

ІВАНО-ФРАНКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ

Кваліфікаційна наукова праця  
на правах рукопису

**Бібен Андрій Васильович**

УДК: 616.314 – 089.28 + 616 – 003.96.001.6

**ДИСЕРТАЦІЯ**

**Клініко-експериментальні аспекти вивчення оклюзійних співвідношень  
при виготовленні сучасних конструкцій незнімних протезів**

14.01.22 – стоматологія

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук

Дисертація містить результати власних досліджень.

Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на  
інше джерело

Бібен А.В.

---

(Підпис)

Науковий керівник:

доктор медичних наук, професор

Ожоган Зіновій Романович

Івано-Франківський

національний медичний університет

## АНОТАЦІЯ

*Бібен А.В.* Клініко-експериментальні аспекти вивчення оклюзійних співвідношень при виготовленні сучасних конструкцій незнімних протезів.— Кваліфікаційна наукова робота на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук (доктора філософії) за спеціальністю 14.01.22 “Стоматологія”.

Івано-Франківський національний медичний університет.

Івано-Франківськ, 2019.

Дисертаційна робота присвячена проблемі вивчення підвищення ефективності ортопедичного лікування дефектів твердих тканин зубів шляхом клініко-експериментального обґрунтування вибору конструкційних матеріалів для формування оклюзійних співвідношень при виготовленні незнімних протезів.

На даний час є актуальною проблемою висока кількість ускладнень у вигляді сколів кераміки, стирання оклюзійних поверхонь, спричинені поєднанням в ротовій порожнині ортопедичних конструкцій з різних матеріалів, різних за конструкцією та методикою виготовлення – металевих, комбінованих керамічних (низькотемпературної, високотемпературної, польовошпатної кераміки, кераміки на основі оксиду алюмінію) та безметалевих конструкцій.

Метою дослідження є підвищення ефективності ортопедичного лікування дефектів твердих тканин зубів шляхом клініко-експериментального обґрунтування вибору конструкційних матеріалів для формування оклюзійних співвідношень при виготовленні незнімних протезів.

Для досягнення мети було вивчено причини поєднання в ротовій порожнині одного пацієнта ортопедичних конструкцій протезів з різних матеріалів, а також у експериментальних умовах було порівняно фізико-механічні властивості пластмас, кераміки, яку використовують для виготовлення конструкцій на основі із сплавів металів та безметалевих

зразків з кераміки та оксиду циркону, які застосовуються при створенні оклюзійних поверхонь незнімних зубних протезів, та запропоновано новітню конструкцію коронки на основі диоксиду циркону.

Доповнено наукові дані про експериментальні, клінічні дослідження, щодо ефективності різних методик ортопедичного лікування твердих тканин зубів з використанням ортопедичних коронок.

Уперше проведене експериментальне дослідження визначення зносостійкості матеріалів, які використовуються при виготовленні незнімних ортопедичних конструкцій. Експериментально доведена висока ефективність використання диоксиду циркону з метою запобігання стирання оклюзійних поверхонь незнімних ортопедичних конструкцій.

Удосконалено конструкцію ортопедичної коронки, яка сприяє профілактиці стирання оклюзійних поверхонь зубів та ортопедичних конструкцій. Уточнені оптимальні терміни контролю ортопедичного лікування твердих тканин зубів, у залежності від методу проведення ортопедичного лікування.

Вперше вивчено можливість та ступінь ризиків, пов'язаних із використанням різних видів облицювання на ортопедичних конструкціях зубів-антагоністів, вивчено потенційні ризики такого комбінованого лікування. Розроблено комплекс рекомендацій стосовно використання даних конструкцій в клінічній практиці.

Для вивчення стану оклюзійних поверхонь при використанні різних типів незнімних ортопедичних конструкцій нами було проведено дослідження оклюзійних поверхонь за допомогою цифрового інтраорального сканера в пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів на наступний день, та через 1,3 та 6 місяців після фіксації в співвідношенні із різними видами ортопедичних конструкцій на зубах-антагоністах.

Встановлено, що середня площа оклюзійних контактів у даній групі становила для 36 зуба —  $(7,35 \pm 2,17)$  мм<sup>2</sup>, для 46 зуба —  $(7,42 \pm 2,54)$  мм<sup>2</sup>, що збігається із даними літератури для 36 зуба —  $(7,05 \pm 2,21)$  мм<sup>2</sup> ( $p > 0,05$ ), для

46 зуба —  $(7,62 \pm 1,98)$  мм<sup>2</sup> ( $p > 0,05$ ) відповідно. Проводячи статистичний аналіз даних літератури та власних досліджень не встановлено достовірної вірогідності різниці даних, тому за показник норми взято середнє значення проведених нами досліджень між 36 і 46, що становило  $(7,39 \pm 2,33)$  мм<sup>2</sup>.

У відсотковому співвідношенні у групі 1 спостерігалось збільшення площі оклюзійних контактів 36 чи 46 із зубами-антагоністами вже через 1 місяць після фіксації конструкції на  $(4,43 \pm 3,18)$  % ( $p \geq 0,05$ ) та через 3 та 6 місяців збільшення площі контактів із достовірною вірогідністю різниці даних у порівнянні із площею, зафіксованою після фіксації ортопедичної конструкції на  $(31,38 \pm 6,45)$  % ( $p < 0,05$ ) та  $(37,31 \pm 5,20)$  % ( $p < 0,01$ ) відповідно.

Схожа ситуація спостерігалася у групі 2, де через 1 місяць після фіксації конструкції спостерігали збільшення площі контактів на  $(1,57 \pm 0,75)$  % ( $p \geq 0,05$ ), а через 3 та 6 місяців збільшення площі контактів із достовірною вірогідністю різниці даних у порівнянні із площею, зафіксованою після фіксації ортопедичної конструкції на  $(23,07 \pm 3,57)$  % ( $p < 0,05$ ) через 3 місяці після фіксації та  $(29,65 \pm 4,66)$  % ( $p < 0,05$ ). Незважаючи, на значне збільшення площі контактів, виражене абсолютними числами та наявності достовірної вірогідності різниці даних середнє відхилення дозволяє припускати, що у порівнянні між собою дані після 3 та 6 місяців після фіксації конструкції знаходяться у межах допустимої статистичної похибки а процес збільшення площі контактів внаслідок стирання поверхонь у дані часові проміжки не становить загрози порушення цілісності облицювальних матеріалів чи порушенні функції зубних рядів.

У групі 3 всі показники практично не змінювалися за весь період спостереження, була відсутність достовірної вірогідності різниці даних та перебували у межах статистичної похибки у відсотковому співвідношенні, що було виражено такими показниками: збільшення площі контактів із зубами-антагоністами через 1 місяць після фіксації конструкції склало  $(0,26 \pm 0,09)$  % ( $p \geq 0,05$ ), через 3 та 6 місяців -  $(0,4 \pm 0,16)$  % ( $p \geq 0,05$ ). Ці дані дозволяють стверджувати, що запропонована методика виготовлення

ортопедичної конструкції є цілком біосумісна і надійна при поєднанні із ортопедичними конструкціями на основі диоксиду циркону, виготовлених з а традиційною методикою.

З метою визначення зон комфорту та ділянок ризику проведене дослідження та вивчення розподілу площі оклюзійних контактів на ділянку контакту кожного із 5 горбиків першого моляра по відношенню до їхніх антагоністів у абсолютному та відсотковому співвідношенні.

Для повноцінного дослідження та можливості прогнозування вивчалася зміна показників оклюзійних контактів зубів, на які виготовлялися ортопедичні конструкції та кожного із горбиків нижнього моляра.

Результати дослідження пацієнтів групи 1 продемонстрували, що у відсотковому співвідношенні через місяць після фіксації ортопедичної конструкції площа контактів в ділянці щічномедіального горбика зросла на  $(7,87 \pm 4,38) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 місяці на  $(35,39 \pm 8,44) \%$  ( $p < 0,05$ ), а через 6 місяців на  $(52,81 \pm 8,84) \%$  ( $p < 0,05$ ). У групі 2 динаміка змін була наступною: через 1 місяць після фіксації конструкції спостерігалася збільшення площі оклюзійних контактів на  $(3,98 \pm 3,18) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 місяці на  $(27,27 \pm 8,22) \%$  ( $p < 0,05$ ), а через 6 місяців на  $(37,50 \pm 8,80) \%$  ( $p < 0,05$ ). У групі 3 змін практично не спостерігалася. Тільки через 3 місяці після проведеного лікування площа оклюзійних контактів зросла на  $(1,71 \pm 0,78) \%$  ( $p \geq 0,05$ ).

Результати дослідження пацієнтів групи 1 продемонстрували збільшення площі оклюзійних контактів ділянці щічнодистального горбка через місяць після фіксації ортопедичної конструкції на  $(3,45 \pm 3,18) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 місяці на  $(33,3 \pm 8,18) \%$  ( $p < 0,05$ ), а через 6 місяців на  $(51,15 \pm 8,83) \%$  ( $p < 0,05$ ). У групі 2 динаміка змін була наступною: через 1 місяць після фіксації конструкції спостерігалася збільшення площі оклюзійних контактів на  $(3,47 \pm 3,27) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 місяці на  $(26,59 \pm 8,10) \%$  ( $p < 0,05$ ), а через 6 місяців на  $(30,64 \pm 8,12) \%$  ( $p < 0,05$ ). У групі 3 змін практично не спостерігалася. Тільки через 3 місяці після проведеного лікування площа оклюзійних контактів зросла на  $(0,56 \pm 0,21) \%$  ( $p \geq 0,05$ ).

Таким чином, із проведеного дослідження можна стверджувати, що всі оклюзійні поверхні ортопедичних конструкцій, контактуючи між собою мають здатність стиратися на протязі певного відрізка часу.

Встановлено, що найбільша площа стирання є при взаємодії металопластмасової конструкції та удосконаленої ортопедичної конструкцій на основі диоксиду циркону. Найменший відсоток стирання поверхонь був характерний при поєднанні удосконаленої високо естетичної коронки та конструкції на основі диоксиду циркону, виготовленого за класичною методикою.

Вивчаючи співвідношення горбків перших молярів нижньої щелепи встановлено, що найбільше навантаження та найбільший відсоток збільшення площі контактів характерний для щічномедіального горбика, найменший – для дистального. Порівнюючи щічні та язикові горбики, встановлено, що менше навантаження лежить на язикових горбках, тому під час препарування опорних зубів та виготовлення даної конструкції доцільно враховувати ці дані та при необхідності – виконати незначне додаткове препарування опорних зубів, чи зішліфовування горбків на зубах-антагоністах.

Встановлено, що при поєднанні конструкцій з різнорідних матеріалів спостерігається збільшення площі оклюзійних контактів, що виражається вже через 3 місяці після фіксації конструкції при поєднанні металопластмасової конструкції з протезом на основі диоксиду циркону на  $(31,38 \pm 8,45) \%$  у порівнянні із даними, отриманими після фіксації конструкції. При поєднанні конструкції з польовошпатної кераміки та кераміки на основі диоксиду циркону збільшення площі контактів через 6 місяців – на  $(35,65 \pm 8,66) \%$ . При поєднанні удосконаленої конструкції та конструкції на основі диоксиду циркону через 6 місяців збільшення площі контакту становило  $(0,4 \pm 0,16) \%$ , що свідчить про максимальну біосумісність та ефективність поєднання даних конструкцій.

Відсутність скарг на поломки та інші технічні дефекти запропонованої ортопедичної конструкції протягом 6 місяців спостереження за пацієнтами в 100 % випадків, дозволяє успішно використовувати її в клініці ортопедичної стоматології.

Ключові слова: незнімні конструкції, оклюзійні співвідношення, диоксид циркону, кераміка.

## ANNOTATION

*Biben A .V.* Clinical-experimental aspects of the study of occlusal relations in the manufacture of modern designs of fixed prostheses. - Qualifying scientific work on the rights of the manuscript.

Dissertation for the degree of Candidate of Medical Sciences (Doctor of Philosophy) in the specialty “Dentistry” (14.01.22 - Dentistry).

Ivano-Frankivsk National Medical University. Ivano-Frankivsk, 2019.

The dissertation is devoted to the problem of studying the increase of the efficiency of orthopedic treatment of defects of hard tissues of teeth by clinical - experimental substantiation of the choice of structural materials for forming occlusal relations in the manufacture of fixed dentures.

At present, a high number of complications in the form of cleavage of ceramics, erasure of occlusal surfaces, caused by the combination in the oral cavity of orthopedic structures made of different materials, different in design and manufacturing method - metal, combined ceramic (low-temperature, high temperature, aluminum oxide) and metal-free structures.

The aim of the study is to increase the effectiveness of orthopedic treatment of defects in the hard tissues of teeth by clinically-experimental substantiation of the choice of structural materials for the formation of occlusal ratios in the manufacture of fixed dentures.

In order to achieve this goal, there were studied the reasons for combining orthopedic prosthetic structures of different materials in the oral cavity of one patient, as well as under the experimental conditions the physical and mechanical

properties of plastics, ceramics used for the manufacture of structures based on metal alloys and metal-free ceramic samples and of zirconium oxide, which are used to create occlusal surfaces of non-permanent dentures, and the newest design of a crown based on zirconia is proposed.

Scientific data on experimental and clinical studies on the effectiveness of various methods of orthopedic treatment of hard tissues of teeth using orthopedic crowns have been supplemented.

An experimental study of the wear resistance of materials used in the manufacture of fixed orthopedic structures was carried out for the first time. Highly effective use of zirconia has been experimentally proven to prevent abrasion of occlusal surfaces of non-removable orthopedic structures.

The design of the orthopedic crown, which contributes to the prevention of abrasion of occlusal surfaces of teeth and orthopedic structures, has been improved. Optimal terms of control of orthopedic treatment of hard tissues of teeth are specified, depending on the method of carrying out orthopedic treatment.

For the first time, the possibility and degree of risks associated with the use of different types of lining on orthopedic tooth-antagonist designs have been investigated, and the potential risks of such combination treatment have been examined. A set of recommendations regarding the use of these constructs in clinical practice was developed.

To study the status of occlusal surfaces using different types of non-removable orthopedic structures, we conducted a research of occlusal surfaces using a digital intraoral scanner in patients with defects in the hard tissues of the teeth the next day, and 1.3 and 6 months after fixation in relation to different types of orthopedic designs on teeth-antagonists.

It was found that the average area of occlusal contacts in this group was 36 teeth -  $(7.35 \pm 2.17)$  mm<sup>2</sup>, for 46 teeth -  $(7.42 \pm 2.54)$  mm<sup>2</sup>, which is identical to the literature data for 36 teeth -  $(7.05 \pm 2.21)$  mm<sup>2</sup> ( $p > 0.05$ ), for 46 teeth -  $(7.62 \pm 1.98)$  mm<sup>2</sup> ( $p > 0.05$ ), respectively. When conducting a statistical analysis of the literature and our own studies, no significant difference in the data was established,

so the average value of our studies between 36 and 46 was taken as the norm, which was  $(7.39 \pm 2.33)$  mm<sup>2</sup>.

Percentage of group 1 increased the area of occlusal contact 36 or 46 with antagonist teeth 1 month after fixation of the structure by  $(4.43 \pm 3.18)\%$  ( $p \geq 0.05$ ) and after 3 and 6 months increase contact area with a reliable probability of difference of data compared to the area recorded after fixation of the orthopedic structure by  $(31.38 \pm 6.45) \%$  ( $p < 0.05$ ) та  $(37.31 \pm 5.20) \%$  ( $p < 0.01$ ) respectively.

A similar situation was observed in group 2, where 1 month after fixation of the structure observed an increase in the contact area by  $(1.57 \pm 0.75)\%$  ( $p \geq 0.05$ ), and after 3 and 6 months an increase in the contact area with a reliable probability of difference data compared to the area recorded after fixation of the orthopedic structure by  $(23.07 \pm 3.57) \%$  ( $p < 0.05$ ) after 3 months and  $(29.65 \pm 4.66) \%$  in 6 months ( $p < 0.05$ ).

Despite the significant increase in contact area, expressed in absolute numbers and the presence of a reliable probability of data difference, the average deviation suggests that compared with each other after 3 and 6 months after fixation of the design are within the permissible statistical error and the process of increasing contact area due to surface erasure these intervals do not pose a threat to the integrity of the lining materials or to the impairment of the function of the dental rows.

In group 3, all indicators remained virtually unchanged over the entire observation period, lacked a reliable likelihood of data difference, and were within the statistical error of a percentage that was expressed as follows: an increase in the area of contact with antagonist teeth 1 month after fixation of the design ( $0.26 \pm 0.09$ )% ( $p \geq 0.05$ ), after 3 and 6 months -  $(0.4 \pm 0.16)\%$  ( $p \geq 0.05$ ). These data suggest that the proposed method of manufacturing orthopedic structures is fully biocompatible and reliable when combined with orthopedic structures based on zirconium dioxide, made with traditional methods.

In order to identify comfort zones and risk areas, the study and study of the distribution of occlusal contact area per contact area of each of the 5 cusps of the

first molar with respect to their antagonists in absolute and percentages were conducted.

For the purpose of full study and the possibility of forecasting, there were studied the changes of the indicators of occlusal contacts of the teeth, for which the orthopedic constructions and each of the tubers of the lower molar were made.

The results of the study of patients in group 1 showed that as a percentage one month after fixation of the orthopedic structure the contact area in the area of the buccal hump increased by  $(7,87 \pm 4,38)\%$  ( $p \geq 0,05$ ), after 3 months by  $(35,39 \pm 8,44)\%$  ( $p < 0,05$ ), and after 6 months  $(52,81 \pm 8,84)\%$  ( $p < 0,05$ ). In group 2, the dynamics of changes were as follows: 1 month after fixation of the structure, there was an increase in the area of occlusal contacts by  $(3,98 \pm 3,18)\%$  ( $p \geq 0,05$ ), after 3 months by  $(27,27 \pm 8,22)\%$  ( $p < 0,05$ ), and after 6 months  $(37,50 \pm 8,80)\%$  ( $p < 0,05$ ). There were virtually no changes in group 3. Only 3 months after treatment, the area of occlusal contact increased  $(1,71 \pm 0,78)\%$  ( $p \geq 0,05$ ).

The results of the study of patients in group 1 showed an increase in the area of occlusal contacts of the area of the buccal tubercle one month after fixation of the orthopedic structure by  $(3,45 \pm 3,18)\%$  ( $p \geq 0,05$ ), after 3 months by  $(33,3 \pm 8,18)\%$  ( $p < 0,05$ ), and after 6 months  $(51,15 \pm 8,83)\%$  ( $p < 0,05$ ). In group 2, the dynamics of the changes were as follows: 1 month after fixation of the structure there was an increase in the area of occlusal contacts by  $(3,47 \pm 3,27)\%$  ( $p \geq 0,05$ ), after 3 months by  $(26,59 \pm 8,10)\%$  ( $p < 0,05$ ), and after 6 months by  $(30,64 \pm 8,12)\%$  ( $p < 0,05$ ). There were virtually no changes in group 3. Only 3 months after treatment, the area of occlusal contact increased  $(0,56 \pm 0,21)\%$  ( $p \geq 0,05$ ).

Thus, from the study it can be argued that all occlusal surfaces of orthopedic structures, in contact with each other, have the ability to wear off over a period of time.

It is established that the largest area of abrasion is in the interaction of metal-plastic construction and advanced orthopedic structures based on zirconia. The lowest percentage of surface abrasion was characteristic of combination of

improved highly aesthetic crown and a construction based on zirconium dioxide produced by the classical method.

Studying the ratio of the tubers of the first molars of the mandible, it was found that the highest load and the highest percentage increase in the area of contacts is characteristic of the buccal median hump, the smallest - the distal one. Comparing the buccal and lingual tubercles, it is found that less load lies on the lingual tubercles, so it is advisable to take this data into account when preparing the supporting teeth and making this construction and, if necessary, to perform minor additional preparation of the supporting teeth, or grinding the tubers on the teeth-teeth.

It is established that when the structures of heterogeneous materials are combined, there is an increase in the area of occlusal contacts, which is expressed only 3 months after fixation of the structure when the metal-plastic structure with the prosthesis on the basis of zirconium dioxide is  $(31.38 \pm 8.45)\%$  in comparison with the data, obtained after fixing the structure. When combined with field-spar ceramics and ceramics based on zirconia, the increase in contact area after 6 months is  $(35.65 \pm 8.66)\%$ . When combined with advanced construction and construction based on zirconium dioxide after 6 months, the increase in contact area was  $(0.4 \pm 0.16)\%$ , which indicates the maximum biocompatibility and efficiency of the combination of these structures. The absence of complaints of breakage and other technical defects of the proposed orthopedic structure within 6 months of patient observation in 100% of cases, allows to use it successfully in the clinic of orthopedic dentistry.

**Keywords:** fixed prosthesis, occlusal relationships, zirconia, ceramics.

## СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Ожоган З. Р. Часові аспекти якості незнімних протезів: поєднання конструкційних матеріалів / З. Р. Ожоган, **А. В. Бібен** // Галицький лікарський вісник. – 2014. – Т. 21, №4. – С. 128-130. *(Здобувач проводив огляд літератури, підготував статтю до друку. Професор Ожоган З.Р. відредагував висновки).*
2. Ozhohan Z. R. Clinical Aspects of Combination of Aesthetic Fixed Orthopedic Appliances / Z. R. Ozhohan, **A. V. Biben** // Галицький лікарський вісник. – 2016. – Т. 23, №. 2. – С. 112-116. *(Здобувач проводив клінічні обстеження пацієнтів, підготував статтю до друку. Професор Ожоган З.Р. надавав консультативну допомогу).*
3. Ozhohan Z.R. Clinical Aspects of Combination of Ceramic and Acrylic Occlusal Surfaces / Z. R. Ozhohan, **A. V. Biben** // Галицький лікарський вісник. – 2017. – Т.24, № 1. – С. 26-28. *(Здобувач проводив клінічні обстеження пацієнтів, підготував статтю до друку. Професор Ожоган З.Р. надавав консультативну допомогу).*
4. **Biben A. V.** Clinical Effectivness of Using Aesthetic Fixed Prosthetic Appliances with Combined Occlusal Surface / Biben A. V., Ozhogan Z.R.// Галицький лікарський вісник. – 2017. – Т. 24, № 2. – С. 32-34. *(Здобувач проводив клінічні обстеження пацієнтів, підготував статтю до друку. Професор Ожоган З.Р. відредагував висновки).*
5. Ozhohan Z.R. Quality Assessment of Prosthetic Rehabilitation Using Aesthetic Fixed Restorations / Z.R. Ozhogan, **A. V. Biben** // Галицький лікарський вісник. – 2018. – Т. 25, № 1. – С. 22-24. *(Здобувач проводив клінічні обстеження пацієнтів, підготував статтю до друку. Професор Ожоган З.Р. надавав консультативну допомогу).*
6. **Бібен А.В.** Трибологічне випробовування стоматологічних естетичних конструкційних матеріалів / А. В. Бібен, З.Р. Ожоган // Вісник стоматології. – 2018. – Т. 29, №3 (104). – С. 41-46. *(Пошукач проводив*

*експериментальне дослідження, професор Ожоган З.Р. відредагував висновки).*

Наукові праці, які додатково відображають наукові результати дисертації:

7. Пат. № 117533 України на корисну модель, МПК А61С 5/00, А61С 13/00. Комбінований незнімний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з диоксиду циркону / З. Р. Ожоган, **А. В. Бібен**, В. З. Обідняк – № u 2017 01063 ; заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017; бюл. №12. *(Пошукач підготував патент, професор Ожоган З.Р., доц. Обідняк В.З., надавали консультативну допомогу).*

8. Пат. № 117116 України на корисну модель, МПК А61С 5/00, А61С 13/00. Комбінований незнімний протез з частковою анатомією оклюзійної поверхні з диоксиду циркону / З. Р. Ожоган, **А. В. Бібен**, В. З. Обідняк – № u 2017 01108 ; заявл. 06.02.2017 ; опубл. 12.06.2017; бюл. № 11. *(Пошукач підготував патент, проф. Ожоган З.Р., доц. Обідняк В.З., надавали консультативну допомогу).*

9. Пат. № 123215 України на корисну модель, МПК G01N 3/56. Спосіб випробовування матеріалів на тертя і зношування. **Бібен А.В.**, Ожоган З.Р., Бурда М.Й., Бурда Ю.М. № u 201800249; заявл. 09.01.2018 ; опубл. 25.05.2018 ; бюл. № 10. *(Пошукач проводив експериментальне дослідження, проф. Ожоган З.Р., доц. Бурда М.Й., Бурда Ю.М. надавали консультативну допомогу).*

10. Пат. № 1252914 України на корисну модель, МПК G01N 3/56. Пристрій для випробовування матеріалів на тертя і зношування. **Бібен А.В.**, Ожоган З.Р., Бурда М.Й., Бурда Ю.М./ № u 201800250; заявл. 09.01.2018; опубл. 25.05.2018; бюл. №10. *(Пошукач проводив експериментальне дослідження, проф. Ожоган З.Р., доц. Бурда М.Й., Бурда Ю.М. надавали консультативну допомогу).*

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

11. Ожоган З.Р. Клінічна ефективність застосування естетичних незнімних протезів з комбінованою оклюзійною поверхнею. / З.Р.Ожога, А.В. Бібен, М.І.Кирилюк, В.З.Обідняк// «Інноваційні технології в сучасній стоматології»: мат. наук.-практ. конф. з міжнародною участю (16-18 березня 2017, м. Івано-Франківськ). – Івано-Франківськ, 2017. – С.37. *(Здобувач проводив лікування пацієнтів, підготував статтю до друку, доц.Кирилюк М.І., доц. Обідняк В.З. надавали консультативну допомогу. Професор Ожоган З.Р. відредагував висновки).*

12. Бібен А.В. Вибір конструкційних матеріалів для незнімних протезів: часові аспекти якості. / А.В.Бібен, З.Р.Ожоган // «Інноваційні технології в сучасній стоматології»: мат. наук.-практ. конф. з міжнародною участю (20-22 березня 2014, м. Івано-Франківськ). – Івано-Франківськ, 2014. – С.9. *(Здобувач проводив огляд літератури, підготував статтю до друку. Професор Ожоган З.Р. відредагував висновки).*

13. Бібен А.В. Експериментальне дослідження стирання зразків з різних ортопедичних конструкційних матеріалів в парах-антагоністах. / Бібен А.В., З.Р. Ожоган, Ю.І.Сухоревський// «Інноваційні технології в сучасній стоматології»: мат. наук.-практ. конф. з міжнародною участю (19-21 березня 2015, м. Івано-Франківськ) – Івано-Франківськ. 2015. – С.24 *(Пошукач проводив експериментальне дослідження. Професор Ожоган З.Р. надавав консультативну допомогу).*

14. Бібен А.В. Спосіб випробовування матеріалів на тертя та зношування та пристрій для його реалізації./ А.В.Бібен, З.Р. Ожоган, О.В.Бугерчук, Л.П. Вдовенко// «Інноваційні технології в сучасній стоматології»: мат. наук.-практ. конф. з міжнародною участю (22-24 березня 2018, м. Івано-Франківськ). – 2018. – С. 16 *(Пошукач проводив експериментальне дослідження. Доц. Бугерчук О.В., доц. Вдовенко Л.П. надавали консультативну допомогу. Професор Ожоган З.Р. відредагував висновки).*

15. Ожоган З.Р. Експериментальне дослідження стирання зразків з різних ортопедичних конструкційних матеріалів в парах-антагоністах. / З.Р.Ожоган, А.В.Бібен// «Сучасні технології хірургічної стоматології і щелепно-лицевої хірургії»: мат. міжнар. наук.-практ. конф. (25 вересня 2015, м. Івано-Франківськ). – Івано-Франківськ. 2015. – С.44. *(Пошукач проводив експериментальне дослідження. Професор Ожоган З.Р. відредагував висновки).*

16. **Бібен А.В.** Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з диоксиду циркону. / А.В.Бібен, З.Р. Ожоган, В.З.Обідняк // Інформаційний лист про нововведення в сфері охорони здоров'я. – 2018. – № 46. – Рішення ЕПК «Стоматологія», протокол № 59 від 27.11.2017 р. *(Пошукач підготував інформаційний лист, проф. Ожоган З.Р., доц. Обідняк В.З., надавали консультативну допомогу).*

## ЗМІСТ

<b>ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....</b>	<b>18</b>
<b>ВСТУП.....</b>	<b>19</b>
<b>РОЗДІЛ 1. ХАРАКТЕРИСТИКА СУЧАСНИХ КОНСТРУКЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ, ЩО ВИКОРИСТОВУЮТЬСЯ ДЛЯ ПОБУДОВИ ОКЛЮЗІЙНИХ ПОВЕРХОНЬ НЕЗНІМНИХ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ</b>	<b>27</b>
1.1. Причини та наслідки поєднання незнімних ортопедичних протезів.....	27
1.2. Фактори, що впливають на стирання оклюзійних поверхонь.....	37
1.3. Використання інструментальних методів діагностики в ортопедичній стоматології.....	42
<b>РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ.....</b>	<b>51</b>
2.1. Клінічна характеристика пацієнтів.....	51
2.2. Клінічні та додаткові методи обстеження пацієнтів.....	52
2.3. Методика експериментального дослідження.....	58
2.4. Методика дослідження площі оклюзійних контактів зубів.....	64
2.5. Методика електроміографічного дослідження.....	72
2.6. Статистичні методи дослідження.....	78
<b>РОЗДІЛ 3. ТЕХНОЛОГІЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ВДОСКОНАЛЕНИХ НЕЗНІМНИХ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ</b>	<b>80</b>
<b>РОЗДІЛ 4. РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ СТАНУ ОКЛЮЗІЙНИХ ПОВЕРХОНЬ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ ПРИ ВЗАЄМОДІЇ РІЗНИХ ТИПІВ МАТЕРІАЛІВ.....</b>	<b>86</b>

<b>РОЗДІЛ 5. ОЦІНКА ЕФЕКТИВНОСТІ ПОЄДНАННЯ</b>	
<b>ВИСОКОЕСТЕТИЧНИХ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ НА</b>	
<b>ОСНОВІ ДИОКСИДУ ЦИРКОНУ З ІНШИМИ МАТЕРІАЛАМИ</b>	
<b>В КЛІНІЦІ ОРТОПЕДИЧНОЇ СТОМАТОЛОГІЇ .....</b>	<b>91</b>
5.1. Результати індексної оцінки стану опорних зубів в ранні та віддалені терміни після лікування	91
5.2. Характеристика змін площі оклюзійних контактів першого моляра нижньої щелепи та зубів-антагоністів.....	98
5.3. Електроміографічна характеристика змін міостатичних рефлексів m. masseter та m. temporalis у пацієнтів, яким було проведене ортопедичне лікування з допомогою високоестетичних конструкцій на основі диоксиду циркону.....	107
<b>АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ</b>	<b>130</b>
<b>ВИСНОВКИ.....</b>	<b>143</b>
<b>ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ.....</b>	<b>145</b>
<b>СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....</b>	<b>146</b>
<b>ДОДАТОК А.....</b>	<b>169</b>
<b>ДОДАТОК Б.....</b>	<b>173</b>
<b>ДОДАТОК В.....</b>	<b>175</b>
<b>ДОДАТОК Г.....</b>	<b>190</b>

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АЦП - аналогово-цифровий перетворювач

ЕДТА - етилендіамінтетраоцтова кислота

ЕМГ – електроміографія

ЗЩС – зубощелепова система

ІРОПЗ - індекс руйнування оклюзійної поверхні зуба

КТ – комп'ютерна томографія

МК - мікроконтролер

ПК – персональний комп'ютер

ПН - перетворювач напруги

СНЩС – скронево-нижньощелепний суглоб

ФСП - формувач струменевого стимулятора

## ВСТУП

**Актуальність теми.** Карієс, його ускладнення та некаріозні ураження твердих тканин зубів займають провідне місце серед стоматологічних захворювань дорослого населення України та є однією з основних причин втрати зубів [15, 39, 53, 109].

Зокрема, поширеність дефектів твердих тканин зубів складає від 63,2 до 74,0 % від загальної кількості потреби в ортопедичному лікуванні пацієнтів [28, 53].

У загальній системі лікувально-профілактичних заходів, спрямованих на заміщення дефектів коронкової частини зубів сучасні досягнення зубного протезування значною мірою базуються на застосуванні новітніх технологій, таких як CAD/CAM системи, використанні сучасних матеріалів, зокрема безметалевої кераміки та конструкцій із диоксиду циркону [166, 197]. CAD/CAM значно спрощує та пришвидшує процес виготовлення сучасних естетичних ортопедичних конструкцій. Комп'ютерне моделювання та фрезерування дозволяє мінімізувати вплив людського фактора, досягати максимально точного виготовлення ортопедичних конструкцій, розширює можливості функціональної реабілітації пацієнтів та має велике прогностичне значення [33, 68, 147].

Одним із сучасних методів виготовлення естетичних ортопедичних конструкцій є застосування інтраоральних 3D сканерів для діагностики оклюзійних співвідношень, планування і проведення ортопедичного лікування з опорою на зуби або імплантати [24, 111].

На даний час запропоновані сучасні технології та матеріали для незнімного протезування, які створюють можливість використання різних варіантів ортопедичних конструкцій у пацієнтів. Використання у якості конструкційних матеріалів кераміки та диоксиду циркону, в поєднанні з сучасними технологіями роботи з ними дозволяє досягти високих естетичних результатів. Постійно зростаючі вимоги до естетики зубних протезів

зумовлюють необхідність розробки і впровадження нових конструкційних матеріалів – дисилікатлітєва, лейцитна кераміка [146, 165, 195].

Однак, при цьому збільшується кількість ускладнень у вигляді сколів кераміки, стирання оклюзійних поверхонь, які спричинені поєднанням при ортопедичному лікуванні пацієнтів конструкцій зубних протезів із різних матеріалів та методик виготовлення: суцільнолитих, фрезерованих, прес-кераміка [53,146]. На даний час поряд із застосуванням нових, сучасних матеріалів широко використовуються в незнімному протезуванні і традиційні конструкційні матеріали: акрилові пластмаси, польовошпатна кераміка. Тому, зростає необхідність поглибленого вивчення фізико-механічних властивостей конструкційних матеріалів, адже це дозволяє підвищити якість виготовлення зубних протезів та ефективність ортопедичного лікування [148, 151, 152].

Застосування диоксиду циркону у ортопедичній стоматології має низку суттєвих переваг над іншими матеріалами для незнімних протезів, зокрема високу естетичність, добрі механічні властивості, подібні до характеристик емалі зубів, відсутність негативного впливу на пародонт опорних зубів. Високі біологічні властивості диоксиду циркону дозволяють широко використовувати його і при проведенні дентальної імплантації. Крім того, цей матеріал має здатність стримувати поширення мікротріщин при надмірних навантаженнях, завдяки механізму трансформаційного зміцнення [134, 170]. Захисне покриття із диоксиду циркону усуває прояви гальванозу та гальванізму в ротовій порожнині [130].

Аналізуючи причини та наслідки застосування незнімних ортопедичних конструкцій із різних матеріалів, можна стверджувати про необхідність розробки незнімних естетичних конструкцій із оптимальним поєднанням матеріалів для оклюзійних поверхонь з метою підвищення їх якості та збільшення терміну використання.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.**  
Дисертація виконана в рамках науково-дослідної роботи кафедри

ортопедичної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету «Клініко-експериментальне обґрунтування підвищення якості ортопедичного лікування хворих із зубощелеповою патологією» (державний реєстраційний №0112U000573). Здобувач є співвиконавцем фрагменту роботи.

**Мета та завдання дослідження.** Мета дослідження - підвищення ефективності ортопедичного лікування пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів шляхом клініко-експериментального обґрунтування вибору конструкційних матеріалів для формування оклюзійних співвідношень незнімних зубних протезів.

Для досягнення поставленої мети необхідно було вирішити наступні завдання:

1. У експериментальних умовах порівняти фізико-механічні властивості естетичних пластмас, кераміки та диоксиду циркону які застосовуються при створенні оклюзійних поверхонь і конструюванні незнімних зубних протезів.

2. На основі результатів експериментального дослідження удосконалити конструкцію штучної коронки на основі диоксиду циркону для формування стійких функціональних і естетичних оклюзійних співвідношень при виготовленні незнімних зубних протезів.

3. Клінічно оцінити ефективність використання запропонованої незнімної ортопедичної конструкції та її взаємодію з незнімними протезами на зубах-антагоністах.

4. За допомогою електроміографічного обстеження вивчити вплив зміни площі оклюзійних поверхонь незнімних протезів на зубощелепну систему.

*Об'єкт дослідження* – експериментальні показники конструкційних матеріалів для незнімних протезів та динаміка зміни клінічних показників при застосуванні запропонованих коронок на основі диоксиду циркону для ортопедичного лікування пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів.

*Предмет дослідження* - клінічне та експериментальне обґрунтування ефективності запропонованої незнімної конструкції на основі диоксиду циркону та вибору конструкційних матеріалів для формування оклюзійних співвідношень незнімних протезів.

*Методи дослідження*: клінічні – для оцінки стоматологічного стану хворих, стану пародонту опорних зубів і зубів-антагоністів; експериментальні – для вивчення фізико-механічних характеристик конструкційних матеріалів незнімних протезів; інтраоральне сканування – для вивчення динаміки зміни площі оклюзійних контактів та планування ортопедичного лікування; електроміографія – для вивчення змін біоелектричної активності жувальних м'язів за умови зміни площі оклюзійних поверхонь при застосуванні удосконаленої незнімної конструкції, для оцінки ефективності проведеного лікування; медико-статистичні – для оцінки достовірності отриманих даних.

**Наукова новизна одержаних результатів.** Доповнено наукові дані про експериментальне та клінічне обґрунтування ефективності запропонованих методик ортопедичного лікування пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів із використанням запропонованих конструкцій коронок на основі диоксиду циркону.

На основі експериментальних досліджень визначено фізико-механічні властивості матеріалів, які використовуються при виготовленні незнімних конструкцій зубних протезів. Експериментально доведено високі показники границі міцності на згин, часу та швидкості зношування, відносної зносостійкості диоксиду циркону в порівнянні з пластмасою і керамікою та ефективність його використання з метою конструювання оклюзійних поверхонь незнімних ортопедичних конструкцій.

Удосконалено конструкцію штучної коронки, каркас і оклюзійна поверхня якої виготовляються з диоксиду циркону, а вестибулярна поверхня облицьовується керамічною масою, що сприяє профілактиці стирання

оклюзійних поверхонь зубів або ортопедичних конструкцій зубів-антагоністів.

Доведено, що при поєднанні конструкцій з оклюзійними поверхнями, виготовленими з диоксиду циркону і металоакриловими незнімними протезами через 3 місяці після фіксації достовірно збільшується площа оклюзійних контактів, а при поєднанні конструкцій з польовошпатної кераміки та диоксиду циркону площа контактів достовірно зростає через 6 місяців, що вказує на прогресуюче стирання оклюзійних поверхонь зубів-антагоністів із різних матеріалів.

Доповнено наукові дані про переваги і клінічну ефективність у віддалені терміни ортопедичного лікування пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів за допомогою запропонованих незнімних протезів на основі диоксиду циркону, що дає можливість досягти високих естетичних результатів, має позитивний вплив на стан пародонту зубів та запобігає виникненню ускладнень.

На основі електроміографічних показників встановлено взаємозв'язок між стиранням оклюзійних поверхонь конструкцій, виготовлених із різних матеріалів та порушенням функції та балансу жувальних м'язів.

### **Практичне значення результатів дослідження.**

Розроблено незнімну конструкцію комбінованої штучної коронки з диоксиду циркону та кераміки, яка має високі фізико-механічні, естетичні та біосумісні властивості.

Запропонована штучна коронка виготовлена із диоксиду циркону та облицьована керамікою, при цьому каркас та оклюзійна поверхня виготовлені з диоксиду циркону, а всі інші поверхні, що не контактують із зубами-антагоністами, облицьовані керамікою.

Перевагами запропонованої конструкції штучної коронки є мінімальне препарування твердих тканин зубів, можливість застосування на фронтальних і бічних зубах у пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів і дефектами зубних рядів, високі показники зносостійкості і естетичні

характеристики, біосумісність з тканинами маргінального пародонту. Обґрунтовано використання комплексу діагностичних методів, зокрема інтраорального сканування та пародонтальних індексів для визначення ефективності запропонованих методів у віддалені терміни після ортопедичного лікування пацієнтів.

**Впровадження результатів.** Запропонована методика впроваджена в клінічну практику Центру стоматології університетської клініки Івано-Франківського національного медичного університету (затв. 06.02.2019 року), Івано-Франківської міської стоматологічної поліклініки (затв. 01.02.2019 року), клініки кафедри ортопедичної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету (затв. 04.02.2019 року), клініки кафедри стоматології навчально-наукового інституту післядипломної освіти Івано-Франківського національного медичного університету (затв. 21.01.2019 року), клінік кафедри стоматології та кафедри ортопедичної стоматології Інституту стоматології Національної медичної академії післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика (затв. 15.01.2019 року) клініку відділення ортопедичної стоматології ДУ «Інститут стоматології та щелепно-лицевої хірургії» Національної академії медичних наук України (затв. 21.01.2019 року), клініку кафедри ортопедичної стоматології Львівського національного медичного університету ім. Данила Галицького (затв. 06.02.2019 року).

Спосіб виготовлення також впроваджено в навчальний процес кафедри ортопедичної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету (затв. 04.02.2019 року), кафедри стоматології навчально-наукового інституту післядипломної освіти Івано-Франківського національного медичного університету (затв. 21.01.2019 року), кафедри стоматології Національної медичної академії післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика (затв. 15.01.2019 року), кафедри ортопедичної стоматології Національної медичної академії післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика (затв. 15.01.2019 року), кафедри ортопедичної стоматології та імплантології

ВДНЗ України “Українська медична стоматологічна академія” (затв. 11.01.2019 року), кафедри ортопедичної стоматології Львівського національного медичного університету ім. Данила Галицького (затв. 06.02.2019 року), відділення ортопедичної стоматології ДУ «Інститут стоматології та щелепно-лицевої хірургії» Національної академії медичних наук України (затв. 21.01.2019 року).

**Особистий внесок здобувача.** Дисертаційна робота є завершеним самостійним науковим дослідженням автора, виконаним за наукового керівництва доктора медичних наук, професора Ожогана Зіновія Романовича. Автор особисто визначив напрямки досліджень, здійснив патентно-інформаційний пошук, обґрунтував актуальність теми, сформулював мету та завдання, систематизував та проаналізував наукову літературу за обраною темою.

Дисертант самостійно проводив обстеження пацієнтів за допомогою інтраорального сканера 3Shape Trios, провідним є внесок автора в розробку конструкції вдосконаленої незнімної коронки та її апробації в клініці, проведенні оцінки його ефективності. Провідною є роль дисертанта в проведенні експериментального дослідження.

Разом із науковим керівником зробив аналіз та узагальнення отриманих результатів досліджень, сформулював висновки. Дисертант підготував всі публікації, написав і оформив дисертацію та автореферат.

**Апробація результатів дисертації.** Результати досліджень та основні положення дисертації обговорювались на міжкафедральному засіданні Івано-Франківського національного медичного університету (протокол №5 від 30.10.2019 року).

Основні положення та результати дисертаційної роботи оприлюднені в матеріалах науково-практичних конференції з міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології», (Івано-Франківськ, 2015, 2016, 2017, 2018 рр.), “Сучасні технології хірургічної стоматології і щелепно-лицевої хірургії” (Івано-Франківськ, 2015 р.)

**Публікації.** За темою дисертаційної роботи опубліковано 6 статей у фахових виданнях України, із них 1 – огляд літератури. Опубліковано 5 тез в матеріалах з'їздів та конференцій, отримано 4 патенти України на корисну модель та видано один інформаційний лист.

**Обсяг і структура дисертації.** Дисертаційна робота викладена на 192 сторінках друкованого тексту, з яких 145 сторінок основного тексту. Складається з анотації, вступу, огляду літератури, матеріалу та методів дослідження, трьох розділів власних досліджень, аналізу і узагальнення отриманих результатів, висновків, практичних рекомендацій, списку використаних джерел та додатків. Бібліографічний покажчик містить 213 літературних джерела, з яких 131 – кирилицею, 82 – латиницею. Дисертацію ілюстровано 23 таблицями та 22 рисунками.

## **РОЗДІЛ 1. ХАРАКТЕРИСТИКА СУЧАСНИХ КОНСТРУКЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ, ЩО ВИКОРИСТОВУЮТЬСЯ ДЛЯ ПОБУДОВИ ОКЛЮЗІЙНИХ ПОВЕРХОНЬ НЕЗНІМНИХ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ**

### **1.1. Причини та наслідки поєднання незнімних ортопедичних протезів**

Найважливішим завданням стоматології, в тому числі і ортопедичної, є сприяння та збереження здоров'я людини, завдяки повноцінній функції жування та формуванню правильної оклюзії [3,7,17,32]. Адже оклюзійна патологія має високий ступінь різноманітності генезу, в тому числі не тільки порушення роботи СНЩС, жувальної групи м'язів, а й моторики язика, захворювань пародонта, тощо [54]. Варто звернути увагу на розповсюдженість стоматологічних захворювань, які потребують ортопедичного лікування, і які часто супроводжуються зубощелепними деформаціями. Так, за даними С. В. Петришин та З. Р. Ожогана патологічна стертість зубів, ускладнена зубощелепними деформаціями та втратою безперервності зубних рядів становить 83,7 % обстежених пацієнтів [90, 91]. За даними О. В. Лабунець та співавторів частота виникнення вторинних зубощелепних аномалій в осіб з малими дефектами зубних рядів – жителів Івано-Франківська та Тернополя складає 93,7 % [56]. Із них, відсоток патології руйнування коронкової частини зуба складає 60-80 % [7,56]. При супутніх захворюваннях систем організму, зокрема ЛОР-патології, порушення зубощелепної системи спостерігаються від 60 до 90 % випадків [16,17].

И. Ахмад доводить, що оцінюючи стан зубощелепної системи доцільно враховувати не тільки естетичний аспект, який автор розглядає виключно як складову частину досягнення адекватної функції та естетики, а в першу чергу, акт жування [2]. Ще дослідження на собаках з «Павловським шлунком» продемонструвало, що оклюзійні контакти, які виникають при

жуванні, викликають перистальтику шлунка і стимулюють виділення шлункового соку [87].

Дослідження показали, що саме жування відіграє значну роль не тільки для харчування, але також для системних, розумових та інших фізіологічних функцій організму, а основним фактором функціональної гармонії зубощелепної системи є максимальний контакт між зубними рядами при оптимальному вертикальному та стабільному горизонтальному положенні щелеп [93].

Ефективним є індивідуальна фіксація прикусу з допомогою лицевої дуги та подальшим виготовленням конструкції на основі диоксиду циркону [25, 131].

Не менш важливим у створенні функціональної естетики відіграє якісна діагностика та моделювання результату роботи. А. В. Бокоч та співавтори вважають, що імплементація протоколу цифрового графічного аналізу лицевих та внутрішньоротових параметрів шляхом обробки зображень з використанням прикладного програмного забезпечення дозволяє не тільки визначити діапазон прийнятних індивідуальних естетичних характеристик, а й наочно продемонструвати пацієнту очікувані результати, узгодивши з ним нюанси ятрогенного втручання та забезпечивши, таким чином, максимальне наближення майбутніх результатів корекції до отриманих [9].

Сучасна стоматологія пропонує велику кількість варіантів конструкцій для відновлення анатомічної форми зуба та терапевтичної підготовки до протезування [6, 10, 27, 34].

Водночас, за даними Е. Діасамідзе, ортопедичне лікування може супроводжуватися появою різного характеру порушеннями чутливості й парестезій, які можуть бути й наслідком психологічного фактору, який присутній при всіх стоматологічних маніпуляціях і потребує багатовекторного підходу до пацієнта зі сторони лікаря [29].

Для відновлення втрачених функцій жування та естетики ортопедична стоматологія широко використовує незнімні ортопедичні конструкції.

Перевагами їх є фізіологічний метод передачі жувального навантаження, та високий ступінь відновлення жувальної ефективності – до 100 % [40, 106].

Використання ж у якості конструкційних, таких матеріалів, як кераміка та диоксид циркону у поєднанні з сучасними технологіями роботи з ними дозволяє добиватися високих естетичних характеристик [58,110].

Ортопедична стоматологія продовжує розвиватися, використовуючи все нові і нові матеріали і технології. CAD/CAM значно спрощує та пришвидшує процес виготовлення ортопедичних конструкцій. Разом з тим, комп'ютерне моделювання та фрезерування дозволяє мінімізувати вплив людського фактора добиваючись максимально прецизійного виготовлення конструкцій [52, 57, 92].

Постійно зростаючі вимоги до естетики зубних протезів зумовлюють необхідність залучення нових конструкційних матеріалів. З'являються нові типи кераміки – дисилікатлітєва, лейцитна [4, 97].

Значним проривом у ортопедичній стоматології стало широке застосування диоксиду циркону, що зумовлене рядом чинників: висока естетичність, біосумісність, добрі механічні властивості, подібні до характеристик емалі, завдяки чому диоксид циркону не стирає зуби-антагоністи. Крім того, цей матеріал має здатність стримувати поширення мікротріщин при надмірних навантаженнях завдяки механізму трансформаційного зміцнення [152,158, 176,177,208].

Однак поряд із застосуванням нових, сучасних матеріалів широко використовуються в незнімному протезуванні і традиційні конструкційні матеріали: конструкції з акриловим облицюванням, польовошпатна кераміка. Зустрічаються також і зубні протези з литою оклюзійною поверхнею [35].

Використання сучасних та традиційних технологій та матеріалів спричинює збільшення варіативності поєднання ортопедичних конструкцій в порожнині рота. При цьому збільшується кількість ускладнень у вигляді сколів кераміки, стирання оклюзійних поверхонь, спричинені поєднанням в порожнині рота ортопедичних конструкцій з різних матеріалів, різних за

конструкцією та методикою виготовлення – металевих, комбінованих керамічних (низькотемпературної, високотемпературної, польовошпатної кераміки, кераміки на основі оксиду алюмінію) та безметалевих конструкцій [27,67].

Існує багато причин поєднання в порожнині рота одного пацієнта ортопедичних конструкцій протезів з різних матеріалів. Серед них можна виділити такі як: використання лікарями-стоматологами значної кількості методик для заміщення дефектів зубних рядів, що залежить як від рівня обізнаності стоматологів з новітніми технологіями в ортопедичній стоматології, так і від досвіду лікарів. Часто визначальним фактором є суб'єктивне ставлення лікаря-ортопеда до тієї чи іншої методики протезування. Треба також враховувати, що пацієнти звертаються за ортопедичною допомогою в різні моменти свого життя, в залежності від потреби в ортопедичному лікуванні. Ще однією причиною є медичні протипокази для застосування певних видів ортопедичних конструкцій, в зв'язку з наявністю в пацієнтів ряду соматичних захворювань [39,56].

Тому, на передній план виступає проблема якості зубних протезів, довговічності їх використання за умови поєднання незнімних протезів з різних конструкційних матеріалів на верхній і нижній щелепах.

Значною проблемою при поєднанні різних за матеріалом оклюзійних поверхонь є їх стирання.

На даний час значна увага клініцистів прикута до взаємодії конструкційного матеріалу і емалі зуба, про що свідчить велика кількість наукових досліджень [138, 154, 161, 188, 204]. Зокрема, D. Scrtic вказує, що стертість зубів у ділянці емалево-дентинної межі і частково дентину за умови збереженої безперервності зубного ряду є природним процесом, але наявність ортопедичних конструкцій на зубах-антагоністах значно пришвидшує цей процес і саме тому впливу незнімних протезів на стирання зубів-антагоністів приділяється значна увага [188].

Однак питанню стирання ортопедичних конструкцій на зубах –

антагоністах присвячено невелика кількість робіт [211].

Хоча потрібно розуміти, що надмірне чи нерівномірне стирання оклюзійних поверхонь скорочує терміни користування зубними протезами, негативно впливає на жувальний апарат та тканини пародонту, знижує жувальну ефективність.

Таким чином, основним естетичним облицювальним матеріалом є кераміка, яку класифікують за різними типами наповнювача та складових, зокрема мікроструктур поділ відбувається на [146]:

1 група: на основі скла ( в основному силікатного)

2 група: на основі скла (в основному силікатного) з наповнювачами, зазвичай кристалічними (найчастіше лейцити).

3 група: на основі кристалів, з склонаповнювачами (зазвичай алюмооксидна кераміка)

4 група: полікристалічна кераміка.

До першої групи належить кераміка, що містить в своєму складі диоксид кремнію та різні за об'ємом в залежності від виду кераміки та фірми-виробника домішки диоксиду алюмінію.

Фізико-механічні властивості кераміки характеризуються слабкою міцністю на згин – 60 – 70 МПа.

2 групу, що включає значну кількість різних керамічних матеріалів, можна поділити ще на 3 підгрупи, в залежності від типу кристалічного наповнювача, що виповнює скловидну матрицю. Виділяють лейцитний, літій-дисилікатний та фторapatитний наповнювачі.

Лейцитна кераміка, більше відома як польовошпатна, відрізняється від першої групи. Лейцити, змінюючи коефіцієнт термічного розширення склоподібної матриці, здатні стримувати поширення тріщин, тим самим сприяючи зміцненню кераміки. Однак, з трибологічної точки зору, ця кераміка є несприятливою для зубів-антагоністів. Пояснюється це великим розміром кристалів – кілька сотень мікрон. Як відомо, чим більшими є розміри частинок тим вищі абразивні характеристики та слабша стійкість до

сколів. Сучасні покоління польовошпатної кераміки мають набагато менші розміри кристалів (10 – 20 мікрон), що робить ці матеріали набагато менш абразивними та більш міцними [14,195].

Високонаповнена лейцитна кераміка (вміст лейцитів близько 50 %). Повторна термічна обробка та підвищений вміст лейцитів надають цій кераміці високу механічну міцність та стійкість до стирання, утворення тріщин та різких температурних коливань [146]. Все це разом створює міцну, вискоестетичну, порівняно неабразивну кераміку, що знайшла широке застосування в ортопедичній стоматології [147].

Дисилікатлітієва кераміка характеризується високим кристалічним наповненням – аж до 70%. Характерною ознакою є малі розміри кристалів (декілька мікрон), що створює високонаповнену органічну матрицю матеріалу. Форма та розмір кристалів підвищують міцність на згин до 360 МПа. Завдяки високому ступеню світлопроникнення може бути використана для виготовлення ортопедичних конструкцій з повною анатомією з дуже високими естетичним вимогами, наприклад у фронтальній ділянці. Малі розміри кристалів дозволяють добиватися дуже гладенької поверхні, роблячи кераміку слабкоабразивною [4,97].

Види кераміки, яка має широкий діапазон фізико-механічних, естетичних та трибологічних характеристик, об'єднує те, що вони складаються як мінімум з 2 різних фаз композитних матеріалів, що переплітаються між собою на всьому протязі від внутрішньої до зовнішньої поверхні [201].

Значною перевагою цих матеріалів є висока стійкість до сколів та утворення тріщин, що пояснюється необхідністю тріщини пройти значний шлях по звивистій траєкторії, щоб викликати злом кераміки. Найчастіше основою є керамічна пориста матриця щільно виповнена лантаноалюмосилікатним склом завдяки капілярному ефекту. Міцність на згин коливається від 350 до 650 МПа. Висока здатність до полірування та щільне наповнення, без значної кількості пор створюють незначно шорстку

поверхню, однак висока твердість робить конструкцію високоагресивною до зубів-антагоністів [188,189,206].

Полікристалічна кераміка (ситали) – матеріал, що є результатом спікання кристалів разом без проміжної матриці. В результаті виходить щільна, непориста, полікристалічна структура, що не містить скловидної матриці. Є кілька різних способів спікання, що дозволяє добиватися виготовлення твердих спечених структур з оксиду алюмінію та диоксиду циркону. Міцність на згин цих груп кераміки сягає 600 МПа для структур з оксиду алюмінію. Але набагато цікавішим для сучасної ортопедичної стоматології є кераміка на основі диоксиду циркону, міцність на згин якої сягає 1100 МПа. Враховуючи те, що диоксид циркону може перебувати в кількох фазах – використовують речовини- стабілізатори. Вони дозволяють диоксиду циркону після затвердіння перебувати у стабільних фазах, найчастіше використовують диоксид циркону, стабілізований ітрієм [209].

Диоксид циркону володіє унікальними характеристиками, що роблять його удвічі міцнішим за алюмооксидну кераміку. Крім того цирконій демонструє велику стійкість до утворення тріщин – 8-10 МПа, що значно вище за інші види кераміки [196,208].

На основі технології обробки кераміку поділяють на:

1. кераміка, компонентами якої є порошок/рідина.
2. прес - кераміка з скловидною матрицею.
3. CAD/CAM системи, в основному полікристалічні – оксиди алюмінію та циркону [91].

Дана класифікація є можливо більш важливою, оскільки доведено, що міцність та інші фізико-механічні характеристики далеко не завжди корелюють з клінічною ефективністю. Навіть якщо матеріал має той самий склад та мікроструктуру технологія його обробки прямо впливає на його клінічні характеристики, підвищуючи чи знижуючи їх.

Значним недоліком керамічних систем, що складаються з порошку та рідини, є вплив людського фактору, оскільки замішування порошку, процес

накладання керамічної маси, її конденсації а відповідно і кінцевий результат залежить від практичного досвіду, навичок та знань зубного техніка. Тому клінічний результат однієї і тієї ж кераміки часто відрізняється, в залежності від зубного техніка [119].

CAD/CAM технологія базується на процесі виготовлення ортопедичних конструкцій за допомогою фрезерування з керамічних чи цирконієвих блоків [21, 22, 33, 136]. Має широкі покази до застосування – від вкладок – до значних за протяжністю мостоподібних конструкцій. Значними перевагами цього способу виготовлення є мінімальне втручання зубного техніка, що дозволяє усунути вплив людського фактору, не варто забувати також про відсутність усадки та надвисоку (до 20 мікрон) точність фрезерування з можливістю успішного застосування на імплантатах [65,92].

Технологія виготовлення справляє дуже великий вплив на міцність та клінічну ефективність незнімних конструкцій з кераміки, тому саме вибір технології виготовлення має бути одним з ключових питань при виготовленні зубних протезів, що підтверджують результати досліджень конструкцій у віддалені терміни [171,79].

Адже, саме з допомогою системи CAD/CAM спеціаліст з кераміки може вивчити особливості цифрового дизайну майбутньої реставрації в багатоколірній техніці [30, 57,64,98].

Л. А. Филипенкова порівнюючи заготовки для фрезерування High Srength Zirconia, High Translucency Zirconia, Full Contour Zirconia вказує на необхідність індивідуального підходу до вибору матеріалу [117,118,119].

Водночас існує добра можливість поєднувати напівпрозорий цирконій, а якості каркасу, техніку пресування кераміки, як дентинної основи, облицювання керамікою – індивідуалізація та ясенного лабораторного композиту для створення «біло-рожевої» естетики [138, 71].

Н. А. Цаликова вказує на те, що навіть конструкції на основі диоксид циркону, посиленого ітрієм володіють такими ж проблемами, які інші керамічні конструкції – сколи облицювання та порушення цілісності каркасу

[124]. Досліджуючи впливи абразивної та механічної обробки каркасу, автор доводила доцільність регенеруючого спікання з метою відновлення вихідних властивостей та фазового стану матеріалу після піскоструменевої та абразивної обробки каркасу.

Тому, для лікування пацієнтів із обтяженим анамнезом частих сколів облицювального матеріалу після тривалої підготовки і двох замін тимчасових конструкцій на імплантат М. Максимов та співавтори [65] пропонують використовувати коронки на моляри та премоляри з повністю фрезерованими оклюзійними поверхнями та каркасом з диоксиду циркону.

А. Г. Рогожников та співавтори з допомогою методів спектроскопії, комбінаційного розсіювання світла, атомно-силової мікроскопії та скануючої електронної мікроскопії встановили, що біоплівки не впливають на фазовий склад поверхні конструкції на основі диоксиду циркону, стабілізованого оксидом ітрію, чи оксидом церію [98,99]. Але сприяють зміні її структурних елементів, що визначає позитивний вплив на ротову порожнину зі сторони даних конструкцій, Незважаючи на незначні мінуси.

О. М. Яковин та співавтори досліджували експериментально досліджували захисні властивості покриття  $ZrO_2$ , нанесеного на сплави металів при виготовленні ортопедичних конструкцій зубних протезів та встановили, що дане покриття має гіршу адгезію до зразків із кобальто-хромових сплавів, ніж до зразків нікель-хромових сплавів [130]. Диоксид циркону володіє захисними властивостями, адже зразки покриті ним не піддавалися електрохімічній корозії у фізіологічному розчині, з чого зроблено висновок, що ідентичний механізм буде спостерігатися і в порожнині рота.

С. В. Анисимова та співавтори порівнюючи з допомогою методу акустичної мікроскопії кераміку на основі диоксиду циркону з нанопорошків з плотними та м'якими агломератами у поєднанні із облицюванням склокерамікою IPS e-max Ceram встановили, що існує експоненціальна залежність міцності зчеплення кераміки на основі диоксиду циркону з

склокерамікою [1]. Тут варто враховувати та підбирати температуру спікання кераміки в залежності від щільності агломератів.

Б. Варцід та Л. Шюлтер на клінічному прикладі демонстрували високі естетичні можливості використання дрібнодисперсної польвошпатної кераміки [14].

Не менш важливим є питання інтенсивності біоплівки на оксид цирконієвих конструкціях в експерименті *in vivo*, вивчене С.-Р. Готь та співавторами, яким встановлено, що у порівнянні з іншими матеріалами, які використовувалися в якості абатментів на імплантах, найменше заселення мікроорганізмами простежувалася на поверхні оксид циркону, що вело до рекомендації авторів виготовляти супраосальні елементи імплантатів [20].

О. Н. Мищенко в дослідженні *in vivo* вказує на формування на наноструктурованій поверхні зразків фібрилярних структур, доводячи цим можливість прикріплення сполучної тканини до поверхні окисної плівки матеріалу [69].

В. Д. Пантелеев та співавтори базуючись на даних мікробіологічного дослідження стверджували, що при протезуванні пацієнтів із дефектами зубів і зубних рядів ортопедичними конструкціями із диоксиду циркону мікробіоценоз ротової порожнини наближається до норми, однак поруч із лактобациллами, стрептококами і пептострептококами виділяються золотисті стафілококи і дріжджеподібні гриби роду *Candida*, однак в кількості  $< 4 \text{ Ig KOE/мл}$ , тому їх наявність не може викликати розвиток запальних процесів ротової порожнини [87].

Окрім того, постійно триває розробка нових матеріалів для удосконалення робочої платформи за рахунок поєднання CAD/CAM технологій, високоміцної кераміки та сучасних композитних цементів, плавикової кислоти, сандбластинга [4,67]. Автори наголошують, що поєднання технологій внутрішньо ротового сканування дозволяє відмовитися від традиційних відбитків, продемонструвати пацієнту прогнозований результат і добитися ефективного лікування навіть в одне відвідування [10].

## 1.2 Фактори, що впливають на стирання оклюзійних поверхонь

Важливими чинниками, які мають підвищений абразивний вплив на стирання оклюзійних поверхонь, є наступними.

Твердість - здатність матеріалу чинити опір деформації та руйнуванню під дією місцевих контактних зусиль; властивість матеріалу опиратися проникненню до нього іншого, твердішого тіла [135,177].

Кераміка, що використовується в стоматології, має вищу твердість ніж природні тканини зуба, в тому числі і емаль [177].

Донедавна вважалося, що твердість матеріалу прямо пропорційна його абразивності. Так, наприклад, кераміка будучи набагато твердішою, ніж композитні матеріали хімічного твердіння, спричиняє набагато вищий рівень стирання зубів-антагоністів [154].

Однак, Р. Grohman та співавтори довели, що твердість сама по собі не є визначальним чинником ступеня стирання антагоністів [158].

Значний вплив має механізм взаємодії між антагонуючими поверхнями, їх мікроструктура поверхні [193, 198, 204].

Стійкість до утворення мікротріщин - це внутрішня характеристика матеріалу, що залежить від того, як матеріал відповідає на тиск ззовні. Вона характеризує кількість та розміри тріщин, що утворюються внаслідок прикладення зовнішніх сил [137, 190, 212,213].

За даними, М. Montazeri слабка стійкість керамік до напруги розтискання, спричинює швидке утворення мікротріщин, напрям яких перпендикулярний до вектора прикладання сили [182].

Поведінка матеріалу при прикладанні зовнішніх сил може бути ще негативнішою за умови приєднання нехарактерних рухів та різких температурних перепадів [152].

Пористість - наявність порожнин (пор) у тілі (середовищі). Кераміка виготовляється з порошку, розмішаного зі спеціальною рідиною, конденсують цю суміш за допомогою вібрацій. В процесі приготування

неможливо забрати все повітря з кераміки. Як наслідок, в кераміці утворюються пори [159, 162, 195].

Можна зменшити ступінь пористості проводячи спікання кераміки у вакуумі. М. Alkurt та співавторами доведено, що при спіканні у вакуумі ступінь пористості зменшується до 10 разів, в порівнянні з спіканням при звичайному тиску [134]. Також доведено, що діаметр пор зменшується до 2,5 разів при спіканні у вакуумі.

Проте, не дивлячись на все це, пористість залишається серйозною проблемою. Справа в тому, що пористість справляє негативний вплив на всі фізико-механічні властивості матеріалу, в першу чергу, це міцність та естетика [199, 164].

Значну увагу потребує розташування пори, якщо вона поверхнева, і гострими краями відкривається назовні, то при рухах ці гострі краї спричиняють значно швидше стирання як самого матеріалу так і оклюзійної поверхні антагоніста [206].

За даними, G. Pereira та М. Максимова, стоматологічний фарфор складається з кварцового скла, яке модифіковане вкрапленнями, такими, як  $\text{CaO}$ ,  $\text{K}^2\text{O}$ ,  $\text{Na}^2\text{O}$ ,  $\text{B}^2\text{O}^3$ , і  $\text{Al}^2\text{O}^3$ . З них утворюються оксиди, лейцитові кристали ( $\text{K}^2\text{O} \cdot \text{Al}^2\text{O}^3 \cdot 4\text{SiO}^2$ ), що слугують для поліпшення механічних властивостей і контролю коефіцієнту теплового розширення кераміки [65, 186]. Матеріали для металокерамічних реставрацій містять від 15 до 25% за обсягом лейцитів в якості основної кристалічної фази. Крім того, матеріали для суцільнокерамічних реставрацій містять до 90% за обсягом кристалічної фази, що складається в основному з оксиду алюмінію, оксиду магнію, диоксиду циркону, або літію в склоподібній матриці для управління механічними і оптичними властивостями.

Кристали включені в склоподібний матриці відповідають за більший ступінь стирання антагоністів через їх більш високу твердість. Потенційна абразивність кристалів також змінюється в залежності від типу, змісту, морфології, і розподілу кристалічних частинок [124, 154, 163].

Високотемпературна кераміка містить до 45% за обсягом тетрагональної форми лейцитів і справляє вельми абразивну дію на емаль. Проте, абразивність склокераміки, що містить від 45 до 50% за обсягом кристалів в порівнянні з створеними на основі золота сплавами є нижчою [124,197].

Наприклад, повідомлялося, стирання емалі проти низькотемпературної порцеляни значно нижче, ніж проти звичайний польовошпатної порцеляни в ковзному зносі. Зносостійкість низькотемпературної порцеляни була незмінно нижче ніж у звичайної порцеляни для обох методів випробувань, як стирання ковзання, так і стирання ударне, які підтримують теорію, що кристали в склоподібній матриці покращують опір руйнуванню [124,196].

Кристали, включені в склоподібній матриці не обов'язково чинять негативний вплив на знос емалі. Для того, щоб належним чином вирішити ці питання, експерименти присвячені абразивності вимагають кращої стандартизації методів [155].

Виготовлення керамічних протезів включає в себе процес, який вимагає моделювання воскового шаблону, який потім виплавляється [162].

Спочатку, при спіканні, в тілі кераміки немає кристалів, однак потім внаслідок взаємодії з іншими матеріалами, що входять до складу кераміки відбувається ріст кристалів в товщі кераміки [175].

Під час звичайної 2-х ступінчастої термічної обробки (зародження і кристалізація), кераміка зміцнюється внаслідок кристалізації; одночасно, тіло кераміки втрачає початкову напівпрозорість від реакції поверхневого шару з навколишнім середовищем [148].

Новоутворений шар складається з ниткоподібних кристалів, орієнтованих перпендикулярно до зовнішньої поверхні склокераміки. Цей шар, як повідомляється, дуже абразивний до антагоністів, особливо емалі природніх зубів [198].

Базовою структурою кераміки є велика 3-мірна сітка тетраедрів кремнезему, які пов'язані з киснем (Si-O-Si). Ця структура здатна

розчинятися у вологому середовищі, хоча чистий диоксид кремнію практично нерозчинний у воді (рН - 7) при температурі нижче 250 ° С [168].

Механізм корозії відбувається за рахунок дифузії молекул води в кераміку. Ці молекули реагують з нез'єднаними атомами кисню з отриманням негативно заряджені іонів гідроксилу, які згодом мігрують до позитивно заряджених іонів для підтримки електричної нейтральності [186].

Розчинення склоподібної матриці може відбуватися 2 способами: через іонний обмін в кислому розчині або під час впливу лужного розчину. Лужні іони включені в склоподібну матрицю, щоб вирівнювати коефіцієнт теплового розширення кераміки з металевими сплавами [167].

Проте, додавання цих іонів модифікатора знижує хімічну стабільність склоподібного матеріалу шляхом руйнування зв'язків Si-O. Погіршення хімічних властивостей додатково залежить від складу матриці скла і кристалів включення. Наприклад, склоподібна матриця з оксиду натрію ( $\text{Na}^2\text{O}$ ) є більш міцна, ніж виготовлена з поташу ( $\text{K}^2\text{O}$ ); перша від другого відрізняється в питанні довговічності тим, що підвищується стійкість за рахунок додавання Ca, Mg, Sr, Zn, Ba, Zr, яке іммобілізує лужні іони [203].

Загалом, лужні іони значно менш стабільні в склоподібній фазі, ніж в кристалічній фазі.

Зменшення порожнини рота рН від 6,5 до більш кислого 5,5 підвищує розчинність від 7 до 8 разів. Шлунковий сік може мати кислотність нижче рН 1; відрижка, отже, може мати серйозний демінералізуючий вплив на структуру зуба і конструкційні матеріали, що використовують в ортопедичній стоматології [194].

Деякі органічні кислоти (такі, як етилендіамінтетраоцтова кислоти [ЕДТА] і лимонна кислоти), які мають хелатуючі ефекти також приводять до утворення розчинних комплексів і деградації конструкційних матеріалів [87,160].

При місцевому застосуванні, для зниження активності карієсу, іони фтору можуть, в кислому середовищі, хімічно атакувати склоподібну

матрицю і утворюють водорозчинний фторсилікат. Тому керамічні поверхні сприйнятливі до травлення підкисленими розчинами фторидів. Чим нижче рН фтористого гелю, тим більше здатність протравки склоподібної фази. Кристали, утворені внаслідок втрати елементів, різко збільшують ступінь стирання [200].

Різні форми хімічної деструкції, такі як корозія, травлення і осадження кристалів збільшують абразивність кераміки проти антагоністів зубів шляхом безперервного впливу шорсткої поверхні на антагоністи. Корозійний вплив також послаблює керамічний матеріал. Відповідно, шорсткі поверхні не тільки збільшують абразивний потенціал проти контактних поверхонь під час руху ковзання, а й знижують опір зносу самої кераміки [58,209].

Таким чином, висота ортопедичних конструкцій, а відповідно і міжальвеолярна висота, знижується що негативно відбивається на естетиці, жувальному апараті та тканинах пародонта [57,156].

Керамічні матеріали за своєю природою мають кілька недоліків через неоднорідний розподіл кристалів в склоподібній матриці. Додаткові дефекти, спричинені під час керамічної обробки знижують міцність і збільшують знос емалі [132].

Видалення цих дефектів сприяє поліпшенню міцності і зменшенню абразивності зубної кераміки.

Колись вважалося, що глазурування кераміки зменшує стирання зубів-антагоністів. Проте, глазурований шар легко видалити за допомогою оклюзійного пришліфування прямо в стоматологічному кріслі або після короткого періоду функції. Якщо поверхню відшліфовано погано, це може призвести до прискореного абразивного зносу зубів-антагоністів, підвищеного накопичення зубного нальоту, а також зниження міцності ортопедичної конструкції [161].

Ряд досліджень було проведено для виявлення методів обробки і полірування методи, які створили б максимально гладкі поверхні або принаймні гладкіші, ніж глазурування [150,157]. Результати виявилися

суперечливими. Автори виявили, що первісна гладкість глазурованої поверхні зазвичай вище гладкості полірованої поверхні [193,198]

Деякі не виявили суттєвих відмінностей між глазурованими і полірованими поверхнями, та інші прийшли до висновку, що полірування поверхні може дорівнювати або перевершувати гладкість глазурування [137].

Пізніші дослідження показують, що полірована поверхня стає більш гладкою і сприяє меншій адгезії зубного нальоту ніж глазурована [87,99].

Естетичні результати можуть бути також покращено більш поліруванням, ніж глазуруванням [166].

Вплив глазурування на загальну міцність керамічної конструкції вивчався в значній кількості експериментів. Одне дослідження показало, полірована порцеляна є міцнішою, ніж глазурована. Повторне спікання порцеляни може змінити коефіцієнт теплового розширення і викликати утворення тріщин, оскільки лейцит є нестабільною фазою, яка здатна до великих об'ємних змін в процесі теплової обробки. Різниця в шорсткості поверхні може пояснюватися різним об'ємом обробки матеріалу [190].

В загальному, емаль природніх зубів стирається більше, коли кераміка оклюзійних поверхонь антагоністів неглазурована та неполірована, ніж коли вона глазурована або полірована. Однак, тонкий шар глазури може швидко зникнути внаслідок роботи сил тертя.

При цьому оголюється нижній, набагато шорсткіший шар кераміки, який сильніше стирає як природні так штучні оклюзійні поверхні антагоністів [188].

### **1.3 Використання інструментальних методів діагностики в ортопедичній стоматології**

Однією, із основних переваг комп'ютерних технологій в стоматології є можливість об'єктивного оцінювання зубощелепного апарата, перегляду та демонстрації результатів обстеження, складання плану лікування на

робочому місці лікаря [25,34,57,67,92]. Найдавнішим і широко використовуваним апаратним методом діагностики стану зубощелепної системи, без перечень, є рентгенографія [123], як прицільна внутрішньоротова, так і ортопантомографія та комп'ютерна томографія [16,90].

Однак, на сьогоднішній день досягнення новітніх комп'ютерних технологій та комп'ютерне моделювання використовується у всіх галузях медицини від анатомії до стоматології [30, 54, 126, 42]. Наприклад, Ю. В. Клим'юк та З. Р. Ожоган з допомогою програми SolidWorks 2011 розробили тривимірну модель для розрахунку максимального напруження та навантаження на препарований вітальний зуб суцільнолитою з облицюванням ортопедичної конструкції [35,84].

Дж. Борин розробив трьохвимірну візуалізацію оклюзії з урахуванням об'єму язика та хребців шиї, базуючись на даних Італійської асоціації нервово-м'язової ортодонтичної кінезіології [10].

Також, відома комп'ютерна програма, яка дозволяє визначити достатність шліфування та полірування реставрацій на основі візуально-інструментального методу Ryge. Суть програми «Dental surface» полягає у комп'ютерному аналізі цифрового зображення поверхні реставраційної роботи [110].

Л. С. Лещук та співавтори З метою визначення ділянок силових напружень у зубі під час функціонально-оклюзійного навантаження методом кінцево-елементного аналізу повної 3D-моделі зуба розробили програмне забезпечення «DENTA-FEM.3D» [60,61].

В ортодонтії активно використовують ся методи бічної телерентгенографії, антропометрії та ортопантомографії [16, 123].

В стоматології існує велика кількість методик, а в першу чергу, засобів для апаратного дослідження стану зубощелепної системи. Порівнюючи ефективність роботи таких апаратів та класичних методів діагностики Н. В. Лисейко та співавтори подають приклад оклюзійних супраконтактів,

діагностованих з допомогою оклюзійного паперу, яких було зафіксовано 176 та супраконтактів, діагностованих з допомогою комплексу T-Scan – 483 у той же кількість пацієнтів [6].

Апаратне обстеження необхідне не тільки на етапі препарування опорних зубів, у випадку збереження їхньої вітальності, а й на всіх етапах роботи – від діагностики до контролю результатів лікування [31].

І якщо для визначення адекватності розміру зубів та можливості підняття міжальвеолярної висоти може бути достатньо антропометричного методу визначення висоти клінічних коронок зубів, то для вивчення структури твердих тканин зубів при підвищеній стертості зубів В. В. Коваленко та І. М. Ткаченко пропонують використовувати електронний мікроскоп [36]. Саме базуючись на даних електронної мікроскопії А. Постолаки робить висновок про те, що з точки зору біомеханіки, мікрорельєф контактних поверхонь дуже схожий на рельєф суглобових поверхонь складних суглобів [93]. Схоже дослідження проводив Л. С. Лещук., І. М. Ткаченко з допомогою методу мікроскопії проводив дослідження кристалограм слини [60,61].

Як наукові дослідження окремих авторів, так і розробки крупних підприємств мають спільну мету – розробку матеріалів та апаратів для максимально ефективної діагностики та лікування ортопедичних пацієнтів [114, 6].

В. П. Неспрядько та співавтори з метою підвищення якості ортопедичного лікування шляхом пошуку найбільш сприятливих умов та термінів, які необхідні для реалізації адаптативних можливостей організму на етапах реконструктивних маніпуляцій у пацієнтів з оклюзійними порушеннями ЗЩС використовувати результати даних КТ СНЩС, електроміографії та системи оклюзійного аналізу «T-Scan» [72,73].

Для визначення площі оклюзійних контактів, що є важливим фактором контролю адекватності проведеного лікування най частіше використовують

інтраоральні камери-сканери та апаратно-програмний комплекс T-Scan [31, 59].

Так, О.В. Біда з допомогою останнього встановив негативну динаміку показників оклюзійних контактів та балансу в залежності від давності виникнення зубощелепної деформації та вказував на необхідності своєчасного лікування пацієнтів із цим діагнозом [6,7].

Р. А. Левандовський, з допомогою даного комплексу обґрунтував ефективність застосування покривного протеза на імплантат при лікуванні пацієнтів зі складною щелепно-лицевою патологією [59].

М. С. Дрогомирецька та співавтори використовували дану методику в ортодонтії [30,31].

Відомий апарат функціограф для реєстрації взаємного розташування щелеп, який дозволяє записувати в графічному виді траєкторії рухів нижньої щелепи в одній площині, точка перехрещення яких може служити для фіксації центрального співвідношення щелеп [78].

Сучасні автори працюють над розширенням можливостей застосування CAD/CAM систем [18,21,22,33,68,70]. Так, А. Г. Рогожников та співавтори в системі CAD/CAM Hint-Els використовуючи функцію «Віртуальний артикулятор» створювали конструкцію по індивідуальних статичних та динамічних оклюзійних параметрах пацієнта з перевіркою ефективності застосування даної методики у віддалених термінах через оцінку регіонарного кровопостачання ділянки протеза [98,99]. Л. Н. Тупікова при вивченні нового матеріалу на основі поліуретану в якості реставраційного матеріалу для ортопедичних конструкцій використовувала 3D – сканування для формування оклюзійної поверхні [111].

CAD/CAM технології, як зазначає J. Festerling, допомагають при виготовленні комбінованого часткового знімного протеза в поєднанні з сучасними матеріалами, такими як диоксид циркону, високоякісними облицювальними матеріалами і високо естетичними штучними зубами і при цьому залишатися доступним для багатьох пацієнтів у Європі [153].

А. Corradini при виготовленні повної верхньощелепної дуги знімної конструкції на імплантат з використанням телескопічних коронок першим необхідним етапом зазначає проведення внутрішньо ротового сканування з допомогою сканера Zirkonzahn S600 ARTI з подальшим цифровим моделюванням цирконієвих телескопічних коронок [147].

А. Гудой з метою усунення нахилу каналів для фіксуючих гвинтів імплантатів у вестибулярному напрямку використовував програмне забезпечення Zirkonzahn.Modelier [21,22].

З допомогою даної програми W. Ati та M. Pornbacher регулювали положення імплантатів, фіксуючи імплантати центральної частини зубного ряду на цементі, вводячи х в програму як «Blind» та регулювали їхнє налаштування відносно нової робочої моделі з метою створення більшого розміру мостика і, відповідно, його більшої міцності [201,202]. В подальшому автори використовували методику сканування діагностичних моделей, вставлених в артикулятор, робочу модель та прикусний валик з використанням повністю автоматизованого зі структурами освітлення, сканера Zirkonzahn S600 ARTI з метою збору цифрових даних про стан зубощелепної системи та контури обличчя. Для визначення осей імплантатів та вибору відповідних титанових основ автори використовували титанові скан-маркери. Специфікою даних маркерів є те, що вони виготовлені з поліефірефіркетону, підсиленого керамікою, поверхня маркерів не відбиває світло [201].

Наявність значної кількості інтраоральних сканерів спричинила важливість та актуальність досліджень А. Ряховського та В. Костюкової, в яких автори порівнювали спочатку лабораторно, а потім клінічно, відображення межі препарування кукси зуба, отриманих з допомогою інтраоральних сканерів з метою порівняти відображення не тільки кукси зуба, а й ділянки розташованої на 0,3 мм нижче межі препарування, в залежності від уступа кукси зуба до рівня ясенного краю і ступеня рефракції ясен [101, 102, 103]. Із досліджених семи сканерів найточніші результати

біли отримані з допомогою сканера Trios, який продемонстрував мінімальне відхилення від еталонної моделі -  $10 \pm 2,69$  мкм в ділянці межі препарування та  $57,2 \pm 13,58$  мкм в ділянці на 0,3 мм нижче рівня краю межі препарування. Авторами встановлено, що при меншій ширині зубоясенної борозни (0,2 і 0,1 мм) після рефракції ясен найточнішим також був сканер Trios [103]

О. О. Фастовець вважає ефективною методику денситометричних досліджень кісткової тканини у пацієнтів із патологічною стертістю зубів [116]. Артикуляційна система «Cadiax Compact» дозволила С. В. Петришин та З. Р. Ожогану встановити значні порушення функції та патологічні зміни у СНЩС при патологічній стертості твердих тканини зубів [90,91].

Л. Дахно з метою діагностики патології СНЩС та порушень оклюзії рекомендує використовувати конусно-променеву комп'ютерну томографію і 3D-цефалометрію і проводити попередню реконструкцію з допомогою програмного забезпечення обробки медичних зображень SlimPlantOO [25].

В. М. Новиков використовував методику аксіографії, яка дозволяла задокументувати рухи нижньої щелепи та прогнозувати вибір ортопедичного лікування пацієнтів з ревматоїдним артритом СНЩС [74].

Новим напрямком в створенні функціональної оклюзії К. Ронкін називає нейром'язовий підхід до вивчення стану зубощелепної системи з допомогою розроблених автором комплексів для ультра низькочастотної електростимуляції – J5 монітор, та K7 – комплексу, який включає електроміограф, фонограф та комп'ютеризований сканер рухів нижньої щелепи – K7 CMS [100].

На основі розроблених тестів та даних апаратів, автор пропонує фіксувати центральну оклюзію та центральне співвідношення щелеп без активного впливу пацієнта на процес, а шляхом розслаблення жувальної групи м'язів протягом однієї години часу шляхом нейростимуляції [100].

Електроміографія - об'єктивний аналіз стану м'язів до та після стоматологічних втручань базується на даних оцінки нейром'язового балансу зі сторони м'язів, які піднімають нижню щелепу і розвивають ортогональну

силу та стабілізують прикус, як метод діагностики. Незважаючи на специфіку роботи, яка характеризується значною варіативною складовою показників, в залежності від виду апарату та методики виконання дослідження, набула широкого застосування у науковій діяльності в стоматології [42, 43, 44, 49, 50].

Розроблено та запатентовано декілька протоколів виконання дослідження [49, 50]. Також, численні дослідження демонструють ефективне використання електроміографів та пристосованих до стоматології електронейромиографів у науковій роботі [42, 43, 44, 49, 50].

Р. А. Левандовський з допомогою електроміографа «BIOEMG III» досліджував вплив на жувальні м'язи пострезекційних та покривних протезів на імплантах [59].

В рідкісних випадків з метою обстеження пацієнта використовується магнітно-резонансна томографія [25].

Останнім часом спостерігається тенденція, спрямована на максимальне полегшення роботи лікаря-стоматолога та зубного техника з одночасним підвищенням ефективності їхньої роботи та позитивним фінішним результатом.

Для прикладу Г. Ланг пропонує створення композитного мостоподібного протеза з допомогою цифрової методики Vita Rapid Layer Technology, який повністю відповідає анатомічній формі та складається із субструктури і структури вінірів [57].

Значного поширення набув метод оклюзіографії, в поєднанні з різними методиками аналізу: візуальний, квазіпланіметричний, метод флуоресценції оклюзійних листів, фотооклюзії з подальшим візуальним контролем в поляризованому світлі, фотограмметрія поверхні оклюзійних контактів, контактне перенесення оклюзіограми одночасно з міліметровою сіткою на фотопапір [115].

Недоліками даних методик є їх довга тривалість, часто значна кількість етапів, тому в 1987 році американська фірма Tekscan виробляє та

вдосконалює апарат T-Scan, про який мова йшла вище. Даний апарат пропонує свого роду методику електронної оклюзіограми, що дозволяє лікарю визначати дані про площу оклюзійних контактів, аналізувати їх, зберігати [6,59,73].

Відома також методика визначення площі оклюзійних контактів за допомогою Adobe Photoshop і Universal Desktop Ruler [129].

Шуклін В.А. запропонував виготовляти оклюзіограму за допомогою фотополімеризуючої пластмаси та вивчати її в спеціальній комп'ютерній програмі "Image J" [129].

Для запису жувальних рухів В. П. Неспрядько та співавтори [72,73] використовували кінезіограф, з допомогою якого досліджували кількість, тривалість та тривалість фаз жувального циклу.

О. А. Глазунов та співавтори рекомендують в процесі діагностики та лікування використовувати фотостатичне фотографування професійним фотоапаратом на штативі і на їхній основі проводити математичний розрахунок необхідності підняття міжальвеолярної висоти [19]. Також, на основі даних фотографії А. М. Ряховський та Я. А. Калачева розробили методику якісної оцінки естетичних параметрів зубних рядів, яка базувалася на визначенні рівня регресії, яка відображає залежність візуальної оцінки від величини естетичного порушення і є сумарною оцінкою зубного ряду [71,101]. Такий метод автори рекомендують використовувати для об'єктивного якісного способу оцінки естетичності зубних рядів при усмішці до та після стоматологічного втручання.

Д. М. Король та співавтори створювали інтегрований показник жувальної ефективності, а основі дослідження фотографій зразків, яке виконувалося у спеціальному софтбоксі камерою з оптичною відстанню до об'єкта 21 см [40].

За даними розділу опубліковано статтю [82] та ряд тез, що були оприлюднені в матеріалах науково-практичних конференцій, в тому числі, з міжнародною участю.

Виходячи з аналізу науково-медичної літератури, можна зробити висновок, що поширеність патологічних станів, які потребують ортопедичного лікування зростає. Існує значна кількість ортопедичних незнімних конструкцій, до мінусів яких відносяться сколи облицювального матеріалу.

Найважливішим моментом є забезпечення мінімального та рівномірного стирання незнімних протезів в зубах-антагоністах, оскільки на даний момент немає ортопедичних матеріалів, що здатні протистояти жувальній силі не стираючись.

Металеві протези мають високі трибологічні характеристики, проте не відповідають естетичним вимогам та часто негативно впливають на функції органів та систем, тому не рекомендовані для заміщення дефектів зубних рядів.

Металокерамічні та суцільнокерамічні конструкції поєднують високі естетичні та функціональні характеристики, проте вони викликають значне стирання зубів-антагоністів.

Завдяки високим естетичним та механічним властивостям, неагресивній структурі мікрорельєфу та біосумісності, коронки з діоксиду циркону широко використовуються в стоматології. Доведено, що в процесі старіння трибологічні характеристики протезів з діоксиду циркону практично не знижуються.

Проте, незважаючи на значну кількість досліджень, питання недостатньо висвітлене, як у вітчизняній, так і у світовій науковій літературі, а зважаючи на його значення для тривалого функціонування ортопедичних протезів, це робить доцільним і перспективним поглиблене вивчення даної проблеми.

Також у стоматології широко використовуються апарати для діагностики стану ЗЩС. Тому постає необхідність удосконалення методик діагностики та лікування пацієнтів за допомогою високовартісних ортопедичних конструкцій.

## РОЗДІЛ 2

### МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

#### 2.1. Клінічна характеристика пацієнтів

Під час виконання дисертаційної роботи нами обстежено, проведено лікування та клінічне спостереження за 97 пацієнтами, яким було проведене ортопедичне лікування штучними коронками на основі диоксиду циркону за удосконаленою методикою (47 одиниць на 36 зуб, 50 – на 46 зуб).

Клінічні обстеження та лікування пацієнтів керамічними коронками, виготовленими за вдосконаленим методом, а також 30 пацієнтів з інтактними зубними рядами, що становили контрольну групу, були проведені на кафедрі ортопедичної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету.

Дані огляду заносили в спеціально розроблену карту (Додаток Б). Особливу увагу в карті обстеження звертали на ступінь деструкції твердих тканин зубів, а також вид прикусу. У пацієнтів спостерігали фіксований ортогнатичний, чи прямий прикус, в анамнезі були відсутні скарги характерні для захворювань СНЩС та бруксизму. Пацієнти поступали на лікування з діагнозом: дефект твердих тканин зубів 36, 46 ІРОПЗ – 60 – 80 %. Для діагностики використовували суб'єктивні та об'єктивні методи дослідження.

Із метою вияснення переваг удосконаленої нами методики виготовлення незнімних ортопедичних конструкцій, під час їх експлуатації протягом 3 та 6 місяців нами було проведено ортопедичне лікування та подальше клінічне спостереження 97 пацієнтів. Вони були розділені на три групи. Групу 1 складала 30 пацієнтів з дефектами твердих тканин зубів перших молярів на нижній щелепі з правого, чи лівого боку, яким виготовлялися коронки за удосконаленою методикою (на нижній щелепі) та в яких були наявні металопластмасові коронки на зубах-антагоністах, групу 2 склали 35 пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів перших молярів на нижній

щелепі з правого, чи лівого боку, яким виготовлялися коронки за удосконаленою методикою (на нижній щелепі) та в яких були наявні металокерамічні коронки на зубах-анатагоністах ( $n=35$ ), групу 3 склали 32 пацієнтів з дефектами твердих тканин зубів перших молярів на нижній щелепі з правого, чи лівого боку, яким виготовлялися коронки за удосконаленою методикою (на нижній щелепі) та в яких були наявні керамічні коронки на основі диоксиду циркону на зубах-анатагоністах ( $n=32$ ). Пацієнти належали до різних вікових груп за ВООЗ, віком 25-55 років, які потребували ортопедичного лікування незнімними конструкціями зубних протезів.

Пацієнти перебували під нашим спостереженням протягом 6 місяців. Ефективність проведеного лікування та взаємодії ортопедичних конструкцій вивчалася з допомогою методики внутрішньо ротового сканування та електроміографічного дослідження.

Показники інтраорального сканера вивчали після фіксації коронок та через 3 та 6 місяців після ортопедичного лікування, електроміографічне дослідження – через 1, 3 та 6 місяців після фіксації ортопедичних конструкцій, що пов'язано з особливостями адаптаційних процесів жувальної групи м'язів, описаних у літературі [6, 7].

Особи контрольної групи ( $n=30$ ) – це особи віком 22-35 років з інтактними зубними рядами, без супутньої соматичної та стоматологічної патології, обстежувалися в одне відвідування.

## **2.2. Клінічні та додаткові методи обстеження пацієнтів**

Клінічне обстеження пацієнтів проводили згідно з стандартним протоколом. На кожного пацієнта заповнювали амбулаторну карту стоматологічного пацієнта та розроблену карту обстеження (додаток Б). Після збору анамнезу, при об'єктивному обстеженні пацієнтів, звертали увагу на симетричність та пропорційність обличчя, глибину присінка ротової порожнини та глибину прикріплення вуздечок, зубний ряд та його

цілісність, діагностували наявність м'яких (немінералізованих) та твердих (мінералізованих) зубних відкладень, фіксували наявність карієсу (к), пломбованих (п), видалених (в) зубів.

Для визначення діагнозу застосовували індекс руйнування оклюзійної поверхні зуба за Мілікевичем [213].

Враховуючи те, що окрім прямих реставрацій з різних матеріалів застосовуються методи непрямого відновлення анатомічної форми коронкової частини перших молярів. Також допустиме виготовлення штучних коронок на попередньо пломбовані, в більшості випадків – депульповані зуби та поєднання коренево-куксових вкладок з штучними коронками. Для правильного вибору ортопедичної конструкції нами використовувався розрахунок індексу руйнування оклюзійної поверхні зуба (ІРОПЗ) при порожнинах І-ІІ класу за Блемом, що дозволяє віддати перевагу ортопедичному або терапевтичному лікуванню – пломба, вкладка, коронка, штифтова конструкція (В.Ю. Мілікевич, 1984).

За своєю суттю індекс ІРОПЗ – це співвідношення розмірів площі «порожнина–пломба» до жувальної поверхні зуба.

Необхідно прийняти площу оклюзійної поверхні здорового зуба за одиницю й відняти об'єм каріозної порожнини, керуючись класифікацією за Блемом для І-ІІ класу каріозних порожнин (табл. 2.1)

Таблиця 2.1

Вибір виду ортопедичної конструкції для відновлення коронки зуба залежно від обсягу руйнування оклюзійної поверхні зуба (за Мілікевичем В.Ю.)

№	Значення РОПЗ	Рекомендований вид лікування
1	<0,55	Терапевтичне лікування шляхом пломбування
2	0,55-0,6	Показане застосування вкладки в коронковій частині зуба
3	0,6-0,8	Показано пломбування та виготовлення штучних коронок
4	≥0,8	Показано виготовлення штифтових конструкцій

Однак, враховуючи появу на ринку нових матеріалів та ортопедичних конструкцій О. Н. Терещенко запропонував модифікацію показань ІРОПЗ до виготовлення сучасних зубних протезів (табл. 2.2).

Таблиця 2.2

Вибір виду ортопедичної конструкції для відновлення коронки зуба залежно від глибини руйнування коронки зуба (за Терещенко О.Н., 2004)

Ступінь	Обсяг руйнування	Рекомендований вид відновлення
I	До 0,2	Дефект заміщується пломбою
II	Від 0,2 до 0,55	Для заміщення використовують вкладку в коронковій частині зуба
III	Від 0,55 до 0,75	Доцільне застосування штучних коронок
IV	Від 0,75 до 1,0	Використання різних модифікацій коренево-куксових вкладок з подальшим відновленням зубів штучними коронками.

Для точного визначення площі дефекту, а відповідно, і правильного вибору конструкції нами проводилося вивчення площі дефекту твердих зуба з допомогою мікрометра. Площа зуба визначалася з допомогою замірів між медіодистальними краями зуба та орально-вестибулярними краями. Показник брався за одиницю. В подальшому таким же чином вимірювалася площа дефекту. Математичне співставлення даних дозволяло встановити необхідне значення показника ІРОПЗ.

При огляді слизової оболонки ротової порожнини відзначали її колір та зволоженість і звертали увагу на стан слизової оболонки вільної та прикріпленої частини ясен (рельєф та консистенція ясенних сосочків, міжзубних сосочків, набряк, гіпертрофія або рецесія); діагностували стан ясенної борозни або пародонтальної кишені. У всіх пацієнтів основних груп була зміна рельєфу краю ясен у пришийковій ділянці у вигляді гіпертрофії.

Клінічне обстеження пацієнтів включало визначення індексу гігієни ротової порожнини Грін-Вермільйона (ІГ Грін-Вермільйона), проби Шиллера-

Пісарєва (проба Ш-П), пародонтального індексу Рассела (PI), індекс Рамфйорда (IP).

Визначення даних індексів дозволяло максимально точно охарактеризувати вплив ортопедичних конструкцій на тканини пародонта.

Спрощений індекс гігієни порожнини рота Грін-Вермільйона (Oral Hygiene Index-Simplified, OHI-S, Green-Vermillion, 1964), дозволяє виявляти не тільки зубний наліт, але й зубний камінь. Методика визначення: зафарбовували вестибулярну поверхню 1.6, 1.1, 2.6, 3.1 і язикову поверхню 4.6, 3.6 зубів йодвмісним розчином. На відповідних поверхнях досліджуваних зубів визначали індекс зубного нальоту (Debris-index) і індекс зубного каменю (Calculus-index), виражають у балах: зубний наліт (DI): 0 - зубний наліт відсутній; 1 - зубний наліт покриває не більш 1/3 поверхні коронки зуба; 2 - зубний наліт покриває від 1/3 до 2/3 поверхні зуба; 3 - зубний наліт покриває > 2/3 поверхні зуба.

Зубний камінь (CI):

0 - зубний камінь не виявлений;

1 - над'ясенний зубний камінь покриває менш 1/3 коронки зуба;

2 - над'ясенний зубний камінь покриває від 1/3 до 2/3 коронки зуба чи є під'ясенний у вигляді окремих частин;

3 - над'ясенний зубний камінь покриває 2/3 коронки зуба і/або під'ясенний оточує пришийкову частину зуба.

Обчислення ІГ Грін-Вермільйона проводять за формулою:

$$\text{ІГ Грін-Вермільйона} = (\Sigma \text{зн} / n) + (\Sigma \text{зк} / n),$$

де  $\Sigma \text{зн}$  - сума балів зубного нальоту,

$\Sigma \text{зк}$  - сума балів зубного каменю,

$n$  - кількість обстежених зубів (6 зубів).

Інтерпретація результатів: за допомогою цього індекса визначають рівень гігієни порожнини рота за наступними критеріями:

0 - 0,6 балів - хороший рівень гігієни;

0,7 - 1,6 балів - задовільний;

1,7 - 2,5 балів - незадовільний;

більше 2,6 балів - поганий.

Для виявлення інтенсивності запалення в тканинах пародонта проводили оцінку стану слизової оболонки ясен за пробою Шиллера-Писарева (Ш-П) (1973). Ця методика ґрунтується на виявленні глікогену в яснах, вміст якого зростає при запаленні. Слизову ясен змащують розчином Шиллера-Писарева, що містить 1 г кристалічного йоду, 2 г калію йодиду і 40 мл дистильованої води, при цьому забарвлення її варіює, у залежності від інтенсивності запальних явищ від світло-коричневого до темно-бурого.

Оцінка проводиться за такими критеріями інтенсивності забарвлення: солом'яно-жовте забарвлення:

0 балів - запалення відсутнє;

1 бал - світло-коричнєве – запалення слабе;

2 бали - темно-буре забарвлення – інтенсивне запалення.

Значення індекса визначали за сумою балів, отриманих у ділянці шести нижніх фронтальних зубів. Проба Ш-П використовується для визначення поширеності запалення і об'єму оперативного втручання при гінгівоектомії для виявлення під'ясенних зубних вікладень і слугує критерієм ефективності проведеного лікування.

Йодне число Свракова (ЧС) є критерієм поширеності запалення в яснах [56]. Методика визначення. Розчином Шиллера-Писарева змочували ясна в ділянці шести нижніх фронтальних зубів. Показники індексу визначаються по фарбуванню ясен у ділянці кожного зуба з максимальним значенням:

0 - немає забарвлення ясен;

2 - сосочки забарвлені;

4 - забарвлена крайова частина ясен;

8 - забарвлена прикріплена частина ясен.

Обчислення ЧС проводять за формулою:  $ЧС = \sum n$ , де  $\Sigma$  - сума максимального значення біля кожного зуба; n - число обстежуваних зубів (6). Інтерпретація індекса:

- до 2,3 бала – слабо виражене запалення;
- 2,67-5,0 балів – помірно виражене запалення;
- 5,33-8,0 балів- інтенсивний запальний процес.

Пародонтальний індекс Рассела (PI) ураховує тяжкість гінгівіту, наявність пародонтальних кишень, рухливість зубів, ступінь деструкції кісткової тканини [56]. Методика визначення. У зубній формулі напроти кожного зуба проставляють бали (від 0 до 8), що відбивають стан тканин пародонта:

- 0 - запалення ясен немає;
- 1 - легкий гінгівіт, запалення не оточує цілком зуб;
- 2 - гінгівіт, запалення оточує весь зуб, однак ушкодження епітеліального прикріплення немає;
- 6 - гінгівіт з утворенням пародонтальної кишені, жувальна функція зуба не порушена, зуб стійкий;
- 8 - виражена деструкція тканин пародонта, жувальна функція зуба порушена, зуб легко рухливий, може бути зміщений.

Стан пародонта реєструють навколо кожного зуба (за винятком третіх молярів), ставлять найвищий бал. У сумнівних випадках ставлять нижчий бал. Розрахунок PI проводять за формулою:  $PI = \Sigma/n$ , де  $\Sigma$  - сума балів біля кожного зуба; n - число обстежених зубів.

Оцінка результатів:

- 0,1 - 1,5 бала - початкова і I стадія захворювання;
- 1,5 - 4,0 бали - II стадія;
- 4,0 - 8,0 бали - III стадія [139].

Також визначали пародонтальний індекс (IP) [56]. Досліджували тканини пародонта в ділянці 16, 21, 24, 36, 41, 44. Ясна навколо даних зубів оглядали для виявлення змін кольору, форми ясен, кровоточивості. Брали до уваги два компоненти: запалення (гінгівіт) і деструкцію тканин пародонта (глибину пародонтальних кишень) . Результати інтерпретували за такими показниками:

- 0 балів – запалення відсутнє;
- 1 бал – легкий гінгівіт (запалення не поширюється навколо зуба);
- 2 бали – гінгівіт середньої тяжкості (охоплює ясна навколо зуба);
- 3 бали – важкий гінгівіт (виражена гіперемія, кровоточивість, виразки, але епітеліальне прикріплення не порушене);
- 4 бали – відстань від дна кишені до емалево-цементної межі не більше 3 мм;
- 5 балів – відстань від дна кишені до емалево-цементної межі від 3 до 6 мм;
- 6 балів – відстань від дна кишені до емалево-цементної межі понад 6 мм.

Отриману суму балів ділили на кількість обстежених зубів.

Рентгенографія (прицільна, ортопантомографія, комп'ютерна томографія) - для визначення ступеня атрофії коміркового відростка. Зображення структури кісткової тканини щелеп і зубів для вивчення стану періапікальних тканин отримують методом близькофокусної контактної рентгенографії, де плівку притискають до оральної поверхні ясен. Знімок зубів проводять у прямій або косій проекції. Для отримання розгорнутого площинного зображення тіла та коміркових відростків щелеп з усіма зубами проводили панорамну рентгенографію. З метою контролю якості ендодонтичного лікування виконували комп'ютерну томографію.

Вивчення діагностичних моделей проводилося для уточнення клінічної ситуації і планування методу комплексного лікування пацієнта.

Дослідження здійснювалися до лікування, на наступний день після препарування опорних вітальних зубів та ендодонтичного лікування де вітальних зубів, після фіксації незнімних естетичних протезів через 1, 3, 6 місяців.

### **2.3. Методика експериментального дослідження**

Експериментальне дослідження передбачало проведення визначення трибологічних параметрів матеріалів, з яких виготовлялися ортопедичні

конструкції - акрилова пластмаса для незнімних конструкцій, кераміка польовошпатна та кераміка на основі диоксиду циркону - густина ( $\text{г/см}^3$ ), границя міцності на згин ( $\text{МПа}$ ), час зношування ( $\text{С}$ ), швидкість зношування ( $\text{мм}^3/\text{с}$ ), відносна зносостійкість (%).

Випробування проводили на машині тертя СМЦ – 2 з модернізованим вузлом навантаження [94]. Механічний контакт щупа із робочою поверхнею контрзразка фіксувався проходженням електричного струму між щупом та контрзразком. Для цього використали електронне реле УКТ-4У2 ТУ 2 511.1376-77, силові контакти якого під'єднали до засобу керування приводом обертання контрзразка. До засобу керування приводом обертання контрзразка під'єднаний також секундомір електронний цифровий СЭЦ-10000.

Особливістю данного способу дослідження було те, що його суть полягала у створенні нормального навантаження між сферичним зразком і циліндричним контрзразком та фіксації критерію зносостійкості, який відрізнявся тим, що у якості критерію зносостійкості матеріалу зразка вибрано час, протягом якого зношується заданий об'єм сферичного зразка.

Вибір часу, як критерію зносостійкості матеріалів при порівняльних дослідженнях, забезпечував однакові умови випробувань, що підвищувало адекватність та уніфіковувало дані отриманих результатів.

Пристрій для реалізації поставленої мети, містив корпус, утримувач сферичного зразка, утримувач циліндричного контрзразка, привід обертання контрзразка відносно зразка, засіб для створення нормального навантаження між зразком та контрзразком, який відрізнявся тим, що додатково містив кронштейн, закріплений на утримувачі сферичного зразка, мікрометричний гвинт з відліковим барабаном на одному кінці та щупом на протилежному, причому мікрометричний гвинт встановлений на кронштейні таким чином, що його вісь проходить через вісь обертання контрзразка та перпендикулярна до неї, а щуп мікрометричного гвинта спрямований у сторону робочої поверхні контрзразка, пристрій оснащений також встановленим на щупі

датчиком дотику до робочої циліндричної поверхні контрзразка щупа, крім того, пристрій містить систему керування приводом обертання контрзразка з секундоміром, а датчик дотику під'єднаний до системи керування приводом обертання контрзразка.

Оснащення пристрою кронштейном створювало місце для встановлення засобу, який фіксує величину очікуваного зносу зразків з випробуваних матеріалів: мікрометричного гвинта з щупом та датчиком дотику.

Оснащення пристрою мікрометричним гвинтом з відліковим барабаном, дозволяло точно виставити задану величину очікуваного зносу сферичного зразка.

Виконання протилежного кінця мікрометричного гвинта у вигляді щупа забезпечувало надійний контакт з поверхнею контрзразка при налаштуванні пристрою та проведенні випробувань.

Наявність у конструкції пристрою датчика дотику дозволяло встановити момент контакту щупа з поверхнею контрзразка при зносі зразка на очікувану величину.

Уведенню у конструкцію пристрою системи керування приводом обертання контрзразка з секундоміром та під'єднаним до неї датчиком дотику забезпечує відключення приводу обертання контрзразка, припинення випробування та встановлення часу цього випробування.

Пристрій містив корпус 1, встановлений у ньому привід обертання утримувача 2 циліндричного контрзразка 3. Пристрій містить також утримувач 4 сферичного зразка 5 та вузол створення нормального навантаження  $N$  (на фіг. не показано) між досліджуваними трибоелементами: зразком 5 і контрзразком 3. На утримувачі 4 зразка 5 нерухомо закріплено кронштейн 6 з різьбовим отвором 7, вісь якого проходить через вісь обертання утримувача 2 контрзразка 3 і перпендикулярний до неї.

Конструкція пристрою для реалізації способу випробовування матеріалів на тертя та зношування пояснюється схемою представленою на рисунку 2.1.

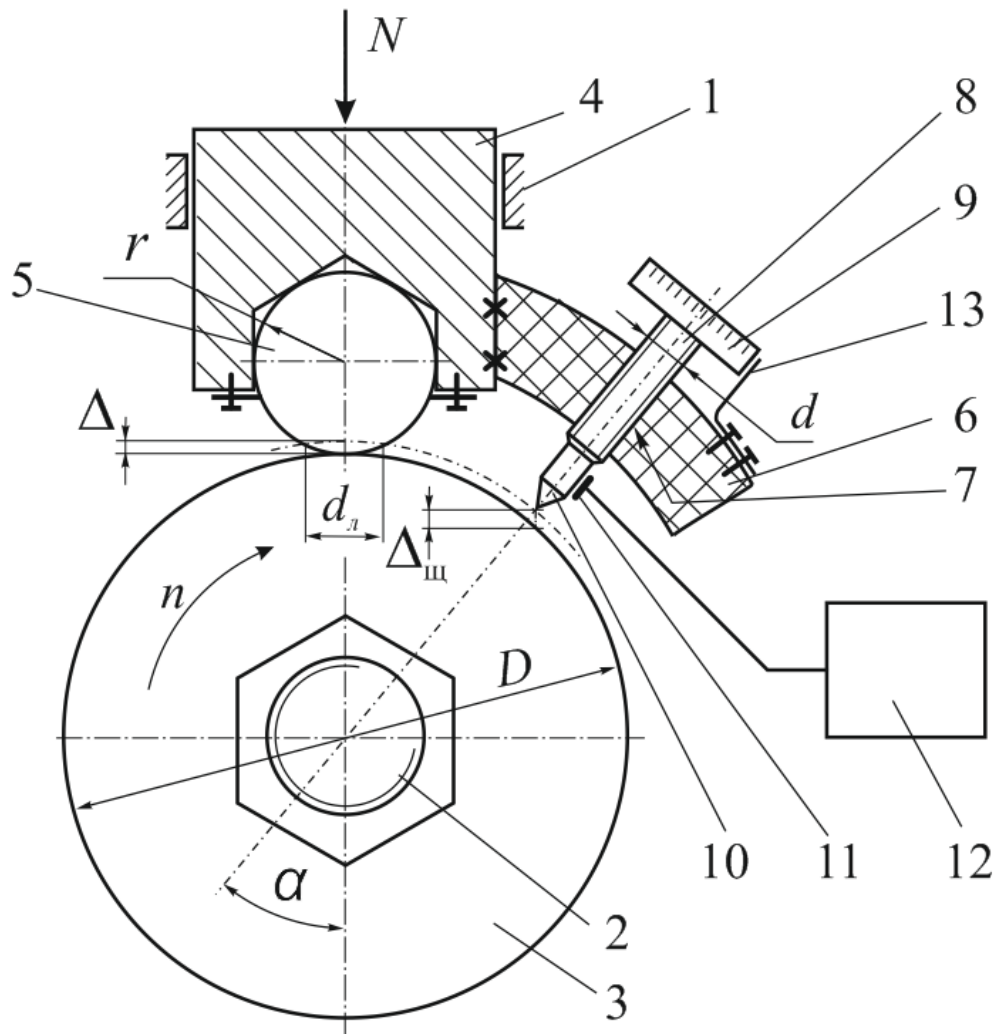


Рис. 2.1 Пристрій для випробовування матеріалів на тертя та зношування.

У різьбовий отвір 7 вкручено мікрометричний гвинт 8 діаметром  $d$ , на одному кінці якого закріплено відліковий барабан 9, а на іншому щуп 10, який оснащений датчиком 11 дотику щупа 10 до робочої поверхні контрзразка 3. Крім того, пристрій оснащений секундоміром (на рис. не показано) та засобом 12 для керування приводом обертання утримувача 2 контрзразка 3. На кронштейні закріплено відлікову мітку 13.

Випробування за заявленим способом здійснюється на описаному пристрої наступним чином.

В утримувач 4 встановлюють і надійно фіксують зразок 5, який виконаний із досліджуваного матеріалу і який має сферичну робочу поверхню радіусом  $r$ .

В утримувач 2 встановлюють контрзразок 3 у вигляді диска із робочою циліндричною поверхнею діаметром  $D$ . Контрзразок 3 виготовляють із матеріалу із зносостійкістю заздалегідь більшою, ніж зносостійкість досліджуваного матеріалу.

Між елементами пари досліджуваної пари тертя: зразком 5 і контрзразком 3 за допомогою вузла навантаження (на фіг. не показано) створюють задане програмою випробувань нормальне навантаження  $N$ .

Після цього, шляхом обертання мікрометричного гвинта 8, встановленого у кронштейні 6, який нерухомо закріплений на утримувачі 4 зразка 5, досягають контакту щупа 10 із робочою поверхнею контрзразка 4. Момент контакту фіксують за допомогою датчика 11.

У якості датчика 11 може бути використаний, наприклад тензодатчик або п'єзодатчик. Суть його функціонування зводиться до фіксації деформації щупа 10 у момент його дотику до робочої поверхні контрзразка 3.

У випадку коли контрзразок 3 виготовлений із електропровідного матеріалу, то можливий варіант встановлення моменту дотику по проходженню електричного струму між щупом 10 та робочою поверхнею контрзразка 3. При цьому кронштейн 6 виконують із не електропровідного матеріалу (діелектрика), наприклад, текстоліту, фторопласту тощо.

Після встановлення події контакту щупа 10 із робочою поверхнею контрзразка 3 фіксуються покази відлікового барабану 9, встановленого на мікрометричному гвинті 8, відносно відлікової мітки 13.

Наступний етап у проведенні випробувань полягає у відведенні щупа 10 на величину  $\Delta x$ , яка відповідає очікуваному зносу робочої поверхні зразка 5

-  $\Delta$ ), що фіксується відповідними показами відліковим барабаном 9 відносно мітки 13.

Величина  $\Delta_{\text{щ}}$  визначається із залежності:

$$\Delta_{\text{щ}} = \frac{\Delta}{\cos \alpha},$$

де  $\alpha$  - кут між площиною, що проходить через вісь обертання утримувача 2 контрзразка 3 і точку дотику зразка 5 і контрзразка 3 та віссю мікрометричного гвинта 8.

Точність відведення щупа 10 визначається діаметром  $d$  та кроком різьбової поверхні мікрометричного гвинта 8 та кількістю поділок на відліковому барабані 9.

Вмикають привід обертання (на фіг. не показано) утримувача 2 контрзразка 3. Відбувається тертя робочої поверхні контрзразка 3 об робочу поверхню зразка 5. У результаті цього тертя відбувається поступове зношування матеріалу зразка 5. Зношена частина зразка 5 має складну форму кульового сегменту висотою  $\Delta$  з основою у вигляді циліндричної поверхні діаметром  $d_{\text{л}}$ .

Оскільки розрахунок об'єму такого тіла є достатньо складною математичною процедурою, і з врахуванням того, що  $D/2 \gg r$  можна прийняти, що зношена частина зразка 3 описується кульовим сегментом з середнім діаметром при основі  $d_{\text{л}}$ .

Знос зразка 5 відбувається до моменту дотику щупа 10 до робочої поверхні контрзразка 3, який фіксується датчиком 11 (або замиканням електричного ланцюга). Отриманий сигнал поступає у засіб 12 керування приводом обертання утримувача 2 контрзразка 3. Привід вимикається, тертя у досліджуваній парі припиняється. При цьому за допомогою секундоміра, яким оснащений засіб 12, фіксується час  $t$ , протягом якого зразок 5 зносився на величину  $\Delta$ .

Аналогічно випробовують і інші досліджувані матеріали (при тих же умовах тертя: швидкість ковзання, зусилля притискання, умови змащування тощо), фіксуючи відповідний час їх зношування на величину  $\Delta$ .

Оскільки геометричні параметри пари тертя ( $D$ ,  $r$ ,  $d$ ,  $\Delta$ ) є однаковими при всіх випробуваннях то знос зразка 5 на величину  $\Delta$  передбачає, що всі досліджувані зразки із випробуваних матеріалів втратили однаковий об'єм матеріалу, який з врахуванням вищезазначених застережень розраховується за формулою об'єму кульового сегменту:

$$V = \frac{1}{3} \pi \Delta^2 (3r - \Delta)$$

Критерієм зносостійкості у цьому випадку вибирають час  $t$ , протягом якого відбувається втрата заданого об'єму  $V$  матеріалу зразка 5.

Для досягнення більшої точності досліджень проводили повторні випробування тієї ж пари тертя із провертанням кульового зразка 5 відносно утримувача 4 у положеннях, при яких контакт із контрзразком 6 відбувається по ще не зношеній поверхні.

Величина швидкості зносу розраховувалася за формулою

$$\gamma = \frac{V}{t}, \left[ \frac{\text{мм}^3}{\text{с}} \right].$$

## **2.4. Методика дослідження площі оклюзійних контактів зубів**

У завдання нашого дослідження входило вивчення площі оклюзійних контактів ортопедичних конструкцій та зміна їхньої площі в процесі експлуатації пацієнтом. Дане завдання ми вирішували з допомогою цифрового комплексу та інтраорального сканера «3Shape Trios» («3Shape», Данія).

В процесі дослідження таке сканування проводилося чотири рази. Вперше – для формування та подальшого виготовлення ортопедичної конструкції, наступні рази – з метою визначення площі оклюзійних контактів

після фіксації ортопедичної конструкції в ротовій порожнині пацієнта та через 3 та 6 місяців після закінчення ортопедичного лікування.

3Shape Trios - це цифровий комплекс, який використовується в клініці ортопедичної стоматології (рис.2.2).



Рис. 2.2 Сканер 3Shape Trios

Він забезпечує можливість отримання інформації про стан порожнини рота пацієнта безпосередньо у вигляді високоточних тривимірних цифрових моделей з подальшою відправкою безпосередньо в лабораторію за допомогою електронної скриньки - месенджера TRIOS Inbox для експертного дизайну та подальшого виготовлення конструкції. Завдяки цьому відсутня необхідність створення фізичної гіпсової моделі. Зубні техніки можуть приступити до процесу моделювання негайно.

3Shape Trios оптимізовано для підтримки всіх видів стоматологічних конструкцій, а до унікальних особливостей відносяться: сканування без застосування спрею, висока точність, клінічна перевірка сканування, он-лайн зв'язок з лабораторією, інтуїтивний сенсорний інтерфейс користувача та можливість обчислення та виявлення оклюзійних супраконтактів.

3Shape TRIOS складається з підставки, у верхній частині якої розташований сенсорний екран. Під ним розташовується тримач для насадки інтраорального сканера. Вона має Т-подібну форму та складається з ручки із кнопкою, основної частини та спеціальної насадки-дзеркала.

Насадка-дзеркало має прямокутну форму в перерізі, її можна ставити на основну частину насадки під будь-яким кутом. Насадка забезпечує процес сканування.

Дослідження виконувалися в робочому кабінеті. Даний кабінет максимально адаптований до вимог, які ставляться до таких приміщень у США та Західній Європі з метою створення позитивного мікроклімату приміщення та зменшення часу підготовки пацієнта до дослідження та забезпечення цим самим якості результатів обстеження, а також дотримання вимог висунутих виробником апарата.

Стіл з апаратом та комп'ютером, а також крісло лікаря були на коліщатах, щоб він міг вільно працювати з апаратом навколо пацієнта, не турбуючи лишній раз останнього (рис.2.3). Крісло пацієнта розташоване навпроти стіни, щоб не відволікати обстежуваного.

Час, відведений для проведення дослідження – не більше 10 хв, з урахуванням підготовки пацієнта.

Особлива увага приділялася шумоізоляції кімнати для забезпечення повного розслаблення пацієнта в напівгоризонтальному положенні в стоматологічному кріслі.

Згідно методики проведення дослідження всі обстеження проводилися при температурі  $23^{\circ}\text{C} \pm 0,5^{\circ}\text{C}$  з 10 до 14 год.

У нашій роботі 3Shape TRIOS реалізовував повний цифровий робочий процес: створення замовлення, сканування зображень, клінічна перевірка, завантаження цифрового зображення, контакт з лабораторією.

Основним елементом програми виступала панель інструментів Workflow toolbar. Вона з'являється у верхній або нижній частині головного вікна та забезпечує роботу апарата (рис.2.3).

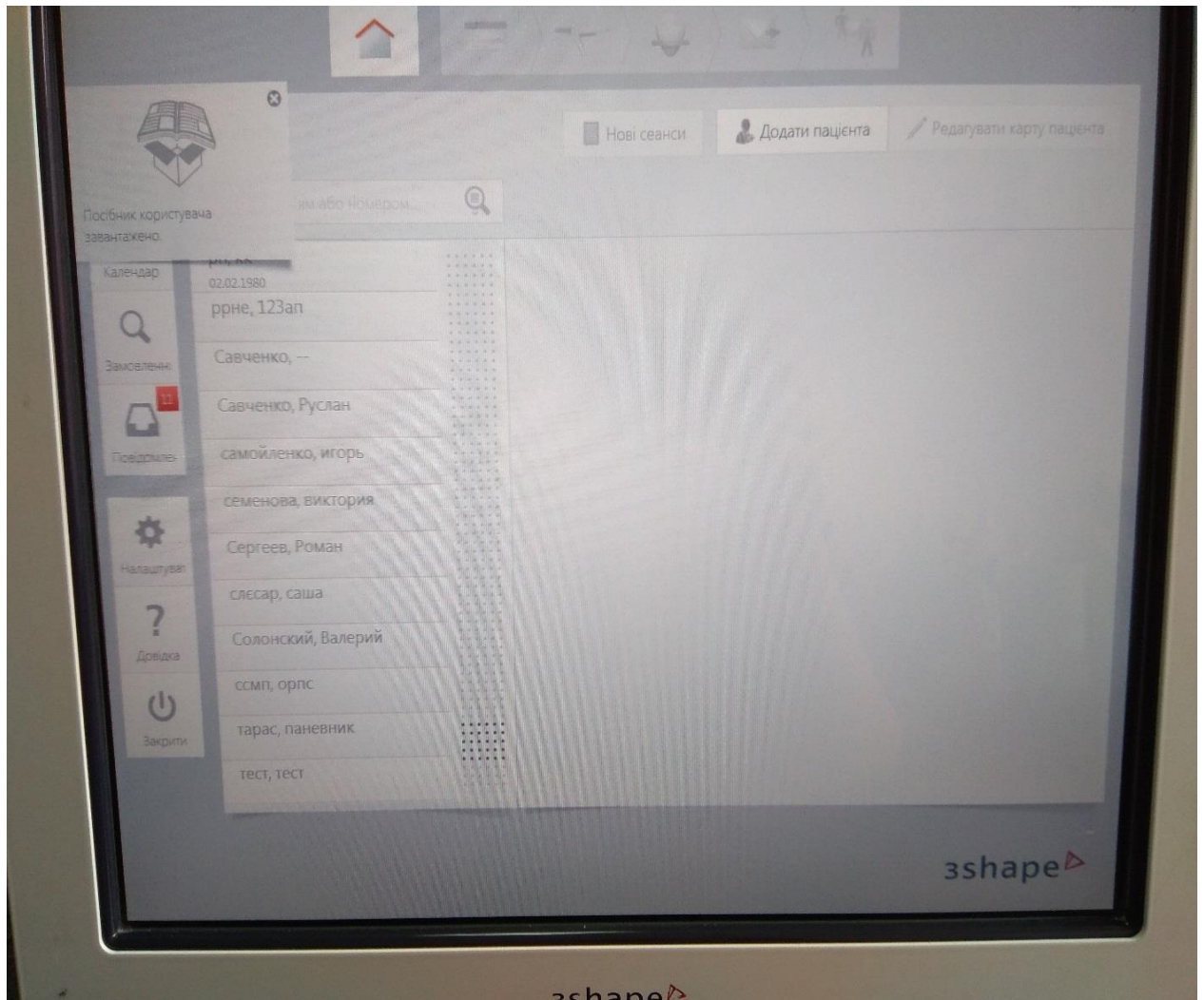


Рис. 2.3 Інтерфейс домашньої сторінки програми «Trios 2014-1»

Для виконання завдань для кожного пацієнта виконувалися наступні кроки:

У програмі «Trios 2014-1» відкривали закладку «Домашня сторінка», яка давала доступ до календаря із сеансами замовлення для вибраного дня, дозволяла пошук замовлень і налаштування TRIOS.

Наступним етапом було формування замовлення у відповідному вікні «Форма замовлення» (рис.2.4), яке відкриває форму замовлення, щоб створити замовлення та охарактеризувати його.

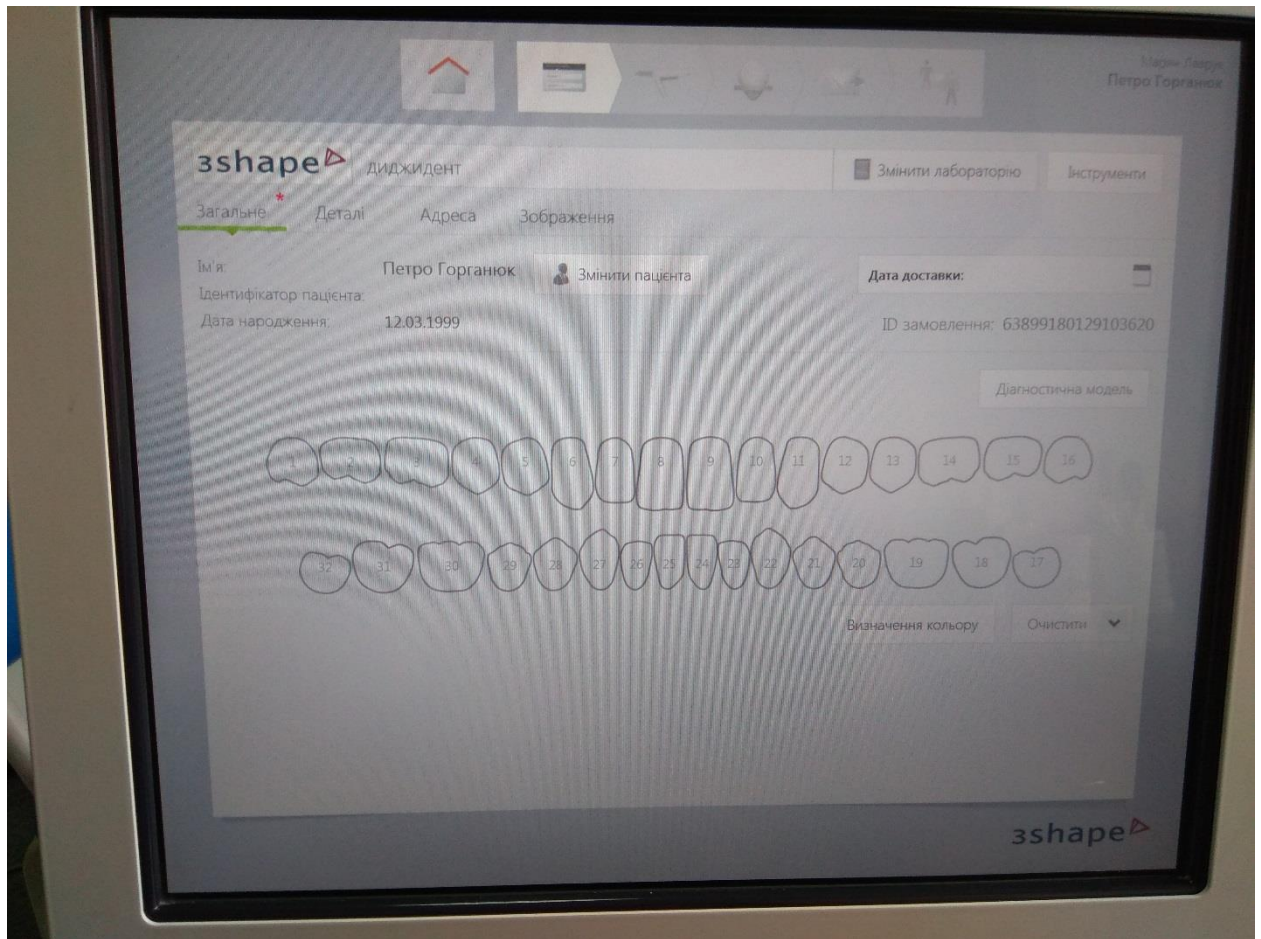


Рис.2.4 Інтерфейс заповнення карти пацієнта

Техніка виконання процедури включала наступні етапи - відкривали бланк замовлення, вибирали потрібну лабораторію, куди буде надісланий скан та шаблон, вводили загальні відомості про пацієнта (та інші дані, якщо такі були), вказували інформацію про доставку, за необхідності додавали фотографії пацієнта, вибирали деталі конструкції, необхідні зуби на карті та вказували тип роботи (коронка) (рис.2.5). Для якісного контакту із лабораторією прописували коментарі до кожного клінічного випадку.

Наступним етапом було безпосередньо сканування, яке має однойменну функцію у програмі та відкриває вікно сканування для цифрового відображення.

В подальшому виконувався процес сканування ділянок ротової порожнини за наступною схемою:

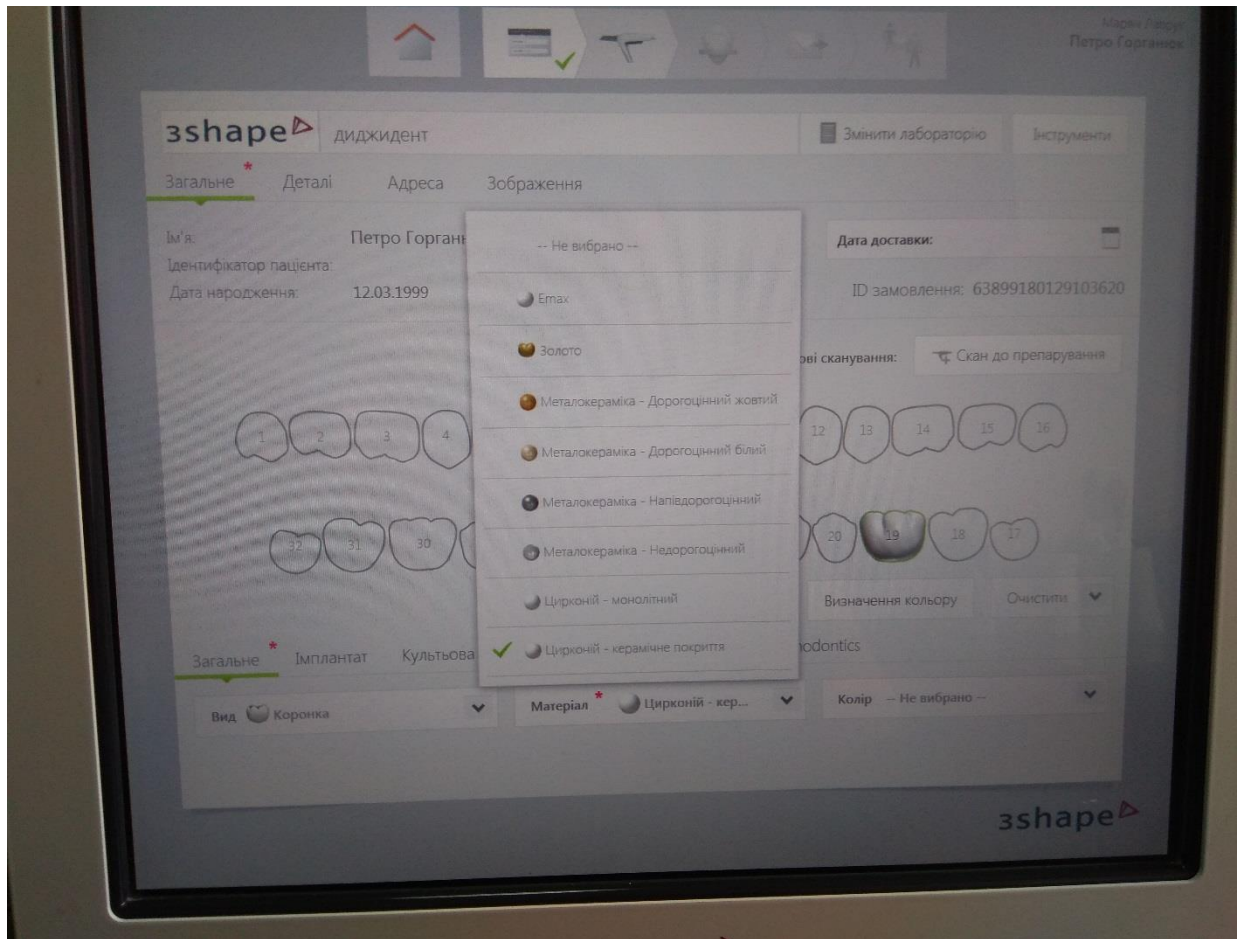


Рис.2.5 Інтерфейс етапу вибору ортопедичної конструкції

Крок 1. Розігрівали сканер;

Крок 2. Роз'яснювали пацієнту суть дослідження та готували пацієнта до сканування;

Крок 3. Наступним етапом була підготовка зуба до сканування, яка передбачала ретракцію ясен двома мотками ретракційної нитки (згідно рекомендацій виробника).

Крок 4. Безпосередньо перед початком роботи готували проводи Trios для забезпечення якісного та безпечного сканування, перевіряли надійність з'єднання елементів.

Крок 5. На панелі інструментів в програмному забезпеченні натискали кнопку «Сканувати», щоб перейти до сканування об'єкта. Вибирали потрібну для сканування потрібну кнопку: «Верхня щелепа», «Нижня щелепа», або «Окклюзія» (рис.2.6);

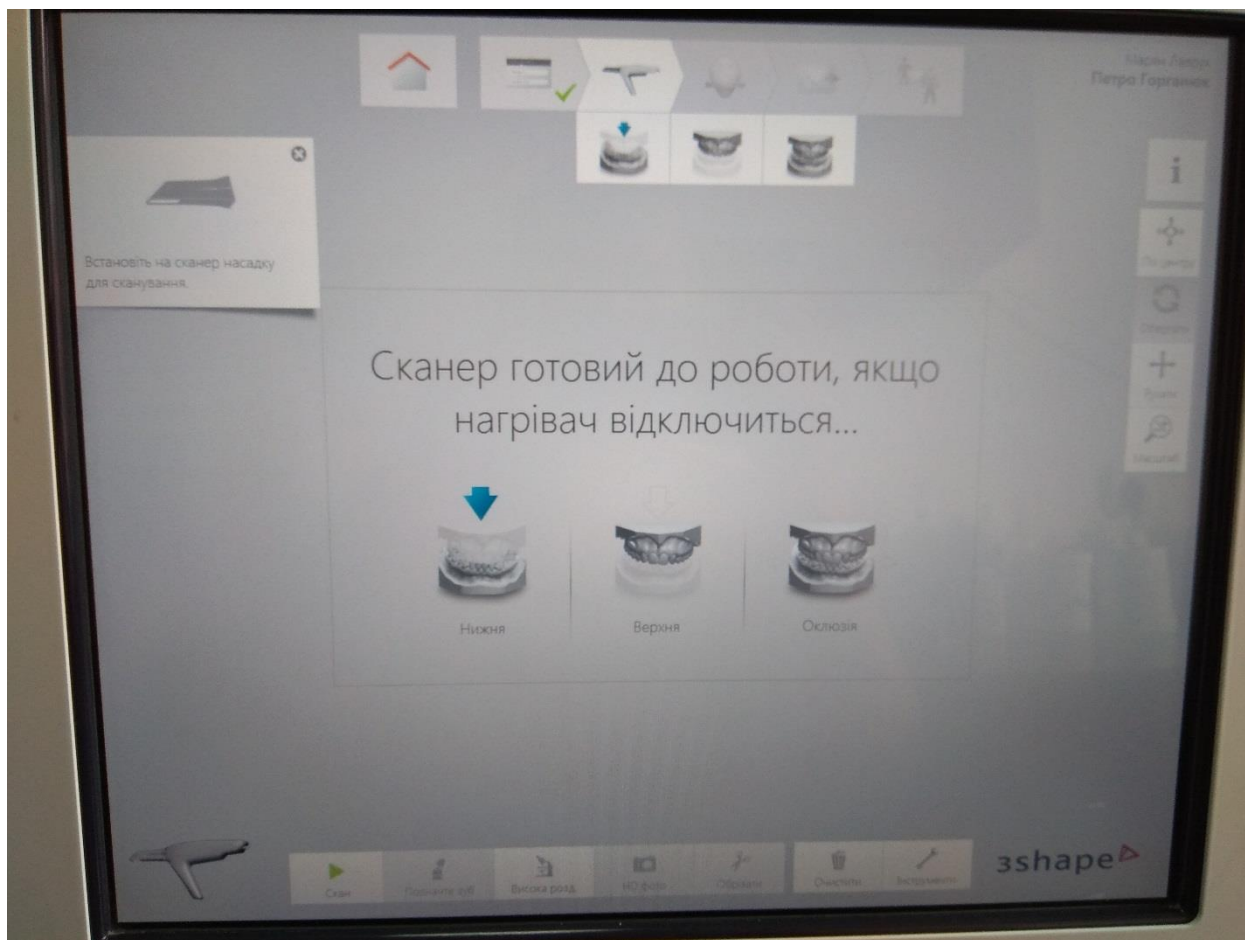


Рис.2.6 Інтерфейс підготовки до сканування

Крок 6. Після того, як кінчик сканера підігрівався до температури 37°C з метою усунення ризику помилки внаслідок запотівання дзеркальця на насадці, розпочинали сканування, вставивши наконечник сканера у рот пацієнта та вказавши відповідну точку на ділянці для сканування. Далі активували сканер натисканням кнопки «Сканування» активації сканера.

Крок 7. Поступово просували сканер по зубах, які потрібно сканувати, дотримуючись шляхів сканування, показаних у вікні "Стратегії сканування". Завдяки даній функції на екрані могла з'явитися підказка в ділянці того, чи іншого сканованого зуба з метою допомоги в більш якісному скануванні (рис. 2.7).

Крок 8. Після закінчення сканування першої ділянки на екрані з'являлося контактне вікно «Підготовка» в нижній частині екрана.



Рис. 2.7 Інтерфейс сканера

Меню складалося з кнопок із номерами, які характеризували відповідні зуби.

Крок 9: Сканування антагоністів проводилося ідентично, відповідно до кроків, описаних вище.

Крок 10: Останнім етапом було сканування оклюзії.

Параметр сканування оклюзії з'являвся на панелі інструментів у нижній частині екрана з спливаючим вікном, що відображалося як гід: сканування зімкнутих зубних рядів проводилося під час переміщення наконечника апарата за допомогою одного проходження сканера по поверхнях. Сканувалися усі поверхні досліджуваних зубів верхньої та нижньої щелеп.

Після закінчення сканування в програмі відкривали вікно «Аналіз» і з спеціальними інструментами для перевірки сканування зображення.

За необхідності використовували функції «Надіслати» та «3Shape Communicate» для обміну інформацією з зуботехнічною лабораторією на етапі зняття відбитків.

Кроки, які пов'язані із зуботехнічною лабораторією виконувалися виключно при першому скануванні для виготовлення ортопедичної конструкції. В подальшому вони були не потрібні, у зв'язку з відсутністю функціональної необхідності.

Середні значення протоколів виводилися в програмі Microsoft Excel 2010.

## **2.5. Методика електроміографічного дослідження**

У завдання нашого дослідження входило вивчення функціонального стану *m.masseter* та *m. temporalis* у осіб піддослідних груп з метою визначення ступеня реактивності і характеристики потенційного впливу зниження кількості оклюзійних контактів у досліджуваних пацієнтів. Програма обстеження біоелектричної активності жувальних м'язів проводилася на електроміографічному комплексі «Нейро-ЕМГ-Микро» (ООО «Нейрософт», Росія). Даний комплекс призначений для дослідження нервово-м'язової системи людини з допомогою реєстрації та аналізу електричних сигналів м'язів та нервів.

Принцип дії комплексу базований на реєстрації та вводі в персональний комп'ютер (ПК) електричних фізіологічних сигналів (біопотенціалів) із метою їх аналізу.

Біопотенціали ЕМГ посилюються підсилювачем каналів ЕМГ та уніфікуються по часу й рівню з допомогою аналого-цифрового перетворювача (АЦП) під керівництвом мікроконтролера МК1. Команди керівництва мікроконтролером МК1 поступають через пристрій гальванічної розв'язки від мікроконтролера МК3, відрахунки вхідного сигналу поступають в зворотному напрямку з блока АЦП в МК3.

Мікроконтролер МК1 керує коефіцієнтом прискорення й половою пропуску підсилювача каналів ЕМГ, використовується в процедурах калібрування й зміни електродних імпедансів, виконує внутрішні діагностичні операції.

Електроживлення модуля підсилювачів відбувається через гальванічно розв'язаний перетворювач постійної напруги ПН1, управління яким здійснює мікроконтролер МК3.

Гальванічно розв'язаний блок струменевого стимулятора складається з керівного мікроконтролера МК2, цифрово-аналогового перетворювача (ЦАП), формувача струменевого стимулятора (ФСС), АЦП. Мікроконтролер МК2 через блок ЦАП задає ФСС амплітуду та довжину імпульса. Блок АЦП вимірює величину реального струму через пацієнта і передає її в мікроконтролер МК2.

Мікроконтролер МК2 керується командами, які поступають через пристрій гальванічної розв'язки від мікроконтролера МК3. Інформація про реальну величину стимулу передається в зворотному напрямку.

Електроживлення модуля підсилювачів відбувається через гальванічно розв'язаний перетворювач постійної напруги ПН2, керування яким здійснює мікроконтролер МК4.

Блок живлення (БЖ) перетворює живлену напругу шини USB в потрібну для роботи МК4 напругу 3,3В.

Комплекс працює під керівництвом ПК типу IBM PC з мишкою, клавіатурою, принтером та операційною системою Windows.

Електронний блок з'єднується з розйомом USB персонального комп'ютера незнімним інтерфейсним кабелем.

Із допомогою ПК відбувається обробка фізіологічних сигналів, їх відображення на екрані монітора, представлення в різних видах після математичного аналізу, зберігання вихідних сигналів на жорсткому диску, формування результатів проведених досліджень і роздрукування їх на принтері.

У наших дослідженнях ми користувалися програмним забезпеченням «Нейро-МВП.Net» версія 2.4.51.0 від 25.07.2011.

Згідно методики проведення електроміографічного дослідження всі обстеження проводилися при температурі  $23^{\circ}\text{C} \pm 0,5^{\circ}\text{C}$  з 10 до 14 год.

Використовувалися наступні параметри настройки електроміографа.

На підготовчому етапі дослідження перевіряли робочий стан електроміографа, дезінфікували поверхневі електроди, готували смужки лейкопластиру, провідниковий гель та інші допоміжні засоби до роботи. Після цього пацієнт запрошувався до кабінету, де йому пропонували сісти в стоматологічне крісло в напівгоризонтальне положення, пацієнт інформувався про дане дослідження.

Далі змочували в теплій воді заземляючі електроди та фіксували їх на руках пацієнта, пальпували черевця *m. masseter*, обезжирювали шкіру пацієнта в ділянці черевця *m. masseter*, наносили провідниковий гель на їх поверхню коловими рухами. Фіксували шаблони до шкіри пацієнта та додатково закріплювали їх лейкопластирем.

Активний електрод, який позначений чорним кольором шнура, розміщувався на черевці м'яза, в той час, коли референтний електрод, помічений червоним кольором дроту, фіксували на спинку носа. Дана ділянка тіла є малорухомою, що забезпечує адекватні показники активного електрода, тобто досліджуваної ділянки з дотриманням правила фіксованої між електродної відстані.

Для виконання проб використовувалися поверхневі електроди з шириною пластин 5 мм.

Для нанесення гелю використовували пристрій, який складався з стандартного шприца об'ємом 5 мілілітрів та насадки для введення текучого композитного матеріалу. Гель наносився коловими рухами починаючи від основи електрода до його середини за годинниковою стрілкою, заповнюючи всю площу поверхневого електрода, забезпечуючи максимально рівномірний розподіл гелю на поверхні електрода.

Основний етап роботи включав у себе виконання ряду функціональних проб:

- 1) запис електроміограми протягом 3,5 сек у стані відносного фізіологічного спокою,
- 2) запис електроміограми протягом 3,5 сек максимального стиснення щелеп,
- 3) запис електроміограми протягом 3,5 сек максимального стиснення щелеп із стандартними ватними валиками довжиною 10 см,

Кожна проба виконувалася тричі. При аналізі брався до уваги середній показник із трьох аналогічних проб.

Враховуючи те, що електронеуроміограф «Нейро-ЕМГ-Микро» є двоканальним, після закінчення дослідження жувальних м'язів електроди перекладалися на передні пучки скроневих м'язів та проводилося аналогічне дослідження м. Temporalis із перервою 5 хвилин для відпочинку пацієнта.

Біоелектричну активність жувальних м'язів досліджували за схемою – одночасно в симетричних м'язах обох сторін.

Великий розмір і віддаленість від м'язової тканини поверхневого електроду дозволяє реєструвати з його допомогою сумарну біоелектричну активність м'язів. ЕМГ, яка є інтерференцією потенціалів дії багатьох сотень м'язових волокон.

У дослідженнях використовували стандартні відведення.

Електроміографічне обстеження особам контрольної групи проводилося в стані спокою, максимального ізометричного скорочення жувальних м'язів, при стисканні ватних валиків.

Пацієнтам, яким було виготовлено ортопедичні конструкції, проведено ЕМГ дослідження жувальних м'язів проводилося в стані спокою, максимального стиснення жувальних м'язів, при стисканні ватних валиків до початку лікування, після фіксації протеза в ротовій порожнині після фіксації протезів та через 1, 3, 6 місяців після лікування.

Аналіз обстеження включав у себе створення автоматичного розширеного протоколу дослідження в програмі «Нейро-МВП» з подальшим аналізом максимальних амплітуд м'язів (мкВ) згідно наступних методів.

Метод функціональних проб поверхневої електроміографії базується на реєстрації та аналізі біопотенціалів жувальних м'язів у стані фізіологічного спокою та при максимальних навантаженнях на жувальні та скроневі м'язи (максимальне стиснення щелеп).

Метод дозволяє об'єктивно характеризувати стан жувальних м'язів при їхніх максимальних навантаженнях без харчових подразників та в стані фізіологічного спокою. Метод визначення середньостатистичного значення роботи жувальних та скроневих м'язів, базується на виведенні середньостатистичного показника максимальних амплітуд правих та лівих власне жувальних та скроневих м'язів у стані фізіологічного спокою, та стиснення щелеп.

Метод дозволяє виявити ознаки перебудови міорефлексів у ранні та пізні терміни після проведення лікування при незначних об'ємах деформації.

Індексна оцінка стану жувальних та скроневих м'язів по Ferrario, базується на математичному обчисленні індексів максимальних амплітуд жувальних м'язів при їхньому максимальному напруженні (стискуванні щелеп без та з прикусними ватними валиками).

Метод дозволяє у відсотковому співвідношенні виявити баланс розподілу навантаження на жувальні м'язи, ефективність їх роботи, домінування однієї зі сторін при навантаженнях, симетричність роботи жувальних м'язів.

Можливість комп'ютерного аналізу значно розширює використання електроміографії як методу функціональної діагностики й контролю лікування.

Середні значення протоколів виводилися в програмі Microsoft Excel 2007.

Для автоматизованого розрахунку результатів дослідження жувальних проб, а також обчислення індексної оцінки за Ферраріо та середнього сумарного значення показників ЕМГ нами використовувалася спеціальна комп'ютерна програма «DiagnosticDocExtractor». Вона написана з використанням технології «.Net» фірми «Microsoft» та запускається з допомогою «.NET Framework 3.5», дозволяє автоматично в файлі «Word» проводити розрахунок середніх значень максимальних амплітуд. Водночас, у даній програмі створена функція блокування введення в протокол так званих «зайвих даних», які є обов'язковими в формуванні стандартного протоколу в «Нейро-МВП».

Інтерфейс програми складається з функціональних клавiш «відкрити», з допомогою, якої відкривається вихідний документ, «застосувати зміни» - команда, яка забезпечує обчислення, «призначення» - вибір місця розташування файлу зі змінами під ідентичною назвою з вихідним файлом та додатковим розширенням перед назвою «MOD\_».

Програма складається із двох частин, які послідовно виконують задані алгоритмові функції.

На першому етапі програма аналізує кількість електроміограм у вихідному документі, видаляє зі структури документа ряд таблиць, які не використовуються в даному дослідженні – «Амплітуда ПДЕ», «полифазия ПДЕ», «длительность ПДЕ», «паттерн» та «интерпритация», а замість розширеної таблиці «турно-амплитудный анализ» виводиться таблиця із обчисленими середніми величинами максимальних амплітуд кожної проби окремо: «канал 1», що відповідає показникам м'язів правої сторони обличчя пацієнта та «канал 2», які відповідають показникам м'язів лівої сторони обличчя пацієнта.

На другому етапі програма автоматично проводить визначення середніх значень із кожних трьох послідовних проб, проводиться обчислення індексної оцінки по Ферраріо показників  $(MVC/RMC)*100$ , ТС, РОС та на основі попередніх розрахунків проводиться визначення середнього

сумарного значення роботи жувальних та скроневих м'язів у кожній жувальній пробі, та виводяться ці дані, а також хід обчислення у вигляді таблиць на останній аркуш протокола.

На останньому етапі «DiagnosticDocExtractor» оформляє виправлений документ, аналізує можливість виникнення похибок, при їх виявленні – вказує місце, де зафіксована помилка у вихідному документі та зберігає виправлений документ у вигляді файла Microsoft Word 97-2003 (.doc).

Таким чином, аналіз електроміограм скорочував час роботи та мінімізував можливість виникнення помилки.

## 2.6. Статистичні методи дослідження

Для обробки отриманих результатів дослідження сформовано базу даних на основі Microsoft Excel, де матеріали групувались за контингентами вивчення (можна розшифрувати, які групи були). Усі статистичні розрахунки проводилися за допомогою вбудованих ліцензійних пакетів аналізу даних та описової статистики в програмах Microsoft Excel 2017 та Statistica 8.0.

Усі отримані в дослідженні кількісні дані спочатку перевірили на тип їх розподілу за методом Колмогорова-Смирнова і Лільєфорса. Оскільки абсолютна більшість цих даних відповідала нормальному закону Гауса, для описання центральної тенденції обрано стандартна похибка ( $M \pm m$ ), а для оцінки достовірності відмінностей отриманих результатів і перевірки нульової гіпотези – параметричний t-тест (критерій Стьюдента) для залежних чи незалежних вибірок [25].

Похибку відносної величини розраховували за формулою:

$$m = \sqrt{\frac{p(1-p)}{n}},$$

де  $m$  – середня похибка відносної величини;

$p$  – імовірність ознаки в сукупності (якщо  $p$  у %, то в чисельнику 100- $p$ ),

$n$  – величина вибірки

Статистична обробка категорійних (якісних) даних проводилась шляхом розрахунку частоти поширення чинників на 100 обстежених та стандартної похибки для відносних величин ( $\pm m$ ), а перевірка достовірності різниці даних у групах порівняння здійснювалась шляхом розрахунку критерія відповідності  $\chi^2$ .

Різницю між порівнювальними групами вважали статистично доведеною, якщо обчислений показник достовірності ( $p$ ) при порівнянні з вибраним рівнем значимості ( $\alpha=0,05$ ) не перевищував його або був рівний із ним за величиною, тобто виконувалася умова  $p \leq 0,05$ .

### РОЗДІЛ 3

## ТЕХНОЛОГІЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ВДОСКОНАЛЕНИХ НЕЗНІМНИХ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ

Вдосконалений незнімний зубний протез є комбінованою зубною коронкою, каркас якої виготовлений з диоксиду циркону, та облицьований керамікою.

Широко відома комбінована зубна коронка, що містить металевий каркас з нанесеним на нього облицювальним керамічним шаром, яка охоплює культю повністю до шийки зуба [посібник по ортопедичній стоматології під ред. В.м. Копейкіна. - медицина, 1993. - с. 160]. Також відома комбінована зубна коронка, що містить металевий каркас з нанесеним на нього облицювальним керамічним шаром, причому облицювальний керамічний шар має на оклюзійній поверхні заглиблення в місцях контакту із зубом-антагоністом, які заповнені пластмасою [патент № 35767а, а61с 5/08, бюл. № 3, 2001]. Однак ці відомі конструкції мають високий ступінь стирання зубів-антагоністів та схильність до сколів і є недовговічними. Найбільш близьким аналогом є комбінований мостоподібний протез, що виконаний у вигляді суцільнолитого металевого каркаса з нанесеним на нього облицювальним керамічним шаром, в якому в місцях міжоклюзійного контакту з зубами-антагоністами поверхня протеза є металевою, облицювальний керамічний шар розміщений на фронтальній групі зубів, а бокова група покрита шаром з пластмаси [патент № 39019, а61с 13/007, бюл. № 4, 2001]. Проте така конструкція комбінованих зубних протезів також має високий ступінь стирання зубів-антагоністів, схильність до сколів і є недовговічною, що обмежує її використання. в основу корисної моделі поставлено задачу створити надійну конструкцію незнімного зубного протеза з повною анатомією оклюзійної поверхні з диоксиду циркону шляхом комбінаційного поєднання в конструкції новітніх конструкційних матеріалів з заданими високими міцнісними і формоутворюючими технологічними

властивостями забезпечити максимальну ефективність і довговічність конструкції незнімного протеза, що має властивості зменшення стирання зубів-антагоністів та високі естетичні характеристики. поставлена задача вирішується тим, що, згідно з корисною моделлю, каркас та оклюзійна поверхня незнімного зубного протеза виготовлені з диоксиду циркону з повною анатомією оклюзійної поверхні, а всі інші поверхні облицьовуються керамікою, що має високі естетичні характеристики. Завдяки виготовленню каркасу зубного протеза та оклюзійної поверхні з повною анатомією з диоксиду циркону, який має високі трибологічні, біологічні та фізико-механічні характеристики, досягається, особливо в ділянках підвищеного навантаження, якісніше, у порівнянні з прототипом, та триваліше функціонування незнімних конструкцій, а із використанням кераміки для облицювання всіх інших поверхонь забезпечується високий естетичний ефект ортопедичної конструкції.

Технологія виготовлення вдосконалених незнімних естетичних ортопедичних конструкцій складається із загальноприйнятих клініко-лабораторних етапів виготовлення диоксидцирконієвого протеза із керамічним облицюванням [78].

На клінічному етапі виготовлення запропонованої конструкції є те, що для неї характерне незначне препарування твердих тканин зубів у порівнянні з іншими видами конструкцій зубних протезів. Необхідна товщина зняття твердих тканин зубів на оклюзійній поверхні при виготовленні конструкції з керамічним облицюванням складає 1,4 мм, тоді як при препаруванні кукси зуба під запроповану конструкцію вимагає всього 0,4 мм. Також відсутня необхідність пришліфовування передчасних контактів у зв'язку з високою точністю виготовлення оклюзійної поверхні, оскільки оклюзійна поверхня моделюється в спеціалізованому програмному середовищі з урахуванням точкових контактів із зубами-антагоністами.

Відмінними є два лабораторні етапи: моделювання воскової композиції конструкції та етап завершальної обробки протеза.

Для виготовлення данного виду ортопедичної конструкції використовували диоксид циркону “Prettau” («Zirconzahn», Німеччина), який характеризується високими показниками міцності на згин (1000 Мпа), високими естетичними характеристиками, високими трибологічними характеристиками. Згідно даних виробника даний вид матеріалу може використовуватися без облицювального матеріалу, що не знижує його технічні характеристики.

З метою облицювання використовували керамічну масу Biodenta (Biodenta AG, Швейцарія), яка володіє високими технічними, біологічними та естетичними показниками.

Дана конструкція виготовлялася на моляри нижньої щелепи всім пацієнтам груп 1, 2 та 3. У всіх випадках виготовлялися одиночні коронки. Також показанням до застосування даної конструкції можуть виступати більші за протяжністю дефекти зубних рядів, адже дана конструкція поєднує високі функціональні та естетичні характеристики.

Відмінним є моделювання та фрезерування диоксидцирконієвого каркасу в лабораторії.

Суть вдосконалення конструкції полягала в тому, що після обстеження порожнини рота та підготовки кукси зуба під естетичну конструкцію отримували цифровий відбиток порожнини рота за допомогою інтраорального сканера.

У подальшому, за допомогою ліцензованого програмного забезпечення (базуючись на цифрових заготовках повноцінного відтворення оклюзійних співвідношень, які знаходяться в закладці «Library») моделювався каркас конструкції з повним моделюванням оклюзійної поверхні (рис. 3.1).

Відмодельовану віртуальну конструкцію фрезерували на фрезерному станку з диоксиду циркону “Prettau” («Zirconzahn», Німеччина).

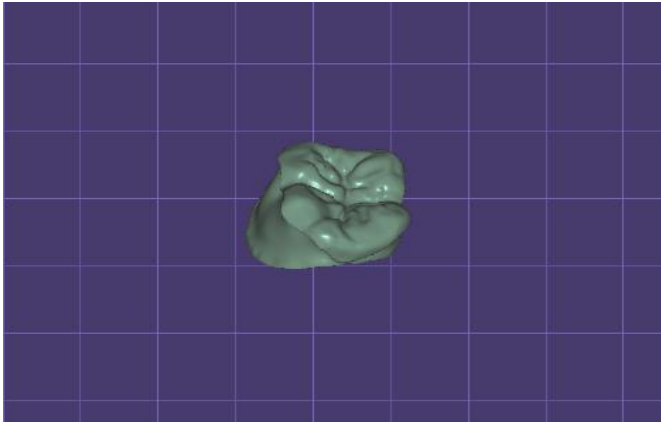


Рис.3.1 Змодельований каркас штучної коронки.

Виготовлення цирконієвого каркасу відбувалося у фрезерному апараті із заготовки. Фрезами, без участі техника, вирізалася форма каркасу з повним відтворенням анатомічної поверхні зуба (рис. 3.2).



Рис. 3.2 Каркас штучної коронки на моделі.

Після цього каркас поміщався у піч SIRONA INFIRE HTC SPEED, проводилося спікання каркаса за температури 1500° С на протязі 12 годин.

Наступним етапом було облицювання каркасу керамічною масою Biodenta з метою надання конструкції високих естетичних характеристик (рис. 3.3, 3.4).



Рис. 3.3. Готова штучна коронка.

Особливу увагу звертали на естетичний аспект виготовлення даного протеза, який полягав у наданні максимально природного вигляду конструкції за допомогою барвників у ділянці оклюзійної поверхні.



Рис. 3.4. Готова штучна коронка

Останнім лабораторним етапом було глазурування конструкції протеза. У клініці ортопедичної стоматології протези фіксувалися на цемент подвійного затвердіння Panavia SA (Kuraray, Японія).

За 6 місяців спостереження за пацієнтами, розцементування конструкції та інших ускладнень після виготовлення удосконаленого незнімного протеза, не спостерігалось.

Матеріал розділу опублікований в таких наукових працях [183, 78]:

**Biben A. V.** Clinical Effectivness of Using Aesthetic Fixed Prosthetic Appliances with Combined Occlusal Surface / Biben A. V., Ozhogan Z.R.// Галицький лікарський вісник. – 2017. – Т. 24, № 2. – С. 32-34.

Пат. № 117533 України на корисну модель, МПК А61С 5/00, А61С 13/00. Комбінований незнімний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з диоксиду циркону / З. Р. Ожоган, **А. В. Бібен**, В. З. Обідняк – № u 2017 01063; заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017; бюл. №12..

## РОЗДІЛ 4

### РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ СТАНУ ОКЛЮЗІЙНИХ ПОВЕРХОНЬ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ ПРИ ВЗАЄМОДІЇ РІЗНИХ ТИПІВ МАТЕРІАЛІВ

Проведене експериментальне дослідження в лабораторних умовах трьох зразків матеріалів, які використовуються у клініці ортопедичної стоматології на визначення густини (г/см<sup>3</sup>), границі міцності на згин (МПа), часу зношування (С) та швидкості зношування (мм<sup>3</sup>/с), відносної зносостійкості (%) продемонстрували значну варіабельність показників кожного із представлених матеріалів (табл. 4.1).

Таблиця 4.1

Результати трибологічних випробувань конструкційних матеріалів

Випробуваний матеріал	Густина, г/см <sup>3</sup>	Границя міцності на згин, МПа	Час зношування, С	Швидкість зношування, мм <sup>3</sup> /с	Відносна зносостійкість, %
Пластмаса акрилова (Синма-М)	1,25	40	82	$2,02 \cdot 10^{-4}$	9,7
Кераміка польовошпатна (Duceram Plus)	1,9	160	220	$8,09 \cdot 10^{-5}$	26,2
Диоксид циркону (Prettau)	6,05	1000	840	$2,98 \cdot 10^{-5}$	100

За результатами експериментальних досліджень встановлено, що диоксид циркону, маючи високі фізико-механічні характеристики, хороші показники мікрорельєфу поверхні демонструє найвищі показники зносостійкості.

Проведене нами дослідження демонструє вплив таких фізико-механічних характеристик як густина, границя міцності на згин, пористість матеріалу на трибологічні характеристики матеріалу.

Час зношування зразка - це час, який необхідний для стирання 0,052 мм матеріалу зразка. Після цього відбувається контакт щупа з робочою поверхнею контрзразка, в результаті чого відбувається проходження струму через електронне реле, розмикання контактів, та зупинка роботи пристрою.

Для унаочнення результатів експерименту ми взяли відносну зносостійкість диоксиду циркону за 100 %, і порівнювали інші матеріали з ним.

Густина диоксид циркону “Prettau” становить  $6,05 \text{ г/см}^3$ , що забезпечує високе наповнення матеріалу, а також практично повну відсутність пор (за умови дотримання всіх технологічних вимог).

Границя міцності диоксид циркону “Prettau” становить 1000 Мпа що в 25 разів більше ніж аналогічний показник пластмаси “Синма-М”, та в 6,25 разів більше ніж в “Duceram Plus”.

Різниця показника міцності також відіграє важливу роль у формуванні трибологічної характеристики матеріалу. Час зношування зразка з диоксиду циркону становить 840 с.

Відносна зносостійкість диоксиду циркону більш ніж у 10 разів перевершує пластмасу і в 4 рази перевершує польовошпатну кераміку.

Густина кераміки, хоч і ненабагато, але вища ніж в акрилової пластмаси, що також позначається на результатах експерименту. Треба також враховувати, що стоматологічний фарфор складається з кварцового скла, яке модифіковане вкрапленнями, такими, як  $\text{CaO}$ ,  $\text{K}^2\text{O}$ ,  $\text{Na}^2\text{O}$ ,  $\text{B}^2\text{O}_3$ , і  $\text{Al}^2\text{O}^3$ . З них утворюються оксиди, лейцитові кристали ( $\text{K}^2\text{O} \cdot \text{Al}^2\text{O}^3 \cdot 4\text{SiO}^2$ ), що слугують для поліпшення механічних властивостей і контролю коефіцієнту теплового розширення кераміки. Матеріали для металокерамічних реставрацій містять від 15 до 25% за обсягом лейцитів в якості основної кристалічної фази. Кристалічна фаза забезпечує вищу стійкість до зношування польовошпатної кераміки, в нашому випадку це в 2,7 рази.

Відносна зносостійкість “Duceram Plus” становить  $26,2 \pm 7,88 \%$ . Крім перерахованих факторів, наведених вище, варто також враховувати ще одну

особливість кераміки: кінцевим етапом виготовлення металокерамічного протезу є глазурування кераміки, але, через 12-18 місяців шар глазури зникає, оголюючи нижні шари кераміки, шорсткість яких набагато вища [145]. Відповідно, після зникнення глазурувального шару пришвидшується і швидкість стирання кераміки. Диоксид циркону не має цієї проблеми оскільки він однорідний по всій товщині. Час зношування зразка з польовошпатної кераміки становить 220 с.

Пластмаса “Синма-М”, має найменшу густину, відповідно і структура її є найменш наповненою. Крім того, загальновідомо, що пластмаси мають високопористу структуру, що негативно впливає на всі фізико-механічні властивості матеріалу, в тому числі і на трибометричні.

Значну увагу потребує розташування пори, якщо вона поверхнева, і гострими краями відкривається назовні, тоді при ковзних рухах ці гострі краї спричиняють значно швидше стирання як самого матеріалу так і оклюзійної поверхні антагоніста [147]. Час зношування зразка з пластмаси становить 84 с.

У результаті отримали такі дані: відносна зносостійкість пластмаси “Синма-М” становить всього 9,7 % що пояснюється перерахованими вище факторами.

Проведене дослідження доводить важливу роль правильного вибору матеріалів для облицювання оклюзійних поверхонь. Фізико-хімічні характеристики матеріалів, а саме стійкість до стирання, відіграють значну роль для тривалого функціонування зубних протезів, та фізіологічної роботи пародонтомускулярного апарату.

Так, в експерименті, найнижчі параметри продемонструвала пластмаса Синма-М, найвищі – кераміка на основі диоксид циркону Prettau.

Також, варто звернути увагу на те, що остання володіє значно вищими, у порівнянні навіть із польовошпатною керамікою, характеристиками – 6,05 проти 1,9 (г/см<sup>3</sup>) – густина, границя міцності на згин – 1000 та 160 МПа відповідно та ін.

Враховуючи швидкість зношування між пластмасою та діоксидом циркону, яка є на порядок вищою в останнього, що характеризується різним ступенем часу стирання, а також аналізуючи всі інші показники виникла необхідність клінічного обґрунтування доцільності використання даних матеріалів одночасно на зубах-антагоністах та наукового обґрунтування потенційних ризиків для лікаря та пацієнтів при використанні таких поєднань матеріалів та можливості прогнозування терміну служби таких конструкцій та визначення можливих термінів заміни конструкцій та юридичного захисту лікаря-стоматолога.

Опис експерименту та результати дослідження стану оклюзійних поверхонь ортопедичних конструкцій опубліковано в статті [7] та матеріалах науково-практичної конференції з міжнародною участю [31,108]:

1. Трибологічне випробовування стоматологічних естетичних конструкційних матеріалів / А. В. Бібен, З.Р. Ожоган // Вісник стоматології.- 2018.- Т. 29, №3.- С. 41-46.

2. Експериментальне дослідження стирання зразків з різних ортопедичних конструкційних матеріалів в парах-антагоністах. Ожоган З.Р., Бібен А.В. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю “Інноваційні технології в сучасній стоматології”; 2015 бер. 19-21; Івано-Франківськ. 2015.с 24

3. Спосіб випробовування матеріалів на тертя та зношування та пристрій для його реалізації. Ожоган З.Р., Бібен А.В. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю “Інноваційні технології в сучасній стоматології”; 2018 бер. 22-24; Івано-Франківськ. 2018.с 16

Також опубліковано патенти, що описують пристрій для випробовування матеріалів на тертя та зношування, та спосіб випробовування матеріалів на тертя та зношування [75,76] :

1. Пат. № 123215 України на корисну модель, МПК G01N 3/56. Спосіб випробовування матеріалів на тертя і зношування. **Бібен А.В.,**

Ожоган З.Р., Бурда М.Й., Бурда Ю.М. № у 201800249; заявл. 09.01.2018 ; опубл. 25.05.2018 ; бюл. № 10.

2. Пат. № 1252914 України на корисну модель, МПК G01N 3/56. Пристрій для випробовування матеріалів на тертя і зношування. **Бібен А.В.**, Ожоган З.Р., Бурда М.Й., Бурда Ю.М./ № у 201800250; заявл. 09.01.2018; опубл. 25.05.2018; бюл. №10.

**РОЗДІЛ 5**  
**ОЦІНКА ЕФЕКТИВНОСТІ ПОЄДНАННЯ**  
**ВИСОКОЕСТЕТИЧНИХ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ НА**  
**ОСНОВІ ДИОКСИДУ ЦИРКОНУ З ІНШИМИ МАТЕРІАЛАМИ В**  
**КЛІНІЦІ ОРТОПЕДИЧНОЇ СТОМАТОЛОГІЇ**

**5.1. Результати індексної оцінки стану опорних зубів в ранні та віддалені терміни після лікування.**

Для детальної оцінки стану пародонта та гігієнічного стану порожнини рота у всіх обстежуваних пацієнтів було проведено визначення наявності зубного нальоту та каменю за допомогою спрощеного індексу гігієни порожнини рота Грін-Вермільйона (oral hygiene index-simplified) ступеня активності запального процесу за допомогою визначення проби Шіллера-Писарева, поширеності запального процесу за допомогою визначення йодного числа Свракова, тяжкості гінгівіту, наявності пародонтальних кишень, рухливості зубів, ступеню деструкції кісткової тканини за допомогою пародонтального індексу Рассела (рі), запалення (гінгівіту) та деструкції тканин пародонта за допомогою пародонтального індексу Рамфйорда (ір).

Дослідження було виконане до препарування зубів, на наступний день після проведеного ортопедичного лікування, через 1, 3 та 6 місяців після фіксації конструкцій.

Проводячи аналіз індексної оцінки стану тканин пародонта, як важливого елемента впливу ортопедичних конструкцій на порожнину рота слід зауважити, що як в контрольній так і в основних групах враховуючи попереднє терапевтичне лікування перед проведенням ортопедичного етапу показники, зазвичай, були в межах норм.

У даній ситуації, щоправда, варто виокремити наявність вірогідної різниці даних у порівнянні із контрольною групою, дані основних груп при визначенні індексу Грін-Вермільйона та індексу Рамфйорда.

Що може свідчити про необхідність постійного дотримання пацієнтами адекватної гігієни порожнини рота. Враховуючи відсутність таких даних при вивченні показників інших індексів дане пояснення є правильним.

Результати дослідження наявності зубного нальоту та каменю за допомогою спрощеного індексу гігієни порожнини рота Грін-Вермільйона (Oral Hygiene Index-Simplified, OHI-S), в різні періоди лікування наведені у таблиці 5.1.

Таблиця 5.1

Результати дослідження наявності зубних нальоту та каменю за допомогою спрощеного індексу гігієни порожнини рота Грін-Вермільйона (Oral Hygiene Index-Simplified, OHI-S, в різні періоди лікування, бали ( $M \pm m$ ))

Групи пацієнтів	До лікування	Наступний день	Через 1 місяць	Через 3 місяці	Через 6 місяців
Група 1	$1,37 \pm 0,06^*$	$2,35 \pm 0,09^*$	$0,93 \pm 0,05^*$	$1,09 \pm 0,08^*$	$1,66 \pm 0,09^*$
Група 2	$1,28 \pm 0,04^*$	$2,41 \pm 0,07^*$	$0,65 \pm 0,04$	$0,73 \pm 0,07$	$0,59 \pm 0,08$
Група 3	$1,22 \pm 0,03^*$	$2,37 \pm 0,05^*$	$0,72 \pm 0,05$	$0,64 \pm 0,09$	$0,54 \pm 0,06$
Контрольна група	$0,43 \pm 0,03$	$0,43 \pm 0,03$	$0,43 \pm 0,03$	$0,43 \pm 0,03$	$0,43 \pm 0,03$

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до контрольної групи  $p < 0,05$

Як бачимо з результатів дослідження, перед початком ортопедичного етапу задовільний рівень гігієни порожнини рота спостерігався у всіх групах – група 1 – ( $1,37 \pm 0,06$ ) балу ( $p < 0,05$ ), група 2 – ( $1,28 \pm 0,04$ ) балу ( $p < 0,05$ ), група 3 – ( $1,22 \pm 0,04$ ) балу ( $p < 0,05$ ).

У числовому значенні дещо менший показник спостерігався у групі 3, що може бути зумовлено виключно суб'єктивними факторами. Однак, наявність достовірної вірогідності різниці даних свідчило про порушення

діяльності зубощелепної системи, яка вимагає корекції зі сторони ортопедичного лікування зокрема.

Дані, отримані на наступний день після фіксації ортопедичної конструкції, власне як і при визначенні інших індексів свідчили про погіршення стану індексу гігієни, включно до зростання достовірності вірогідності різниці даних від ( $p < 0,05$ ) до ( $p < 0,01$ ).

Однак, уже через місяць дані вирівнялися у всіх трьох групах і практично дорівнювали нормі – група 1 – ( $0,93 \pm 0,05$ ) балу ( $p < 0,05$ ), група 2 – ( $0,65 \pm 0,04$ ) балу ( $p > 0,05$ ), група 3 – ( $0,72 \pm 0,05$ ) балу ( $p > 0,05$ ).

В подальшому спостерігалось подальше підвищення рівня гігієни у пацієнтів груп 2 та 3, тобто тих, яким виготовлялися керамічні конструкції. Дещо кращими показниками відзначалися показники групи 3 – ( $0,54 \pm 0,06$ ) балу ( $p > 0,05$ ).

Це засвідчило позитивний вплив кераміки на тканини пародонта та підтвердило те, що виготовлені удосконаленим методом конструкції не поступаються класичним конструкціям на основі диоксиду циркону та явно переважають метало-керамічні протези.

Показники групи 1 через 3, а особливо через 6 місяців ( $1,66 \pm 0,09$ ) балу ( $p < 0,05$ ) після фіксації конструкції в ротовій порожнині свідчать про негативний вплив металопластмасових ортопедичних конструкцій на гігієну порожнини рота.

Тому їхнє поєднання з удосконаленими протезами на основі диоксиду циркону є недоцільне, адже за рахунок перших погіршується гігієна порожнини рота і, як наслідок, є ризик скорочення терміну служби сучасних дорого вартісних ортопедичних конструкцій.

Результати дослідження активності запального процесу за допомогою визначення проби Шіллера-Писарєва в різні періоди лікування наведені у таблиці 5.2.

Таблиця 5.2

Результати вивчення ступеня активності запального процесу за допомогою визначення проби Шіллера-Писарева в різні періоди лікування, бали ( $M \pm m$ )

Групи пацієнтів	До лікування	Наступний день	Через 1 місяць	Через 3 місяці	Через 6 місяців
Група 1	$1,06 \pm 0,09$	$1,24 \pm 0,09$	$1,58 \pm 0,08^*$	$1,37 \pm 0,08$	$1,53 \pm 0,09$
Група 2	$0,95 \pm 0,08$	$1,62 \pm 0,11^*$	$1,22 \pm 0,08$	$0,94 \pm 0,07$	$0,91 \pm 0,07$
Група 3	$1,11 \pm 0,09$	$1,53 \pm 0,09^*$	$0,93 \pm 0,07^*$	$0,89 \pm 0,07$	$0,85 \pm 0,07$
Контрольна група	$0,81 \pm 0,07$	$0,81 \pm 0,07$	$0,81 \pm 0,07$	$0,81 \pm 0,07$	$0,81 \pm 0,07$

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до контрольної групи  $p < 0,05$

Дане дослідження є цікавим з практичної точки зору тим, що незважаючи на загалом задовільний стан гігієни у всіх групах пацієнтів, ступінь активності запального процесу до лікування був дещо вищим у групах, яким планувалося виготовлення керамічних протезів. Можливо, саме тому на перший день після фіксації ортопедичних конструкцій найменшим запаленням характеризувалися пацієнти групи 1 ( $1,24 \pm 0,09$ ) балу ( $p > 0,05$ ).

Також варто звернути увагу, що через місяць найкращі показники та відсутність достовірної вірогідності різниці даних характеризувала групу 2 - ( $1,24 \pm 0,09$ ) балу ( $p > 0,05$ ).

Однак, подальше спостереження підтвердило висновки, зроблені на основі даних попереднього індексу – через 3 та 6 місяців, яке характеризувалося розвитком слабкого запалення та наявністю достовірної вірогідності різниці даних у порівнянні із контрольною групою ( $p < 0,05$ ).

Водночас показники груп 2 та 3 через 6 місяців були максимально наближені до аналогічних контрольної групи – група 2 – ( $0,91 \pm 0,07$ ) балу ( $p > 0,05$ ), група 3 – ( $0,85 \pm 0,07$ ) балу ( $p > 0,05$ ). У цих групах не спостерігали

ознак запалення, що свідчить зокрема про позитивні наслідки ортопедичного лікування.

Дані по поширеності запального процесу за допомогою визначення йодного числа Свракова в різні періоди лікування наведені у таблиці 5.3.

Таблиця 5.3.

Результати дослідження поширеності запального процесу за допомогою визначення йодного числа Свракова в різні періоди лікування, бали ( $M \pm m$ )

Групи пацієнтів	До лікування	Наступний день	Через 1 Місяць	Через 3 місяці	Через 6 місяців
Група 1	1,83±0,09	2,51±0,09*	2,12±0,04*	2,39±0,07*	2,43±0,09*
Група 2	1,72±0,08	2,61±0,07*	1,65±0,09*	1,2±0,05	1,28±0,08
Група 3	1,61±0,07	2,83±0,05*	1,69±0,08*	1,23±0,04	1,16±0,06
Контрольна група	1,19±0,08	1,19±0,06	1,19±0,07	1,19±0,06	1,19±0,07

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до контрольної групи  $p < 0,05$ .

Виходячи з результатів даного дослідження, доцільно вказати на збережену тенденцію динаміки змін показників індексної оцінки стану пародонта.

Доцільно виокремити те, що достовірна різниця вірогідності даних, погіршення у віддалених термінах після проведеного лікування, показників групи 1 від (1,83±0,09) балу ( $p < 0,05$ ) до (2,43±0,09) балу ( $p > 0,05$ ) через 6 місяців свідчить про суб'єктивні відчуття пацієнтів та, можливо, небажання проводити достатню гігієну порожнини рота, адже локально в ділянці, що була запротезована, показники були кращі.

Також, доцільно відзначити те, що у всіх трьох групах через 1 місяць після проведеного лікування спостерігалася достовірна вірогідність різниці даних, що ще раз засвідчує суб'єктивний чинник дотримання пацієнтами адекватної гігієни порожнини рота в домашніх умовах.

Ступінь тяжкості гінгівіту, наявності пародонтальних кишень, рухливості зубів, ступеню деструкції кісткової тканини за допомогою пародонтального індексу Рассела (PI) в різні періоди лікування висвітлені у таблиці 5.4.

Таблиця 5.4.

Результати дослідження тяжкості гінгівіту, наявності пародонтальних кишень, рухливості зубів, ступеню деструкції кісткової тканини за допомогою пародонтального індексу Рассела (PI) в різні періоди лікування, бали ( $M \pm m$ )

Групи пацієнтів	До лікування	Наступний день	Через 1 місяць	Через 3 місяці	Через 6 місяців
Група 1	$0,38 \pm 0,04$	$1,6 \pm 0,08^*$	$0,47 \pm 0,06$	$0,71 \pm 0,06$	$0,82 \pm 0,07^*$
Група 2	$0,43 \pm 0,05$	$1,24 \pm 0,06^*$	$0,43 \pm 0,04$	$0,42 \pm 0,05$	$0,48 \pm 0,05$
Група 3	$0,52 \pm 0,06$	$1,51 \pm 0,07^*$	$0,38 \pm 0,05$	$0,37 \pm 0,08$	$0,31 \pm 0,04$
Контрольна група	$0,24 \pm 0,03$	$0,24 \pm 0,03$	$0,24 \pm 0,03$	$0,24 \pm 0,03$	$0,24 \pm 0,03$

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до контрольної групи  $p < 0,05$ .

Тут доцільно відзначити, що тільки на наступний день після фіксації ортопедичної конструкції спостерігалось незначне відхилення від норми індексу у пацієнтів групи 1 ( $1,6 \pm 0,07$ ) балу ( $p < 0,05$ ).

Також появу достовірної вірогідності різниці даних у пацієнтів цієї ж групи через 6 місяців після лікування.

Дане дослідження вкотре підтверджує негативний вплив пластмаси на тканини пародонта.

Одним із досліджень було вивчення запалення (гінгівіт) та деструкції тканин пародонта за допомогою пародонтального індексу Рамфйорда (IP) в різні періоди лікування, які представлені у таблиці 5.5.

Таблиця 5.5.

Результати дослідження запалення (гінгівіт) та деструкції тканин пародонта за допомогою пародонтального індексу Рамфйорда (IP) в різні періоди лікування, бали ( $M \pm m$ )

Групи пацієнтів	До лікування	Наступний день	Через 1 місяць	Через 3 місяці	Через 6 місяців
Група 1	$1,52 \pm 0,06^*$	$2,23 \pm 0,11^*$	$1,47 \pm 0,06^*$	$1,6 \pm 0,07^*$	$1,86 \pm 0,04^*$
Група 2	$1,47 \pm 0,08^*$	$2,37 \pm 0,1^*$	$1,16 \pm 0,04$	$0,88 \pm 0,04$	$0,84 \pm 0,06$
Група 3	$1,49 \pm 0,07^*$	$2,45 \pm 0,09^*$	$1,17 \pm 0,07$	$0,83 \pm 0,06$	$0,81 \pm 0,08$
Контрольна група	$0,83 \pm 0,05$	$0,83 \pm 0,08$	$0,83 \pm 0,08$	$0,83 \pm 0,08$	$0,83 \pm 0,05$

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до контрольної групи  $p < 0,05$ .

Дане дослідження підтвердило показники попередніх.

Варто відзначити наявність гінгівіту середнього ступеня важкості у пацієнтів всіх груп на наступний день після проведеного лікування, що засвідчує про незначну показовість перевірки лікування на наступний день після фіксації конструкції.

Також відмітимо те, що уже через 3 місяці після проведеного лікування показники груп 2 та 3 дорівнювали даним контрольної групи – ( $0,88 \pm 0,05$ ) балу ( $p > 0,05$ ) та ( $0,83 \pm 0,05$ ) балу ( $p > 0,05$ ) відповідно у порівнянні із контрольною групою – ( $0,83 \pm 0,08$ ) балу.

З проведеного дослідження можна зробити висновки про те, що ортопедичні конструкції мають вплив на стан гігієни ротової порожнини. Поєднання металокерамічних протезів та конструкцій на основі диоксиду циркону із удосконаленими естетичними протезами є допустимими та не чинять негативного впливу на ротову порожнину. Проте доцільніше використовувати конструкції на основі диоксиду циркону, так як числові

показники незначно кращі у пацієнтів, яким були виготовлені саме такі конструкції.

Запропонована нами конструкція протеза не чинить негативного впливу на тканини навколо зуба та стан гігієни ротової порожнини загалом.

## **5.2. Характеристика змін площі оклюзійних контактів першого моляра нижньої щелепи та зубів-антагоністів**

З метою поглибленого та уніфікованого вивчення взаємодії різного роду матеріалів та їхнього впливу на оклюзійні контакти між зубами-антагоністами спочатку було вивчено дані оклюзійних поверхонь інтактних 36 та 46 в осіб контрольної групи.

Встановлено, що середня площа оклюзійних контактів у даній групі становила для 36 зуба —  $(7,35 \pm 2,17)$  мм<sup>2</sup>, для 46 зуба —  $(7,42 \pm 2,54)$  мм<sup>2</sup>, що збігається із даними літератури для 36 зуба —  $(7,05 \pm 2,21)$  мм<sup>2</sup> ( $p > 0,05$ ), для 46 зуба —  $(7,62 \pm 1,98)$  мм<sup>2</sup> ( $p > 0,05$ ) відповідно. Проводячи статистичний аналіз даних літератури та власних досліджень не встановлено достовірної вірогідності різниці даних, тому за показник норми взято середнє значення проведених нами досліджень між 36 і 46, що становило  $(7,39 \pm 2,33)$  мм<sup>2</sup>.

Для повноцінного дослідження та можливості прогнозування вивчалася зміна показників оклюзійних контактів зубів, на які виготовлялися ортопедичні конструкції та кожного із горбків нижнього моляра.

Вивчалися оклюзійні контакти щічномедіального, щічнодистального, дистального, язиковомедіального та язиководистального горбків.

Адже, виходячи із даних літератури при відтворенні коронки першого нижнього моляра враховували, що оклюзійна поверхня даного зуба є асиметричною та має 5 горбків. На щічній половині жувальної поверхні наявні щічномедіальний, щічнодистальний та дистальний горбки, розділені двома змикальними щілинами: вестибулярною (між щічнодистальним і щічномедіальним горбками) і вестибулярнодистальними фігурами. На

язиковій половині жувальної поверхні коронки розміщуються два горбки: язиковомедіальний та язиководистальний, розділені язиковою борозенкою. У центрі жувальної поверхні всі перераховані горбки мають трикутну форму.

На основі проведеного дослідження встановлено зміну показників, представлену в таблиці 5.6

Таблиця 5.6

Показники динаміки збільшення площі оклюзійних контактів перших молярів, на які були виготовлені удосконалені високоестетичні конструкції, мм<sup>2</sup>

	Показники після фіксації конструкції	Показники через 1 місяць	Показники через 3 місяці	Показники через 6 місяців
Група 1 (n=30)	7,68±2,3	8,02 ±2,73	10,09 ± 1,12*	10,25 ± 3,85*
Група 2 (n=35)	7,63±2,22	7,75 ±2,39	9,39 ± 1,19*	9,88 ± 3,11*
Група 3 (n=32)	7.55±2.13	7,57±2,16	7,58±2,16	7,58±2,16
Контрольна група (n=30)	7,39±2,33	7,39±2,33	7,39±2,33	7,39±2,33

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до показників після фіксації ортопедичної конструкції  $p < 0,05$

У відсотковому співвідношенні у групі 1 спостерігалось збільшення площі оклюзійних контактів 36 чи 46 із зубами-антагоністами вже через 1 місяць після фіксації конструкції на  $(4,43 \pm 3,18) \%$  ( $p \geq 0,05$ ) та через 3 та 6 місяців збільшення площі контактів із достовірною вірогідністю різниці даних у порівнянні із площею, зафіксованою після фіксації ортопедичної конструкції на  $(31,38 \pm 8,45) \%$  ( $p < 0,05$ ) та  $(45,31 \pm 9,20) \%$  ( $p < 0,01$ ) відповідно.

Схожа ситуація спостерігалася у групі 2, де через 1 місяць після фіксації конструкції спостерігали збільшення площі контактів на  $(1,57 \pm 0,75) \%$

( $p \geq 0,05$ ), а через 3 та 6 місяців збільшення площі контактів із достовірною вірогідністю різниці даних у порівнянні із площею, зафіксованою після фіксації ортопедичної конструкції на  $(23,07 \pm 7,57) \%$  ( $p < 0,05$ ) та  $(35,65 \pm 8,66) \%$  ( $p < 0,05$ ).

Незважаючи на значне збільшення площі контактів, виражене абсолютними числами та наявності достовірної вірогідності різниці даних середнє відхилення дозволяє припускати, що у порівнянні між собою дані після 3 та 6 місяців після фіксації конструкції знаходяться у межах допустимої статистичної похибки а процес збільшення площі контактів внаслідок стирання поверхонь у дані часові проміжки не становить загрози порушення цілісності облицювальних матеріалів чи порушенні функції зубних рядів.

У групі 3 всі показники практично не змінювалися за весь період спостереження.

В процесі лікування ми виявили відсутність достовірної вірогідності різниці даних та перебували у межах статистичної похибки у відсотковому співвідношенні.

Це було виражено такими показниками: збільшення площі контактів із зубами-антагоністами через 1 місяць після фіксації конструкції склало  $(0,26 \pm 0,09) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 та 6 місяців -  $(0,4 \pm 0,16) \%$  ( $p \geq 0,05$ ).

Ці дані дозволяють стверджувати, що запропонована методика виготовлення ортопедичної конструкції є цілком біосумісна і надійна при поєднанні із ортопедичними конструкціями на основі діоксиду циркону, виготовлених за традиційною методикою.

З метою визначення зон комфорту та ділянок ризику проведене дослідження та вивчення розподілу площі оклюзійних контактів на ділянку контакту кожного із 5 горбиків першого моляра.

Обстеження проводили по відношенню до їхніх антагоністів у абсолютному та відсотковому співвідношенні.

У таблиці 5.7 наведені дані збільшення площі контактів щічномедіального горбика досліджуваних зубів.

Таблиця 5.7

Показники динаміки зміни площі оклюзійних контактів щічномедіального горбика перших молярів, на які були виготовлені удосконалені високоестетичні конструкції, мм<sup>2</sup>

	Після фіксації конструкції	Через 1 місяць	Через 3 місяці	Через 6 місяців
Група 1 (n=30)	1,78±0,23	1,92 ±0,3	2,41 ±0,54*	2,72 ±0,34*
Група 2 (n=35)	1,76±0,22	1,83 ± 0,28	2,24 ± 0,28*	2,42 ±0,31*
Група 3 (n=32)	1.75±0,21	1,75±0,25	1,78±0,25	1,78±0,25
Контрольна група (n=30)	1,69±0,19	1,69±0,19	1,69±0,19	1,69±0,19

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до показників після фіксації ортопедичної конструкції  $p < 0,05$

Результати дослідження пацієнтів групи 1 продемонстрували, що у відсотковому співвідношенні через місяць після фіксації ортопедичної конструкції площа контактів в ділянці щічномедіального горбика зросла на  $(7,87 \pm 4,38) \% (p \geq 0,05)$ , через 3 місяці на  $(35,39 \pm 8,44) \% (p < 0,05)$ , а через 6 місяців на  $(52,81 \pm 8,84) \% (p < 0,05)$ .

У групі 2 динаміка змін була наступною: через 1 місяць після фіксації конструкції спостерігалось збільшення площі оклюзійних контактів на  $(3,98 \pm 3,18) \% (p \geq 0,05)$ , через 3 місяці на  $(27,27 \pm 8,22) \% (p < 0,05)$ , а через 6 місяців на  $(37,50 \pm 8,80) \% (p < 0,05)$ .

У групі 3 змін практично не спостерігалось. Тільки через 3 місяці після проведеного лікування площа оклюзійних контактів зросла на  $(1,71 \pm 0,78) \%$  ( $p \geq 0,05$ ).

Результати дослідження в ділянці щічнодистального горбика перших молярів нижньої щелепи наведені у таблиці 5.8.

Таблиця 5.8

Показники динаміки зміни площі оклюзійних контактів щічнодистального горбика перших молярів, на які були виготовлені удосконалені високоестетичні конструкції, мм<sup>2</sup>

	Після фіксації конструкції	Через 1 місяць	Через 3 місяці	Через 6 місяців
Група 1 (n=30)	$1,74 \pm 0,22$	$1,80 \pm 0,24$	$2,32 \pm 0,45^*$	$2,63 \pm 0,53^*$
Група 2 (n=35)	$1,73 \pm 0,22$	$1,79 \pm 0,23$	$2,19 \pm 0,25^*$	$2,26 \pm 0,42^*$
Група 3 (n=32)	$1,77 \pm 0,24$	$1,77 \pm 0,24$	$1,78 \pm 0,23$	$1,78 \pm 0,23$
Контрольна група (n=30)	$1,68 \pm 0,19$	$1,68 \pm 0,19$	$1,68 \pm 0,19$	$1,68 \pm 0,19$

Примітка: \* - достовірність вірогідності різниці до показників після фіксації ортопедичної конструкції  $p < 0,05$

Тенденцію, продемонстровану в ділянці щічномедіального горбика продемонстрували дані ділянки щічнодистального горбика.

Результати дослідження пацієнтів групи 1 продемонстрували збільшення площі оклюзійних контактів ділянці щічнодистального горбка через місяць після фіксації ортопедичної конструкції на  $(3,45 \pm 3,18) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 місяці на  $(33,3 \pm 8,18) \%$  ( $p < 0,05$ ), а через 6 місяців на  $(51,15 \pm 8,83) \%$  ( $p < 0,05$ ).

У групі 2 динаміка змін була наступною: через 1 місяць після фіксації конструкції спостерігалось збільшення площі оклюзійних контактів на  $(3,47 \pm 3,27) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 місяці на  $(26,59 \pm 8,10) \%$  ( $p < 0,05$ ), а через 6

місяців на  $(30,64 \pm 8,12) \%$  ( $p < 0,05$ ). У групі 3 змін практично не спостерігалось. Тільки через 3 місяці після проведеного лікування площа оклюзійних контактів зросла на  $(0,56 \pm 0,21) \%$  ( $p \geq 0,05$ ). Найменшим за навантаженням є дистальний горбик, на який припадає найменша площа оклюзійних контактів. Дані показники наведені у таблиці 5.9.

Таблиця 5.9

Динаміка зміни площі оклюзійних контактів дистального горбика перших молярів, на які були виготовлені удосконалені вискоестетичні конструкції, мм<sup>2</sup>

	Після фіксації конструкції	Через 1 місяць	Через 3 місяці	Через 6 місяців
Група 1 (n=30)	0,51±0,08	0,49±0,05	0,54 ±0,04	0,58 ±0,05*
Група 2 (n=35)	0,53±0,06	0,55± 0,07	0,52± 0,05	0,55 ±0,07
Група 3 (n=32)	0,47±0,04	0,48±0,06	0,49±0,06	0,49±0,06
Контрольна група (n=30)	0,45±0,03	0,45±0,04	0,45±0,03	0,45±0,08

Примітка: \* - достовірність вірогідності різниці до показників після фіксації ортопедичної конструкції  $p < 0,05$

Незважаючи, на найзначнішу динаміку змін, враховуючи, малі числові значення, характерні для даної ділянки, показники цього горбка не є показовими. Однак, наявність достовірної вірогідності різниці даних у пацієнтів групи 1 через 6 місяців після проведення дослідження дозволяють стверджувати несумісність поєднання удосконаленої ортопедичної конструкції з металопластмасовими незнімними протезами.

Більш показовим є відсоткове співвідношення даних, яке у групі 1 через місяць після фіксації ортопедичної конструкції дорівнювало  $(3,92 \pm 3,38) \%$  ( $p \geq 0,05$ ) зростання площі контактів, через 3 місяці -  $(5,88 \pm 4,16) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), а через 6 місяців на  $(13,73 \pm 6,12) \%$  ( $p < 0,05$ ). У групі 2 динаміка змін була

наступною: через 1 місяць після фіксації конструкції спостерігалось збільшення площі оклюзійних контактів на  $(3,77 \pm 2,98) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 місяці на  $(1,87 \pm 1,10) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), а через 6 місяців на  $(3,77 \pm 2,98) \%$  ( $p \geq 0,05$ ). Таким чином, Незважаючи на зниження показників через 3 місяці у порівнянні з даними через 1 місяць після фіксації конструкції, дані знаходяться в межах статистичної похибки і не можуть розглядатися в даному випадку як порушення цілісності чи функції контакту. Те ж стосується даних групи 3, у якій через місяць після фіксації ортопедичної конструкції площа контактів зросла на  $(2,13 \pm 1,54) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 місяці на  $(4,26 \pm 3,67) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), а через 6 місяців на  $(4,25 \pm 3,67) \%$  ( $p \geq 0,05$ ) у порівнянні із показниками, отриманими після фіксації конструкції.

На язикові горбки, в даному дослідженні, припадала менша площа контактів, однак в даному випадку збереглася тенденція зміни динаміки площі контактів, характерна для щічних горбиків. Дані дослідження язиковомедіального горбика наведені у таблиці 5.10

Таблиця 5.10

Показники динаміки зміни площі оклюзійних контактів  
язиковомедіального горбика перших молярів, на які були виготовлені  
удосконалені високоестетичні конструкції, мм<sup>2</sup>

	Після фіксації конструкції	Через 1 місяць	Через 3 місяці	Через 6 місяців
Група 1 (n=30)	$1,84 \pm 0,19$	$1,84 \pm 0,21$	$2,35 \pm 0,26^*$	$2,64 \pm 0,27^*$
Група 2 (n=35)	$1,82 \pm 0,20$	$1,88 \pm 0,22$	$2,20 \pm 0,27^*$	$2,38 \pm 0,26^*$
Група 3 (n=32)	$1,83 \pm 0,18$	$1,87 \pm 0,18$	$1,86 \pm 0,23$	$1,86 \pm 0,23$
Контрольна група (n=30)	$1,81 \pm 0,2$	$1,81 \pm 0,16$	$1,81 \pm 0,19$	$1,81 \pm 0,2$

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до показників після фіксації ортопедичної конструкції  $p < 0,05$

Незважаючи на відсутність зміни площі контактів у пацієнтів групи 1 через 1 місяць після проведеного лікування, що очевидно пояснюється особливостями рухів нижньої щелепи, в подальшому спостерігалось збільшення площі оклюзійних контактів, яка через 3 місяці збільшилася на  $(27,72 \pm 4,16) \%$  ( $p < 0,05$ ), а через 6 місяців на  $(43,48 \pm 8,94) \%$  ( $p < 0,05$ ). У групі 2 динаміка змін була наступною: через 1 місяць після фіксації конструкції спостерігалось збільшення площі оклюзійних контактів на  $(2,19 \pm 1,54) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 місяці на  $(20,89 \pm 5,24) \%$  ( $p < 0,05$ ), а через 6 місяців на  $(30,82 \pm 6,04) \%$  ( $p < 0,05$ ). У пацієнтів групи 3 збільшення площі контактів було найнижчим та в межах статистичної похибки – через 1 місяць після фіксації конструкції –  $(3,28 \pm 2,22) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 та 6 місяців –  $(3,82 \pm 3,08) \%$  ( $p \geq 0,05$ ).

Дані дослідження язиководистального горбика представлені в таблиці 5.11

Таблиця 5.11

Показники динаміки зміни площі оклюзійних контактів  
язиководистального горбика перших молярів, на які були виготовлені  
удосконалені високоестетичні конструкції, мм<sup>2</sup>

	Після фіксації конструкції	Через 1 місяць	Через 3 місяці	Через 6 місяців
Група 1 (n=30)	$1,88 \pm 0,27$	$1,92 \pm 0,26$	$2,42 \pm 0,26^*$	$2,71 \pm 0,22^*$
Група 2 (n=35)	$1,80 \pm 0,23$	$1,86 \pm 0,25$	$2,21 \pm 0,21$	$2,45 \pm 0,23^*$
Група 3 (n=32)	$1,78 \pm 0,21$	$1,78 \pm 0,21$	$1,79 \pm 0,24$	$1,79 \pm 0,24$
Контрольна група (n=30)	$1,83 \pm 0,23$	$1,83 \pm 0,23$	$1,83 \pm 0,23$	$1,83 \pm 0,25$

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до показників після фіксації ортопедичної конструкції  $p < 0,05$

У відсотковому співвідношенні дані вивчення язиководистального горбика були наступні: спостерігалось збільшення оклюзійних поверхонь перших молярів нижньої щелепи із зубами-антагоністами у пацієнтів групи 1 через місяць після фіксації ортопедичної конструкції на  $(2,13 \pm 1,24) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 місяці на  $(28,72 \pm 5,42) \%$  ( $p < 0,05$ ), а через 6 місяців на  $(44,15 \pm 7,63) \%$  ( $p < 0,05$ ).

У групі 2 динаміка змін була наступною: через 1 місяць після фіксації конструкції спостерігалось збільшення площі оклюзійних контактів на  $(3,33 \pm 2,88) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 місяці на  $(22,78 \pm 5,42) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), а через 6 місяців на  $(36,11 \pm 6,41) \%$  ( $p < 0,05$ ).

У пацієнтів групи 3 були такі дані: через місяць після фіксації ортопедичної конструкції площа контактів не зросла, через 3 місяці зросла на  $(0,56 \pm 0,08) \%$  ( $p \geq 0,05$ ). Подальших змін у пацієнтів даної групи не спостерігалось.

Таким чином, із проведеного дослідження можна стверджувати, що всі оклюзійні поверхні ортопедичних конструкцій, контактуючи між собою мають здатність стиратися на протязі певного відрізка часу.

Встановлено, що найбільша площа стирання є при взаємодії металопластмасової конструкції та удосконаленої ортопедичної конструкцій на основі диоксиду циркону.

Найменший відсоток стирання поверхонь був характерний при поєднанні удосконаленої високо естетичної коронки та конструкції на основі диоксиду циркону, виготовленого за класичною методикою.

Вивчаючи співвідношення горбків перших молярів нижньої щелепи встановлено, що найбільше навантаження та найбільший відсоток збільшення площі контактів характерний для щічномедіального горбика, найменший – для дистального.

Порівнюючи щічні та язикові горбики, встановлено, що менше навантаження лежить на язикових горбках, тому під час препарування опорних зубів та виготовлення даної конструкції доцільно враховувати ці

дані та при необхідності – виконати незначне додаткове препарування опорних зубів, чи зішліфовування горбків на зубах-антагоністах.

### **5.3. Електроміографічна характеристика змін міостатичних рефлексів *m. masseter* та *m. temporalis* у пацієнтів, яким було проведене ортопедичне лікування з допомогою високоестетичних конструкцій на основі диоксиду циркону**

За даними В. Шукліна та співавторів [130], мінімальне порушення первинного стану та втрати оклюзійної поверхні, чи порушення цілісності коронки зуба внаслідок каріозного процесу веде до зміни показників поверхневої електроміографії. Оцінку показників поверхневих електроміограм *m.masseter* та *m.temporalis* розпочинали з аналізу динаміки змін у стані відносного фізіологічного спокою (табл. 5.12, рис. 5.1, 5.2).

Для порівняння використовували середні дані показників двох симетричних (правого та лівого) *m. masseter* та *m. temporalis* при виконанні функціональної проби осіб контрольної групи.

Згідно даних деяких авторів різниця даних роботи даних м'язів перебуває у межах статистичної похибки та практично не залежить від статі та форми обличчя пацієнтів.

Показники *m.masseter* контрольної групи склали  $(32,67 \pm 1,92)$  мкВ. До лікування показники на стороні, на якій мало проводитися лікування дані були такі: у групі 1  $(36,23 \pm 1,18)$  мкВ, у групі 2 –  $(37,02 \pm 1,94)$  мкВ та у групі 3 –  $(35,63 \pm 1,19)$  мкВ.

З протилежної дефекту сторони, спостерігали дещо нижчі показники максимальних амплітуд з відсутністю вірогідної різниці даних у порівнянні з показниками осіб контрольної групи.

Для порівняння використовували середні дані показників двох симетричних (правого та лівого) *m. masseter* та *m. temporalis* при виконанні функціональної проби осіб контрольної групи.

Таблиця 5.12

**Динаміка змін показників поверхневих електроміограм musculus  
masseter (мкВ) у стані відносного фізіологічного спокою**

Термін лікування	Сторона m.masseter	Групи пацієнтів							
		1 група (n=16)		2 група (n=15)		3 група (n=14)		Контр.група (n=17)	
		показник	M± m	показник	M± m	показник	M± m	показник	M± m
до лікування	з конструкцією	36,23*	1,18	37,02**	1,94	35,63*	1,19	32,67	1,92
	інтактна	35,27*	1,64	35,46*	1,68	34,29	1,32	32,67	1,92
через 1 міс. після лікування	з конструкцією	35,86*	1,57	35,97*	1,64	35,69*	1,37	32,67	1,92
	інтактна	34,98*	1,19	35,19*	1,48	35,17*	1,49	32,67	1,92
через 3 міс. після лікування	з конструкцією	36,23*	0,36	34,13	1,23	33,83	1,28	32,67	1,92
	інтактна	33,18	1,47	34,38	1,28	34,06	1,13	32,67	1,92
через 6 міс. після лікування	з конструкцією	38,04**	2,11	34,36*	2,76	31,78	0,8	32,67	1,92
	інтактна	30,85	0,53	32,22	0,58	32,74	0,92	32,67	1,92

Примітка: \* - достовірність вірогідності різниці до показників після фіксації ортопедичної конструкції  $p<0,05$ ;

Згідно досліджень деяких авторів різниця роботи даних м'язів перебуває у межах статистичної похибки та практично не залежить від статі та форми обличчя пацієнтів.

Показники m.masseter контрольної групи склали  $(32,67\pm1,92)$  мкВ. До лікування показники на стороні, на якій мало проводитися лікування дані були такі: у групі 1  $(36,23\pm1,18)$  мкВ, у групі 2 –  $(37,02\pm1,94)$  мкВ та у групі 3 –  $(35,63\pm1,19)$  мкВ.

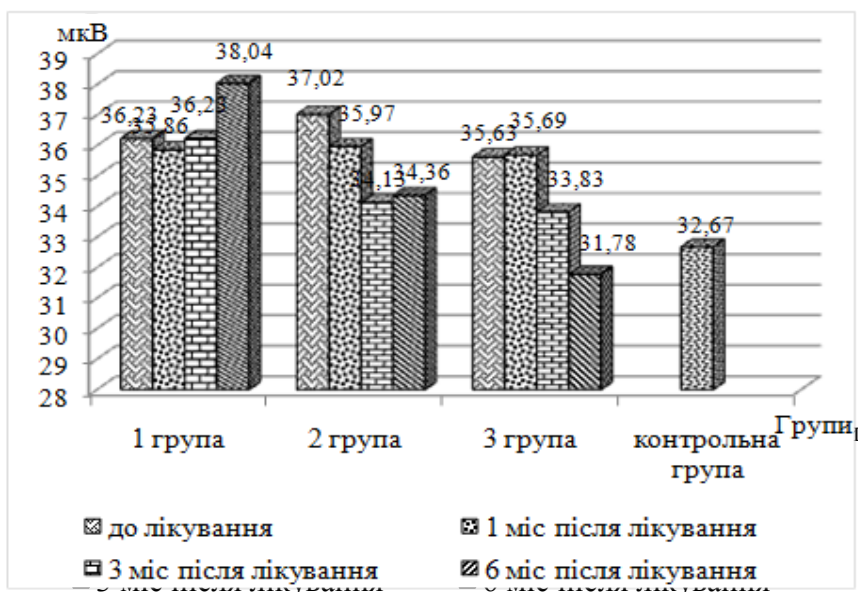


Рис. 5.1. Динаміка змін показників поверхневих електроміограм musculus masseter (мкВ) в стані відносного фізіологічного спокою (робоча сторона)

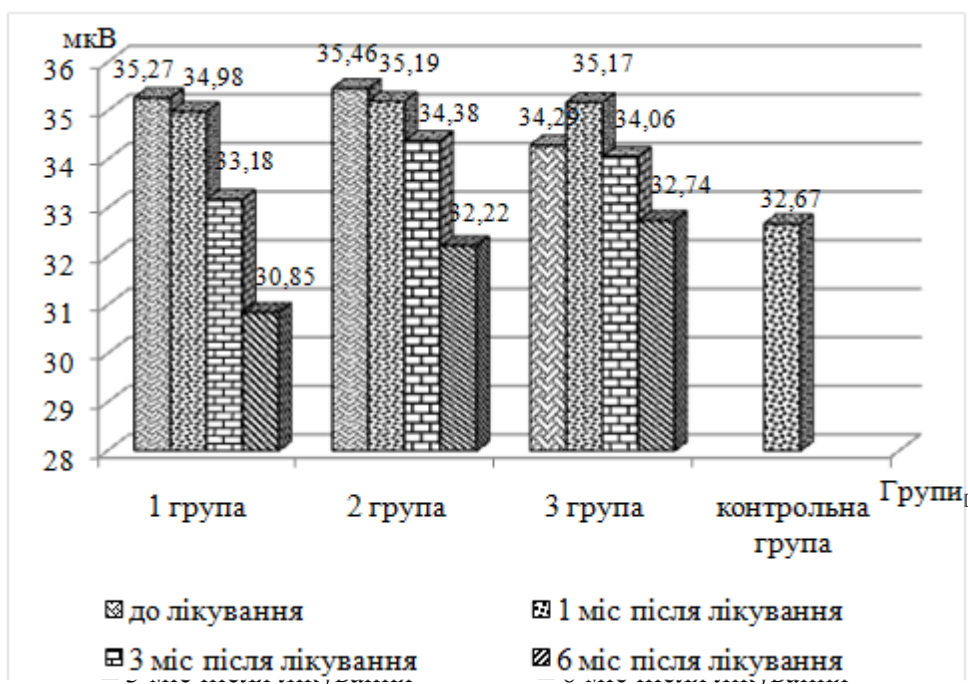


Рис. 5.2. Динаміка змін показників поверхневих електроміограм musculus temporalis (мкВ) в стані відносного фізіологічного спокою (протилежна сторона)

З протилежної дефекту сторони, спостерігали дещо нижчі показники максимальних амплітуд з відсутністю вірогідної різниці даних у порівнянні з показниками осіб контрольної групи.

Через 1 місяць після фіксації у ротовій порожнині пацієнтів ортопедичних конструкцій на основі диоксиду циркону спостерігалася зниження максимальної амплітуди (мкВ) у всіх групах пацієнтів та наближення показників до аналогічних даних осіб контрольної групи: для m.masseter зі сторони ураження (група 1 –  $(35,86 \pm 1,57)$  мкВ ( $p < 0,01$ ), група 2 –  $(35,97 \pm 1,64)$  мкВ ( $p < 0,01$ ), група 3 –  $(35,69 \pm 1,37)$  мкВ ( $p < 0,01$ ), із протилежної ураженню сторони m.masseter: в групі 1  $(34,98 \pm 1,19)$  мкВ ( $p > 0,05$ ) у групі 2 –  $(35,19 \pm 1,48)$  мкВ ( $p < 0,001$ ), у групі 3 –  $(35,17 \pm 1,49)$  мкВ ( $p < 0,001$ ).

Через 3 місяці після проведеного лікування, у групі 1 спостерігалася повторне розбалансування роботи m.masseter та підвищення максимальних амплітуд на стороні, де було проведене лікування до  $(36,23 \pm 0,36)$  мкВ та зниження аналогічних показників із протилежної сторони до  $(33,18 \pm 1,47)$  мкВ.

Дане явище підтверджує результати експериментального дослідження, в якому спостерігалася значна різниця показників міцності диоксиду циркону та акрилової пластмаси, як облицювального матеріалу та демонструє втрату оклюзійних контактів, внаслідок стирання пластмаси вже через 3 місяці після проведеного лікування.

Дана тенденція спостерігалася в подальшому через 6 місяців після лікування та характеризувалася даними на стороні, де було проведене лікування показниками  $(38,04 \pm 2,11)$  МкВ та з протилежної сторони –  $(30,85 \pm 0,53)$ . На відміну від пацієнтів групи 1, через 3 місяці після проведеного лікування у групі 2 спостерігалася стабілізація показників поверхневої електроміографії на рівні  $(34,13 \pm 1,23)$  мкВ на стороні, де проводилося лікування та  $(34,38 \pm 1,28)$  мкВ на протилежній стороні.

Однак, через 6 місяців після проведеного лікування для пацієнтів групи 2 було характерним незначне розбалансування роботи м'язів та незначне збільшення активності м'яза на стороні з ортопедичними конструкціями, що свідчило про початкову стадію стирання керамічного покриття металокерамічних протезів верхньої щелепи.

У цифровому еквіваленті дані виглядали таким чином: на стороні ураження –  $(34,36 \pm 2,76)$  мкВ та на протилежній стороні –  $(32,22 \pm 0,58)$  мкВ. Поєднання на верхній та нижній щелепах ортопедичних конструкцій, виготовлених з однакового матеріалу дозволило забезпечити відсутність стирання оклюзійних поверхонь, що знайшло своє відображення у числовому вираженні роботи жувальної групи м'язів.

Так, для пацієнтів групи 3 через 3 місяці після проведеного лікування показники дорівнювали  $(33,83 \pm 1,28)$  мкВ на стороні ураження та  $(34,06 \pm 1,13)$  мкВ на протилежній йому стороні та повну стабілізацію показників із максимальним наближенням даних і відсутністю достовірної різниці даних через 6 місяців, що було виражено у цифровому еквіваленті –  $(31,78 \pm 0,8)$  мкВ та  $(32,74 \pm 0,92)$  мкВ відповідно.

Далі вивчалася динаміка адаптаційних процесів у стані відносного фізіологічного спокою *m.temporalis*.

Максимальні амплітуди (мкВ) контрольної групи характеризувалися нижчими абсолютними значеннями у порівнянні із даними *m.masseter* та дорівнювали  $(31,01 \pm 1,58)$  мкВ (табл. 5.13, рис. 5.3, 5.4).

Фізіологічна особливість *m. temporalis* полягає у тому, що він виконує допоміжну роль при взаємодії із *m.masseter*, а також відображає порушення, які відбуваються в ділянці премолярів, що проявляється його гіпертонусом.

З даних таблиці, а також рисунків, можна зробити висновок, що в процесі експлуатації поєднаних металопластмасових конструкцій та протезів на основі диоксиду циркону практично не відбулося перебудови роботи *m. temporalis* у пацієнтів групи 1, що було виражено такими даними на стороні

Таблиця 5.13

Динаміка змін показників поверхневих електроміограм musculus temporalis (мкВ) в стані відносного фізіологічного спокою

Термін лікування	Сторона	Групи пацієнтів							
		1 група (n=16)		2 група (n=15)		3 група (n=14)		контрольна група (n=17)	
		показник	M±m	показник	M±m	показник	M±m	показник	M±m
до лікування	з конструкцією	33,13	1,59	34,22*	2,35	33,25	1,19	31,01	1,58
	інтактна	36,29*	2,06	36,86*	2,89	35,79*	1,32	31,01	1,58
через 1 місяць після лікування	з конструкцією	33,24	1,18	33,52	1,16	32,39	1,67	31,01	1,58
	інтактна	36,48*	2,63	33,36	1,23	32,85	1,44	31,01	1,58
через 3 місяці після лікування	з конструкцією	33,02	1,82	32,15	0,23	32,48	1,28	31,01	1,58
	інтактна	35,69*	1,85	32,88	0,68	31,56	1,13	31,01	1,58
через 6 місяців після лікування	з конструкцією	32,65	0,64	33,74	1,76	31,68	0,24	31,01	1,58
	інтактна	35,77*	2,71	34,92*	2,18	31,84	0,35	31,01	1,58

Примітка: \* - достовірність вірогідності різниці до показників після фіксації ортопедичної конструкції  $p < 0,05$ ;

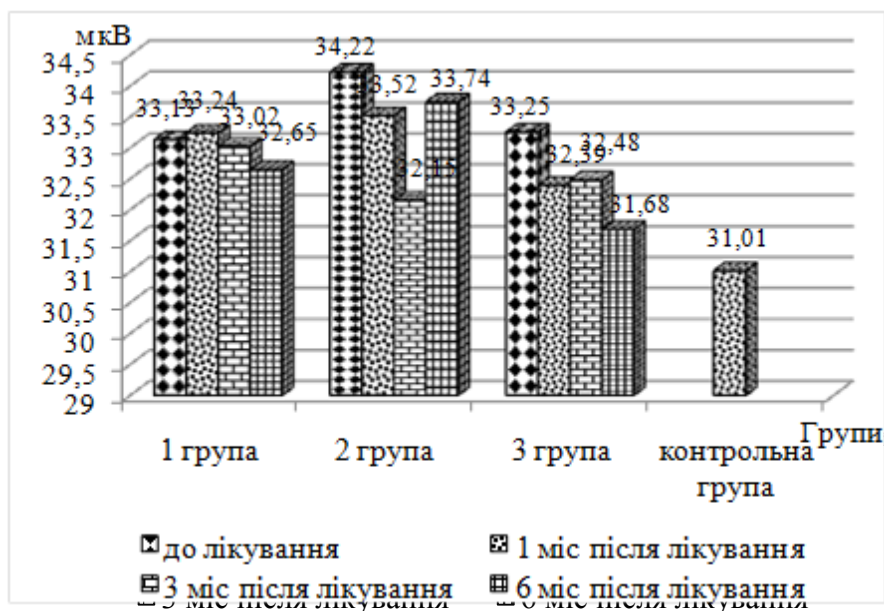


Рис.5.3. Динаміка змін показників поверхневих електроміограм musculus temporalis (мкВ) в стані відносного фізіологічного спокою (робоча сторона)

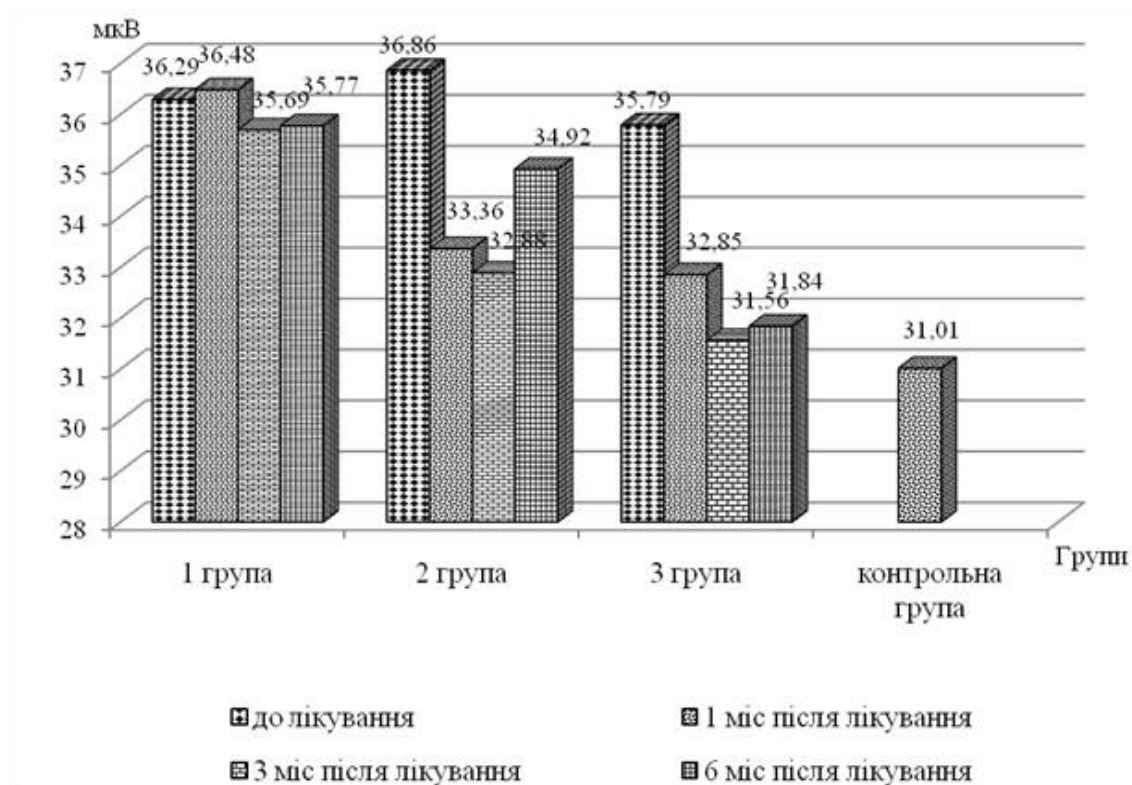


Рис. 5.4. Динаміка змін показників поверхневих електроміограм musculus temporalis (мкВ) в стані відносного фізіологічного спокою (протилежна сторона).

ураження до лікування –  $(33,13 \pm 1,59)$  мкВ, через 1 місяць після лікування –  $(33,24 \pm 1,18)$  мкВ, через 3 місяці –  $(33,02 \pm 1,82)$  та через 6 місяців –  $(32,65 \pm 0,64)$  мкВ, а з протилежної дефекту стороні –  $(36,29 \pm 2,06)$  мкВ, через 1 місяць після лікування –  $(36,48 \pm 2,63)$  мкВ, через 3 місяці –  $(35,69 \pm 1,85)$  та через 6 місяців –  $(35,7 \pm 2,71)$  мкВ.

На основі аналізу даних показників можна вважати, що при поєднанні даних конструкцій вже через 3 місяці після їхньої фіксації спостерігається не тільки стирання оклюзійних поверхонь, а й перенавантаження групи премоларів.

Показники даних груп 2 та 3 підтвердили дані, отримані, при аналізі показників m. masseter.

Варто відзначити те, що через 6 місяців після фіксації конструкції спостерігається порушення цілісності оклюзійних контактів при поєднанні металокерамічної та конструкції на основі диоксиду циркону.

Це відображено у показниках роботи жувальної групи м'язів ( $33,74 \pm 1,76$ ) мкВ на стороні дефекту та ( $34,92 \pm 2,18$ ) мкВ з протилежної сторони.

Це, в свою чергу вимагає подальшого вивчення стабільності такого поєднання конструкцій та часу, на протязі якого вони можуть знаходитися у ротовій порожнині пацієнта одночасно.

Використання проби максимального стиснення щелеп дозволяє підтвердити, чи спростувати, а також наочно продемонструвати динаміку змін роботи *m.masseter* та *m. temporalis* під час виконання акту жування.

При виконанні даної проби показники роботи при виконанні проби максимального стиснення осіб контрольної групи склали ( $1315,67 \pm 138,29$ ) мкВ.

Варто звернути увагу, на значне зниження показників у пацієнтів всіх груп перед проведенням лікування, що в свою чергу свідчить про те, що навіть втрата повноцінної функції одної пари контактів у ротовій порожнині спричиняє дисбаланс у роботі всієї зубощелепної системи, що виразилося у числовому значенні таким чином: на стороні дефекту – група 1 – ( $909,62 \pm 52,77$ ) мкВ ( $p > 0,05$ ), група 2 – ( $959,62 \pm 55,74$ ) мкВ ( $p < 0,001$ ), група 3 – ( $939,62 \pm 58,57$ ) мкВ ( $p < 0,001$ ), та з протилежної сторони: група 1 – ( $1098,19 \pm 64,62$ ) мкВ ( $p > 0,05$ ), група 2 – ( $1006,19 \pm 61,65$ ) мкВ ( $p < 0,001$ ), група 3 – ( $1078,19 \pm 44,24$ ) мкВ ( $p < 0,001$ ).

Проба максимального стиснення щелеп чітко відображає основні функції зубощелепної системи та особливості змін міостатичних рефлексів *m.masseter* та *m.temporalis* (табл. 5.14).

Таблиця 5.14

Динаміка змін показників поверхневих електроміограм *musculus masseter* (мкВ) при виконанні функціональної проби максимального стиснення щелеп

Термін лікування	сторона	Групи пацієнтів							
		1 група (n=16)		2 група (n=15)		3 група (n=14)		Контр.група (n=17)	
		показник	M± m	показник	M± m	показник	M± m	показник	M± m
до лікування	конструкцією	909,62*	52,77	959,62*	55,74	939,62*	58,57	1315,67	138,29
	інтактна	1098,19*	64,62	1006,19	61,65	1078,19*	44,24	1315,67	138,29
через 1 міс. після лікування	конструкцією	1185,19*	92,84	1235,19	84,73	1218,53	88,02	1315,67	138,29
	інтактна	1175,32*	99,18	1241,32	80,54	1286,23	83,37	1315,67	138,29
через 3 міс. після лікування	конструкцією	1033,46*	69,62	1284,24	100,6	1264,27	105,35	1315,67	138,29
	інтактна	1094,07*	68,61	1204,53	97,18	1252,63	103,87	1315,67	138,29
Через 6 міс. після лікування	з конструкцією	976,25*	74,37	1265,83	79,91	1296,82	113,08	1315,67	138,29
	інтактна	983,94*	72,44	1285,31	64,53	1301,63	124,25	1315,67	138,29

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до показників після фіксації ортопедичної конструкції  $p < 0,05$

Через 1 місяць показники *m.masseter* були наступними: зі сторони дефекту – група 1 – (1185,19±92,84) мкВ ( $p > 0,05$ ), група 2 – (1235,19±84,73) мкВ ( $p < 0,001$ ), група 3 – (1218,53±88,02) мкВ ( $p < 0,001$ ), з протилежної сторони – група 1 – (1175,32±99,18) мкВ ( $p > 0,05$ ), група 2 – (1241,32±80,54) мкВ ( $p < 0,001$ ), група 3 – (1286,23±83,37) мкВ ( $p < 0,001$ ) (рис. 5.5, 5.6).

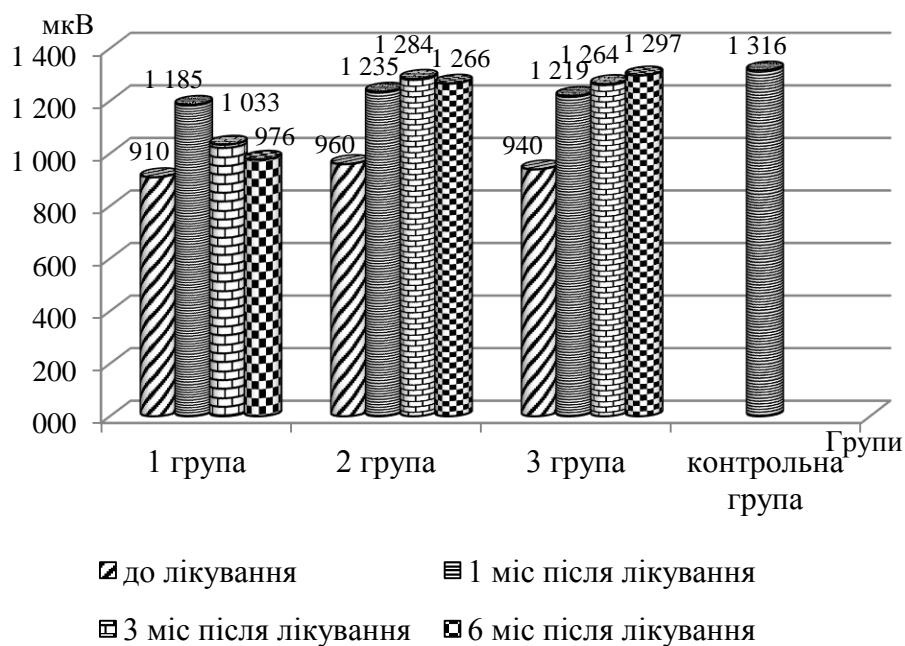


Рис. 5.5. Динаміка змін показників поверхневих електроміограм *musculus masseter* (мкВ) при виконанні функціональної проби максимального стиснення щелеп (робоча сторона)



Рис. 5.6. Динаміка змін показників поверхневих електроміограм *musculus masseter* (мкВ) при виконанні функціональної проби максимального стиснення щелеп (протилежна сторона)

Даний період спостереження за пацієнтами характеризувався тим, що показники всіх основних груп статистично підтверджено наблизилися до аналогічних контрольної.

В подальшому, у групі 1 спостерігалася тенденція, яка була у стані відносного фізіологічного спокою, і характеризувалася зниженням абсолютних значень, що в цифровому еквіваленті склало через 3 місяці: зі сторони дефекту –  $(1033,46 \pm 69,62)$  мкВ ( $p < 0,05$ ), з протилежної сторони –  $(1094,07 \pm 68,61)$  мкВ ( $p < 0,05$ ), через 6 місяців: зі сторони дефекту –  $(976,25 \pm 74,37)$  мкВ ( $p < 0,05$ ), з протилежної сторони –  $(983,94 \pm 72,44)$  мкВ ( $p < 0,05$ ), що підтверджено наявністю достовірної вірогідності різниці даних ( $p < 0,05$ ).

Відсутність достовірної вірогідності різниці даних демонструє те, що у даний час, незважаючи на ранні ознаки порушення цілісності оклюзійних контактів через 6 місяців у пацієнтів групи 2 дані ознаки не впливали на функцію зубощелепної системи.

Водночас спостерігалася стабілізація роботи *m.masseter* у пацієнтів груп 2 та 3, що виражалось такими даними через 3 місяці: зі сторони дефекту – група 2 –  $(1284,24 \pm 100,6)$  мкВ ( $p > 0,05$ ).

Показники 3 група становили –  $(1264,27 \pm 105,35)$  мкВ ( $p > 0,05$ ), з протилежної сторони – група 2 –  $(1204,53 \pm 97,18)$  мкВ ( $p > 0,05$ ), група 3 –  $(1252,63 \pm 103,87)$  мкВ ( $p > 0,05$ ), а через 6 місяців після ортопедичного лікування дані були наступні: зі сторони дефекту – група 2 –  $(1265,83 \pm 79,91)$  мкВ ( $p > 0,05$ ), група 3 –  $(1296,82 \pm 113,08)$  мкВ ( $p > 0,05$ ), з протилежної сторони – група 2 –  $(1285,31 \pm 64,53)$  мкВ ( $p > 0,05$ ), група 3 –  $(1301,63 \pm 124,25)$  мкВ ( $p > 0,05$ ).

Показники контрольної групи склали  $(1010,56 \pm 83,79)$  мкВ.

Далі проводився аналіз змін *m.temporalis* при виконанні проби максимального стиснення щелеп (табл.5.15)

Таблиця 5.15

Динаміка змін показників поверхневих електроміограм *musculus temporalis* (мкВ) при виконанні функціональної проби максимального стиснення щелеп

Термін лікування	Сторона	Групи пацієнтів							
		1 група (n=16)		2 група (n=15)		3 група (n=14)		Контр.група (n=17)	
		показник	M± m	показник	M± m	показник	M± m	показник	M± m
до лікування	з конструкцією	932,46*	44,88	926,48*	48,44	925,62*	48,31	1010,56	83,79
	інтактна	990,95*	48,37	937,13*	47,17	972,37*	51,31	1010,56	83,79
через 1 міс. після лікування	з конструкцією	1033,34	58,37	1100,42	77,37	1198,47	83,25	1010,56	83,79
	інтактна	1048,51	55,61	1085,52	66,94	1187,83	83,27	1010,56	83,79
через 3 міс. після лікування	з конструкцією	1041,24	54,63	1024,36	86,26	1031,27	82,66	1010,56	83,79
	інтактна	1038,68	59,24	1026,42	89,63	1013,63	80,45	1010,56	83,79
через 6 міс. після лікування	з конструкцією	922,36*	47,83	973,14	54,15	1009,62	87,99	1010,56	83,79
	інтактна	940,27*	54,47	1004,63	68,06	1013,72	84,46	1010,56	83,79

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до показників після фіксації ортопедичної конструкції  $p < 0,05$

Як видно з таблиці тільки до лікування спостерігалася достовірна вірогідність різниці даних ( $p < 0,05$ ). В подальшому у всі періоди спостереження показники у всіх трьох групах були достатньо збалансовані та максимально наближені до аналогічних даних контрольної групи.

Це відображено відсутністю достовірної вірогідності різниці даних ( $p \geq 0,05$ ) за винятком показників групи 1 через 6 місяців після фіксації, де показники зі сторони дефекту дорівнювали ( $922,36 \pm 47,83$ ) мкВ ( $p < 0,05$ ) та з протилежної сторони - ( $940,27 \pm 54,47$ ) мкВ ( $p < 0,05$ ) (рис. 5.7, 5.8).

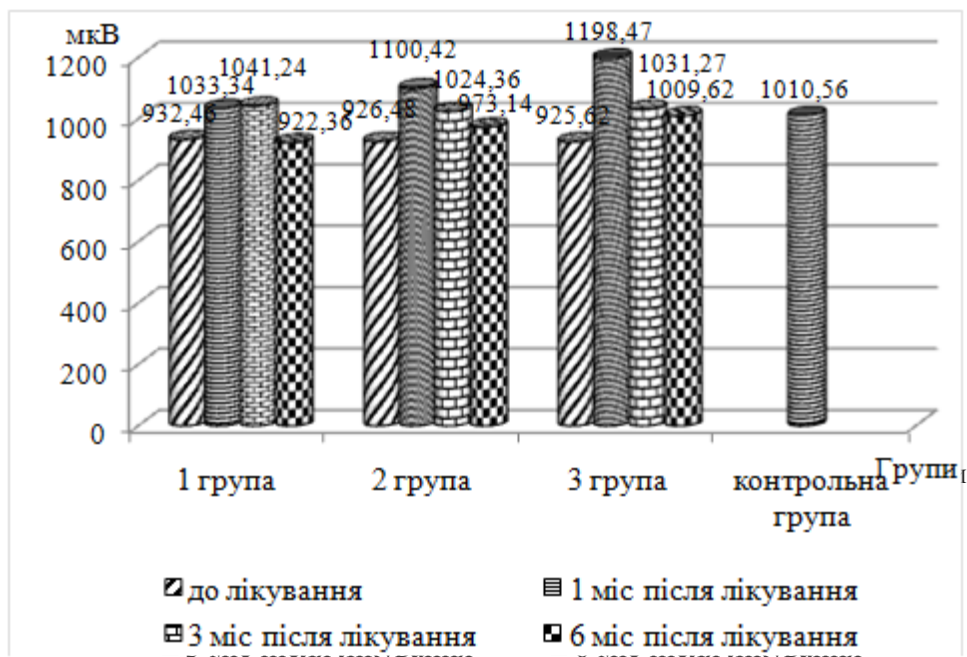


Рис. 5.7. Динаміка змін показників поверхневих електроміограм *musculus temporalis* (мкВ) при виконанні функціональної проби максимального стиснення щелеп (робоча сторона)

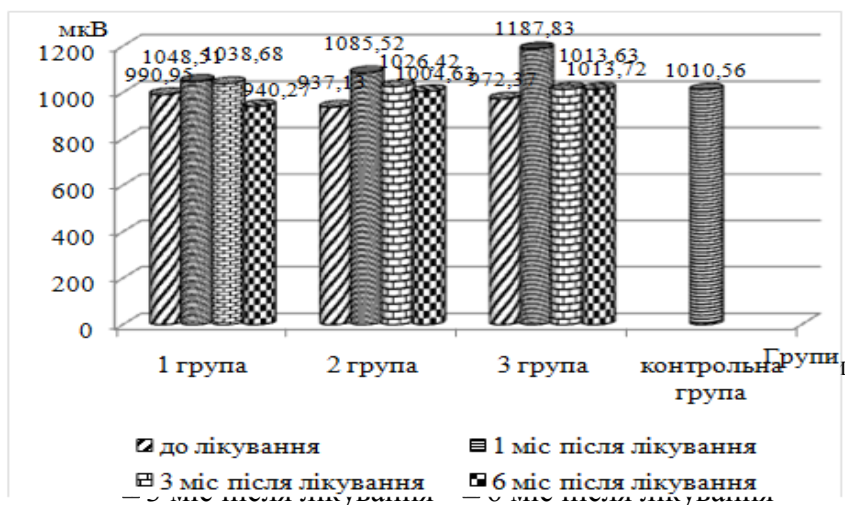


Рис. 5.8. Динаміка змін показників поверхневих електроміограм *musculus temporalis* (мкВ) при виконанні функціональної проби максимального стиснення щелеп (протилежна сторона)

Таким чином, можна зробити висновок, що найбільш виражене порушення оклюзійних контактів, що відображається на функції жувальної

групи м'язів спостерігається при поєднанні зустрічних металопластмасових конструкцій з протезами на основі діоксиду циркону.

Посилене стирання поверхонь є очевидним уже через 3 місяці після проведеного ортопедичного лікування та посилюється через 6 місяців після нього.

Водночас, через 6 місяців після лікування при поєднанні металокерамічної конструкції та протеза на основі діоксид циркону спостерігалось незначне первинне порушення функції, що відобразилося при функціональній пробі у стані відносного фізіологічного спокою.

Однак, було практично непомітне при виконанні проби максимального стиснення щелеп, що доказало відсутність на даному часовому відрізку порушення функції.

Тому, можна стверджувати, що поєднання таких видів конструкції одночасно є допустимим та з певним ризиком порушення цілісності однієї із конструкцій можливе у використанні на протязі довшого часового відрізка, ніж 6 місяців.

Водночас дане питання потребує подальшого вивчення та спостереження за пацієнтами для встановлення максимального терміну служби таких конструкцій в ротовій порожнині пацієнтів.

Найбільш адекватним та надійним є поєднання зустрічних ортопедичних конструкцій із діоксиду циркону, що продемонстрував їхній вплив на жувальну групу м'язів та зубощелепову систему загалом.

Наступним етапом дослідження була індексна оцінка показників поверхневої ЕМГ *m.masseter* та *m.temporalis*, яка проводилася за методикою, описаною в 2 розділі .

Спочатку визначалися середні значення трьох проб кожного з досліджуваних м'язів при пробі максимального стиснення щелеп із ватними валиками (RMC) (табл. 5.16, табл. 5.17).

Таблиця 5.16

Показники поверхневих електроміограм musculus masseter (мкВ) при виконанні проби максимального стиснення щелеп з ватними валиками

Термін лікування	сторона	Групи пацієнтів							
		1 група (n=16)		2 група (n=15)		3 група (n=14)		Контр.група (n=17)	
		показник	M± m	показник	M± m	показник	M± m	показник	M± m
до лікування	з конструкцією	1296,82*	95,72	1304,85	100,83	1383,46	103,44	1336,85	105,46
	інтактна	1267,85*	93,44	1317,85	100,26	1327,83	101,15	1336,85	105,46
1 місяць	з конструкцією	1315,72	104,61	1372,71	105,46	1383,85	107,52	1336,85	105,46
	інтактна	1338,61	105,44	1353,4	105,46	1313,85	105,53	1336,85	105,46
3 місяці	з конструкцією	1313,85	101,62	1313,55	105,46	1325,85	104,26	1336,85	105,46
	інтактна	1361,16	109,27	1372,68	105,46	1337,85	105,76	1336,85	105,46
6 місяців	з конструкцією	1326,97	102,79	1324,61	105,46	1315,85	104,72	1336,85	105,46
	інтактна	1326,2	104,24	1368,24	105,46	1336,85	105,72	1336,85	105,46

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до показників після фіксації ортопедичної конструкції  $p < 0,05$

Таблиця 5.17

Показники поверхневих електроміограм musculus temporalis (мкВ) при виконанні проби максимального стиснення щелеп з ватними валиками

Термін лікування	Сторона	Групи пацієнтів							
		1 група (n=16)		2 група (n=15)		3 група (n=14)		Контр.група (n=17)	
		показник	M± m	показник	M± m	показник	M± m	показник	M± m
до лікування	З коронкою	993,33	71,37	999,24	77,61	996,14	81,49	989,23	86,78
	інтактна	987,22	86,78	1000,22	96,78	916,22	86,78	989,23	86,78
1 місяць	З коронкою	991,24	75,49	983,34	86,61	983,27	76,41	989,23	86,78
	інтактна	987,22	87,17	988,26	81,76	994,22	86,78	989,23	86,78
3 місяці	З коронкою	981,24	74,25	972,34	87,51	991,16	77,19	989,23	86,78
	інтактна	995,61	62,61	987,22	86,78	957,61	86,78	989,23	86,78
6 місяців	З коронкою	984,66	74,27	997,21	79,49	990,24	79,72	989,23	86,78
	інтактна	971,74	71,47	993,24	76,49	987,61	82,49	989,23	86,78

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до показників після фіксації ортопедичної конструкції  $p < 0,05$ .

Відхилення в функції скорочення жувальних м'язів підраховували за формулою  $(MVC/RMC)*100\%$  (табл. 5.18).

Таблиця 5.18

Динаміка змін показників показника  $(MVC/RMC)*100\%$  (%) індексної оцінки поверхневих електроміограм

Термін лікування	Групи пацієнтів							
	1 група (n=16)		2 група (n=15)		3 група (n=14)		Контр.група (n=17)	
	оказник	$M \pm m$	оказник	$M \pm m$	оказник	$M \pm m$	оказник	$M \pm m$
до лікування	85,62*	2,84	84,61*	2,98	85,13*	2,74	90,5	1,74
1 місяць після лікування	86,51*	1,96	83,87*	2,34	83,96*	2,33	90,5	1,74
3 місяці після лікування	88,35	1,84	91,48	1,78	92,56	1,53	90,5	1,74
6 місяців після лікування	86,51*	1,92	90,64	1,82	92,71	1,14	90,5	1,74

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до показників після фіксації ортопедичної конструкції  $p < 0,05$

Визначення порушення балансу функції m.masseter та m.temporalis між лівою і правою сторонами проводили, вираховуючи коефіцієнт РОС.

Особливістю дослідження для двоканального електроміографа вважаємо можливе відхилення показників, більш, ніж на 100%.

Даний коефіцієнт дорівнює співвідношенню показника амплітуди біопотенціалу одного м'яза зліва з показником однойменного м'яза справа, помноженому на 100% (табл. 5.19, табл. 5.20).

Таблиця 5.19

Динаміка змін показників показника РОС m.masseter (%) індексної  
оцінки поверхневих електроміограм

Термін лікування	групи пацієнтів							
	1 група (n=16)		2 група (n=15)		3 група (n=14)		Контр.група (n=17)	
	показ- ник	<b>M± m</b>	показ- ник	<b>M± m</b>	показ- ник	<b>M± m</b>	показ- ник	<b>M± m</b>
до лікування	80,53*	4,62	79,51*	4,83	80,61*	4,61	85,61	2,53
1 місяць після лікування	82,67*	4,58	81,61*	3,57	81,76*	4,90	85,61	2,53
3 місяці після лікування	81,03*	1,27	84,76	2,91	85,67	2,64	85,61	2,53
6 місяців після лікування	80,83*	4,37	83,12	2,53	85,34	2,51	85,61	2,53

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до показників після фіксації  
ортопедичної конструкції  $p<0,05$ .

Таблиця 5.20

Динаміка змін показників показника РОС m.temporalis (%) індексної  
оцінки поверхневих електроміограм

Термін лікування	Групи пацієнтів							
	1 група (n=16)		2 група (n=15)		3 група (n=14)		Контр.група (n=17)	
	показник	<b>M± m</b>	показник	<b>M± m</b>	показник	<b>M± m</b>	показник	<b>M± m</b>
до лікування	80,28*	3,31	80,21*	3,28	81,56*	2,96	87,78	1,82
Через 1 місяць	81,10*	2,34	80,72*	1,98	81,69*	2,73	87,78	1,82
Через 3 місяці	81,61*	2,88	85,37	2,49	85,66	2,35	87,78	1,82
Через 6 місяців	80,55*	1,66	87,18	1,61	90,20	1,05	87,78	1,82

Примітка:

\* - достовірність вірогідності різниці до показників після фіксації  
ортопедичної конструкції  $p<0,05$

Для об'єктивного розуміння зниження функції м'язів використано формулу, яка уніфікує ці дані:

$$x = 100 - \sqrt{(100 - a)^2},$$

Для вивчення статистичної похибки застосовано формулу:

$$m = \sqrt{\frac{p(1-p)}{n}}$$

При аналізі оцінювалися показники основних груп по відношенню до контрольної, а також наближення показників до абсолютної симетрії, вираженої 100 %.

Дані контрольної групи для показника  $(MVC/RMC)*100\%$  дорівнювали  $(90,50 \pm 1,74) \%$  (рис. 5.9).

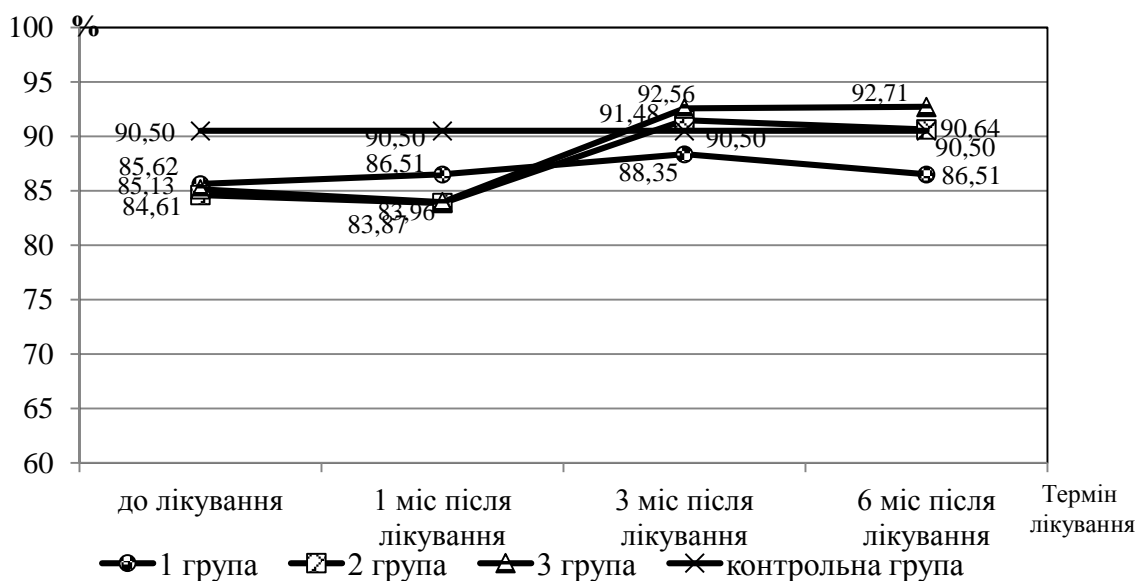


Рис. 5.9. Динаміка змін показників показника  $(MVC/RMC)*100\%$  (%) індексної оцінки поверхневих електроміограм

У пацієнтів групи 1 спостерігалася позитивна динаміка змін показника  $(MVC/RMC)*100\%$  (%), за винятком періоду в 6 місяців після ортопедичного лікування, в який дані були дещо нижчі  $(86,51 \pm 1,92) \%$  ( $p < 0,05$ ).

В той же час, аналогічні показники у інші періоди після ортопедичного лікування – до лікування –  $(85,62 \pm 2,84) \%$  ( $p \leq 0,05$ )), через 1 місяць –  $(86,51 \pm 1,96) \%$ , ( $p < 0,05$ ), через 3 місяці –  $(88,35 \pm 1,84) \%$  ( $p > 0,05$ ).

У пацієнтів групи 1 спостерігалася позитивна динаміка змін показника  $(MVC/RMC) * 100\%$  (%), за винятком періоду в 6 місяців після ортопедичного лікування, в який дані були дещо нижчі  $(86,51 \pm 1,92) \%$  ( $p < 0,05$ )),

У інші періоди після ортопедичного лікування – до лікування –  $(85,62 \pm 2,84) \%$  ( $p < 0,05$ )), через 1 місяць –  $(86,51 \pm 1,96) \%$ , ( $p < 0,05$ ), через 3 місяці –  $(88,35 \pm 1,84) \%$  ( $p > 0,05$ ).

Статистично підтверджений результат свідчить про несумісність поєднання металопластмасових конструкцій із протезами на основі діоксиду циркону.

Аналізуючи показник  $(MVC/RMC) * 100\%$  у пацієнтів груп 2 та 3 спостерігалася повноцінна стабілізація та баланс з обидвох сторін після трьох місяців після проведеного лікування (група 2  $(91,48 \pm 1,78) \%$ , ( $p > 0,05$ )).

Пацієнти у 3 групі продемонстрували такі результати -  $(92,56 \pm 1,53) \%$ , ( $p > 0,05$ ) із збереженням тенденції через 6 місяців (група 2  $(90,64 \pm 1,82) \%$ , ( $p > 0,05$ )), група 3 -  $(92,71 \pm 1,14) \%$ , ( $p > 0,05$ ).

Показники контрольної групи дорівнювали  $(85,61 \pm 2,53) \%$ .

Покращення балансу в роботі симетричних *m.masseter* спостерігалася вже через 1 місяць після лікування. Особливо виражений позитивний ефект був у групі 1  $(82,67 \pm 4,58) \%$  ( $p < 0,05$ ).

Проте, подальші спостереження продемонстрували зниження ступеня балансу м'язів у пацієнтів даної групи (через 3 місяці -  $(81,03 \pm 1,27) \%$  ( $p < 0,05$ ) та через 6 місяців –  $(80,83 \pm 4,37) \%$  ( $p < 0,05$ )). Це пояснюється тим, що враховуючи ступінь стирання через 1 місяць м'язи вийшли у найбільш комфортну позицію. Однак, подальше стирання оклюзійних поверхонь не сприяла стабілізації процесу, а навпаки, вела до постійного зниження балансу симетричних *m. masseter*. Відсутність достовірної вірогідності різниці даних демонструє те, що порушення балансу в цих часових рамках при фіксації

виключно однієї коронки із диоксиду циркону не є вкрай небезпечним явищем в часовому проміжку до 6 місяців після фіксації конструкції. Однак поєднання таких ортопедичних конструкцій при лікуванні більш обширного дефекту зубного ряду може призвести до більш негативних явищ та не може бути рекомендованим до застосування.

Аналізуючи показник РОС для m.masseter варто звернути увагу на вищий ступінь, у порівнянні з попереднім параметром, дисбалансу в роботі симетричних m.masseter, які до лікування в групі 1 дорівнювали  $(80,53 \pm 4,62)$  % ( $p < 0,05$ ), у групі 2 –  $(79,51 \pm 4,83)$  % ( $p < 0,05$ ) та в групі 3 –  $(80,61 \pm 4,61)$  % ( $p < 0,05$ ) (Рис. 5.10).

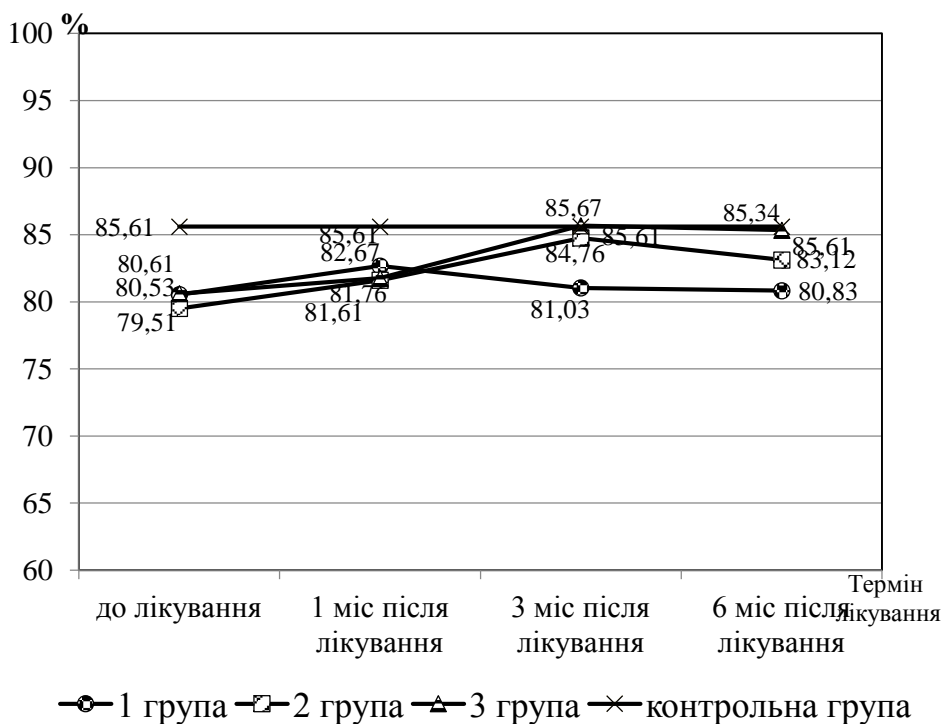


Рис. 5.10. Динаміка змін показників показника РОС m.masseter (%) індексної оцінки поверхневих електроміограм

Не настільки виражена, але послідовна позитивна динаміка спостерігалася у пацієнтів груп 2 та 3 із тенденцією до незначного зниження показників у пацієнтів групи 2 через 6 місяців  $(83,12 \pm 2,53)$  % ( $p > 0,05$ ) у порівнянні із даними через 3 місяці –  $(84,76 \pm 2,91)$  % ( $p > 0,05$ ) та досягненням

практично ідентичного результату із особами контрольної групи в пацієнтів групи 3 через 6 місяців ( $85,34 \pm 2,51$ ) % ( $p > 0,05$ ).

Врешті, показники РОС m.temporalis підтвердили попередні дослідження (рис. 5.11).

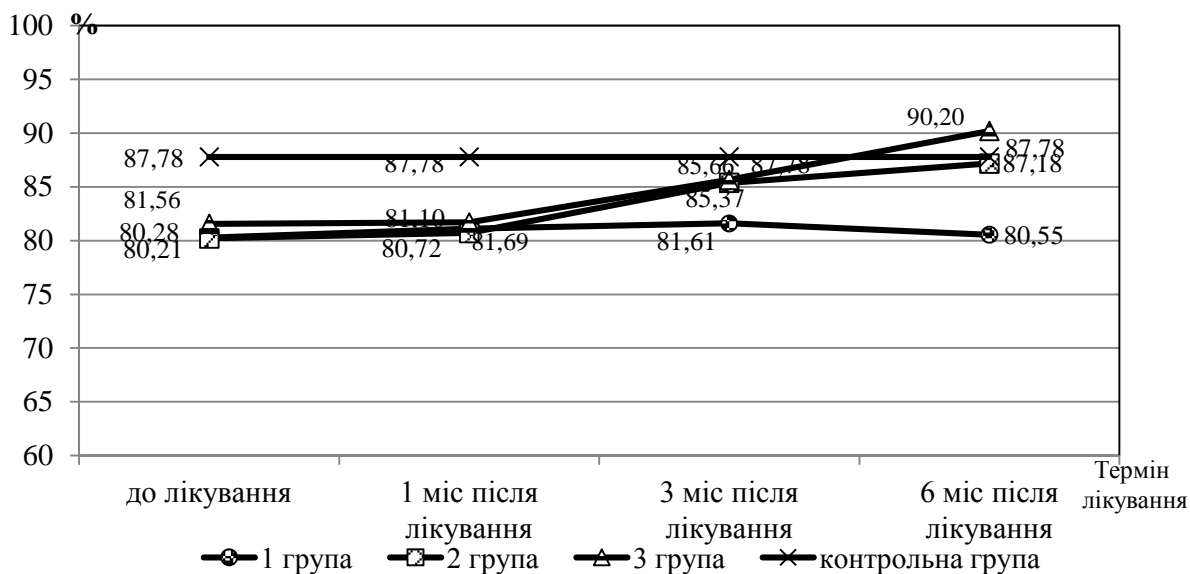


Рис. 5. 11. Динаміка змін показників показника РОС m.temporalis (%) індексної оцінки поверхневих електроміограм

Враховуючи їхню функціональну специфіку, проведеним лікуванням вдалося досягнути ідентичних даних балансу цієї групи м'язів між показниками групи 2 через 6 місяців ( $(87,18 \pm 1,62)$  % ( $p > 0,05$ )) та контрольної групи - ( $87,78 \pm 1,82$ ) % та кращі, ніж у контрольній групі показники балансу пацієнтів групи 3 - ( $90,20 \pm 1,05$ ) % ( $p > 0,05$ ), що ще раз доказало адекватність застосування зустрічних коронок на основі діоксиду циркону та позитивний вплив саме такого поєднання на зубощелепову систему.

Дослідження стану біопотенціалів жувальної групи м'язів, а саме m. masseter та m. temporalis з допомогою методу поверхневої електроміографії дозволило встановити, що у стані відносного фізіологічного спокою спостерігаються порушення у діяльності жувальної групи м'язів при використанні в якості лікування ортопедичних конструкцій зустрічних металопластмасових коронок та протезів на основі діоксиду циркону вже

через 3 місяці після фіксації останніх у ротовій порожнині пацієнта, незначне порушення роботи жувальної групи м'язів при використанні металокерамічних коронок та коронок на основі диоксиду циркону через 6 місяців.

Виконання проби максимального стиснення та статистична обробка даних дозволила встановити відсутність значного порушення функції через 6 місяців у пацієнтів групи 2.

Однак, враховуючи тенденційність при використанні даного поєднання конструкцій варто попереджати пацієнта про зростання ризику дефекту конструкції після 6 місяців використання такої комбінації протезів.

Індексна оцінка підтвердила дані функціональних проб, а також дозволила встановити, що із збільшенням площі контакту, чи при заміщенні дефектів зубних рядів поєднанням коронок на основі диоксиду циркону із металокерамічними, а особливо металопластмасовими коронками зростає порушення балансу роботи жувальної групи м'язів, внаслідок посиленого стирання оклюзійних поверхонь, що в свою чергу, негативно позначається на функції та створює додатковий ризик виникнення дефекту однієї із ортопедичних конструкцій.

На основі проведеного багатопараметрового дослідження площі оклюзійних контактів та електроміографічного дослідження *m. masseter* та *m. temporalis* встановлено, що виготовлення навіть одиночної коронки впливає на роботу зубощелепної системи.

Не рекомендоване поєднання на зубах-антагоністах конструкцій із металопластмаси та високо естетичних конструкцій на основі диоксиду циркону. Допустимим є поєднання конструкцій із металокераміки та диоксиду циркону.

Однак, як встановлено дослідженнями вже через 6 місяців спостерігається збільшення площі даних конструкцій в середньому на 30 %. Однак, в цей час, не спостерігається порушення функції зубощелепної системи.

Особливу увагу рекомендовано звертати під час планування лікування на стан та положення ділянки щічних горбиків перших молярів нижньої щелепи, на які припадає найбільше навантаження та найбільший відсоток стирання.

Встановлено, що найоптимальнішим є поєднання удосконаленої конструкції коронки із ортопедичною конструкцією на основі діоксиду циркону, виготовленою за класичною методикою. У даному випадку не спостерігається значне стирання оклюзійних поверхонь та відсутність порушення балансу жувальної групи м'язів, що свідчить про відсутність негативної адаптаційної реакції зі сторони зубощелепної системи.

## АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

Актуальність проблеми підвищення якості відновлення зруйнованої коронкової частини зубів ортопедичними методами зумовила значне зацікавлення та наявність численних наукових досліджень, авторами яких виступають А. В. Павленко, В. И. Корж, О. Б. Кулигін, З. Р. Ожоган [13, 43, 55, 18].

У загальній системі лікувально-профілактичних заходів, спрямованих на заміщення дефектів коронкової частини зубів сучасні досягнення зубного протезування значною мірою базуються на застосуванні новітніх технологій, таких як CAD/CAM системи, та використанні сучасних матеріалів, таких як безметалевої кераміки та конструкції з оксиду циркону [202, 172].

Використання сучасних технологій та матеріалів спричинює можливість використання багатьох варіантів ортопедичних конструкцій в порожнині рота. Однак при цьому збільшується кількість ускладнень у вигляді сколів кераміки, стирання оклюзійних поверхонь, спричинені поєднанням в порожнині рота ортопедичних конструкцій з різних матеріалів, різних за конструкцією та методикою виготовлення – металевих, комбінованих керамічних (низькотемпературної, високотемпературної, польовошпатної кераміки, кераміки на основі оксиду алюмінію) та безметалевих конструкцій [66, 45, 50].

Існує багато причин поєднання в порожнині рота одного пацієнта ортопедичних конструкцій протезів з різних матеріалів. Серед них можна виділити такі як: використання лікарями-стоматологами значної кількості методик для заміщення дефектів зубних рядів, що залежить як від рівня обізнаності стоматологів з новітніми технологіями в ортопедичній стоматології, так і від досвіду лікарів [122]. Часто визначальним фактором є суб'єктивне ставлення лікаря-ортопеда до тієї чи іншої методики протезування. Треба також враховувати, що пацієнти звертаються за ортопедичною допомогою в різні моменти свого життя, в залежності від

потреби в ортопедичному лікуванні. Ще однією причиною є медичні протипоказання для застосування певних видів ортопедичних конструкцій, в зв'язку з наявністю в пацієнтів ряду соматичних захворювань [189].

Збереження біологічних параметрів є важливим прогностичним фактором тривалості користування конструкцією. Водночас, фінансові перешкоди є причиною відмови пацієнта одночасно із новою ортопедичною конструкцією виготовляти нові на уже раніше ортопедично проліковані зуби-антагоністи. Саме цим і визначається практична і теоретична актуальність проблеми поєднання різних видів ортопедичних конструкцій при проведенні лікування та визнаення часових рамок служби даної конструкції з метою попередження пацієнта про виникнення можливих ускладнень та формування гарантійних термінів ортопедичних конструкцій. Саме тому, є необхідність у розробці та доведенні ефективності клініко-діагностичного комплексу в разі відновлення оклюзійних поверхонь з допомогою дорого вартісних високоестетичних ортопедичних конструкцій із створенням позитивного та довготривалого прогнозу ортопедичного лікування зі збереженням та відновленням естетичних параметрів.

Саме тому був розроблений клініко-діагностичний комплекс маніпуляцій, якому передувало експериментальне дослідження і який включав в себе: дослідження площі оклюзійних поверхонь ділянок перших молярів нижньої щелепи та їхніх зубів-антагоністів з допомогою апарата 3dshape Trios та електроміографічного дослідження з допомогою електронейроміографа «Нейро-ЕМГ-Микро» (ООО «Нейрософт», Росія).

Лікувальний комплекс включав розподіл пацієнтів на три групи. Групу 1 складала 30 пацієнтів з дефектами твердих тканин зубів перших молярів на нижній щелепі з правого, чи лівого боку, яким виготовлялися коронки за удосконаленою методикою (на нижній щелепі) та в яких були наявні метало-пластмасові коронки на зубах-антагоністах із дефектами твердих тканин зубів перших молярів на нижній щелепах з правого, чи лівого боку (n=30), групу 2 склали 35 пацієнтів з дефектами твердих тканин зубів перших

молярів на нижній щелепі з правого, чи лівого боку, яким виготовлялися коронки за удосконаленою методикою (на нижній щелепі) та в яких були наявні метало-керамічні коронки на зубах-антагоністах ( $n=35$ ), групу 3 складала 32 пацієнтів з дефектами твердих тканин зубів перших молярів на нижній щелепі з правого, чи лівого боку, яким виготовлялися коронки за удосконаленою методикою (на нижній щелепі) та в яких були наявні керамічні коронки на основі діоксиду циркону на зубах-антагоністах ( $n=32$ ).. Всі пацієнти основних груп належали до третьої вікової групи за ВООЗ, віком 44-55 років, які потребують ортопедичного лікування незнімними конструкціями зубних протезів. Пацієнти перебували під нашим спостереженням протягом 6 місяців, показники інтраорального сканера вивчали до ортопедичного лікування, після фіксації коронок та через 3 та 6 місяців після ортопедичного лікування, електроміографічне дослідження – через 1, 3 та 6 місяців після фіксації ортопедичних конструкцій, що пов'язано з особливостями адаптаційних процесів жувальної групи м'язів, описаних у літературі [45, 50].

Особи контрольної групи ( $n=30$ ) – це особи, які відносилися до третьої вікової групи за ВООЗ (вік – 44-55 роки) з інтактними зубними рядами, без супутньої соматичної та стоматологічної патології, обстежувалися в одне відвідування.

Із метою вивчення міцності матеріалів, які використовуються в ортопедичній стоматології, зокрема в незнімному протезуванні на машині тертя СМЦ – 2 з модернізованим вузлом навантаження [94], де механічний контакт щупа із робочою поверхнею контрзразка фіксувався проходженням електричного струму між щупом та контрзразком було проведене дослідження трибологічних параметрів, таких як густина ( $\text{г/см}^3$ ), границя міцності на згин (МПа), час зношування (С), швидкість зношування ( $\text{мм}^3/\text{с}$ ), відносна зносостійкість (%). Досліджували пластмасу «Синма-М», польовошпатну кераміку «Duceram Plus» та кераміку на основі діоксиду циркону «Prettau».

В експерименті, найнижчі параметри продемонструвала пластмаса Синма-М, найвищі – кераміка на основі диоксид циркону Prettau. Водночас остання володіла значно вищими, у порівнянні навіть із польовошпатною керамікою, характеристиками – 6,05 проти 1,9 (г/см<sup>3</sup>) – густина, границя міцності на згин – 1000 та 160 МПа відповідно та інші.

Враховуючи швидкість зношування між пластмасою та керамікою на основі диоксид циркону, яка є на порядок вищою в останньої, що характеризується різним мінус ступенем часу стирання, а також аналізуючи всі інші показники виникла необхідність клінічного обґрунтування доцільності використання даних матеріалів одночасно на зубах-антагоністах та наукового обґрунтування потенційних ризиків для лікаря та пацієнтів при використанні таких поєднань матеріалів та можливості прогнозування терміну служби таких конструкцій та визначення можливих термінів заміни конструкцій та юридичного захисту лікаря-стоматолога.

Враховуючи, вище зазначене, була розроблена удосконалена конструкція незнімної коронки на основі диоксиду циркону, яка включала в себе два відмінні лабораторні етапи: моделювання воскової композиції конструкції та етап завершальної обробки протеза.

Дана конструкція виготовлялася на на 97 перших молярів нижньої щелепи всім пацієнтам груп 1, 2 та 3. У всіх випадках виготовлялися одиночні коронки. Також показанням до застосування даної конструкції можуть виступати більші за протяжністю дефекти зубних рядів, адже дана конструкція поєднує високі функціональні та естетичні характеристики.

Суть вдосконалення конструкції полягала в тому, що після обстеження порожнини рота та підготовки кукси зуба під естетичну конструкцію отримували цифровий відбиток порожнини рота за допомогою інтраорального сканера.

В подальшому, за допомогою ліцензованого програмного забезпечення (базуючись на цифрових заготовках повноцінного відтворення оклюзійних

співвідношень, які знаходяться в закладці «Library») моделювався каркас конструкції з повним моделюванням оклюзійної поверхні.

Відмодельовану віртуальну конструкцію фрезерували на фрезерному станку з диоксиду циркону “Prettau” («Zirconzahn», Німеччина). Виготовлення цирконієвого каркасу відбувалося у фрезерному апараті з заготовки. Фрезами, без участі техника, вирізалася форма каркасу з повним відтворенням анатомічної поверхні зуба, після чого каркас поміщався у піч, проводилося спікання каркаса за температури стільки то часу.

Наступним етапом було облицювання каркасу керамічної масою Biodenta з метою надання конструкції високих естетичних характеристик.

Особливу увагу звертали на естетичний аспект виготовлення даного протеза, який полягав у наданні максимально природного вигляду конструкції за допомогою барвників у ділянці оклюзійної поверхні. Останнім лабораторним етапом було глазурування конструкції протеза.

У клініці ортопедичної стоматології протези фіксувалися на цемент подвійного затвердіння “Panavia SA” (Kuraray, Японія).

На наступний день після фіксації, а також через 3 та 6 місяців після проведення даної маніпуляції проводилося вивчення площі оклюзійних контактів у ділянці зубів, які були проліковані з допомогою запропонованої конструкції.

3Shape Trios оптимізовано для підтримки всіх видів стоматологічних конструкцій, а до унікальних особливостей відносяться: сканування без застосування спрею, висока точність, клінічна перевірка сканування, он-лайн зв'язок з лабораторією, інтуїтивний сенсорний інтерфейс користувача та можливість обчислення та виявлення оклюзійних супраконтактів.

Дослідження виконувалися в робочому кабінеті. Даний кабінет максимально адаптований до вимог, які ставляться до таких приміщень у США та Західній Європі з метою створення позитивного мікроклімату приміщення та зменшення часу підготовки пацієнта до дослідження та забезпечення цим самим якості результатів обстеження, а також дотримання

вимог висунутих виробником апарата. Стіл з апаратом та комп'ютером, а також крісло лікаря були на коліщатах, щоб він міг вільно працювати з апаратом навколо пацієнта, не турбуючи лишній раз останнього. Крісло пацієнта розташоване навпроти стіни, щоб не відволікати обстежуваного. Час, відведений для проведення дослідження – не більше 10 хв, з урахуванням підготовки пацієнта. Особлива увага приділялася шумоізоляції кімнати для забезпечення повного розслаблення пацієнта в напівгоризонтальному положенні в стоматологічному кріслі.

Згідно методики проведення дослідження всі обстеження проводилися при температурі  $23^{\circ}\text{C} \pm 0,5^{\circ}\text{C}$  з 10 до 14 год.

Параметр сканування оклюзії з'являвся на панелі інструментів у нижній частині екрана з спливаючим вікном, що відображалося як гід: сканування зімкнутих зубних рядів проводилося під час переміщення наконечника апарата за допомогою одного проходження сканера по поверхнях. Сканувалися усі поверхні досліджуваних зубів верхньої та нижньої щелеп.

Після закінчення сканування в програмі відкривали вікно «Аналіз» із спеціальними інструментами для перевірки сканування зображення.

Встановлено, що середня площа оклюзійних контактів у даній групі становила для 36 зуба —  $(7,35 \pm 2,17)$  мм<sup>2</sup>, для 46 зуба —  $(7,42 \pm 2,54)$  мм<sup>2</sup>, що збігається із даними літератури для 36 зуба —  $(7,05 \pm 2,21)$  мм<sup>2</sup> ( $p > 0,05$ ), для 46 зуба —  $(7,62 \pm 1,98)$  мм<sup>2</sup> ( $p > 0,05$ ) відповідно. Проводячи статистичний аналіз даних літератури та власних досліджень не встановлено достовірної вірогідності різниці даних, тому за показник норми взято середнє значення проведених нами досліджень між 36 і 46, що становило  $(7,39 \pm 2,33)$  мм<sup>2</sup>.

Для повноцінного дослідження та можливості прогнозування вивчалася зміна показників оклюзійних контактів зубів, на які виготовлялися ортопедичні конструкції та кожного із горбків нижнього моляра.

Вивчалися оклюзійні контакти щічномедіального, щічнодистального, дистального, язиковомедіального та язиководистального горбків.

Особливості, які вдалося виявити під час дослідження були наступними. У відсотковому співвідношенні у групі 1 спостерігалось збільшення площі оклюзійних контактів 36 чи 46 із зубами-антагоністами вже через 1 місяць після фіксації конструкції на  $(4,43 \pm 3,18) \%$  ( $p \geq 0,05$ ) та через 3 та 6 місяців збільшення площі контактів із достовірною вірогідністю різниці даних у порівнянні із площею, зафіксованою після фіксації ортопедичної конструкції на  $(31,38 \pm 8,45) \%$  ( $p < 0,05$ ) та  $(45,31 \pm 9,20) \%$  ( $p < 0,01$ ) відповідно.

Схожа ситуація спостерігалася у групі 2. Незважаючи, на значне збільшення площі контактів  $((23,07 \pm 7,57) \%$  ( $p < 0,05$ ) через 3 місяці після фіксації та  $(35,65 \pm 8,66) \%$  ( $p < 0,05$ ) через 6 місяців, виражене абсолютними числами та наявності достовірної вірогідності різниці даних середне відхилення дозволяє припускати, що у порівнянні між собою дані після 3 та 6 місяців після фіксації конструкції знаходяться у межах допустимої статистичної похибки а процес збільшення площі контактів внаслідок стирання поверхонь у дані часові проміжки не становить загрози порушення цілісності облицювальних матеріалів чи порушенні функції зубних рядів.

У групі 3 всі показники практично не змінювалися за весь період спостереження, була відсутність достовірної вірогідності різниці даних та перебували у межах статистичної похибки у відсотковому співвідношенні, що було виражено такими показниками: збільшення площі контактів із зубами-антагоністами через 1 місяць після фіксації конструкції склало  $(0,26 \pm 0,09) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 та 6 місяців -  $(0,4 \pm 0,16) \%$  ( $p \geq 0,05$ ).

З метою визначення зон комфорту та ділянок ризику проведене дослідження та вивчення розподілу площі оклюзійних контактів на ділянку контакту кожного із 5 горбиків першого моляра по відношенню до їхніх антагоністів у абсолютному та відсотковому співвідношенні.

Встановлено, що найвищий ступінь стирання є припадає щічномедіальний горбок – зростання площі на  $(7,87 \pm 4,38) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 місяці на  $(35,39 \pm 8,44) \%$  ( $p < 0,05$ ), а через 6 місяців на  $(52,81 \pm 8,84) \%$  ( $p < 0,05$ ). У групі 2 динаміка змін була наступною: через 1 місяць після

фіксації конструкції спостерігалось збільшення площі оклюзійних контактів на  $(3,98 \pm 3,18) \%$  ( $p \geq 0,05$ ), через 3 місяці на  $(27,27 \pm 8,22) \%$  ( $p < 0,05$ ), а через 6 місяців на  $(37,50 \pm 8,80) \%$  ( $p < 0,05$ ). У групі 3 змін практично не спостерігалось. Тільки через 3 місяці після проведеного лікування площа оклюзійних контактів зросла на  $(1,71 \pm 0,78) \%$  ( $p \geq 0,05$ ). Найменший вплив – на дистальний горбик. Незважаючи, на найзначнішу динаміку змін, враховуючи, малі числові значення, характерні для даної ділянки, показники цього горбка не є показовими. Однак, наявність достовірної вірогідності різниці даних у пацієнтів групи 1 через 6 місяців після проведення дослідження  $(0,58 \pm 0,09) \text{ мм}^2$  ( $p < 0,05$ ) дозволяють стверджувати несумісність поєднання удосконаленої ортопедичної конструкції з металопластмасовими незнімними протезами.

Електроміографічне дослідження складалось із аналізу абсолютних значень максимальних амплітуд *m.masseter* та *m.temporalis* у стані відносного фізіологічного спокою, виконання функціональної проби максимального стиснення щелеп та вивчення балансу роботи м'язів з допомогою індексної оцінки по Ферраріо.

Активний електрод, який позначений чорним кольором шнура, розміщувався на черевці м'яза, в той час, коли референтний електрод, помічений червоним кольором дроту, фіксували на спинку носа. Дана ділянка тіла є малорухомою, що забезпечує адекватні показники активного електрода, тобто досліджуваної ділянки з дотриманням правила фіксованої між електродної відстані.

Основний етап роботи включав у себе виконання ряду функціональних проб:

- 1) запис електроміограми протягом 3,5 сек у стані відносного фізіологічного спокою,
- 2) запис електроміограми протягом 3,5 сек максимального стиснення щелеп,

3) запис електроміограми протягом 3,5 сек максимального стиснення щелеп із стандартними ватними валиками довжиною 10 см,

Кожна проба виконувалася тричі. При аналізі брався до уваги середній показник із трьох аналогічних проб.

Враховуючи те, що електронеуроміограф «Нейро-ЕМГ-Микро» є двоканальним, після закінчення дослідження жувальних м'язів електроди перекладалися на передні пучки скроневих м'язів та проводилося аналогічне дослідження м. Temporalis із перервою 5 хвилин для відпочинку пацієнта.

Біоелектричну активність жувальних м'язів досліджували за схемою – одночасно в симетричних м'язах обох сторін.

Великий розмір і віддаленість від м'язової тканини поверхневого електроду дозволяє реєструвати з його допомогою сумарну біоелектричну активність м'язів. ЕМГ, яка є інтерференцією потенціалів дії багатьох сотень м'язових волокон.

У дослідженнях використовували стандартні відведення.

Метод функціональних проб поверхневої електроміографії базується на реєстрації та аналізі біопотенціалів жувальних м'язів у стані фізіологічного спокою та при максимальних навантаженнях на жувальні та скроневі м'язи (максимальне стиснення щелеп).

Метод дозволяє об'єктивно характеризувати стан жувальних м'язів при їхніх максимальних навантаженнях без харчових подразників та в стані фізіологічного спокою. Метод визначення середньостатистичного значення роботи жувальних та скроневих м'язів, базується на виведенні середньостатистичного показника максимальних амплітуд правих та лівих власне жувальних та скроневих м'язів у стані фізіологічного спокою, та стиснення щелеп.

Індексна оцінка стану жувальних та скроневих м'язів по Ferrario, базується на математичному обчисленні індексів максимальних амплітуд жувальних м'язів при їхньому максимальному напруженні (стискуванні щелеп без та з прикусними ватними валиками). Аналізуються проби № 2, 3.

Метод дозволяє у відсотковому співвідношенні виявити баланс розподілу навантаження на жувальні м'язи, ефективність їх роботи, домінування однієї зі сторін при навантаженнях, симетричність роботи жувальних м'язів.

Для автоматизованого розрахунку результатів дослідження жувальних проб, а також обчислення індексної оцінки за Ферраріо використовувалася спеціальна комп'ютерна програма «DiagnosticDocExtractor».

При вивченні показників у стані відносного фізіологічного спокою найбільш важливим фактором відзначено те, що через 3 місяці після проведеного лікування, у групі 1 спостерігалось повторне розбалансування роботи *m.masseter* та підвищення максимальних амплітуд на стороні, де було проведене лікування до  $(36,23 \pm 0,36)$  МкВ та зниження аналогічних показників із протилежної сторони до  $(33,18 \pm 1,47)$  мкВ. Дане явище підтверджує результати експериментального дослідження. Дані, отримані при вивченні *m. temporalis* (у пацієнтів групи 1 на стороні ураження до лікування –  $(33,13 \pm 1,59)$  мкВ, через 1 місяць після лікування –  $(33,24 \pm 1,18)$  мкВ, через 3 місяці –  $(33,02 \pm 1,82)$  та через 6 місяців –  $(32,65 \pm 0,64)$  мкВ, а з протилежної дефекту сторони –  $(36,29 \pm 2,06)$  мкВ, через 1 місяць після лікування –  $(36,48 \pm 2,63)$  мкВ, через 3 місяці –  $(35,69 \pm 1,85)$  та через 6 місяців –  $(35,7 \pm 2,71)$  мкВ) вказали на те, в процесі експлуатації поєднаних металопластмасових конструкцій та протезів на основі диоксиду циркону практично не відбулося перебудови роботи *m. temporalis* а при поєднанні даних конструкцій вже через 3 місяці після їхньої фіксації спостерігається не тільки стирання оклюзійних поверхонь, а й перенавантаження групи премоларів.

Вказана тенденція спостерігалася в подальшому через 6 місяців після лікування та характеризувалася даними на стороні, де було проведене лікування показниками  $(38,04 \pm 2,11)$  мкВ та з протилежної сторони –  $(30,85 \pm 0,53)$  мкВ. На відміну від пацієнтів групи 1, через 3 місяці після проведеного лікування у групі 2 спостерігалася стабілізація показників

поверхневої електроміографії на рівні  $(34,13 \pm 1,23)$  мкВ на стороні, де проводилося лікування та  $(34,38 \pm 1,28)$  мкВ на протилежній стороні через 6 місяців після проведеного лікування.

Функціональна проба максимального стиснення щелеп продемонструвала те, що незважаючи на високий ступінь стирання оклюзійної поверхні досліджуваних зубів у пацієнтів групи 2 на функцію зубощелепної системи це практично не вплинуло, очевидно за рахунок близькості фізико-механічних даних матеріалів конструкції, що виразилося у числовому значенні через 6 місяців після проведеного лікування для порівняння у всіх групах наступним чином: група 1 зі сторони дефекту –  $(976,25 \pm 74,37)$  мкВ ( $p < 0,05$ ), з протилежної сторони –  $(983,94 \pm 72,44)$  мкВ ( $p < 0,05$ ), група 2 – зі сторони дефекту –  $(1265,83 \pm 79,91)$  мкВ ( $p > 0,05$ ), з протилежної сторони –  $(1285,31 \pm 64,53)$  мкВ ( $p > 0,05$ ), група 3 зі сторони дефекту –  $(1296,82 \pm 113,08)$  мкВ ( $p > 0,05$ ), з протилежної сторони –  $(1301,63 \pm 124,25)$  мкВ ( $p > 0,05$ ).

Технологія виготовлення коронок на основі диоксиду циркону за загальноприйнятою та удосконаленою технологією, точність моделювання та фрезерування конструкцій дозволило отримати вищі показники балансу жувальної групи м'язів у пацієнтів групи у порівнянні з даними контрольної групи через 6 місяців після проведеного лікування – індекс  $(MVC/RMC) \cdot 100\%$  –  $(92,71 \pm 1,14) \%$  ( $p > 0,05$ ), індекс РОС m.masseter –  $(85,34 \pm 2,51) \%$  ( $p > 0,05$ ), індекс РОС m.temporalis –  $(90,20 \pm 1,05) \%$  ( $p > 0,05$ ).

Тобто, найбільш виражене порушення оклюзійних контактів, що відображається на функції жувальної групи м'язів спостерігалось при поєднанні зустрічних металопластмасових конструкцій з протезами на основі диоксиду циркону. Посилене стирання поверхонь є очевидним уже через 3 місяці після проведеного ортопедичного лікування та посилюється через 6 місяців після нього.

Водночас, через 6 місяців після лікування при поєднанні металокерамічної конструкції та протеза на основі диоксид циркону

спостерігалось незначне первинне порушення функції, що відобразилося при функціональній пробі у стані відносного фізіологічного спокою та було практично не помітне при виконанні проби максимального стиснення щелеп, що доказало відсутність на даному часовому відрізку порушення функції. Тому, можна стверджувати, що поєднання таких видів конструкції одночасно є допустимим та з певним ризиком порушення цілісності однієї із конструкцій можливе у використанні на протязі довшого часового відрізка, ніж 6 місяців. Водночас дане питання потребує подальшого вивчення та спостереження за пацієнтами для встановлення максимального терміну служби таких конструкцій в ротовій порожнині пацієнтів.

Найбільш адекватним та надійним є поєднання зустрічних ортопедичних конструкцій із диоксиду циркону, що продемонстрував їхній вплив на жувальну групу м'язів та зубощелепову систему загалом.

Таким чином, у процесі дослідження нами проведено обстеження 127 пацієнтів, з яких 97 – із дефектом твердих тканин зубів, які потребували ортопедичного лікування одиночними коронками, та 30 осіб з інтактним жувальним апаратом. Вивчалася динаміка змін площі оклюзійних поверхонь між удосконаленими ортопедичними конструкціями та металопластмасовими, металокерамічними та керамічними на основі диоксиду циркону конструкціями, виготовленими за загальноприйнятими методиками. Із метою запобігання порушення уніфікованості дослідження, на основі даних анамнезу та об'єктивних методів обстеження: стоматологічного огляду та пальпації та перкусії виключалися пацієнти, які мали патологію скронево-нижньощелепного суглобу, парафункції жувальних м'язів, тощо. Серед пацієнтів основних груп з допомогою інтраорального сканера 3Shape Trios проводили дослідження площі контактів, на основі якого встановлено, що внаслідок експлуатації конструкцій у всіх випадках спостерігається стирання оклюзійних поверхонь, що веде до збільшення їхньої площі. Найвиразніше даний процес спостерігався при поєднанні удосконаленої конструкції та протеза із металопластмаси уже через 3 місяці

після проведеного лікування, що свідчить про можливість негативного прогнозу конструкцій у віддалених термінах лікування. Практично відсутня зміна динаміки при поєднанні керамічних конструкцій на основі діоксиду циркону, що свідчить про їхній позитивний прогноз у віддалених термінах лікування. Статистичні дані свідчать про те, що дані поєднання конструкцій можуть бути, у визначенні рамками дослідження вони не порушують функцію зубощелепної системи, однак, можуть мати різний вплив у віддалені терміни.

З допомогою електронейроміографа «Нейро-ЕМГ-Микро» багатопараметрове електроміографічне обстеження, на основі яких, встановлено, що в залежності від виду комбінації конструкцій спостерігається підвищення максимальних амплітуд (мкВ) у стані відносного фізіологічного спокою та зниження максимальних амплітуд *m.masseter* та *m.temporalis* через 3 та 6 місяців після проведеного ортопедичного лікування, зниження відсотка симетричності їх роботи при виконанні функціональних проб при поєднанні металопластмасових конструкцій із запропонованою, або в меншій мірі – металокерамічних із запропонованими.

На основі проведених досліджень очевидною є ефективність використання удосконаленої конструкції керамічного протеза на основі діоксиду циркону та аналогічного, виготовленого за загальноприйнятою методикою.

## ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі наведено вирішення актуальної проблеми ортопедичної стоматології - підвищення ефективності ортопедичного лікування пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів та клініко-експериментально обґрунтовано вибір конструкційних матеріалів для формування стійких оклюзійних співвідношень естетичних незнімних зубних протезів.

1. Експериментально доведено, що диоксид циркону має високі показники границі міцності на згин, часу та швидкості зношування, відносної зносостійкості в порівнянні з акриловими пластмасами і керамічними масами та є найбільш ефективним для конструювання оклюзійних поверхонь незнімних ортопедичних конструкцій. Встановлено, що акрилова пластмаса має найгірші фізико-механічні показники у порівнянні з керамікою та диоксидом циркону, а саме: швидкість зношування акрилової пластмаси становить  $2,02 \cdot 10^{-4}$  мм<sup>3</sup>/с, тоді як показник диоксиду циркону -  $2,98 \cdot 10^{-5}$  мм<sup>3</sup>/с. Відносна зносостійкість диоксиду циркону більш, ніж у 10 разів перевищує акрилову пластмасу і в 4 рази перевершує польовошпатну кераміку.

2. Нами запропоновано вдосконалену конструкцію штучної коронки, каркас та оклюзійні поверхні, які контактують із зубами-антагоністами виготовляються з диоксиду циркону, а решта поверхні коронки облицьовуються керамікою, і яка має переваги фізико-механічних характеристик, високі естетичні та біосумісні параметри, сприяє формуванню стійких оклюзійних співвідношень. При поєднанні оклюзійних поверхонь на основі диоксиду циркону через 6 місяців після лікування збільшення площі контактів становило тільки  $0,4 \pm 0,16$  %, що свідчить про максимальну біосумісність та ефективність лікування. Встановлено, що через 3 місяці після фіксації металопластмасових конструкцій протезів, поєднаних з незнімними протезами на основі диоксиду циркону на зубах-антагоністах площа оклюзійних контактів збільшувалася на  $31,38 \pm 8,45$  % у порівнянні із

даними, отриманими відразу після фіксації. При поєднанні конструкцій з польовошпатної кераміки та диоксиду циркону збільшення площі контактів достовірно зросло на  $29 \pm 5,66$  % через 6 місяців після лікування.

3. Точність виготовлення конструкцій на основі диоксиду циркону дозволило отримати вищі показники ЕМГ жувальної групи м'язів у пацієнтів даної групи через 6 місяців після проведеного лікування – індекс  $(MVC/RMC) \cdot 100\%$  -  $(92,71 \pm 1,14)$  %, індекс РОС m.masseter -  $(85,34 \pm 2,51)$  %, індекс РОС m.temporalis -  $(90,20 \pm 1,05)$  %. Незважаючи на значне стирання оклюзійних поверхонь при поєднанні конструкцій із облицюванням з різних матеріалів порушення функції жувальної групи м'язів спостерігалось тільки при використанні металопластмасових незнімних конструкцій через 6 місяців після лікування:- індекс  $(MVC/RMC) \cdot 100\%$  складав  $(86,51 \pm 1,92)$  %, індекс РОС m.masseter -  $(80,83 \pm 4,37)$  %, а індекс РОС m.temporalis -  $(80,55 \pm 1,66)$  %.

4. Клінічно доведено ефективність ортопедичного лікування пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів за допомогою незнімних зубних протезів на основі диоксиду циркону, що характеризується достовірним покращенням індексів гігієни та пародонтальних індексів. Індекс Грін-Вермільйона через 6 місяців після фіксації удосконаленої нами конструкції становив  $(0,54 \pm 0,06)$  балів, тоді як у пацієнтів з металоакриловими протезами він достовірно погіршився до  $(1,66 \pm 0,09)$  балів. Показник даного індексу в групі пацієнтів із конструкціями на основі диоксиду циркону був достовірно кращим в цей термін і становив  $(0,54 \pm 0,06)$  балів. Пародонтальний індекс Рассела у пацієнтів із коронками з диоксиду циркону через 6 місяців після ортопедичного лікування становив  $(0,31 \pm 0,04)$  балів, що є найближчим до показника контрольної групи -  $(0,24 \pm 0,03)$  балів. Показники даного індексу у пацієнтів із металоакриловими та металокерамічними коронками на зубах-антагоністах становили  $(0,82 \pm 0,07)$  та  $(0,48 \pm 0,05)$  балів відповідно, що підтверджує відсутність негативного впливу конструкцій з диоксиду циркону на стан тканин пародонту.

## ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. Нами було розроблено та впроваджено в клінічну практику конструкцію естетичної штучної коронки, каркас та оклюзійна поверхня якої виготовлена з диоксиду циркону, а поверхні, що не контактують із зубами-антагоністами облицьовані керамікою, яка володіє високими естетичними, біологічними та фізико-механічними характеристиками, сприяє формуванню стійких оклюзійних співвідношень. При препаруванні твердих тканин на оклюзійній поверхні при виготовленні запропонованої конструкції з керамічним облицюванням необхідна товщина складає 0,8-1,0 мм, що дозволяє зберігати опорні зуби вітальними. Також, знижується до мінімуму необхідність пришліфовування передчасних контактів у зв'язку з високою точністю виготовлення оклюзійної поверхні, яка моделюється в спеціалізованому програмному середовищі з урахуванням точкових контактів із зубами-антагоністами.

2. Запропонована конструкція штучної коронки показана до застосування на фронтальних і бічних зубах у пацієнтів з дефектами твердих тканин зубів і дефектами зубних рядів, а також має високі показники зносостійкості і естетичні характеристики, біосумісність з тканинами маргінального пародонту. Для вибору методу лікування та визначення ефективності запропонованих методів у віддалені терміни обґрунтовано використання комплексу діагностичних методів, зокрема інтраорального сканування, індексу гігієни та пародонтальних індексів.

3. Для попередження стирання оклюзійних поверхонь і негативного впливу на маргінальний пародонт та жувальні м'язи рекомендовано використовувати незнімні протези з оклюзійними поверхнями на основі диоксиду циркону на зубах-антагоністах.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Анисимова СВ, Лебеденко ИЮ, Левин ВМ, Макарычев ЮБ, Подзорова ЛИ, Хван ВИ, Мороков ЕП. Изучение зоны контакта и прочности сцепления нано-структурированной керамики на основе диоксида циркония с облицовочным материалом в цельнокерамических зубных протезах. Российский стоматологический журнал. 2014;2:25-28.
2. Ахмад И. Стоматологическая эстетика. Дентарт. 2007; 3: 14-21.
3. Баля ГМ. Ортопедичне лікування патологічного стирання твердих тканин зубів ускладненого частковою втратою зубів. Український стоматологічний альманах. 2013; 4: 38-41.
4. Беляков ГИ. Изучение влияния плавиковой кислоты и сандбластинга при цементной фиксации керамических конструкций из диоксида циркония и лития дисиликата. Тезы 55 итоговой студенческой научной конференции с международным участием. 2016; 131 - 132.
5. Бібен АВ, Ожоган ЗР. Трибологічне випробовування стоматологічних естетичних конструкційних матеріалів. Вісник стоматології. 2018; 29 (3): 41-46.
6. Біда ОВ. Оцінка характеру оклюзійних співвідношень в осіб із включеними дефектами зубних рядів ускладненими зубощелепними деформаціями за допомогою T-Scan III. Современная стоматология. 2016; 5: 80-82.
7. Біда ОВ. Патологічні зміни оклюзії обумовлені частковою втратою зубів ускладненою зубощелепними деформаціями. Вісник стоматології. 2016; 4: 34-37.
8. Бойко В. Векторное воздействие на пациента. Дентарт. 2007; 3: 30-37.
9. Бокоч АВ, Ляхіна МВ, Костенко СБ. Комплексна протетична реабілітація пацієнта з диспропорцією та дисколоритом зубів у естетично значущій зоні. Современная стоматология. 2017; 3: 74-79.

10. Борин Дж. Трехмерная визуализация окклюзии. Зубное протезирования. 2017; 2: 4-12.
11. Боян МР, Боян АМ. Спосіб перепрограмування функції жувальних м'язів та м'язів шиї. Пат; 49503 України на корисну модель. 26.04.2010 ; бюл; 8.
12. Брозегини К, Брозегини М, Грачис С, Виголо П. Профилактика сколов керамики на каркасах из оксида циркония по концепции AFAP. Pro Lab iQ. 2015; 18: 218-221.
13. Бутсиуки К, Толидис К, Герасиму П. Прямое нанесение Biodentine под не прямые керамические реставрации. ДентАрт. 2017; 3: 46-50.
14. Варціде Б. Шлюттер Л. Високоестетичний результат інтердисциплінарного лікування. Як дрібнодисперсна польовошпатна кераміка може дарувати природну посмішку. Новини стоматології. 2017; 1: 38-42.
15. Виклюк ІВ, Ожоган ЗР. Вивчення поширеності відсутності коронкової частини зуба. Український стоматологічний альманах. 2012; 1: 60-63.
16. Воляк ЮМ, Ожоган ЗР. Діагностика та планування ортодонтичного лікування пацієнтів зі звуженням зубних рядів із використанням 3D технологій. Український стоматологічний альманах. 2015; 1: 18-22.
17. Воляк ЮМ, Ожоган З. Р. Поширеність етіологія і вплив зубощелепних аномалій на формування лицевого черепа. Галицький лікарський вісник. 2014; 21 число 2: 13-16.
18. Гамильтон А, Джадж Р, Паламара Д, Еванс К. Анализ плотности прилегания абатментов изготовленных по технологии CAD/CAM. Pro Lab iQ. 2015; 18: 89-104.
19. Глазунов ОА, Рабовіл МІ, Глазунов АО. Оклюзійна площина валика прикусу і оцінка методу її формування по М. І. Ларіну. Вісник стоматології. 2013; 3: 54-57.

20. Готь СР Угрин ММ, Фаль ОМ, Бариляк АЯ, Панас МА. Інтенсивність утворення біоплівки на титанових і оксид-цирконієвих поверхнях у досліді *in vivo* на прикладі *Streptococcus mitis* та *Streptococcus salivarius*. Український стоматологічний альманах. 2017; 1:
21. Гудой А. Точність CAD/CAM і ручної роботи. Осінь 2014: навчальний центр в м. Брукіно. Зубное протезирование. 2015; 4: 8-15.
22. Гудой А. Точність CAD/CAM і ручної роботи. Новини стоматології. 2015; 3: 20-23.
23. Даер Т, Лобел У, Массад Дж. Определение и регистрация окклюзии: просто и предсказуемо. Стоматолог Инфо. 2017; 4: 36-39.
24. Дамианиди ВВ, Гамыдов К М, Беликов А, Савостин А. Циркониевый каркас на винтовой фиксации с цементируемыми коронками. Стоматолог инфо. 2016; 1: 27-28.
25. Дахно Л. Конусно-лучевая компьютерная томография и 3D – цефалометрия: метод изучения черепно-челюстно-лицевых деформаций. ДентАрт. 2017; 3: 18-23.
26. Децик ОЗ. Методичні підходи до узагальнення результатів наукових досліджень. Галицький лікарський вісник. 2011; 2: 5-8.
27. Джода Т. Устранение осложнений ортопедического лечения с опорой на имплантаты после поломки абатмента из оксида циркония в эстетически значимой зоне. Perio iQ. 2015; 26: 201-205.
28. Дидик НМ. Планування клінічне обґрунтування та прогностична оцінка результатів незнімного протезування з опорними ендодонтично лікованими зубами : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня кандидата мед. наук : спец. 14.01.22 “Стоматологія”. 2008. 20 с.
29. Діасамідзе ЕДж. Діагностика профілактика та лікування зон підвищеної больової чутливості на слизовій оболонці протезного поля у пацієнтів при знімному зубному протезуванні : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня кандидата мед. наук : спец. 14.01.22 “Стоматологія”. 2012. 20с.

30. Дрогомирецька МС, Фадеева О. В. Використання цифрових технологій в ортодонтичній практиці. Вісник стоматології. 2013; 1: 181-181.
31. Дрогомирецька МС, Гергель ІМ, Єзерська ОО. Використання апарату T-SCAN III у ортодонтії. Вісник стоматології. 2013; 1: 180-181.
32. Захарова ГЄ. Нормалізація оклюзійних співвідношень у комплексі лікувальних заходів при генералізованому пародонтиті у хворих на цукровий діабет. Новини стоматології. 2017; 1: 7-12.
33. Калп Л. Стоматологическая клиника и лаборатория: успешное партнёрство в эпоху CAD/CAM. Dental Tribune. 2015; 5: 19-20.
34. Кану П. Баратьери Л. Андретти Ф. Компьютерные технологии моделирования и производства реставраций: новый мир точности и совершенства. QDT – Квинтэссенция зубного протезирования. 2015; 1: 127 – 144.
35. Клим'юк ЮВ, Ожоган ЗР. Удосконалена методика і математичне обґрунтування препарування фронтальних зубів при виготовленні естетичних суцільнолитих конструкцій. Галицький лікарський вісник. 2013; 20 число 4: 25-28.
36. Коваленко ВВ, Ткаченко ІМ. Застосування електронної мікроскопії для вивчення структури твердих тканин при підвищеній стертості зубів. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник української медичної стоматологічної академії. 2016; 162: 54.
37. Ковалюк АВ, Ожоган ЗР. Вивчення механізмів розвитку і особливостей клініки вторинних деформацій у пацієнтів з дефектами зубних рядів. Галицький лікарський вісник. 2014; число 3: 27-28.
38. Ковалюк АВ, Ожоган ЗР. Ефективність застосування індивідуальної знімної шини-капи з метою коригування зубощелепних деформацій у пацієнтів з дефектами зубних рядів. Галицький лікарський вісник. 2017; 2: 18-21.
39. Корж ВИ. Нуждаемость в протезировании и причины утраты зубов. Вестник гигиены и эпидемиологии. 2008; 1: 171.

40. Король ДМ, Король МД, Скубій ІВ, Кіндій ДД, Тончева ЄД, Ярковий ВВ. Жувальна ефективність як критерій оцінки функціонального стану зубощелепної системи. Український стоматологічний альманах. 2016; 1: 13.
41. Костиленко ЮП, Аноприєва НМ, Петренко АІ. Морфологическое сходство и различие между функциональной и патологической стираемостью зубов. Український стоматологічний альманах. 2013; 1: 12-16.
42. Костишин АБ, Рожко ММ, Гриб ВА, Пелехан ЛІ. Спосіб експрес-діагностики стану жувальних та скроневих м'язів з допомогою електронеуроміографа: інформ. лист / Івано-Франківський національний медичний університет. 2015. 4 с.
43. Костишин АБ. Електроміографія в українській ортопедичній стоматології: досягнення проблеми перспективи. Архів клінічної медицини. 2011; 2: 17.
44. Костишин АБ. Особливості показників поверхневої електроміографії в осіб молодого віку. Галицький лікарський вісник. 2014; 21 число 3; 29-30.
45. Костишин АБ, Рожко ММ, Пелехан ЛІ. Динаміка змін міостатичних рефлексів m. masseter та m. temporalis у пацієнтів зі зниженою висотою прикусу після тимчасового ортопедичного лікування. Галицький лікарський вісник. 2015; 22 число 4 1: 36-38.
46. Костишин АБ, Рожко ММ, Пелехан ЛІ. Динаміка змін рефлексів m. masseter та m. temporalis у пацієнтів зі зниженою висотою прикусу після тимчасового ортопедичного лікування. Галицький лікарський вісник. 2015; 21 число 3 1: 36-39.
47. Костишин АБ, Рожко ММ, Пелехан ЛІ. Індексна оцінка показників балансу роботи m. masseter та m. temporalis у процесі лікування пацієнтів зі зниженою висотою прикусу незнімними ортопедичними конструкціями. Галицький лікарський вісник. 2015; 22 число 2: 47-49.

48. Костишин АБ, Рожко ММ, Пелехан ЛІ. Показники графіків турно-амплітудного аналізу поверхневих електроміограм при виконанні жувальної проби у пацієнтів зі зниженою висотою прикусу в ранні терміни після тимчасового ортопедичного лікування. Галицький лікарський вісник 22. 2015; число 1: 38-42.

49. Костишин АБ, Рожко ММ, Пелехан ЛІ. Показники графіків поверхневих електроміограм при виконанні жувальної проби у пацієнтів зі зниженою висотою прикусу в ранні терміни після тимчасового ортопедичного лікування. Галицький лікарський вісник. 2015; 23 число 2: 35-38.

50. Костишин АБ, Рожко ММ, Пелехан ЛІ. Протокол електроміографічного дослідження жувальних та скроневих м'язів у пацієнтів із зниженою висотою прикусу з допомогою електронейроміографа «Нейро-ЭМГ-Микро». ПРИКАРПАТСЬКИЙ ВІСНИК НТШ Пульс. 2012; 4 20: 49-54.

51. Кочанов С. Индивидуальная комбинированная супраструктура за одно посещение с использованием технологии CEREC: абатмент на основе титана и оксида циркония коронка – полевошпатная керамика. Dental Times 2015; 24: 3-4.

52. Кривенький ТП. Тривимірне моделювання металокерамічних конструкцій зубних протезів при різних дефектах зубних рядів. Галицький лікарський вісник. 2014; 21 число 1: 37-39.

53. Кулигін ОБ. Обґрунтування раціонального вибору відновлювальних стоматологічних матеріалів для незнімного протезування: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня кандидата мед. наук : спец. 14.01.22 “Стоматологія”. 2014. Львів 20с.

54. Куцевляк ВФ. Куцевляк В. Ф. Лахтін Ю. В. & Лахтин Ю. В. Индексна оцінка пародонтального статусу. 2-ге вид. перероб і доп. Суми 2015.

55. Кучера МВ. Шуклін В. А. Спосіб електростимуляції жувальних м'язів. Пат; 52129 України на корисну модель. 10.08.2010 ; бюл; 15.

56. Лабунец ОВ, Деньга ОВ, Лабунец ВА, Диева ТВ, Лепский ВВ, Романова ЮГ. Частота возникновения и анатомо-топографическая характеристика вторичных зубочелюстных аномалий и деформаций у лиц молодого возраста гг. Ивано-Франковска и Тернополя с малыми включенными дефектатами зчбных рядов. Галицький лікарський вісник. 2014; 2: 43-46.
57. Ланг ГЮ. Виготовлення композитних мостоподібних протезів із VITA YZ® і VITA ENAMIC® за цифровою технологією VITA Rapid Layer Technology. Новини стоматології. 2017; 2: 54.
58. Лебеденко ИЮ, Назарян Р Г, Романкова НВ. Сопоставительный анализ современных методов изготовления мостовидных зубных протезов на основе диоксида циркония. Российский стоматологический журнал. 2015; 2: 6-9.
59. Левандовський РА. Визначення оклюзійних співвідношень у пацієнтів зі складною щелепно-лицевою патологією при користуванні різними типами знімної ортопедичної апаратури за допомогою апаратно-програмного комплексу T-SCAN III®США. Галицький лікарський вісник. 2014; 21 число 2: 46-51.
60. Лещук ЛС, Лещук ЄС, Мандзюк Т: Визначення ділянок силових напружень у зубі під час функціонально-оклюзійного навантаження. Современная стоматология. 2013; 1: 122-125.
61. Лещук Л: Міжзубний контактний пункт жувальних зубів і його значення в збереженні стабільності зубних рядів. Український стоматологічний альманах. 2016; 13.
62. Лисейко НВ, Левандовський РА, Коваль ЄА. Порівняльна характеристика методів визначення порушень оклюзії зубних рядів. Галицький лікарський вісник. 2013; 20 число 4: 37-40.
63. Лиштва ВГ. Косметичні та ортопедичні аспекти лікування пацієнтів із дефектами зубних рядів незнімними конструкціями протезів :

автореф. дис. на здобуття наук. ступеня кандидата мед. наук : спец. 14.01.22 “Стоматологія”. Полтава 2010.

64. Ломиашвили ЛМ, Гателюк ОВ, Погадаев ЛВ. Цифровые технологии восстановления коронковой части. Стоматолог инфо. 2016; 11-12: 38-40.

65. Максимов М, Пхакадзе И, Павлишин С. Клинический случай. Применение коронок с фрезированными окклюзионными поверхностями и мостовидных протезов с каркасом из диоксида циркония. Зубное протезирования. 2013; 4: 32-35.

66. Мамедова ЛА. Фрагменты выступления «Влияние окклюзионной нагрузки на устойчивость зубов после эндодонтического лечения». Стоматолог инфо. 2016; 11: 22-24.

67. Маннанова ФФ. Тимербулатова Г. А. & Галиуллина М. В. Окклюзионный контроль результатов комплексного лечения осложненных форм аномалий прикуса у взрослых консервативными методами. Проблемы стоматологии. 2017; 3: 73-79.

68. Матко С. Определение наиболее оптимального метода заключительного этапа ортопедического лечения пациентов с помощью реставраций изготовленных по CAD/CAM технологии системой Chairside. Стоматология 2015; 6: 64-63.

69. Мищенко ОН. In-vivo оценка взаимодействия мягкой ткани с наноструктурированной поверхностью  $ZrO_2$  и  $TiO_2$ . Современная стоматология. 2016; 5: 53-57.

70. Моисеев Ф. 7 причин плохого прилегания коронки или каркаса изготовленных на CAD/CAM. iDENTAL GEEK. 2015; 10: 74-76.

71. Мурадов МА, Ряховский АН, Бойцова ЕА. Изучение величины вертикальной погрешности сопоставления моделей при использовании различных материалов и различных методов изготовления межокклюзионных регистратов. Стоматология. 2015; 2: 24-24.

72. Неспрядько ВП, Краснов ВЮ, Куц ПВ. Дослідження змін оклюзійної схеми внаслідок стирання штучних зубів знімних протезів у пацієнтів із повною втратою зубів і несприятливими умовами з боку протезного ложа на нижній щелепі. Український стоматологічний альманах. 2015; 5: 38-43.

73. Неспрядько ВП, Терещук ОГ, Скрипник ІЛ, Тихонов ДО, Скибицький В. Визначення термінів репротезування застосовуючи різні схеми переносу оклюзійної інформації при функціональних розладах зубощелепного апарату. Вісник стоматології. 2015; 3: 64-68.

74. Новиков ВМ. Дослідження функціонального стану нижньої щелепи хворих із детермінованими порушеннями оклюзії. Галицький лікарський вісник. 2013; 20 число 1: 65-69.

75. Ожоган ЗР, Бібен АВ, Бурда МЙ, Бурда ЮМ. винахідники; патентовласники. Спосіб випробовування матеріалів на тертя і зношення Патент України № 125913. 25.05.2018; бюл; 10/2018.

76. Ожоган ЗР, Бібен АВ, Бурда МЙ, Бурда ЮМ. винахідники; патентовласники. Пристрій для випробовування матеріалів на тертя і зношення Пат; 1252914 України на корисну модель. 25.05.2018; бюл; 10/2018.

77. Ожоган ЗР, Бібен АВ, Обідняк ВЗ. винахідники; патентовласники. Комбінований незнімний протез з частковою анатомією оклюзійної поверхні з диоксиду циркону Патент України № 117116. 12.06.2017. бюл; 11.

78. Ожоган ЗР, Бібен АВ, Обідняк ВЗ. винахідники; патентовласники. на корисну модель МПК А61С 5/00 А61С 13/00. Комбінований незнімний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з диоксиду циркону. Патент України № 117533. 26.06.2017. бюл; 12.

79. Ожоган ЗР, Бібен АВ. Експериментальне дослідження стирання зразків з різних ортопедичних конструкційних матеріалів в парах-антагоністах. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною

участю “Інноваційні технології в сучасній стоматології”; Івано-Франківськ. 2015. с 24

80. Ожоган ЗР, Бібен АВ. Спосіб випробовування матеріалів на тертя та зношування та пристрій для його реалізації. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю “Інноваційні технології в сучасній стоматології”. Івано-Франківськ. 2018.с 16

81. Ожоган ЗР, Бібен АВ, Кирилюк МІ, Обідняк ВЗ. Клінічна ефективність застосування естетичних незнімних протезів з комбінованою оклюзійною поверхнею. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю “Інноваційні технології в сучасній стоматології”. 2017. Івано-Франківськ 37 с.

82. Ожоган ЗР, Бібен АВ. Часові аспекти якості незнімних протезів: поєднання конструкційних матеріалів. Галицький лікарський вісник. 2014; 21 число 4: 128-130.

83. Ожоган ЗР, Виклюк ІВ. Методика відновлення твердих тканин зуба при різних ступенях нахилу кореня й коронкової частини зуба. Современная стоматология 2015; 1: 78-82.

84. Ожоган ЗР, Клим'юк ЮВ. Віддалені результати ортопедичного лікування хворих незнімними ортопедичними конструкціями залежно від функціонального стану опорних зубів. Галицький лікарський вісник. 2015; 22 число 1: 57-59.

85. Олесова ВН, Гришкова НО, Жаров АВ, Новоземцева ТН, Ремизова АА. Отдаленные результаты замещения включенных дефектов зубных рядов керамическими протезами на каркасах из диоксида циркония. Медицинский алфавит. 2016; 1: 30-32.

86. Павленко ОВ, Листопад ОП. Вибір методики відновлення коронок перших молярів огляд літератури. Современная стоматология. 2014; 2: 100-103.

87. Пантелеев ВД, Червинец ВМ, Трошин АВ. Микробиоценоз рта на этапах протезирования ортопедическими конструкциями их диоксида циркония. Стоматология. 2015; 1: 50-53.
88. Петренко РВ, Фенко АГ, Петренко АИ, Марченко КВ, Дворник ВН, Павленко АП, Киндий ВД. Биомеханическое обоснование выбора конструкции раннего протеза при протезировании включенных дефектов зубных рядов. Український стоматологічний альманах. 2016; 23: 32-35.
89. Петри К. Съёмные протезы на имплантатах – преимущества диоксида циркония. Зубной техник. 2015; 4: 54-58.
90. Петришин СВ, Ожоган ЗР. Клініко-діагностичні особливості патологічної стертості твердих тканин зубів поєднаної з дефектами зубних рядів захворюваннями тканин пародонта та зубощелепними деформаціями. Галицький лікарський вісник. 2015; 22 число 2: 78-80.
91. Петришин СВ, Ожоган ЗР. Розповсюдженість і клінічні особливості патологічної стертості твердих тканин зубів поєднаної з дефектами зубних рядів захворюваннями тканин пародонта та зубощелепними деформаціями. Галицький лікарський вісник. 2015; 22 число 1: 67-69.
92. Полховский ДМ. Экспериментально-клиническое обоснование применение цельнокерамических коронок изготовленных методом компьютерного фрезерирования: автореф. дис. на соискание науч. степень канд. мед. наук : спец. 14.01.21 “Стоматология”. Минск. 2010. 22 с.
93. Постолаки А. Анатомо-морфологические топографические и биомеханические особенности межзубных контактных поверхностей постоянных зубов. ДентАрт. 2017; 1: 59-66.
94. Присяжнюк ПМ, Бурда МЙ. Триботехнічні властивості карбідосталі NbC-сталь Гадфільда. Problems of Tribology. 2014;71(1): 88-94.
95. Радлинский С. Teethan – революция в анализе окклюзии. Стоматолог Инфо. 2016; 11-12: 8-10.

96. Радлинский СВ. Системное восстановление высоты всех зубов при повышенной стираемости. Дентарт. 2007; 3: 38-48.
97. Ренн УДж. Коронки из дисиликата лития изготавливаемые по методу CAD/CAM с опорой на имплантаты. Dental Tribune. 2015; 4: 3-4.
98. Рогожников АГ, Гилева ОС, Ханов АМ, Шулятникова ОА, Рогожников ГИ, Пьянкова Е. Применение цифровых технологий для изготовления диоксидциркониевых зубных протезов с учетом индивидуальных параметров зубочелюстной системы пациента. Российский стоматологический журнал. 2015;19(1): 46-52.
99. Рогожников АГ, Рогожников ГИ, Порозова СЕ, Коробов ВП, Лемкина ЛМ, Шулятникова ОА, Морозов ИА. Микробные пленки *Staphylococcus epidermidis* ATCC 29887 на поверхности диоксида циркония. Экспериментальное исследование. Российский стоматологический журнал. 2014; 5: 10-15.
100. Ронкин К. Нейромышечная физиологическая концепция в стоматологии. ДентАрт. 2017; 1: 54-58.
101. Ряховский АН. Методика количественной оценки эстетических параметров зубных рядов. Стоматология. 2016; 3: 44-48.
102. Ряховский АН. Сравнительное исследование размерной точности отображения культы зуба и полной зубной дуги полученного с помощью сканирования на различных интраоральных и лабораторных сканерах. Стоматология. 2016; 4: 65-69.
103. Ряховский АН. Сравнительное лабораторное исследование результатов отображения границы препарирования культы зуба полученных с помощью интраоральных сканеров. Стоматология. 2016; 5: 39-46.
104. Семененко ЮІ. Дослідження залежності дії різних факторів під час електроміографічного дослідження на якість отримання результатів. Український стоматологічний альманах. 2010; 4: 63.
105. Сенюк АН. Планируемая окклюзия: подготовка дальнобойной ортопедией. Стоматолог инфо. 2016; 6: 40-44.

106. Сивовол СИ. Оклюзия зубов и жевательная эффетивность. Стоматолог инфо. 2016; 11: 12.
107. Скотт Дж. Точная регистрация прикуса: повышение предсказуемости результата ортопедического лечения. Зубное протезирования. 2015; 4: 2-7.
108. Ткаченко ІМ. Структурні особливості ротової рідини в пацієнтів із підвищеною стертістю твердих тканин зубів. Український стоматологічний альманах. 2013; 1: 17-20.
109. Токарский ВФ, Павленко МА, Евтушенко А. БРУКСИЗМ: АНАЛИЗ СОВРЕМЕННЫХ КОНЦЕПЦИЙ И ОБЗОР ПРОВОДИМЫХ ЛЕЧЕБНЫХ МЕРОПРИЯТИЙ. Современная стоматология. 2010; 4: 115-119.
110. Траубер ЕМ, Элперс Д. Протез верхней челюсти из оксида циркония Prettau выполненный на системе CAD/CAM Zirconszahn с винтовой фиксацией на имплантатах и использованием анодированных титановых оснований. Зубной техник. 2015; 5: 24-26.
111. Тупикова ЛН, Трифонов ММ, Асенова ВП, Баландина А. 3D-сканирование на этапе формирования окклюзионной плоскости. Клиническая стоматология. 2013; 1: 26-28.
112. Угляр ІМ, Вовк ВЮ, Вовк ЮВ. Аналіз результатів клінічно-експериментальних досліджень оклюзійних порушень у пацієнтів з частковими дефектами зубних рядів. Вісник стоматології. 2013; 4: 88-96.
113. Удод ОА. Комп'ютерні технології в лабораторній оцінці крайового прилягання. Український стоматологічний альманах. 2013; 6: 67.
114. Удод ОА, Челях ОМ, Гасанова ЕЕ, Музикантова ЮБ. Сучасні технології у клінічній оцінці реставрації зубів. Український стоматологічний альманах. 2013; 6: 103-104.
115. Фастовець ОО. Аналіз впливу оклюзійних концепцій на характер стирання твердих тканин зубів. Вісник стоматології. 2013; 2: 80-83.
116. Фастовець ОО, Кобиляк СО. Оцінка ефективності застосування денситометричних методів дослідження кісткової тканини у пацієнтів на

патологічне стирання твердих тканин зубів. Вісник стоматології. 2016; 2: 52-55.

117. Филиппенкова ЛА. Диоксид циркония – выбор конструкции в зависимости от клинической ситуации. Современная стоматология. 2016. №2: 98-99.

118. Филиппенкова ЛА. Виды диоксида циркония – выбор конструкции в зависимости от клинической ситуации. Зубное протезирования. 2015; 1: 26-29.

119. Филиппенкова ЛА. Диоксид циркония – выбор конструкции в зависимости от клинической ситуации. Зубное протезирования. 2016; 3: 42-45.

120. Филиппенкова ЛА. Диоксид циркония: стремимся к совершенству. Зубное протезирования. 2013; 4: 21-23.

121. Филиппенкова ЛА. Особенности обработки каркасов из диоксида циркония. Зубное протезирования. 2013; 3: 22-24.

122. Хватова ВА. Клиническая гнатология. Москва. «Медицина» 2005. 290 с.

123. Хорошилкина ФЯ, Чобонян А. Оклюзионные взаимоотношения. Первое знакомство по телерентгенограмме. Стоматолог Инфо. 2017; 6: 19-22.

124. Цаликова НА. Исследование влияния поверхностной абразивной обработки и температурного воздействия на свойства стоматологической керамики на основе метастабильного тетрагонального диоксида циркония. Российский стоматологический журнал. 2013; 3: 18-22.

125. Циганюк ОВ, Березій МВ. Розповсюдженість оклюзійних порушень у пацієнтів з ознаками патології моторики язика. Український стоматологічний альманах. 2016; 3: 80-82.

126. Цигикало ОВ, Олійник ІЮ, Кашперук-Карпюк ІС. Застосування тривимірного комп'ютерного реконструювання в морфології. Галицький лікарський вісник. 2015; 2: 113-115.

127. Штефан АВ. Оценка окклюзии при планировании и проведении ортопедического лечения. Український стоматологічний альманах. 2012; 4: 123-124.
128. Шуклін ВА. Взаємозв'язок між показниками жувальної проби та оклюзійними співвідношеннями відновленими незнімними конструкціями. Современная стоматология. 2012; 1: 77-83.
129. Шуклін ВА, Ожоган ЗР, Мельник НС, Райтар ПМ. Спосіб визначення площі оклюзії зубних рядів Пат; 44398 України на корисну модель. 12.10.2009 ; бюл; 19.
130. Яковин ОМ, Ожоган ЗР, Литвин ОС, Корчовий АА. Захисні властивості покриття  $ZrO_2$  нанесеного на сплави металів при виготовленні ортопедичних конструкцій зубних протезів. Український стоматологічний альманах. 2012; 6: 15-21.
131. Ямамото Ш. Эстетический результат изготовления CAD/CAM-протезов при интеграции лицевых параметров в план лечения. Pro Lab iQ. 2015; 18: 34-53.
132. Agrawal KK, Singh SV, Rashmikanth US, Singh RD, Chand P. Prosthodontic Rehabilitation in Sjogren's Syndrome with a Simplified Palatal Reservoir: Two Year Follow Up. J. Indi. Prosthodont. Soc. 2010; 104: 249-252.
133. Al-Dlaigan YH, Shaw L, Smith A. Dental erosion in a group of British 14-year-old school children. Part II: Influence of dietary intake. Brit. Dent. J. 2010; 90 (5): 258-261.
134. Alkurt M, Duymus ZY, Gundogdu M. Effects of multiple firings on the microstructure of zirconia and veneering ceramics. J. of Dental Materials. 2016; 5: 776-781.
135. An J, Song J, Liang G, Gao J, Xie J, Cao L, Lv M. Effects of  $HfB_2$  and  $HfN$  Additions on the Microstructures and Mechanical Properties of  $TiB_2$ -Based Ceramic Tool Materials. Materials. 2017; 4: 27.

136. Arnetzl G. Факторы длительной клинической стабильности керамических CAD/CAM-материалов. Рекомендации для ежедневной практики. Новое в стоматологии. 2015; 8: 74-77.
137. Balkenhol M, Köhler H, Orbach K, Wöstmann B. Fracture toughness of cross-linked and non-cross-linked temporary crown and fixed partial denture materials. Dental Materials. 2009; 25: 917-928.
138. Bardsley PF, Taylor S, Milosevic A. Epidemiological studies of tooth wear and dental erosion in 14-year old children in North West England. Part 2: The association of diet and habits. Brit. Dent. J. 2004; 197: 479-481.
139. Bianka G, Dubois A, Aizzo D. Простая техника для сложного случая. Зубное протезирования. 2016; 1: 28-32.
140. Biben A, Ozhohan Z. Clinical Effectiveness of Using Aesthetic Fixed Prosthetic Appliances with Combined Occlusal Surface. Галицький лікарський вісник. 2017; 2: 32-34.
141. Biben A, Ozhohan Z. Clinical Aspects of Combination of Aesthetic Fixed Prosthetic Appliances. Галицький лікарський вісник. 2017; 2: 26-28.
142. Biben A, Ozhohan Z. Clinical Aspects of Combination of Ceramic and Acrylic Occlusal Surfaces. Галицький лікарський вісник. 2017; 1: 26-28.
143. Boutros S. CAD/CAM-технологии помогают создавать идеальные ортопедические конструкции с опорой на имплантаты. Зубное протезирования. 2017; 1: 19-23.
144. Canneto JJ, Cattani-Lorente M, Durual S, Wiskott AH, Scherrer SS. Grinding damage assessment on four high-strength ceramics. Dental Materials. 2016; 2: 171-182.
145. Cattani-Lorente M, Durual S, Amezcua-Droz M, Wiskott HA, Scherrer SS. Hydrothermal degradation of a 3Y-TZP translucent dental ceramic: A comparison of numerical predictions with experimental data after 2 years of aging. Dental Materials. 2016; 3: 394-402.

146. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J. of prosthetic dentistry*. 2007; 98(5): 389-404.
147. Corradini A. Естетика на 100 % за допомогою CAD/CAM. Зубное протезирование. 2016; 3: 4-7.
148. Cui B, Li J, Wang H, Lin Y, Shen Y, Li M, Nan C. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic sodium aluminum silicate composites for dental restoration. *J. Dentistry*. 2017; 7: 91-97.
149. De Jager N, de Kler M, van der Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dental Materials*. 2006; 22: 234-242.
150. Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Trimpl J, Stimmelmayer M, Güth JF. CAD/CAM splints for the functional and esthetic evaluation of newly defined occlusal dimensions. *Quint. Int.* 2017; 3: 181 – 191.
151. Elaskas SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*. 2016; 7: 908-914.
152. Fan JY, Lin TT, Hu FX, Zheng RB, Fan F, Ma JF. Effect of sintering temperature on mechanical properties of dental zirconia toughened aluminacermics. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2017; 2: 129-133.
153. Festerling J. Возможность комбинировать. Зубное протезирование. 2016; 1: 12-18.
154. Freddo RA, Kapczinski MP, Kinast EJ, de Souza Junior OB, Rivaldo EG, da Fontoura Frasca LC. Wear Potential of Dental Ceramics and its Relationship with Microhardness and Coefficient of Friction. *J. of Prosthodontics*. 2016; 10: 557-562.
155. Georgopoulos P, Schneider GA, Dreyer A, Handge UA, Filiz V, Feld A, Abetz V. Exceptionally strong stiff and hard hybrid material based on an elastomer and isotropically shaped ceramic nanoparticles. *Sci Rep*. 2017; 8: 314.
156. Glazunov OA. Evaluation of N. I. Larin method of bite-block occlusal plane forming. *Вісник стоматології*. 2017; 2: 13-16.

157. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, Grosgeat B. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J. Prosthetic Dentistry*. 2017; 5: 112-114.
158. Grohmann P, Bindl A, Hämmerle C, Mehl A, Sailer I. Three-unit posterior zirconia-ceramic fixed dental prostheses FDPs veneered with layered and milled Cad-on veneering ceramics: 1 year follow-up of a randomized controlled clinical trial. *Quint. Int.* 2015; 10: 871 – 880.
159. Harabi A, Guerfa F, Harabi E, Benhassine MT, Foughali L, Zaiou S. Preparation and characterization of new dental porcelains using K-feldspar and quartz raw materials. Effect of B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> additions on sintering and mechanical properties. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2016; 8: 33-42.
160. Homaei E, Farhangdoost K, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Pow EHN. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; 7: 304-313.
161. Huysmans M, Jager DHJ, Ruben J L, Unk DE, Klijn CP, Vieira AM. Reduction of Erosive Wear in situ by Stannous Fluoride-Containing Toothpaste. *Caries Res.* 2011; 45: 518-223.
162. Jakovac M. Идеальная комбинация для оптимального эстетического результата. *iDENTAL GEEK.* 2015; 10: 12-15.
163. Jmal N, Bouaziz J. Synthesis characterization and bioactivity of a calcium-phosphate glass-ceramics obtained by the sol-gel processing. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017; 2: 279-288.
164. Jolt HJ. Огромный потенциал диоксида циркония премиум-класса. *Зубное протезирования.* 2015; 4: 30-33.
165. Kameyama A, Bonroy K, Elsen CL, Rhrs AK, Suyama Y, Peumans M, De Munck J. Luting of CAD/CAM ceramic inlays: direct composite versus dual-cure luting cement. *Biomed Mater Eng.* 2015; 3: 279-288.
166. Kern M. Digitaler Workflow in der Implantologie. *ZWR – Das Deutsche Zahnärzteblatt.* 2013; 122: 444-450.

167. Kim JH, Kim KB, Kim SH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in-office CAD/CAD system. *Quint. Int.* 2015; 5: 401 – 407.
168. Lai X, Si W, Jiang D, Sun T, Shao L, Deng B. Effects of small-grit grinding and glazing on mechanical behaviors and ageing resistance of a super-translucent dental zirconia. *J. Dentist.* 2017; 11: 23-31.
169. Levandovskyi R. Electromyographic Study of the Ability of Mastcatory and Additional Muscles with the Help of the Device “BIOEMG III” USA in Patients with Complex Maxillofacial Pathology Using Different Types of Maxillofacial Equipment. *Галицький лікарський вісник.* 2014; 1: 43-46.
170. Li J, Cui BC, Lin YH, Deng XL, Li M, Nan CW. High strength and toughness in chromatic polymer-infiltrated zirconia ceramics. *Dental Materials.* 2016; 12: 1555-1563.
171. Li J, Zhang XH, Cui BC, Lin YH, Deng XL, Li M, Nan CW. Mechanical performance of polymer-infiltrated zirconia ceramics. *J. Dentistry.* 2017; 5: 60-66.
172. Li W, Xu Y, He H, Zhao H, Sun J, Hou Y. Strength degradation and lifetime prediction of dental zirconia ceramics under cyclic normal loading. *Biomed Mater Eng.* 2015; 26: 129-137.
173. Li Z, Yam GHF, Thompson BC, Setiawan M, Goh GTW, Tan D, Khor KA. Optimization of spark plasma sintered titania for potential application as a keratoprosthesis skirt. *J. Biomedical Mater Res A.* 2017; 12: 3502-3513.
174. Liu R, Sun T, Zhang Y, Zhang Y, Jiang D, Shao L. The effect of graded glass-zirconia structure on the bond between core and veneer in layered zirconia restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015; 6: 197-204.
175. Lott KR. Эстетика передних зубов – настоящая необходимость для педиатрической стоматологии. *Зубной техник.* 2015; 5: 60-62.
176. Luo H, Tang X, Dong Z, Tang H, Nakamura T, Yatani H. The influences of accelerated aging on mechanical properties of

veneering ceramics used for zirconia restorations. *Dental Materials*. 2016; 2: 187-193.

177. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J. of Dentistry*. 2007; 35: 819-826.

178. Matulienė G. Risikobeurteilung Organisation und Durchführung der unterstützenden PAR-Therapie. *ZWR–Das Deutsche Zahnärzteblatt*. 2012; 121 (3): 106-110.

179. Mengucci P, Gatto A, Bassoli E, Denti L, Fiori F, Girardin E, Barucca G. Effects of build orientation and element partitioning on microstructure and mechanical properties of biomedical Ti-6Al-4V alloy produced by laser. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017; 7: 1-9.

180. Min J, Zhang Q, Qiu X, Zhu M, Yu H, Gao S. Investigation on the Tribological Behavior and Wear Mechanism of Five Different Veneering Porcelains. *PloS One*. 2015; 9: 10.

181. Monaco C, Zuccelli G, De Stefano L. Идеальная синергия технологий. CAD/CAM-технологии и новый композитный цемент. Зубное протезирования. 2017; 1: 19-23.

182. Montazerian M, Zanotto ED. Bioactive and inert dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res A*. 2017; 2: 619-639.

183. Ozhogan ZR, Biben AV. Clinical Effectiveness of Using Aesthetic Fixed Prosthetic Appliances with Combined Occlusal Surface. *Галицький лікарський вісник*. 2017; 2: 32-33.

184. Ozhogan ZR, Biben AV. Quality Assessment of Prosthetic Rehabilitation Using Aesthetic Fixed Restorations. *Галицький лікарський вісник*. 2018; 1: 22-24.

185. Pendola M, Saha M. Microwave processing of a dental ceramic used in computer-aided design/computer-aided manufacturing. *General Dentistry*. 2015; 9-10: 24-28.

186. Pereira GKR, Fraga S, Montagner AF, Soares FZM, Kleverlaan CJ, Valandro LF. The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analyses. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; 10: 417-442.
187. Reveron H, Fornabaio M, Palmero P, Fürderer T, Adolfsson E, Lughi V, Chevalier J. Towards long lasting zirconia-based composites for dental implants: Transformation induced plasticity and its consequence on ceramic reliability. *Acta biomaterial.* 2017; 1: 423-432.
188. Reveron H, Fornabaio M, Palmero P, Fürderer T, Adolfsson E, Lughi V, Chevalier J. Wear of ceramic and antagonist— A systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dental Materials.* 2008; 24: 433-449.
189. Rodriguez JM, Austin RS, Bartlett DW. In vivo Measurements of Tooth Wear over 12 Months. *Caries Res.* 2012; 46: 9-15.
190. Sekinishi T, Inukai S, Murakami N, Wakabayashi N. Influence of denture tooth thickness on fracture mode of thin acrylic resin bases: An experimental and finite element analysis. *J. of Prosthetic Dentistry.* 2015; 7: 122-129.
191. Shin HJ, Kim MJ, KIM HI, Kwon YH, Seol HJ. Effect of ice-quenching on the change in hardness of a Pd-Au-Zn alloy during porcelain firing simulation. *J. of Dental Materials.* 2017; 3: 142-148.
192. Sinavarat P, Anunmana C, Muanjit T. Simplified method for determining fracture toughness of two dental ceramics. 2016; 1: 76-81.
193. Singh A, Nagpal A, Pawah S, Pathak C, Issar G, Sharma P. Qualitative Assessment of Wear Resistance and Surface Hardness of Different Commercially Available Dental Porcelain: An in vitro Study. *J. of Contemporary Dental Practice.* 2016; 9: 755-761.
194. Skrtic D, Antonucci JM. Bioactive Polymeric Composites for Tooth Mineral Regeneration: Physicochemical and Cellular Aspects. *J. Funct. Biomater.* 2011; 3: 271–307.

195. Suputtamongkol K, Anusavice KJ, Suchatlampong C, Sithiamnuai P, Tulapornchai C. Clinical performance and wear characteristics of veneered lithia-disilicate-based ceramic crowns. *Dental Materials*. 2008; 24: 667-673.
196. Swain MV. Unstable cracking chipping of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia*. 2009; 5: 1668-1677.
197. Tan Hagen R. Der richtige Zeitpunkt um einzusteigen. *Das Deutsche Zahnärzteblatt*. 2013; 122: 452-454.
198. Torabi K, Rasaeipour S, Ghodsi S, Khaledi AA, Vojdani M. Evaluation of the effect of a home bleaching agent on surface characteristics of indirect esthetic restorative materials - part II microhardness. *J Contemp Dent Pract*. 2014; 1: 438-443.
199. Traini T, Sinjari B, Pascetta R, Serafini N, Perfetti G, Trisi P, Caputi S. The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dental Materials*. 2016; 1: 748-755.
200. Turp V, Ongul D, Gultekin P, Bultan O, Karataslı B, Tunç EP. Polymerization efficiency of two dual-cure cements through dental ceramics. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2015; 1: 10-18.
201. Wael A, Manfred P. Мостики Prettau® виготовлені на CAD/CAM для беззубої пацієнтки. Нижньо- та верхньощелепні Prettau® мостики для повної реставрації зубних рядів з оклюзійною гвинтовою фіксацією на титанових базах та індивідуальних цирконієвих абатментах. Частина 2. Зубное протезирования. 2015; 3: 4-10.
202. Wael A, Manfred P. Мостики Prettau® виготовлені на CAD/CAM для беззубої пацієнтки. Нижньо- та верхньощелепні Prettau® мостики для повної реставрації зубних рядів з оклюзійною гвинтовою фіксацією на титанових базах та індивідуальних цирконієвих абатментах. Частина 1. Зубное протезирования. 2015; 3: 4-10.
203. Westenberger M. Мост на имплантатах созданный по технологии CAD/CAM. Путь к балке. *Зубной техник*. 2015; 6: 36-39.

204. Yang SY, Kwon JS, Kim KN, Kim KM. Enamel Surface with Pit and Fissure Sealant Containing 45S5 Bioactive Glass. *J. of Fental Researches*. 2016; 5: 550-557.
205. Yang S, Cheng H, Li XR, Wu WQ, Zheng M, Wang YH. Study of the mechanical properties of CP Ti ceramic alloy after recasts. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2014; 12: 651-653.
206. Yip KHK, Smales RJ, Kaidonis JA. Differential Wear of Teeth and Restorative Materials: Clinical Implications. *The International J. of Prosthodontics*. 2014; 7: 350-357.
207. Yu YJ, Seol HJ, Cho MH, Kim HI, Kwon YH. Hardening by cooling rate control and post-firing heat treatment in Pd-Ag-Sn alloy for bonding porcelain. *Dental Materials*. 2016; 2: 309-315.
208. Zhang F, Chevalier J, Olagnon C, Batuk M, Hadermann J, Van Meerbeek B, Vleugels J. Grain-Boundary Engineering for Aging and Slow-Crack-Growth Resistant Zirconia. *J. Dental Researches*. 2017; 7: 774-779.
209. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I. Van Meerbeek B. & Vleugels J. Strength toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dentalrestorations. *J. of Dental Materials*. 2016; 12: 327-337.
210. Zhang F, Vanmeensel K, Batuk M, Hadermann J, Inokoshi M, Van Meerbeek B, Vleugels J. Highly-translucent strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta Biomater*; 4: 215-222.
211. Zhang Z, Yi Y, Wang X, Guo J, Li D, He L,Zhang S. A comparative study of progressive wear of four dental monolithic veneered glass. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017; 10: 111-117.
212. Zhang Z, Zhou S, Li E, Li W, Swain MV, Li Q. Design for minimizing fracture risk of all-ceramic cantilever dental bridge. *Biomed Mater Eng*. 2015; 26: 19-25.
213. Zilio A. Изготовление мостовидных протезов большой протяжённости. *Зубной техник*. 2015; 4: 36-42.

## ДОДАТОК А

### СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Ожоган З. Р. Часові аспекти якості незнімних протезів: поєднання конструкційних матеріалів / З. Р. Ожоган, **А. В. Бібен** // Галицький лікарський вісник. – 2014. – Т. 21, №4. – С. 128-130. *(Здобувач проводив огляд літератури, підготував статтю до друку. Професор Ожоган З.Р. відредагував висновки).*
2. Ozhohan Z. R. Clinical Aspects of Combination of Aesthetic Fixed Orthopedic Appliances / Z. R. Ozhohan, **A. V. Biben** // Галицький лікарський вісник. – 2016. – Т. 23, №. 2. – С. 112-116. *(Здобувач проводив клінічні обстеження пацієнтів, підготував статтю до друку. Професор Ожоган З.Р. надавав консультативну допомогу).*
3. Ozhohan Z.R. Clinical Aspects of Combination of Ceramic and Acrylic Occlusal Surfaces / Z. R. Ozhohan, **A. V. Biben** // Галицький лікарський вісник. – 2017. – Т.24, № 1. – С. 26-28. *(Здобувач проводив клінічні обстеження пацієнтів, підготував статтю до друку. Професор Ожоган З.Р. надавав консультативну допомогу).*
4. **Biben A. V.** Clinical Effectivness of Using Aesthetic Fixed Prosthetic Appliances with Combined Occlusal Surface / Biben A. V., Ozhogan Z.R.// Галицький лікарський вісник. – 2017. – Т. 24, № 2. – С. 32-34. *(Здобувач проводив клінічні обстеження пацієнтів, підготував статтю до друку. Професор Ожоган З.Р. відредагував висновки).*
5. Ozhohan Z.R. Quality Assessment of Prosthetic Rehabilitation Using Aesthetic Fixed Restorations / Z.R. Ozhogan, **A. V. Biben** // Галицький лікарський вісник. – 2018. – Т. 25, № 1. – С. 22-24. *(Здобувач проводив клінічні обстеження пацієнтів, підготував статтю до друку. Професор Ожоган З.Р. надавав консультативну допомогу).*
6. **Бібен А.В.** Трибологічне випробовування стоматологічних естетичних конструкційних матеріалів / А. В. Бібен, З.Р. Ожоган // Вісник стоматології. – 2018. – Т. 29, №3 (104). – С. 41-46. *(Пошукач проводив*

*експериментальне дослідження, професор Ожоган З.Р. відредагував висновки).*

Наукові праці, які додатково відображають наукові результати дисертації:

7. Пат. № 117533 України на корисну модель, МПК А61С 5/00, А61С 13/00. Комбінований незнімний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з диоксиду циркону / З. Р. Ожоган, **А. В. Бібен**, В. З. Обідняк – № u 2017 01063 ; заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017; бюл. №12. *(Пошукач підготував патент, професор Ожоган З.Р., доц. Обідняк В.З., надавали консультативну допомогу).*

8. Пат. № 117116 України на корисну модель, МПК А61С 5/00, А61С 13/00. Комбінований незнімний протез з частковою анатомією оклюзійної поверхні з диоксиду циркону / З. Р. Ожоган, **А. В. Бібен**, В. З. Обідняк – № u 2017 01108 ; заявл. 06.02.2017 ; опубл. 12.06.2017; бюл. № 11. *(Пошукач підготував патент, проф. Ожоган З.Р., доц. Обідняк В.З., надавали консультативну допомогу).*

9. Пат. № 123215 України на корисну модель, МПК G01N 3/56. Спосіб випробовування матеріалів на тертя і зношування. **Бібен А.В.**, Ожоган З.Р., Бурда М.Й., Бурда Ю.М. № u 201800249; заявл. 09.01.2018 ; опубл. 25.05.2018 ; бюл. № 10. *(Пошукач проводив експериментальне дослідження, проф. Ожоган З.Р., доц. Бурда М.Й., Бурда Ю.М. надавали консультативну допомогу).*

10. Пат. № 1252914 України на корисну модель, МПК G01N 3/56. Пристрій для випробовування матеріалів на тертя і зношування. **Бібен А.В.**, Ожоган З.Р., Бурда М.Й., Бурда Ю.М./ № u 201800250; заявл. 09.01.2018; опубл. 25.05.2018; бюл. №10. *(Пошукач проводив експериментальне дослідження, проф. Ожоган З.Р., доц. Бурда М.Й., Бурда Ю.М. надавали консультативну допомогу).*

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

11. Ожоган З.Р. Клінічна ефективність застосування естетичних незнімних протезів з комбінованою оклюзійною поверхнею. / З.Р.Ожога, А.В. Бібен, М.І.Кирилюк, В.З.Обідняк// «Інноваційні технології в сучасній стоматології»: мат. наук.-практ. конф. з міжнародною участю (16-18 березня 2017, м. Івано-Франківськ). – Івано-Франківськ, 2017. – С.37. *(Здобувач проводив лікування пацієнтів, підготував статтю до друку, доц.Кирилюк М.І., доц. Обідняк В.З. надавали консультативну допомогу. Професор Ожоган З.Р. відредагував висновки).*

12. Бібен А.В. Вибір конструкційних матеріалів для незнімних протезів: часові аспекти якості. / А.В.Бібен, З.Р.Ожоган // «Інноваційні технології в сучасній стоматології»: мат. наук.-практ. конф. з міжнародною участю (20-22 березня 2014, м. Івано-Франківськ). – Івано-Франківськ, 2014. – С.9. *(Здобувач проводив огляд літератури, підготував статтю до друку. Професор Ожоган З.Р. відредагував висновки).*

13. Бібен А.В. Експериментальне дослідження стирання зразків з різних ортопедичних конструкційних матеріалів в парах-антагоністах. / Бібен А.В., З.Р. Ожоган, Ю.І.Сухоревський// «Інноваційні технології в сучасній стоматології»: мат. наук.-практ. конф. з міжнародною участю (19-21 березня 2015, м. Івано-Франківськ) – Івано-Франківськ. 2015. – С.24 *(Пошукач проводив експериментальне дослідження. Професор Ожоган З.Р. надавав консультативну допомогу).*

14. Бібен А.В. Спосіб випробовування матеріалів на тертя та зношування та пристрій для його реалізації./ А.В.Бібен, З.Р. Ожоган, О.В.Бугерчук, Л.П. Вдовенко// «Інноваційні технології в сучасній стоматології»: мат. наук.-практ. конф. з міжнародною участю (22-24 березня 2018, м. Івано-Франківськ). – 2018. – С. 16 *(Пошукач проводив експериментальне дослідження. Доц. Бугерчук О.В., доц. Вдовенко Л.П. надавали консультативну допомогу. Професор Ожоган З.Р. відредагував висновки).*

15. Ожоган З.Р. Експериментальне дослідження стирання зразків з різних ортопедичних конструкційних матеріалів в парах-антагоністах. / З.Р.Ожоган, А.В.Бібен// «Сучасні технології хірургічної стоматології і щелепно-лицевої хірургії»: мат. міжнар. наук.-практ. конф. (25 вересня 2015, м. Івано-Франківськ). – Івано-Франківськ. 2015. – С.44. *(Пошукач проводив експериментальне дослідження. Професор Ожоган З.Р. відредагував висновки).*

16. Бібен А.В. Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з диоксиду циркону. / А.В.Бібен, З.Р. Ожоган, В.З.Обідняк // Інформаційний лист про нововведення в сфері охорони здоров'я. – 2018. – № 46. – Рішення ЕПК «Стоматологія», протокол № 59 від 27.11.2017 р. *(Пошукач підготував інформаційний лист, проф. Ожоган З.Р., доц. Обідняк В.З., надавали консультативну допомогу).*

Основні положення і результати дослідження висвітлені на:

- Науково-практичній конференції з міжнародною участю “Інноваційні технології в сучасній стоматології”, Івано-Франківськ, 20-22 березня 2014 р. (публікація);
- Науково-практичній конференції з міжнародною участю “Інноваційні технології в сучасній стоматології”, Івано-Франківськ, 19-21 березня 2015 р. (публікація);
- Науково-практичній конференції з міжнародною участю “Інноваційні технології в сучасній стоматології”, Івано-Франківськ, 16-18 березня 2017 р. (публікація);
- Науково-практичній конференції з міжнародною участю “Інноваційні технології в сучасній стоматології”, Івано-Франківськ, 22-24 березня 2018 р. (публікація);
- Міжнародна науково - практична конференція “Сучасні технології хірургічної стоматології і щелепно-лицевої хірургії”, Івано-Франківськ, 25 вересня 2015 р. (публікація).

## ДОДАТОК Б

### Карта обстеження

1. П.І.Б.
2. Дата обстеження:
3. Стать: чол., жін.
4. Вік:
5. Група по ВООЗ:
  - 5.1. 18-24 років
  - 5.2. 25-34 роки
  - 5.3. 35-44 роки
  - 5.4. 45-54 роки
  - 5.5. 55-64 роки
  - 5.6. 65 і більше років

6. Професія:

7. Адреса: місто (село)

8. Прикус

- 8.1. фізіологічний
- 8.2. патологічний
- 8.3. фіксований
- 8.4. нефіксований

9. Зубна формула

8	7	6	5	4	3	2	1		1	2	3	4	5	6	7	8
8	7	6	5	4	3	2	1		1	2	3	4	5	6	7	8

10. Стоматологічний діагноз:

- 10.1 Патологія твердих тканин зуба
- 10.2 Патологічна стертість
- 10.3 Часткова втрата зубів
  - 10.3.1 I клас за Кеннеді
  - 10.3.2 II клас за Кеннеді
  - 10.3.3 III клас за Кеннеді
  - 10.3.4 IV клас за Кеннеді
- 10.4 Захворювання пародонта
- 10.5 Генералізований пародонтит
  - 10.5.1 I ступінь
  - 10.5.2 II ступінь
  - 10.5.3 III ступінь

11. Дефект твердих тканин зуба (ІРОПЗ)

- 11.1 0 – 0,6
- 11.2 0,6-0,8
- 11.3 0,8 і більше

**12. Протезування**

12.1. первинне

12.2. повторне

**13. Наявність коронок на зубах-антагоністах**

13.1 Так

13.2 Ні

**14. Тип коронки на зубах- антагоністах**

14.1 Металева

14.2 Металопластмасова

14.3 Металокерамічна

14.4 Диоксидцирконієва

**15. Показники перед лікуванням**

15.1 Індекс Грін-Вермільйона

15.2 Індекс РМА

15.3 Індекс Шиллера - Писарєва

15.4 Індекс РІ

**16. Показники на наступний день після лікування**

16.1 Індекс Грін-Вермільйона

16.2 Індекс РМА

16.3 Індекс Шиллера - Писарєва

16.4 Індекс РІ

**17. Показники через 1 місяць після лікування**

17.1 Індекс Грін-Вермільйона

17.2 Індекс РМА

17.3 Індекс Шиллера - Писарєва

17.4 Індекс РІ

**18. Показники через 3 місяці після лікування**

18.1 Індекс Грін-Вермільйона

18.2 Індекс РМА

18.3 Індекс Шиллера - Писарєва

18.4 Індекс РІ

**19. Показники через 6 місяців після лікування**

19.1 Індекс Грін-Вермільйона

19.2 Індекс РМА

19.3 Індекс Шиллера - Писарєва

19.4 Індекс РІ

**ДОДАТОК В****АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ**

1. **Назва впровадження:** Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію
2. **Установа-розробник, автор:** ДВНЗ України «Івано-Франківський національний медичний університет», кафедра ортопедичної стоматології, асистент Бібен Андрій Васильович
3. **Джерело інформації:** патент № 117533 У, МПК А61С 5/00 А61С 13/00 «Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію» Ожоган З.Р., Бібен А.В., Обідняк В.З.] – Заявка № u 2017 01063, заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. №12 2017 р.
4. **Назва установи, де відбулось впровадження:** кафедра ортопедичної стоматології НМА післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика
5. **Форма впровадження:** лікувальна робота кафедри ортопедичної стоматології
6. **Термін впровадження:** з вересня 2017 по жовтень 2018 року
7. **Загальна кількість спостережень:** 18
8. **Ефективність впровадження у відповідності з критеріями викладеними у джерелі інформації (п.3) Ефективність відповідає вказаному критерію**

Показники	За даними	
	авторів, які пропонують впровадження	організації, що впровадила
Підвищення якості ортопедичного лікування пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів з допомогою удосконаленої конструкції незнімного протеза з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію, що забезпечує профілактику стирання облицювального матеріалу	у 86,3 %	у 85,6 %

10. **Зауваження, пропозиції - немає**

“15” 01 2019 р.

Відповідальний за впровадження  
Завідувач кафедри ортопедичної стоматології  
Національної медичної академії  
післядипломної освіти імені П. Л. Шупика  
д. мед. н., професор,  
Заслужений діяч науки і техніки України

В. І. Біда



«ЗАТВЕРДЖУЮ»  
Ректор Львівського  
національного медичного  
університету ім. Данила Галицького  
проф. Зіменковський Б.С.  
" " 2019 р.

### АКТ ВИПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва впровадження: Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксену цирконію
2. Установа-розробник, автор: ДВНЗ України «Івано-Франківський національний медичний університет», кафедра ортопедичної стоматології, асистент Бібен Андрій Васильович
3. Джерело інформації: патент № 117533 У. МПК А61С 5/00 А61С 13/00 «Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксену цирконію» Ожоган З.Р., Бібен А.В., Обідчук В.З.] - Заявка № 017 01063, заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017, бюл. №12 2017 р.
4. Назва установи, де відбулось впровадження: кафедра ортопедичної стоматології Львівського національного медичного університету ім. Данила Галицького
5. Форма впровадження: лікувальна робота
6. Термін впровадження: з вересня 2017 по жовтень 2018 року
7. Загальна кількість спостережень: 32
8. Ефективність впровадження у відповідності з критеріями викладеними у джерелі інформації (п.3) Ефективність відповідає вказаному критерію

Показники	За даними	
	лікарів, які пропонують впровадження	організації, що впровадили
Підвищення якості ортопедичного лікування пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів з допомогою удосконаленої конструкції незнімного протеза з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксену цирконію, що забезпечує профілактику стирання абразивного матеріалу	у 85,1 %	у 83,9 %

10. Зауваження, пропозиції - немає

" 6 " 02 2019 р.

Відповідальний за впровадження  
Професор кафедри ортопедичної стоматології  
Львівського національного медичного університету  
ім. Данила Галицького  
д.мед.н.

 В.Ф. Максимов



**"ЗАТВЕРДЖУЮ"**  
 Директор Інституту стоматології та  
 щелепно-лицевої хірургії  
 Національної академії  
 медичних наук України  
 проф., д.мед.н. Швайдер С.А.  
 (підписок установи, підпис, прізвище)  
 2019 р.

### АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва впровадження: Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію
2. Установа-розробник, автор: ДВНЗ України «Івано-Франківський національний медичний університет», кафедра ортогнативної стоматології, дентист Бібен Андрій Васильович
3. Джерело інформації: патент № 117533 U, МПК A61C 5/00, A61C 13/00 «Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію» Ожоган З.Р., Бібен А.В., Обідяк В.З.] – Заявка № u 2017 01063, заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. №12 2017 р.
4. Назва установи, де відбулось впровадження: відділення ортопедичної стоматології Інституту стоматології та щелепно-лицевої хірургії НАМН України.
5. Форма впровадження: лікувальна робота
6. Термін впровадження: з вересня 2017 по жовтень 2018 року
7. Загальна кількість спостережень: 28
8. Ефективність впровадження у відповідності з критеріями викладеними у джерелі інформації (п.3) Ефективність відносна вказаному критерію

Показники	За даними	
	авторів, які проконстатували впровадження	організації, що впровадили
Підвищення якості ортопедичного лікування пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів з допомогою удосконаленої конструкції незнімного протеза з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію, що забезпечує профілактику стирання абразивного матеріалу	у 85,3 %	у 84,6 %

10. Зауваження, пропозиції - немає

"21" 01 2019 р.

Зав. відділення ортопедичної стоматології  
 та щелепно-лицевої хірургії  
 Інституту стоматології  
 Національної академії медичних наук України  
 д. мед. н., професор

В.А. Лабунець



### АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

- Назва впровадження:** Комбінований нечіпний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію
- Установа-розробник, автор:** ДВНЗ України «Івано-Франківський національний медичний університет», кафедра ортопедичної стоматології, асистент Бібен Андрій Васильович.
- Джерело інформації:** патент № 117553 У. МПК А61С 2/00 А61С 13/00 «Комбінований нечіпний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію» Ожоган З.Р., Бібен А.В., Обідняк В.З.] Заявка № 117553 від 06.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. №12 2017 р.
- Назва установи, де відбулось впровадження:** ортопедичне відділення міської стоматологічної поліклініки м. Івано-Франківська.
- Форма впровадження:** лікувальна робота
- Термін впровадження:** з липня 2017 по листопад 2018 року
- Загальна кількість спостережень:** 33
- Ефективність впровадження у відповідності з критеріями викладеними у джерелі інформації (п.3) Ефективність відповідає вказаному критерію**

Показники	За даними	
	авторів, які пропонують впровадження	організації, що впровадили
Підвищення якості ортопедичного лікування пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів з допомогою удосконаленої конструкції нечіпного протеза з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію, що забезпечує профілактику стирання облізованого матеріалу	у 96,9 %	у 96,8 %

10. Зауваження, пропозиції - немає

« 1 » 02 2019 р.

Відповідальний за впровадження  
Заступник головного лікаря з медичної частини

  
Бабинюк Н.М.

**“ЗАТВЕРДЖУЮ”**

Проректор з наукової роботи ДВНЗ  
„Івано-Франківський національний  
медичний університет”

проф. д-м.м. Вакалюк І.П.  
(підпис, посада, прізвище)  
\_\_\_\_\_ 2019 р.

1. **Назва впровадження:** Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію
2. **Установа-розробник, автор:** ДВНЗ України «Івано-Франківський національний медичний університет», кафедра ортопедичної стоматології, асистент Бібен Андрій Васильович.
3. **Джерело інформації:** патент № 117533 У, МПК А61С 5/00 А61С 13/00 «Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію» Ожоган З.Р., Бібен А.В., Обідняк В.З.] Заявка № u 2017 01063, заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. №12 2017 р.
4. **Назва установи, де відбулось впровадження:** кафедра ортопедичної стоматології ДВНЗ „Івано-Франківський національний медичний університет”.
5. **Форма впровадження:** лікувальна робота
6. **Термін впровадження:** з вересня 2017 по жовтень 2018 року
7. **Загальна кількість спостережень:** 36
8. **Ефективність впровадження у відповідності з критеріями викладеними у джерелі інформації (п.3)** Ефективність відповідає вказаному критерію

Показники	За даними	
	авторів, які пропонують впровадження	організації, що впровадила
Підвищення якості ортопедичного лікування пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів з допомогою удосконаленої конструкції незнімного протеза з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію, що забезпечує профілактику стирання облицювального матеріалу	у 86,1 %	у 84,5 %

10. **Зауваження, пропозиції** - немає

“ 4 ” 02 2019 р.

Доцент кафедри ортопедичної  
стоматології ДВНЗ «ІФНМУ»  
к. мед. н.,



В.З. Обідняк



### АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва впровадження:** Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію
2. **Установа-розробник, автор:** ДВНЗ України «Івано-Франківський національний медичний університет», кафедра ортопедичної стоматології, асистент Бібен Андрій Васильович.
3. **Джерело інформації:** патент № 117533 У, МПК А61С 5/00 А61С 13/00 «Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію» Ожоган З.Р., Бібен А.В., Обідняк В.З.] – Заявка № u 2017 01063, заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. №12 2017 р.
4. **Назва установи, де відбулось впровадження:** кафедра стоматології Інституту стоматології НМА післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика
5. **Форма впровадження:** лікувальна робота кафедри стоматології
6. **Термін впровадження:** з вересня 2017 по листопад 2018 року
7. **Загальна кількість спостережень:** 12
8. **Ефективність впровадження у відповідності з критеріями викладеними у джерелі інформації (п.3) Ефективність відповідає вказаному критерію**

Показники	За даними	
	авторів, які пропонують впровадження	організації, що впровадила
Підвищення якості ортопедичного лікування пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів з допомогою удосконаленої конструкції незнімного протеза з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію, що забезпечує профілактику стирання облицовувального матеріалу	у 86,2 %	у 84,8 %

10. **Зауваження, пропозиції - немає**

« 15 » 01 2019 р.

Відповідальний за впровадження  
Завідуюч кафедрою стоматології  
ІМАТО ім. П.Л. Шупика,  
Заслужений діяч науки і техніки України  
д-мед.н., професор

О. В. Павленко

“ЗАТВЕРДЖУЮ”

Проректор з наукової роботи ДВНЗ

„Івано-Франківський національний медичний університет”

Проректор з наукової роботи І.П.

“\_\_\_\_\_” \_\_\_\_\_ 2019 р.

1. **Назва впровадження:** Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію
2. **Установа-розробник, автор:** ДВНЗ України „Івано-Франківський національний медичний університет”, кафедра ортопедичної стоматології, асистент Бібен Андрій Васильович.
3. **Джерело інформації:** патент № 117533 У, МПК А61С 5/00 А61С 13/00 «Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію» Ожоган З.Р., Бібен А.В., Обідняк В.З.] – Заявка № u 2017 01063, заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. №12 2017 р.
4. **Назва установи, де відбулось впровадження:** кафедра стоматології ПО ДВНЗ „Івано-Франківський національний медичний університет”.
5. **Форма впровадження:** лікувальна робота
6. **Термін впровадження:** з липня 2017 по листопад 2018 року
7. **Загальна кількість спостережень:** 36
8. **Ефективність впровадження у відповідності з критеріями викладеними у джерелі інформації (п.3)** Ефективність відповідає вказаному критерію

Показники	За даними	
	авторів, які пропонують впровадження	організації, що впровадила
Підвищення якості ортопедичного лікування пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів з допомогою удосконаленої конструкції незнімного протеза з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію, що забезпечує профілактику стирання облицювального матеріалу	у 94,45 %	у 91,67 %

10. **Зауваження, пропозиції** - немає

“21” 01 2019 р.

Завідувач кафедри  
стоматології ПО ДВНЗ «ІФНМУ»  
д. мед. н., професор

І. В. Палійчук

**“ЗАТВЕРДЖУЮ”**

Завідувач центру стоматології  
Університетської клініки ДВНЗ  
«Івано-Франківський національний  
медичний університет»  
Кривенький Т.П.  
“\_\_\_\_\_” \_\_\_\_\_ 2019 р.

### АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

- Назва впровадження:** Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію
- Установа-розробник, автор:** ДВНЗ України «Івано-Франківський національний медичний університет», кафедра ортопедичної стоматології, асистент Бібен Андрій Васильович.
- Джерело інформації:** патент № 117533 У. МПК А61С 5/00 А61С 13/00 «Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію» Ожоган З.Р., Бібен А.В., Обідняк В.З.] – Заявка № u 2017 01063, заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. №12 2017 р.
- Назва установи, де відбулось впровадження:** впроваджено в ортопедичному відділенні центру стоматології університетської клініки ДВНЗ «ІФНМУ».
- Форма впровадження:** лікувальна робота
- Термін впровадження:** вересень 2017- жовтень 2018 рік
- Загальна кількість спостережень:** 41
- Ефективність впровадження у відповідності з критеріями викладеними у джерелі інформації (п.4)** Ефективність відповідає вказаному критерію

Показники	За даними	
	авторів, які пропонують впровадження	організації, що впровадила
Підвищення якості ортопедичного лікування пацієнтів із дефектами твердих тканин зубів з допомогою удосконаленої конструкції незнімного протеза з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію, що забезпечує профілактику стирання облицовального матеріалу	у 86,9 %	у 84,6 %

10. **Зауваження, пропозиції** - немає

“06” “02” 2019 р.

Відповідальний за впровадження  
Завідуючий ортопедичним відділенням

Петрунів І.Б.



## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва впровадження:** Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію
2. **Установа-розробник:** ДВНЗ України «Івано-Франківський національний медичний університет», кафедра ортопедичної стоматології
3. **Джерело інформації:** патент № 117533 U, МПК А61С 5/00 А61С 13/00 «Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію» Ожоган З.Р., Бібен А.В., Обідняк В.З.] – Заявка № u 2017 01063, заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. №12 2017 р.
4. **Автор:** Бібен А.В.
5. **Впроваджено у педагогічний процес** кафедри ортопедичної стоматології
6. **Термін впровадження:** з вересня 2017 по жовтень 2018 року
7. **Загальна кількість спостережень:** 15
8. **Ефективність впровадження:** включено в матеріали лекцій та практичних занять кафедри ортопедичної стоматології. Використання запропонованої удосконаленої методики виготовлення ортопедичної конструкції сприяє профілактиці стирання оклюзійних поверхонь зубів та зубних протезів.
9. **Пропозиції:** рекомендовано видати інформаційний лист

«15» 01 2019 р.

**Відповідальний за впровадження**  
**Звідувач кафедри ортопедичної стоматології**  
**Національної медичної академії**  
**післядипломної освіти імені П. Л. Шулика**  
**д. мед. н., професор,**  
**Заслужений діяч науки і техніки України**

**В. І. Біла**



**"ЗАТВЕРДЖУЮ"**

Директор Інституту стоматології

Національної академії

медичних наук України

проф. д-м.н. Шнайдер С.А.

(березень 2019 року, підпис, оригінал)

2019 р.

## АКТ ВИПРОВАДЖЕННЯ


1. **Назва випровадження:** Комбінований гезіміний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діючим циркуліо
2. **Установа-розробник:** ДЗНІЗ України «Івано-Франківський національний медичний університет», кафедра ортопедичної стоматології
3. **Джерело інформації:** патен. № 117533 U, МПК A61C 5/06, A61C 13/06 «Комбінований гезіміний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діючим циркуліо» Ожоган З.Р., Бібен А.В., Обдник В.З.] – Заявка № u 2017 01063, заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бол. №12 2017 р.
4. **Автор:** Бібен А.В.
5. **Випроваджено у педагогічний процес**
6. **Термін випровадження:** з вересня 2017 по жовтень 2018 року
7. **Загальна кількість еностержень:** 28
8. **Ефективність випровадження:** включено в матеріал лекцій та практичних занять кафедри ортопедичної стоматології. Використання запропонованої удосконаленої методики виготовлення ортопедичної конструкції єдиного профікційного елімінця оклюзійних поверхонь зубів та зубних протезів.
9. **Пропозиції:** рекомендовано видати інформаційний лист

" 21 " 01 \_\_\_\_\_ 2019 р.

Зав. відділення ортопедичної стоматології  
та челюстно-лицевої хірургії  
Інституту стоматології  
Національної академії медичних наук України  
д. мед. н., професор

В.А. Ізбукот



«ЗАТВЕРДЖЕНО»  
Ректор Львівського  
національного медичного  
університету ім. Данила Галицького  
проф.   
Імєнковський Б.С.  
2019 р.

### АКТ ВИРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва виводаження:** Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діючим цирконієм
2. **Установа-розробник:** ДВНЗ України «Івано-Франківський національний медичний університет», кафедра ортопедичної стоматології
3. **Джерело інформації:** патент № 117533 У. МПК А61С 5/08 А61С 15/08 «Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діючим цирконієм» Ожоган З.Р., Бібен А.В., Обідняк В.З. Заявка № а 2017 01063; заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. №13 2017 р.
4. **Автор:** Бібен А.В.
5. **Виводжено у педагогічний процес**
6. **Термін виводаження:** з жовтня 2017 по жовтень 2018 року
7. **Загальна кількість спостережень:** 32
8. **Ефективність виводаження:** включено в матеріал лекцій та практичних занять кафедри ортопедичної стоматології. Виконання виробничих технологій у спеціалізованій методикі виготовлення ортопедичної конструкції сприяє профілактиці сприяє оклюзійних поверхонь зубів та зубних протезів.
9. **Пропозиції:** рекомендовано зняти інформаційний лист

« 6 » 02 2019 р.

Відповідальний за виводаження

Професор кафедри ортопедичної стоматології  
Львівського національного медичного університету  
ім. Данила Галицького  
Імєнковський Б.С.



В.Ф. Максим



### АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва впровадження:** Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію
2. **Установа-розробник:** ДВНЗ України «Івано-Франківський національний медичний університет», кафедра ортопедичної стоматології
3. **Джерело інформації:** патент № 117533 U. МПК А61С 5/00 А61С 13/00 «Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію» Ожоган З.Р., Бібен А.В., Обідняк В.З.] – Заявка № u 2017 01063, заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. №12 2017 р.
4. Автор: Бібен А.В.
5. Впроваджено у педагогічний процес кафедри стоматології
6. Термін впровадження: з вересня 2017 по жовтень 2018 року
7. Загальна кількість спостережень: 14
8. **Ефективність впровадження:** включено в матеріали лекцій та практичних занять кафедри ортопедичної стоматології. Використання запропонованої удосконаленої методики виготовлення ортопедичної конструкції сприяє профілактиці стирання оклюзійних поверхонь зубів та зубних протезів.
9. **Пропозиції:** рекомендовано видати інформаційний лист

“15” 01 2019 р.

Відповідальний за впровадження  
Завідувач кафедри стоматології  
НМАПО ім. П.Л. Шупика,  
Заслужений діяч науки і техніки України  
д. мед.н., професор

О.В. Павленко

"ЗАТВЕРДЖУЮ"

Проректор з наукової роботи ДВНЗ  
 „Івано-Франківський національний  
 медичний університет”  
 Іванівська І.П.  
 “\_\_\_\_\_” \_\_\_\_\_ 2019 р.



1. Назва впровадження: Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію
2. Установа-розробник, автор: ДВНЗ України «Івано-Франківський національний медичний університет», кафедра ортопедичної стоматології
3. Джерело інформації: патент № 117533 У. МПК А61С 5/00 А61С 13/00 «Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію» Ожоган З.Р., Бібен А.В., Обідняк В.З.] – Заявка № u 2017 01063 заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. №12 2017 р.
4. Автор: Бібен А.В.
5. Впроваджено у педагогічний процес
6. Термін впровадження: з вересня 2017 по жовтень 2018 року
7. Загальна кількість спостережень: 32
8. Ефективність впровадження: включено в матеріали лекцій та практичних занять кафедри ортопедичної стоматології. Використання запропонованої удосконаленої методики виготовлення ортопедичної конструкції сприяє профілактиці стираючих оклюзійних поверхонь зубів та зубних протезів.
9. Пропозиції: рекомендовано видати інформаційний лист

“ u ” 02 \_\_\_\_\_ 2019 р.

Доцент кафедри ортопедичної  
 стоматології ДВНЗ «ІФНМУ»  
 к. мед. н.,

В.З. Обідняк

“ЗАТВЕРДЖУЮ”  
Проректор наукової роботи ДВНЗ  
«Івано-Франківський національний  
медичний університет»  
проф. І.М.М. Вакалюк І.П.  
“\_\_\_\_\_” \_\_\_\_\_ 2019 р.



1. **Назва впровадження:** Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію
2. **Установа-розробник, автор:** ДВНЗ України «Івано-Франківський національний медичний університет», кафедра ортопедичної стоматології
3. **Джерело інформації:** патент № 117533 У. МПК А61С 5/00 А61С 13/00 «Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію» Ожоган З.Р., Бібен А.В., Обідняк В.З.] – Заявка № u 2017 01063, заявл. 06.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. №12 2017 р.
4. **Автор:** Бібен А.В.
5. **Впроваджено у педагогічний процес**
6. **Термін впровадження:** з вересня 2017 по жовтень 2018 року
7. **Загальна кількість спостережень:** 36
8. **Ефективність впровадження:** включено в матеріали лекцій та практичних занять кафедри стоматології. Використання запропонованої удосконаленої методики виготовлення ортопедичної конструкції сприяє профілактиці стирання оклюзійних поверхонь зубів та зубних протезів.
9. **Пропозиції:** рекомендовано видати інформаційний лист

“ 21 ” 01 \_\_\_\_\_ 2019 р.

Завідувач кафедри  
стоматології ПО ДВНЗ «ІФНМУ»  
д. мед. н., професор

I. В. Паліїчук

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Перший проректор з  
науково-педагогічної роботиУкраїнської медичної  
стоматологічної академії

Доктор мед. наук, проф. М. Дворник



2019 р.

**АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ**

1. Найменування пропозиції для впровадження: «Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію».
2. Установа – розробник: кафедра ортопедичної стоматології ДВНЗ України «Івано-Франківський національний медичний університет».
3. Джерело інформації: Патент України №117533 U, МПК А61С 5/00 А61С 13/00 «Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію». Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України 06.02.2017 р. Опубліковано 26.06.2017 р., бюл. № 12.
4. Автор: Бібен А.В., Ожоган З.Р., Обідняк В.З.
5. Базова установа, що проводить впровадження: кафедра ортопедичної стоматології з імплантологією Української медичної стоматологічної академії.
6. Форма впровадження: в матеріали практичних занять для студентів 5 курсу при викладанні модуля 6 «Субординатура».  
Використання запропонованої удосконаленої методики виготовлення ортопедичної конструкції сприяє профілактиці стираючих оклюзійних поверхонь зубів та зубних протезів.
7. Термін впровадження: вересень 2017 р. – жовтень 2018 р.
8. Пропозиції: рекомендовано видати інформаційний лист.

Обговорено та затверджено на засіданні кафедри ортопедичної стоматології з імплантологією Української медичної стоматологічної академії, протокол № 11 від «11» вересня 2019 р.

Відповідальний за впровадження:  
завідувач кафедри ортопедичної  
стоматології з імплантологією  
к.мед.н., доцент

І.М. Кузь

ДОДАТОК Г



