка матеріалів. 2022;58(2):79-87.
105. Скальський ВР, Макєєв ВФ, Станкевич ОМ, Кирманов ОС. АЕ-діагностування руйнування стоматологічних реставраційних матеріалів. Технічна діагностика і неруйнівний контроль. 2017;3:21-8.
106. Удод ОА, Глівинська АО. Інтраоральний галітоз у пацієнтів з незнімними ортопедичними конструкціями. Вісник проблем біології і медицини. 2018;2(144):382-4.
107. Угляр І.М., Вовк В.Ю., Вовк Ю.В. Аналіз результатів клінічно-інструментальних досліджень оклюзійних порушень у пацієнтів з частковими дефектами зубних рядів. Вісник стоматології. 2013;4:88–96.
108. Фастовець ОО, Кривчук ОА. Мікробіоценоз порожнини рота у хворих з повною відсутністю зубів до та після знімного протезування. Вісник проблем біології і медицини. 2019;1:328-32.
109. Чайка ВГ, Мунтян ЛН, Тимошенко АВ, Коваль ВВ. Зміна властивостей еластичних матеріалів для м'яких підкладок знімних зубних протезів під дією циклічних навантажень. У: Пріоритетні напрями вирішення актуальних проблем медицини; 2013; Дніпропетровськ. Дніпропетровськ: Дніпропетровський державний медичний університет; 2013. с.16-9.
110. Черевко ФА, Король ДМ, Малюченко ММ, Малюченко ОМ. Сучасний погляд на фіксацію часткових знімних пластинкових протезів. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2013;13(4(44)):254-59.

111. Чулак ЛД, Зверхановський ОА. Клінічне обґрунтування нового методу профілактики та лікування протезних стоматитів за повної відсутності зубів. Одеський медичний журнал. 2014;4:74-7.
112. Чулак ЛД, Задорожний ВГ, Розуменко ВА. Вивчення структури, фізико-хімічних властивостей безакрилових повних знімних протезів. Український стоматологічний альманах. 2013;1:81-3.
113. Чулак ЛД, Розуменко ВА. Особливості ортопедичного лікування хворих з повною відсутністю зубів, що страждають непереносимістю акрилових пластмас. Стоматологічний журнал. 2013;4:336-39.
114. Чулак ЛД, Штурмінський ВГ. Клінічні та лабораторні етапи виготовлення зубних протезів. Навч. Посібник Одеса: Одеський державний медичний університет; 2009. 318 с.
115. Шаповалова ВО, Діасамідзе ЕД, Шаповалов ВВ, Радіонова ВО, Негрецький СМ, Жуков КВ, Ковальова КІ. Пошук нових ефективних методів лікування протезного стоматиту з позиції фармацевтичного права та судової фармації. Проблеми безперервної медичної освіти та науки. 2017(3):15-8.
116. Штурмак ВМ. Клініко-технологічне обґрунтування лікування хворих частковими знімними пластинковими протезами. [автореферат дисертації] Івано-Франківськ: Івано-Франківський національний медичний університет; 2011. 20 с.
117. Штурмак ВМ. Результати дослідження стану тканин пародонта у хворих, ортопедичне лікування яким було проведено частковими знімними пластинковими протезами, які виготовлялись різними способами. Вісник проблем біології й медицини. 2014;(3(115)4):341-5.
118. Шульженко ОЮ, Силенко ЮІ, Мамонтова ТВ, Калашніков ДВ. Цитокіновий профіль у осіб, що користуються частковими знімними протезами з різних базисних матеріалів. Світ медицини та біології. 2013;3:52-4.

119. Шутурмінський ВГ, Антощук ММ. Порівняльний аналіз якості протезування знімними протезами. Вісник стоматології. 2013;1:206-07.
120. Шутурмінський ВГ, Вальда ВВ. Результати частоти ремонту знімних пластинкових протезів у практиці ортопедичної стоматології. Вісник стоматології. 2015;1(90):76-8.
121. Шутурмінський ВГ, Кірічек АВ, Максименко ПВ, Ахмаджов ІД. Оцінка ефективності застосування комбінованого протеза при часткових дефектах зубних рядів. Одеський медичний журнал. 2016;4(156):46-51.
122. Янішен ІВ, Андрієнко КЮ, Бережна ОО, Погоріла АВ, Салія ЛГ. Оцінка ефективності ортопедичного лікування пацієнтів зі знімними конструкціями зубних протезів на підставі даних якості життя. Експериментальна та клінічна стоматологія. 2018;3(04):28-34.
123. 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;4(2(134)):32-8.
124. Янішен ІВ, Масловський ОС. Галітоз як проблема клінічної стоматології: частота і тяжкість у пацієнтів на етапах ортопедичного лікування. Медицина сьогодні і завтра. 2015;1(66):126-30.
125. Янішен ІВ, Мовчан ОВ. Оцінка психоемоційного напруження, як фактору що впливає на використання повних знімних пластикових протезів. Експериментальна і клінічна медицина. 2019;82(1):64-9.
126. Янішен ІВ, Сохань МВ, Осолодченко ТП, Пономаренко СВ, Межибецький ДО. Мікроекологія слизової оболонки альвеолярних гребенів в період адаптації до повних знімних протезів. Annals of Mechnikov institute. 2016;2:34-9.
127. Янішен ІВ, Сохань НВ, Федотова ЕЛ, Сохань МН. Microecology of the oral cavity in the period of adaptation to removable dentures. World Science. 2017;4(20(6)):13-7.

128. Янішен ІВ. Клініко-орієнтовані технології забезпечення якості ортопедичного лікування: порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей акрилових пластмас холодної полімеризації. Вісник проблем біології і медицини. 2016;1(2(127)):274-8.
129. Янішен ІВ. Фактори, що визначають якість ортопедичних конструкцій: аналіз взаємозв'язків. Проблеми екологічної та медичної генетики і клінічної імунології. 2014;4:291-8.
130. Aamer AS, Hasan F, Hameed A, Ahmad S. Biological degradation of plastics: A comprehensive review. *Biotechnology Advances*. 2008;26(3):246-65.
131. Afzal H, Ahmed N, Lal A, Al-Aali KA, Alrabiah M, Alhamand MM, [et. all.]. Assessment of communication quality through work authorization between dentists and dental technicians in fixed and removable prosthodontics. *Journal of Applied Sciences*. 2022;12:6263-11.
132. Alhareb AO, Akil H.Md, Ahmad ZA. PMMA denture base composites reinforced by nitrile rubber and ceramic fillers. *Polymers & Polymer Composites*. 2016;24(1):71–80.
133. Ali AA, John J, Mani S, El-Seedi H. Effect of Thermal Cycling on Flexural Properties of Microcrystalline Cellulose-Reinforced Denture Base Acrylic Resins. *Journal of Prosthodontics*. 2020;29(7):611-16.
134. Al-Kheraif A. A. The effect of mechanical and chemical polishing techniques on the surface roughness of heat-polymerized and visible light-polymerized acrylic denture base resins. *Saudi Dental Journal*. 2014;26(2):56-62.
135. Almarghlani AA, Alshehri MA, Alghamdi AA, Sindi MA, Assaggaf MA, Al-Dabbagh NN. Infection-Control knowledge, attitude, practice and risk perception of occupational exposure to COVID-19 among dentists: A cross-sectional survey. *Nigerian Journal of Clinical Practice*. 2022;25(7):1029-37.

136. Al-Mulla MA, Murphy WM, Huggett R, Brooks SC. Effect of water and artificial saliva on mechanical properties of some denture-base materials. *Dental Materials*. 1989;5:399–402.
137. Almurakhi T. Evaluation of the impact of different disinfectants on color stability of denture base materials: A comparative study. *The journal of Contemporary Dental Practice*. 2022;23(5):543-7.
138. AlQahtani GM, AlSuhail HS, Alqater NK, AlTaisan SA, Aktar S, Soban Q. Polymethylmethacrylate denture base layering as new approach for the addition of antifungal agents. *Journal of Prosthodontics*. 2022;4:673-7. DOI.org/10.1111/jopr.13561.
139. Altohan A, Yatabes J, Zidan S, Haider J, Silicas N. Assessing Fracture Toughness and Impact Strength of PMMA Reinforced with Nano-Particles and Fibre as Advanced Denture Base Materials. *Materials (Basel)*. 2021;14(15):4127.
140. Altohan A, Yatabes J, Zidan S, Haider J, Silicas N. Flexural Strenght and Hardness of Filler-Reinforced PMMA Targeted for Denture Base Application. *Materials (Basel)*.2021;14(10):2659.
141. Alzaid M, ALToraibily F, AL-Qarni FD, AL-Thobity AM, Akhtar S, Ali S, Al-Harbi F. The effect of salivary PH on the flexural strength and surface properties of CAD/CAM denture base materials. *European Journal of Dentistry*. 2022;4: 1034-6. DOI:10.1055/s-0042-1749160.
142. Ambikathanaya UK, Svami KNR, Gujjari AK, Tejaswi S, Shetty S, Ravi MB. Effect of acrylic removable partial denture caries prevalence among diabetic and non-diabetic patients. *Journal of Pharmacy BioAllied Sciences*. 2022;14(5):917-22.
143. Arafa KAO. Effect of different denture base materials and changed mouth temperature on dimensional stability of complete dentures. *International Journal of Dentistry*. 2016;4:1–5.
144. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface

- roughness and bacterial adhesion. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;103(4):221-27.
145. Bahra SE, Ludwig K, Samrana A, Freitag-Wolf S, Kern M. Linear and volumetric dimensional changes of injection-molded PMMA denture base resins. *Journal Dental Materials*. 2013;29(11):1091–1093.
146. Berger JC, Romberg E, Driscoll CF. Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. *Journal of Prosthodontics*. 2006;15(3):180–86.
147. Bertoldo C, Lima D, Fragosso L, Ambrosano G, Aguiar F, Lovadino J. Evaluation of the effect of different methods of microabrasion and polishing on surface roughness of dental enamel. *Indian Journal of Dental Research*. 2014;25(3):290-93.
148. Bohnenkamp DM. Removable partial dentures: clinical concepts. *Dental Clinics of North America*. 2014;58(1):69-89.
149. Butera A, Gallo S, Pascadopoli M, Sfondrini B, Alovisi M, Marya A, Stablum G, Scribante A. Assessment of the bacterial loads of vacuum-thermoformed removable retainers (VTRR) in patients under retention therapy: a randomized clinical trial. *Journal of Healthcare*. 2022;10(7):1239.
150. Chi H, Mendez M, Hanson K. Use of a thermoplastic resin stayplate as an alternative to an acrylic stayplate: a case report. *General Dentistry*. 2007;55(2):125-28.
151. Chuchulska B, Yankov S, Hristov I, Aleksandrov S. Thermoplast materials in the dental practice: a review. *International Journal of Science and Research*. 2017;6(12):1074-76.
152. Commar BC, da Silva EVF, Penitente PA, Bitencourt SB, Barao VAR, Goiato MC, Dos Santos DM. Influence of Light-Curing glaze and chlorhexidine gluconate in the acrylic resin properties: An in situ study. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2022;4:973-5. DOI: 10.1922/EJPRD_2281Commar07.

153. De Melo TP, Delgado AHS, Martins R, Lassila, Garoushi S, Caldeira J, Azul AM, Vallittu P. Can specular gloss measurements predict the effectiveness of finishing/polishing protocol in dental polymers? A systematic review and linear mixed-effects prediction model. *Journal Operative Dentistry*. 2022;47(3):131-151.
154. Dimitrova M, Corsalini M, Kazakova R, Vlahova A, Barille G, Dell’Olio F, [at. all.]. Color stability determination of CAD/CAM milled and 3D printed acrylic resins for denture bases: A narrative review. *Journal of Composites Science*. 2022;6(201):1-12.
155. Ermetici M, Segù M, Butera A. Comparison to the scanning electron microscope of professional dental hygiene methods on metal-free layered structures and metal-free monolithic structures processed by different polymerization cycles. *Minerva Stomatologica*. English Italian. 2014;63(6):189-202.
156. Fatima SR, Bano NZ, Kaleem M. Clinical approach of dentists towards repair of fractured removable complete dentures. *Journal Dental Materials*. 2022;42(2):109-113.
157. Ferro AC, Spavieri PJH, Ribas BR, Scabelo L, Jorde JH. Do denture cleansers influence the surface roughness and adhesion and biofilm formation of *Candida albicans* on acrylic resin? Systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontic research*. 2022. DOI: 10.2186/jpr.JPR_D_22_00077.
158. Figueiral MH, Azul A, Pinto E, Fonseca PA, Branco FM, Scully C. Denture-related stomatitis: identification of aetiological and predisposing factors in a large cohort [et. al.]. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2007;34(6):448-55.
159. Fouda SM, Gad MM, Ellakany P, Al-Thobity AM, Al-Harbi FA, Virtanen JI. [et. al.] The effect of nanodiamonds on candida albicans adhesion and surface characteristics of PMMA denture base material - an in vitro study. *Journal of Applied Oral Science*. 2019. DOI: 10.1590/1678-7757-2018-0779.

160. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, Arakawa I, Arita M, Ino S. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin-part I: definition and indication of non-metal clasp dentures. *Journal of Prosthodontic Research*. 2014;58(1):3-10.
161. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, Arakawa I, Arita M, Ino S, [et. al.] Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures. Part. 2. *Journal of Prosthodontic Research*. 2014;58(2):71-84.
162. Gad MM, Abualsaud R, Khan SQ. Hydrophobicity of Denture Base Resins: A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*. 2022;12(2):139-59.
163. Gad MM, Fouda SM, Al-Harbi FA, Näpänkangas R, Raustia A. PMMA denture base material enhancement: a review of fiber, filler, and nanofiller addition. *International Journal of Nanomedicine*. 2017; 12:3801–12.
164. Giampaolo ET, Jorge JH, Machado AL, Pavarina AC, Vergani CE. Effect of thermal cycling on microleakage between hard chairside relines and denture base acrylic resins. *Gerodontology*. 2011;28:121-26.
165. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components. A Review. *Clinical Oral Investigations*. 2008;12(1):1-8.
166. Graumann SJ, Sensat ML, Stoltenberg JL. Air polishing: a review of current literature. *Journal of Dental Hygiene*. 2013;87(4):173-80.
167. Gülce A, Johnston W. Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly(methylmethacrylate) denture base materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;121(2):347-52.
168. Hamad T, Abdulsahib AJ, Fatala AA. The effects of different investment materials on dimensional accuracy and surface roughness of ThermoSens maxillary complete dentures. *Journal of Baghdad College of Dentistry*. 2015;27(3):1–7.
169. Hamanaka I, Iwamoto M, Lassila L, Vallittu P, Shimizu H, Takahashi Y. Influence of water sorption on mechanical properties of injection-molded

- thermoplastic denture base resins. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2014;72(8):859-65.
170. Hamanaka I, Iwamoto M, Lassila LVj, Vallittu P, Shimizu H, Takahashi Y. The effect of cycling deflection on the injection-molded thermoplastic denture base resins. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2016;74(1):67-72.
171. Hamanaka I, Iwamoto M, Lassila LVJ, Vallittu PK, Takahashi Y. Wear resistance of injection-molded the thermoplastic denture base resins. *Acta Biomater. Odontologica Scandinavica*. 2016;2(1): 31–7.
172. Hamanaka I. Shimizu H, Takahashi Y. Properties of injection-molded thermoplastic polyester denture base resins. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2014;72(2):139-44.
173. Hamza T, Wee AG, Alapati S, Schricker SR. The fracture toughness of denture base material reinforced with different concentrations of POSS. *Journal of macromolecular science. Part A: Pure and Applied Chemistry*. 2004;41(8):897–906.
174. Han L, Ishizaki H, Fukushima M, Okiji T. Morphological analysis of flowable resins after long-term storage or surface polishing with a mini-brush. *Journal Dental Materials*. 2009;28(3):277-84.
175. Hariri MA, Sayed ME. Effect of nylon and acetal denture base material on *Candida albicans* count for partial denture cases. *Future Dental Journal*. 2020;5(2):1-5.
176. Hassan M, Asghar M, Din S, Zafar M. Thermoset polymethacrylate-based materials for dental applications. *Materials for Biomedical Engineering*. 2019;8:273-308.
177. Hata K, Ikeda H, Nagamatsu Y, Masaki C, Hosokawa R, Shimizu H. Dental Poly (methyl methacrylate)-Based Resin Containing a Nanoporous Silica Filler. *Journal of Functional Biomaterials*. 2022;13(1):32.
178. Hatamleh MM, Maryan CJ, Silikas N, Watts DC. Effect of net fiber reinforcement surface treatment on soft denture liner retention and longevity. *Journal of Prosthodontics*. 2010;19(4):258-62.
179. Haywood J, Wood DJ, Gilchrist A, Basker RM, Watson CJ. A comparison of three hard chairside denture reline materials. Part II. Changes in colour

- and hardness following immersion in three commonly used denture cleansers. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2003;11:165-69.
180. Heimer S, Schmidlin PR, Roos M, Stawarczyk B. Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;117(3):419-425.
181. Hundal C, Madan B. Comparative clinical evaluation of removable partial dentures made of two different materials in Kennedy Applegate class II partially edentulous situation. *Medical Journal Armed Forces India*. 2015;71(2):306-12.
182. Ito K, Nomura A, Nomura S, Watanabe K. Effects of low-energy electron beam irradiation on flexural properties of self-curing acrylic resin. *Journal Prosthodontic Research*. 2014;58(1):55-61.
183. Iwata Y. Assessment of clasp design and flexural properties of acrylic denture base materials for use in non-metal clasp dentures. *Journal of Prosthodontic Research*. 2016;60(2):114-22.
184. Jadhav R, Bhide SV, Prabhudesai PS. Assessment of the impact strength of the denture base resin polymerized by various processing techniques. *Indian Journal of Dental Research*. 2013;24(1):19–25.
185. Johannsen G, Tellefsen G, Johannsen A, Liljeborg. The importance of measuring toothpaste abrasivity in both a quantitative and qualitative way. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013;71(3-4):508-17.
186. Joseph A, Mahajan H, Somkuwar K, Yadav NS, Saxena V, Verma V. Analysis of denture base displacement between conventional acrylic removable partial dentures and click fit partials for Kennedy's class I and II situations: an in vitro study. *The Journal of Contemporary Dental Practic*. 2022;23(3):351-4.
187. Kanchanavasita W, Jongtamgpiti T, Wonglamsam A, Nagaviroj N. Flexural strength of three denture base materials in different curing procedures. *Mahidol Dental Journal*. 2017;37(3):263–270.

188. Kanno T, Nakamura K, Ikai H, Hayashi E, Shirato M, Mokudai T. [et al.]. Novel denture-cleaning system based on hydroxyl radical disinfection. Tohoku: University Graduate School of Dentistry, Sendai, Japan. The International Journal of Prosthodontics. 2012;25(4):376-80.
189. Kawara M, Iwata Y, Iwasaki M, Komoda Y, Iida T, Asano T, et al. Scratch test of thermoplastic denture base resins for non-metal clasp dentures. Journal of Prosthodontic Research. 2014; 58(1):35-40.
190. Khalid Arafa O. Effect of different denture base materials and changed mouth temperature on dimensional stability of complete dentures. International Journal of Dentistry. 2016;4:1–5. [ЦИТОВАНО 28 ТРАВ. 2018]. Доступно на: <http://dx.doi.org/10.1155/2016/7085063>.
191. Kim J. Revisiting the Removable Partial Dentures. . Dental Clinics of North America. 2019;63(2):263-78.
192. Kister F, Specht O, Warkentin M, J Geis-Gerstorfer, Rupp F. Peri-implantitis cleaning instrumentation influences the integrity of photoactive nanocoatings. Dental Materials. 2017;33(2):69-78.
193. Koujan A, Aggarwal H, Chen PH, Li Z, Givan DA, Zhang P, Fu CC. Evaluation of candida albicans adherence to CAD-CAM milled, 3D-printed, and heat-cured PMMA resin and efficacy of different disinfection techniques: an in-vitro study. Journal of Prosthodontics. 2022;4:1043-7. Doi.org/10.1111/jopr.13583.
194. Kraft J, Hanck H, Neidermeir W. Effect of denture adhesives on growth of Candida species. 2014;11:885-7. Deutsch. Zahnarzt. Z. 2014;11:885-7.
195. Krishnamoorthi D, Suma K, Ali SA, Rajkumar G, Santhkumari S, Ashna S. Effect of recycled denture base polymeric powder incorporation on the surface properties of heat-cured PMMA denture base acrylic resin: An in vitro study. World Journal of Dentistry. 2022;13(5):527-33
196. Kuhar M., Funduk N. Effects of polishing techniques on the surfaces of acrylic denture base resins. Journal of Prosthetic Dentistry. 2005;93(1):76–85.

197. Kul E, Aladağ L, Yesildal R. Evaluation of thermal conductivity and flexural strength properties of poly(methylmethacrylate) denture base material reinforced with different fillers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(5):803-10.
198. Kumari RV, Nagaraj H, Siddaraju K, Poluri RK. Evaluation of the Effect of Surface Polishing, Oral Beverages and Food Colorants on Color Stability and Surface Roughness of Nanocomposite Resins. *Journal of International Oral Health*. 2015;7(7):63-70.
199. Kurtiş B, Tüter G, Korkmaz T, Yücel, Serdar M, Ozcan G. Clinical examination and interleukin-1beta levels in gingival crevicular fluid in patients treated with removable partial dentures. *The International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(1):59-63.
200. Macura-Karbownik A, Chlodek G, Zmudzki J, Kasperski J. Chewing efficiency and occlusal forces in PMMA, acetal and polyamide removable partial denture wearers. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2016;18(1):137-44.
201. Memarian M, Shayestehmajd M. The effect of chemical and mechanical treatment of the denture base resin surface on the shear bond strength of denture repairs. *Materials Science*. 2009;5(1):11–7.
202. Minami H, Suzuki S, Minesaky Y, Kurashige H, Tanaka T. In vitro evaluation of the influence of repairing condition of denture base resin on the bonding of autopolymerizing resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;91(2):164-70.
203. Molinero-Mourelle P, Bischof F, Yilmaz B, Schimmel M, Abou-Ayash S. Clinical performance of tooth implant-supported removable partial dentures: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Investigations*. 2022;26(10):6003-6014.
204. Mosley A. Chapter 16- Acrylic Plastics. *Brydson's Plastics Materials (Eighth Edition)*. 2017; 892:441-456.

205. Moura JS, da Silva WJ, Pereira T, Del Bel Cury AA, Rodrigues Garcia RC. Influence of acrylic resin polymerization methods and saliva on the adherence of four *Candida* species. *Journal Prosthetic Dentistry* 2006;96:205-11.
206. Mousavi A, Aliha M, Imani D. Effects of biocompatible Nanofillers on mixed-mode I and II fracture toughness of PMMA base dentures. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020;103:103566.
207. Muscat Y, Farrugia, Camilleri I, Arias-Moliz MT, Valdramidis V. Investigation of acrylic resin disinfection using chemical and ultrasound. *Journal of Prosthodontics*. 2018;27(5):461-8.
208. Mulay G, Dugal R, Burhranpurwala M. An evaluation of wear of human enamel opposed by ceramics of different surface finishes. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2015;15(2):111-18.
209. Naji SA, Behroozibakhsh M, Kashi TSJ, Eslami H, Masaeli R, Mahgoli H. [et al.]. Effects of incorporation of 2.5 and 5 wt% TiO_2 nanotubes on fracture toughness, flexural strength, and microhardness of denture base poly methyl methacrylate (PMMA). *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2018;10(2):113-21.
210. Nasution H, Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Takahashi H. Pressure transmission area and maximum pressure transmission of different thermoplastic resin denture base materials under impact load. *Journal of Prosthodontic Research*. 2018; 62(1):44-9.
211. Nejatian T, Pezeshki S, Syed A. Acrylic denture base materials. *Advanced Dental Biomaterials*. 2019;5:79-104.
212. Nejatian T, Sefat F, Johnson T. Impact of packing and processing technique on mechanical properties of acrylic denture base materials. *Materials*. 2015; 8: 2093–109. doi:10.3390/ma8052093.
213. Odud MP, Beliaiev EV, Lysenko DA. Aneuploidy of buccal epithelial cells: a phenomenon or a potential threat. *Клінічна стоматологія*. 2017;4(21): 44-50.

214. Osada H, Shimpo H, Hayakawa T, Ohkubo C. Influence of thickness and undercut of thermoplastic resin clasps on retentive force. *Dental Materials Journal*. 2013;32(3):381-9.
215. Özcan, Monaco C, Arena A. Effect of prophylactic polishing pastes on roughness and translucency of lithium disilicate ceramic. *Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2014;34(1):26-9.
216. Patil SS, Rakhewar PS, Limaye P, Chaudhari N. A comparative evaluation of plaque-removing efficacy of air polishing and rubber-cup, bristle brush with paste polishing on oral hygiene status: A clinical study. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*. 2015;5(6):457-462.
217. Perez LE, Machado AL, Canevarolo SV, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC. Effect of reline material and denture base surface treatment on the impact strength of a denture base acrylic resin. *Gerodontology*. 2010;27:62-9.
218. Pfeiffer P, Rosenbauer E. Residual methylmethacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(1):72-8.
219. Pinto GS, Dias KC, Cruvinel DR, Garcia LR, Consani S, Pires-De-Souza FP. Influence of finishing/polishing on color stability and surface roughness of composites submitted to accelerated artificial aging. *Indian Journal Dental Research*. 2013;24(3):363-68.
220. Polychronakis N, Dimitriadi M, Polyzois G, Eliadies G. The effect of cooling procedures on monomer elution from heat-cured polymethyl methacrylate denture base materials. *Journal of Applied Oral Science*. 2022;30. DOI.org/10.1590/1678-7757-2022-0161.
221. Pomes B, Richaud E, Nguyen J-F. "Materials for biomedical engineering". Chapter 7- Polymethacrylates. Book; Romania Buharest. 2019;7:217-71.
222. Pradhan S, Mathuriya S, Sonkesriya S, Maheshwari A, Gaur G, Choybey A. Evalition of surface topography of heat cure acrylic denture-base resin

- before and after reinforcement with different fiber using stylus-based profilometer. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2022;23(4):415-8.
223. Richa G, Reddy KM, Shastry YM, Aditya SV, Babu PJK. Effectiveness of denture cleansers on flexible denture base resins in the removal of stains colored by food colorant solution: An in vitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2022;22(3):288-293.
224. Rozhko S, Kutsyk R. The influence of base resin of removable dentures on the planktonic growth of individual representatives of oral microflora. *Postępy Nauk Medycznych*. 2020;XXXII(4):6131-5.
225. Russo LL, Zhurakivska K, Guida L, Chochidakis K, Troiano G, Ercoli C. Comparative cost-analysis for removable complete dentures fabricated with conventional, partial, and complete digital workflows. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022;3: 276-9. DOI: 10.1016/j.prosdent.2022.03.023.
226. Rutkunas V, Sabaliauskas V. Effects of different repolishing techniques on colour change of provisional prosthetic materials. *Journal Stomatologija*. 2009;11(4):102-22.
227. Ryzhova IP, Prisnyi AA, Salivonchik MA. Results of the study of medical and biological properties of modern dental polymers. *European Journal of Medicine*. 2013;2(2):95–100.
228. Saeed F, Muhammad N, Khan A, Sharif F, Rahim A, Ahmad P. [et al.]. Prosthodontics dental materials: From conventional to unconventional. *Materials Science and Engineering. C, Materials for Biological Applications*. 2020;106:110167.
229. Sedrez-Porto JA, Münchow EA, Brondani LP, Cenci MS, Cenci TP. Effects of modeling liquid/resin and polishing on the color change of resin composite. *Brazilian Oral Research*. 2016;30(1)101-105.
230. Shinawi LA. The effect of denture cleansers on the hardness of denture base resins, polyamides and copolymers. *Materials Science*. 2017;10(4):110–9.

231. Spasojević P, Panić V, Šešlija S, Nikolic V, Popović I, Velickovic S. Poly(methylmethacrylate) denture base materials modified with dithetrahydrofurfuryl itaconate: Significant applicative propertie Journal of the Serbian Chemical Society. 2015;80(9):1177–92.
232. Stankevych O, Skalsky V. Investigation and identification of fracture types of structural materials by means of acoustic emission analysis. Engineering Fracture Mechanics. 2016;164:24–34.
233. Takabayashi Y. Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures. Dental Materials Journal. 2010;29(4):353-61.
234. Takahashi Y, Hamanaka I, Shimizu H. Effect of thermal shock on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. Acta Odontologica Scandinavica. 2012;70(5):297-302.
235. Takahashi Y, Yoshida K, Shimizu H. Effect of location of glass fiber-reinforced composite reinforcement on the flexural properties of a maxillary complete denture in vitro. Acta Odontologica Scandinavica. 2011;69(4):215-21.
236. Tanimoto Y, Nagakura M, Nishiyama N. Glass fiber-reinforced thermoplastics for use in metal-free removable partial dentures: combined effects of fiber loading and pigmentation on color differences and flexural properties. Journal Prosthodontic Research. 2018;62(3):359-64.
237. Tarbet W. Denture plaque: quiet destroyer. Journal of Prosthetic Dentistry. 2012;67(6):646-8.
238. Tawse Smith A, Rivillas CC, Orozco PS, Dias JE, Pack AR. Clinical effects of removable acrylic appliance design on gingival tissues: a short-term study. International Academy of Periodontology. 2001;3(1):22-27.
239. Thobity A, Gad M. Effect of silicon dioxide nanoparticles on the flexural strenght of heat-polymerized acrylic denture base material: A systematic review and *meta*-analysis. Saudi Dental Journal. 2021;33(8):775-83.
240. Thunyakitpisal N, Thunyakitpisal P, Wiwatwarapan C. The effect of chemical surface treatments on the flexural strength of repaired acrylic denture base resin. Journal of Prosthodontics. 2011;20:195-99.

241. Timacheva TB, Mikhalchenko DV, Mikhalchenko AV. Features patient use removable plate dentures made of thermoplastic materials. *Medical sciens. Advances in current natural sciences*. 2015;9(2):246-9.
242. Tribst J, Piva A, Borges A, Araújo R, Silva J, Bottino M. [et al.]. Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures. *Journal Dental Materials* 2020;36(2):179-86.
243. Urban V, Machado A, Oliveira R, Vergani C, Pavarina A, Cass Q. Residual monomer of reline acrylic resins. Effect of water-bath and microwave post-polymerization treatments. *Dental Materials*. 2007;23:363-68.
244. Van der Bilt A. Assessment of mastication with implications for oral rehabilitation: A review. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2011;38(10):754–80.
245. Vere J, Deans RF. Tooth-supported, magnet-retained overdentures: a review. *Dent Update*. 2009;36(5):305–8.
246. Wu T, He X, Lu H, Bradshaw DJ, Axe A, Loewy Z. et al. Development of in vitro denture biofilm models for halitosis related bacteria and their application in testing the efficacy of antimicrobial agents. *Open Dentistry Journal*. 2015; 9:125–131. doi: 10.2174/1874210601509010125.
247. Wada J, Fueki K, Yatabe M, Takahashi H, Wakabayashi N. A comparison of the fitting accuracy of thermoplastic denture base resins used in non-metal clasp dentures to a conventional heat-cured acrylic resin. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2015;73(1):33-7.
248. Wadachi J, Sato M, Igarashi Y. Evaluation of the rigidity of dentures made of injection-molded materials. *Dental Materials Journal*. 2013;32(3):508-11.
249. Wady AF, Machado AL, Vergani CE, Pavarina AC, Giampaolo ET. Impact strength of denture base and reline acrylic resins subjected to long-term water immersion. *Brazilian Dental Journal*. 2011;22(1):56-61.
250. Yamashita Y, Nishi Y, Murakami M, Harada K, Nishimura M. Impact of Surface Changes and Microbial Adhesion on Mucosal Surface Finishing of Resins Denture Bases

- by Shot Blast Polishing Using Viscoelastic Media. *Journal Materials (Basel)*. 2022;15(6):2275.
251. Yamazaki T, Murakami N, Suzuki S, Handa K, Yatabe M, Takahashi H. [et. al.] Influence of block-out on retentive force of thermoplastic resin clasps: an in vitro experimental and finite element analysis. *Journal of Prosthodontic Reserch* 2019;63(3)303-08.
252. Yoshida K, Takahashi Y, Shimizu H. Effect of embedded metal reinforcements and their location on the fracture resistance of acrylic resin complete dentures. *Journal Prosthodont*. 2011;20(5):366-71.
253. Yoshii E. Cytotoxic effects of acrylates and methacrylates: relationships of monomer structures and cytotoxicity. *Journal Biomedical Materials Research*. 1997;37:517-24.
254. Yu R, Zhou Y, Feng H, Liu X. Biocompatibility test of polymethylmethacrylate denture base resin containing silver-supported antimicrobial agent STR-1 at nanometer level. *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*. 2006;38(5):522-24.
255. Zappini G, Kammann A, Wachter W. Comparison of fracture tests of denture base materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2003;90(6):578-85.
256. Zidan S, Silikas N, Alhotan A, Haider J, Yates J. Investigating the Mechanical Properties of ZrO₂-Impregnated PMMA Nanocomposite for Denture-Based Applications. *Materials (Basel)*. 2019;12(8):1344.
257. Çakmak G, Donmez MB, Akay C, Atalay S, Paula MS, Schimml M, Yilmaz B. Effect of simulated brushing and disinfection on the surface roughness and color stability of CAD-CAM denture base materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2022;134:105390. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105390>.

ДОДАТКИ

Додаток 1

Список публікацій здобувача за темою дисертації

1. Макеев ВФ, Гуньовський ЯР. Гуньовська РП. Основні властивості абразивних стоматологічних матеріалів, що використовуються в поліруванні базисів знімних протезів. Український стоматологічний альманах. 2018;4:73-7 (*Особистий внесок – здобувач провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, оформив статтю; співавтор проф. В.Ф. Макеев надав консультативну допомогу*).
2. Макеев ВФ, Скальський ВР, Гуньовська РП, Гуньовський ЯР. Оцінки статичної тріщиностійкості полімерних матеріалів для виготовлення базисів знімних протезів. Сучасна стоматологія. 2019;2(96):102-6 (*Особистий внесок – здобувач провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, підготував статтю до друку; співавтор проф. В.Р. Скальський надав консультативну допомогу*).
3. Макеев 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(1(148)): 225-233 (*Особистий внесок – здобувач провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, здійснив статистичну обробку, оформив статтю; співавтор проф. В.Р. Скальський надав консультативну допомогу*).
4. Макеев ВФ, Скальський ВР, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП. Результати вивчення особливостей поверхневої структури стоматологічних полімерів для знімного протезування методом скануючої мікроскопії після їх обробки різними полірувальними

- пастами. Сучасна стоматологія. 2020;1(100):7-11 (*Особистий внесок – дисертантом проведено набір матеріалу, систематизацію отриманих результатів. Сформульовано висновки, написання статті, підготовка праці до друку; співавтор проф. В.Р. Скальський надав консультативну допомогу*).
5. Макеев ВФ, Скальський ВР, Гуньовський ЯР, Кухта ВС. Порівняльний кількісний аналіз технологій полірування стоматологічних полімерів для знімного протезування. Новини стоматології. 2020;1(102):25-31 (*Особистий внесок – здобувач провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, підготував статтю до друку; співавтор проф. В.Ф. Макеев надав консультативну допомогу*).
 6. Гуньовський ЯР, Макеев ВФ. Порівняльна оцінка адгезивної здатності мікроорганізмів до термопластичних і акрилових базисних полімерів для знімних протезів полірованих різними пастами. Український стоматологічний альманах. 2022;2:22-7 (*Особистий внесок – здобувач провів літературний пошук, провів мікробіологічні дослідження, проаналізував отримані дані, провів статистичну обробку, підготував статтю до друку; співавтор проф. В.Ф. Макеев надав консультативну допомогу*).
 7. Гуньовський ЯР, Макеев ВФ. Особливості адаптації пацієнтів до часткових знімних протезів на основі динамічного вивчення стану слизової оболонки порожнини рота в нових умовах функціонування. Сучасна стоматологія. 2022;3-4:33-7. (*Особистий внесок – здобувач провів літературний пошук, провів клінічні дослідження, проаналізував одержані дані, провів статистичну обробку, підготував статтю до друку; співавтор проф. В.Ф. Макеев надав консультативну допомогу*).
 8. Скальський ВР, Макеев ВФ, Станкевич ОМ, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП, Кирманов ОС. Оцінювання стійкості до руйнування матеріалів базисів знімних протезів. Фізико-хімічна механіка

матеріалів. 2022;58(2):79-87 (*Особистий внесок – дисертантом проведено аналіз літературних джерел, аналіз отриманих результатів, підготовка матеріалу до публікації; співавтор проф. В.Р. Скальський надав консультативну допомогу*).

9. Skalskyi VR, Makeiev VF, Stankevych OM, Huniovskyi Ya.R, Huniovska RP, Kyrmanov OS. Evaluation of the fracture resistance of removable denture base materials. *Materials Science*. 2022;58(2):229-236. doi.org/10.1007/s11003-022-00654-2 (*Особистий внесок – дисертантом проведено набір матеріалу, систематизацію отриманих результатів. Сформульовано висновки, написання статті, підготовка праці до друку; співавтор проф. В.Р. Скальський надав консультативну допомогу*).

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

10. Скальський ВР, Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР. Методика руйнування полімерів за енергетичним параметром сигналів АЕ. Матеріали 6-ї міжнародної науково-технічної конференції “Теорія та практика раціонального проектування, виготовлення і експлуатації машинобудівних конструкцій”. Львів, КІНПАТРИ ЛТД. 2018; 7-9 (*Особистий внесок – здобувач провів аналіз літературних джерел, аналіз отриманих результатів, підготовка матеріалу до публікації; співавтор проф. В.Ф. Макєєв надав консультативну допомогу*).
11. Макєєв ВФ, Гуньовська РП, Гуньовський ЯР. Визначення технічних характеристик базисних матеріалів знімних протезів з позиції лінійної механіки руйнування з застосуванням акустичної емісії. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології». VIII стоматологічний форум. «Медвін: стоматологія 2019». Івано-Франківськ, 15-17 травня 2019. С. 53-4 (*Особистий внесок – дисертантом проведено аналіз літературних джерел, написання тез*).

12. Гуньовський ЯР, Гуньовська РП. Методологія оцінки статичної тріщиностійкості полімерних матеріалів для базисів знімних протезів. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні проблеми ортопедичної стоматології». Присвяченій 40-річчю відновлення кафедри ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету. Харків, 6-7 грудня 2019;45-7 (*Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати досліджень, оформив тези*).
13. Гуньовський ЯР. Порівняльна оцінка ефективності кінцевої обробки полімерних матеріалів для базисів знімних протезів. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні аспекти теоретичної та практичної стоматології». Чернівці, 4-5 травня 2020;78-79 (*Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати досліджень, оформив тези*).
14. Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП. Вивчення особливостей поверхневої мікроструктури зразків базисних полімерів до і після полірування. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології». ІХ стоматологічний форум. «Медвін: стоматологія 2020». Івано-Франківськ. 11-13 березня 2020;82-4 (*Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати досліджень, оформив тези*).
15. Гуньовський ЯР. Застосування методу акустичної емісії для оцінки характеристик тріщиностійкості полімерних матеріалів для знімних протезів. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології». Х стоматологічний форум. «Медвін: стоматологія 2021». Івано-Франківськ. 24-26 березня 2021;37-9 (*Особистий внесок – автор*

провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати досліджень, оформив тези).

16. Гуньовська РП, Гуньовський ЯР. Експериментальне обґрунтування показників міцності та тріщиностійкості еластичних та акрилових полімерів для базисів знімних протезів методом акустичної емісії. Матеріали науково-практичної конференції за міжнародної участі «Актуальні питання сучасної стоматології», присвяченої 100-річчю стоматологічного факультету Національного медичного університету імені О.О. Богомольця. Київ. 18-19 березня 2021;246-8 (*Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати досліджень, оформив тези).*
17. Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР. Результат вивчення мікроструктури базисних матеріалів для знімних протезів після фінішної обробки полірувальними пастами. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Ортопедична стоматологія: традиції, сьогодення, погляд у майбутнє». Полтава. 14-15 травня 2021;30-2 (*Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати досліджень, оформив тези).*
18. Макєєв ВФ, Гуньовський ЯР. Microbiological explanation of choosing the bases materials for removable dentures. XIV MIĘDZYNARODOWA KONFERENCJA NAUKOWO-DYDAKTYCZNA „Środowisko a stan zdrowia jamy ustnej”. Lublin. 12.05.2022. Sesja plakatu anglojęzyczna.

Додаток 2 (а)

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Перший проректор закладу вищої освіти з науково-педагогічної роботи

Полтавського державного медичного університету

професор В. ДВОРНИК
« 01 » _____ 2022 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Найменування пропозиції для впровадження: Особливості адаптації пацієнтів до часткових знімних протезів на основі динамічного вивчення стану слизової оболонки порожнини рота в нових умовах функціонування.

2. Установа-розробник: Львівський національний медичний університет імені Д. Галицького (вул. Пекарська 69а, м. Львів, 79010, Україна. UA)

3. Джерело інформації. Особливості адаптації пацієнтів до часткових знімних протезів на основі динамічного вивчення стану слизової оболонки порожнини рота в нових умовах функціонування. В.Ф. Макеев, Гуньовський Я.Р. Сучасна стоматологія. 2022;3-4:33-7.

4. Автори: Макеев Валентин Федорович, Гуньовський Ярослав Романович.

5. Базова установа, що проводить впровадження: кафедра ортопедичної стоматології з імплантологією Полтавського державного медичного університету.

6. Форма впровадження: в матеріали практичних занять для здобувачів вищої освіти 5 курсу стоматологічного факультету (Модуль 6).

7. Термін впровадження: грудень 2022 р. - травень 2023 р.

8. Пропозиції: немає.

9. Обговорено та затверджено на засіданні кафедри ортопедичної стоматології з імплантологією Полтавського державного медичного університету, протокол № 8 від «01» серпня 2022 р.

Відповідальний за впровадження:
завідувач кафедри ортопедичної
стоматології з імплантологією

Г. КУЗЬ

Додаток 2 (б)

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Головний лікар 5-ої комунальної
стоматологічної поліклініки м. Львова



Олійник Ю. І.
«12» грудня 2022 р.



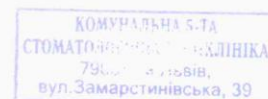
АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування впровадження:** Порівняльний кількісний аналіз технологій полірування стоматологічних полімерів для знімного протезування.
2. **Установа-розробник:** Львівський національний медичний університет імені Д. Галицького (вул. Пекарська 69а, м. Львів, 79010, Україна. UA)
3. **Автори:** Макеєв Валентин Федорович, Скальський Валентин Романович, Гуньовський Ярослав Романович, Кухта Віктор Степанович.
4. **Джерело інформації:** стаття у фаховому науковому журналі: Порівняльний кількісний аналіз технологій полірування стоматологічних полімерів для знімного протезування. Я.Р. Гуньовський, В.Ф. Макеєв, В.Р. Скальський, В.С. Кухта. Новини стоматології. 2020;1 (102):25-31.
5. **Базова установа, що проводить впровадження:** відділення ортопедичної стоматології 5-ої комунальної стоматологічної поліклініки м. Львова.
6. **Термін впровадження:** 2022 - 2023 р.
7. **Ефективність впровадження:** розроблені рекомендації для кінцевої обробки полірувальними пастами поверхні знімних протезів з термопластичних і акрилових матеріалів у процесі виготовлення.
8. **Пропозиції:** немає.

Відповідальний за впровадження:

Завідувач ортопедичного відділення  В. Р. Сірко

«12» грудня 2022 р.



Додаток 2 (в)

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Головний лікар комунального
некомерційного підприємства

"Стоматологічна поліклініка №1"

Питльований П.В.

«6» грудня 2022 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування впровадження:** Результати вивчення особливостей поверхневої структури стоматологічних полімерів для знімного протезування методом скануючої мікроскопії після їх обробки різними полірувальними пастами.
2. **Установа-розробник:** Львівський національний медичний університет імені Д. Галицького (вул. Пекарська 69а, м. Львів, 79010, Україна. UA)
3. **Автори:** Макеев Валентин Федорович, Скальський Валентин Романович, Гуньовський Ярослав Романович, Гуньовська Романа Петрівна.
4. **Джерело інформації:** стаття у фаховому науковому журналі: Результати вивчення особливостей поверхневої структури стоматологічних полімерів для знімного протезування методом скануючої мікроскопії після їх обробки різними полірувальними пастами. Макеев ВФ, Скальський ВР, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП. Сучасна стоматологія. 2020;1(100): 7-11.
5. **Базова установа, що проводить впровадження:** відділення ортопедичної стоматології комунального некомерційного підприємства "Стоматологічна поліклініка №1"
6. **Термін впровадження:** грудень 2022 р. - травень 2023 р.
7. **Ефективність впровадження:** розроблені рекомендації для кінцевої обробки полірувальними пастами поверхні знімних протезів з термопластичних і акрилових матеріалів у процесі виготовлення.
8. **Пропозиції:** немає.

Відповідальний за впровадження:
Завідувач ортопедичного відділення
«6» грудня 2022 р.

Занова Т.М.
Лікар ортопедичного відділення
пр. Дібровенська, 34

Додаток 2 (г)

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Проректор з наукової роботи
Івано-Франківського національного

медичного університету

д. мед. н., професор

Вакалюк І.П.

2022 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування впровадження:** Порівняльна оцінка міцності полімерних матеріалів для базисів знімних протезів за результатами експериментальних досліджень на розтяг методом акустичної емісії.
2. **Установа-розробник:** Львівський національний медичний університет імені Д. Галицького (вул. Пекарська 69а, м. Львів, 79010, Україна. UA)
3. **Автори:** Макеев Валентин Федорович, Скальський Валентин Романович, Гуньовський Ярослав Романович.
4. **Джерело інформації:** стаття у фаховому науковому журналі: Порівняльна оцінка міцності полімерних матеріалів для базисів знімних протезів за результатами експериментальних досліджень на розтяг методом акустичної емісії. В.Ф. Макеев, В.Р. Скальський, Я.Р. Гуньовський. Вісник проблем біології і медицини. 2019; 1, том 1 (148): 225-233.
5. **Впроваджено** у навчальний процес кафедри ортопедичної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету.
6. **Термін впровадження:** 2021 -2022 р..
7. **Пропозиції:** видати інформаційний лист.
8. Обговорено та затверджено на засіданні кафедри ортопедичної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету, протокол № 3 від «30» листопада 2022 р.

Відповідальний за впровадження:

Завідувач кафедри ортопедичної

стоматології, Заслужений діяч науки і техніки України

д. мед. н., професор

« 5 » *серпень* 2022 р.

Ожоган З.Р.

Додаток 2 (д)

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Проректор закладу вищої освіти
з науково-педагогічної роботи
Буковинського державного медичного університету
к. мед. н., доцент

Ігор GERUШ

«11» листопада 2022 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування впровадження:** Оцінки статичної тріщиностійкості полімерних матеріалів для виготовлення базисів знімних протезів.
2. **Установа-розробник:** Львівський національний медичний університет імені Д. Галицького (вул. Пекарська 69а, м. Львів, 79010, Україна. UA)
3. **Автори:** Макеев Валентин Федорович, Скальський Валентин Романович, Гуньовська Романа Петрівна, Гуньовський Ярослав Романович.
4. **Джерело інформації:** стаття у фаховому науковому журналі: Оцінки статичної тріщиностійкості полімерних матеріалів для виготовлення базисів знімних протезів. В.Ф. Макеев, В.Р. Скальський, Р.П. Гуньовська, Я.Р. Гуньовський. Сучасна стоматологія. 2019; 2(96):102-6.
5. **Базова установа, що проводить впровадження:** кафедра ортопедичної стоматології ВДНЗ «Буковинський державний медичний університет»
6. **Термін впровадження:** 2022 - 2023 р.
7. **Пропозиції:** немає.
8. Обговорено та затверджено на засіданні кафедри ортопедичної стоматології Буковинського державного медичного університету, протокол № 8 від «11» 11 2022 р.

Відповідальний за впровадження:

Завідувач кафедри ортопедичної
стоматології

д. мед. н., професор

Олександр БСЛІКОВ

«11» листопада 2022 р.

Додаток 2 (д)

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор стоматологічного медичного центру
Львівського національного медичного
Університету імені Данила Галицького
к. мед. н., доц. Шибінський В.Я.

«21» грудня 2022 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

- Найменування впровадження:** Основні властивості абразивних стоматологічних матеріалів, що використовуються в поліруванні базисів знімних протезів.
- Установа-розробник:** Львівський національний медичний університет імені Д. Галицького (вул. Пекарська 69а, м. Львів, 79010, Україна. UA)
- Автори:** Макєєв Валентин Федорович, Гуньовський Ярослав Романович, Гуньовська Романа Петрівна.
- Джерело інформації:** стаття у фаховому науковому журналі: Основні властивості абразивних стоматологічних матеріалів, що використовуються в поліруванні базисів знімних протезів. В.Ф. Макєєв, Я.Р. Гуньовський, Р.П. Гуньовська. Український стоматологічний альманах. 2018;73-7.
- Впроваджено** в лікувальний процес ортопедичного відділення №1 стоматологічного медичного центру Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького
- Термін впровадження:** грудень 2022- по теперішній час
- Ефективність впровадження:** розроблені рекомендації для кінцевої обробки полірувальними пастами поверхні знімних протезів з термопластичних і акрилових матеріалів у процесі виготовлення.
- Пропозиції** _____

Відповідальний за впровадження, його посада, прізвище підпис

Завідувач ортопедичного відділення №1 Дмитрасевич І. Я.

«21» грудня 2022 р.



Додаток 2 (е)

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор стоматологічного медичного центру
Львівського національного медичного
університету імені Данила Галицького
к. мед. н., доц. _____ Шибінський В.Я.



«22» грудня 2022 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування впровадження:** Основні властивості абразивних стоматологічних матеріалів, що використовуються в поліруванні базисів знімних протезів.
2. **Установа-розробник:** Львівський національний медичний університет імені Д. Галицького (вул. Пекарська 69а, м. Львів, 79010, Україна. UA)
3. **Автори:** Макєєв Валентин Федорович, Гуньовський Ярослав Романович, Гуньовська Романа Петрівна.
4. **Джерело інформації:** стаття у фаховому науковому журналі: Основні властивості абразивних стоматологічних матеріалів, що використовуються в поліруванні базисів знімних протезів. В.Ф. Макєєв, Я.Р. Гуньовський, Р.П. Гуньовська. Український стоматологічний альманах. 2018;73-7.
5. **Впроваджено** в лікувальний процес ортопедичного відділення №2 стоматологічного медичного центру Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького
6. **Термін впровадження:** грудень 2022- 2023 р.
7. **Ефективність впровадження:** розроблені рекомендації для кінцевої обробки полірувальними пастами поверхні знімних протезів з термопластичних і акрилових матеріалів у процесі виготовлення.
8. **Пропозиції** _____
Відповідальний за впровадження, його посада, прізвище підпис

Завідувач ортопедичного відділення №2
«22» грудня 2022р.

Мануйлик І. І.