

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ІВАНО-ФРАНКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ
НАЦІОНАЛЬНА МЕДИЧНА АКАДЕМІЯ ПІСЛЯДИПЛОМНОЇ
ОСВІТИ ІМЕНІ П.Л. ШУПИКА

Івано-Франківський національний медичний університет

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ЯКОВИН ОЛЕГ МИРОСЛАВОВИЧ

Гриф

Прим № _____

УДК 616.314-77+616.31+616-001.37+615.83

ОБГРУНТУВАННЯ МЕТОДИКИ ОРТОПЕДИЧНОГО ЛІКУВАННЯ
ХВОРИХ ІЗ ДЕФЕКТАМИ ЗУБНИХ РЯДІВ НЕЗНІМНИМИ
ПРОТЕЗАМИ З ОКСИД-ЦИРКОНІЄВИМ ПОКРИТТЯМ

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 відповідне джерело


(Підпис)

О.М. Яковин

Науковий керівник:

ОЖОГАН Зіновій Романович

доктор медичних наук, професор

Івано-Франківськ 2020

АНОТАЦІЯ

Яковин О.М. *Обґрунтування методики ортопедичного лікування хворих із дефектами зубних рядів незнімними протезами з оксид-цирконієвим покриттям.* Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису. Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук (доктора філософії) за спеціальністю 14.01.22 – Стоматологія. Івано-Франківський національний медичний університет, Національна медична академія післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика, МОЗ України, Київ, Івано-Франківськ, 2020.

У даній дисертаційній роботі головна увага приділена удосконаленню методів ортопедичного лікування хворих із дефектами зубних рядів із застосуванням незнімних естетичних конструкцій зубних протезів. Однак, при їх застосуванні спостерігається ряд ускладнень, пов'язаних із проявами непереносимості сплавів металів, розвитком гальванозу, порушеннями міцності каркасу, відколами облицювальних матеріалів, розцементуванням. Якість незнімних естетичних протезів у визначальній мірі залежить від сплаву металу, з якого виготовлено конструкцію протеза і тому, основними вимогами до сплавів металів стоматологічного призначення є міцність, біосумісність та стійкість до корозії, добрі ливарні властивості. Тому, актуальними залишаються сьогодні наукові дослідження, що направлені на вирішення питання виникнення корозії стоматологічних сплавів металів, гальванізму, гальванозу у пацієнтів із ортопедичними конструкціями, що виготовлені із сплавів неблагородних металів. Тому, на даний час актуальним є вивчення особливостей клініки та розробки сучасних методик лікування хворих із непереносимістю сплавів металів, сучасними незнімними естетичними зубними протезами.

У дисертаційній роботі проведено вивчення поширеності непереносимості стоматологічних сплавів металів, доповнено наукові дані про використання різних методик виготовлення суцільнолитих комбінованих естетичних незнімних зубних протезів. Проаналізовано

результати користування різними видами ортопедичних конструкцій у віддалені терміни після протезування. Запропоновано незнімні мостоподібні протези з нанесеним біоінертним покриттям із ZrO_2 , що дозволяє підвищити стійкість стоматологічних сплавів металів до корозії, покращити їх механічні, біоінертні властивості, підвищити естетичність конструкції, усунути токсичний вплив на слизову оболонку та пародонт, проводити мінімальне препарування твердих тканин вітальних зубів у пришийковій ділянці, застосовувати для заміщення дефектів зубних рядів.

За допомогою експериментальних методів у агресивних середовищах вперше вивчено корозійну стійкість біоінертного ZrO_2 покриття та доведено ефективність його використання. Клінічними методами обґрунтовано фізико-механічні характеристики кобальт-хромових і нікель-хромових сплавів металів із біоінертним покриттям та переваги даних конструкцій над традиційними суцільнолитими незнімними протезами. Доповнено наукові дані про те, що застосування суцільнолитих комбінованих ортопедичних конструкцій із захисним, біоінертним ZrO_2 покриттям ефективно при непереносимості сплавів металів та проявах гальванозу.

Представлено наукові результати про те, що при використанні суцільнолитих комбінованих ортопедичних зубних протезів із запропонованим ZrO_2 покриттям, відзначається значне покращення клінічних індексів РМА, Silness-Loe, показників гальванометрії і рН ротової рідини у віддалені терміни, порівнюючи із клінічною ситуацією до лікування та загальноприйнятими незнімними протезами.

Запропонована «Клінічна карта обстеження хворих із дефектами твердих тканин зубів та включеними дефектами зубних рядів», що включає оцінку стану зубних рядів, наявних ортопедичних конструкцій, стан пародонту опорних зубів, індекси РМА та Silness-Loe, показники в'язкості ротової рідини, рН- метрії, гальванометрії.

На основі проведених фізико-механічних, лабораторних та клінічних досліджень розроблена власна методика виготовлення незнімних

суцільнолитих ортопедичних конструкцій виготовлених із сплавів неблагородних металів із захисним ZrO_2 покриттям. Вивчення морфології поверхні досліджуваних зразків КХС і НХС за допомогою атомно-силової мікроскопії показало, що морфологія поверхні плівок ZrO_2 має полікристалічну природу, тобто плівка сформована з щільно упакованих полікристалів ZrO_2 з дисперсією горизонтальних розмірів від сотень нанометрів до кількох мікрон та середнім вертикальним розміром близько 700 нм. Морфологія поверхні плівки ZrO_2 осадженої на КХС товщиною 5 мкм свідчить про те, що плівка ZrO_2 складається з кристалітів зі середнім розміром близько 0,5 мкм. Середньоквадратична шорсткість складає 13,4 нм. Морфологія поверхні плівки ZrO_2 , осадженої на НХС, товщиною 5 мкм свідчить про те, що плівка ZrO_2 складається з кристалітів зі середнім розміром близько 0,4 мкм, а середньоквадратична шорсткість є більшою складає 33,2 нм. Вивчення антикорозійних властивостей досліджуваних КХС і НХС довело, що покриття ZrO_2 товщиною 1 і 5 мкм надійно захищає поверхню металу: рельєф металу, який утворився при поліруванні не змінився під плівкою ZrO_2 , натомість на відкритих ділянках металів спостерігалось інтенсивне руйнування.

Запропоновано удосконалену методику та етапи виготовлення незнімних зубних протезів із використанням стоматологічних сплавів неблагородних металів, шляхом створення на металевій частині протезу пасивуючого, діелектричного, стійкого до явищ корозії та до зношення, біосумісного ZrO_2 шару.

Для досягнення поставлених завдань і мети роботи нами було обстежено і проведено ортопедичне лікування 150 пацієнтів. У склад обстежуваних груп увійшли 100 хворих віком 20 - 55р., з яких було 58 жінок та 42 чоловіки. Обстежені нами хворі були розподілені на наступні групи: 1 група – 60 пацієнтів, яким виготовлені незнімні мостоподібні зубні протези. 1А - 30 пацієнтів із штамповано - паяними мостоподібними протезами і 1Б - 30 пацієнтів із комбінованими металокерамічними незнімними протезами. 2

(II) група – 20 пацієнтів, яким виготовлені комбіновані металокерамічні незнімні протези, із нанесеним запропонованим захисним покриттям диоксиду циркону (ZrO_2). З (III) група – 20 пацієнтів із незнімними естетичними зубними протезами на основі диоксиду циркону.

При обстеженні хворих із проявами гальванозу і непереносимості сплавів металів слід враховувати суб'єктивні методи обстежень і застосовувати гальванометрію, вивчати кислотність і в'язкість ротової рідини перед лікуванням та у віддалені терміни після лікування. Для оцінки стану пародонту опорних зубів рекомендовано використовувати індекси гігієни ротової порожнини і аналіз ступеня запалення маргінального пародонту і ясен.

Серед обстежених пацієнтів, які звернулися в клініку кафедри з ускладненнями при користуванні незнімними протезами, у 63 з них (42,0%) були прояви гальванозу та непереносимості сплавів металів. При виконанні роботи ми користувалися суб'єктивними та об'єктивними методами обстеження, при цьому звертали увагу на стан маргінального пародонту та твердих тканин зубів. При використанні суцільнолитих комбінованих незнімних зубних протезів із запропонованим ZrO_2 покриттям відзначається значне покращення індексів РМА, Silness-Loe, показників гальванометрії і рН ротової рідини у відділені терміни, що вказує на переваги над загальноприйнятими конструкціями. Так, показники індексу Silness-Loe через 6 місяців після лікування у I групі хворих зросли до $0,94 \pm 0,2$ бала, у II групі хворих становили $0,62 \pm 0,1$ бала відповідно, а у III групі були найкращими з показником $0,52 \pm 0,1$ бала. Через 12 місяців показники у хворих I групи погіршились до $1,5 \pm 0,2$ бала. У II групі хворих ці показники були достовірно кращими і становили $0,65 \pm 0,2$ бала, а у III групі мали найкраще значення $0,54 \pm 0,1$ бала відповідно. Через 12 місяців після лікування індекс РМА в I групі був найвищим і становив $8,5 \pm 1,4$ бала, в II групі був достовірно кращим – $2,6 \pm 0,5$ бала, а в III групі залишався найкращим і становив $2,2 \pm 0,3$ бала. Клінічних проявів гальванозу і ознак

гальванізму у пацієнтів II і III груп не спостерігалось, показники різниці потенціалів у віддалені терміни після лікування становили 0 ± 0 мкА, а рН ротової рідини - показники норми. Зокрема, через 1 рік після протезування суцільнолитими незнімними протезами із ZrO_2 покриттям у пацієнтів не відмічалось проявів гальванізму, пацієнти добре себе почували, середні показники гальванометрії складали (0 ± 0) мкА, а показник рН – $7,19 \pm 0,34$. У третій групі пацієнтів через 12 місяців після лікування показник рН ротової рідини становив $7,23 \pm 0,32$, а середні показники гальванометрії складали - 0 ± 0 мкА. Проаналізувавши результати проведених досліджень можна стверджувати про те, що у пацієнтів II-ї групи, яким були запропоновані ортопедичні конструкції виготовлені із КХС та НХС із біоінертним покриттям ZrO_2 , показники стану тканин пародонту, були близькими до показників які спостерігались у пацієнтів III-ї групи із безметалевими конструкціями і відбувалося достовірне покращення показників індексів РМА, Silness - Loe, проби Шиллера-Писарева.

Запропонована незнімна конструкція за клінічними етапами виготовлення, клінічними показниками стану пародонту опорних зубів, показниками гальванометрії має суттєві переваги над загальноприйнятими незнімними естетичними конструкціями та за своїми біоінертними характеристиками максимально наближена до конструкцій, виготовлених із диоксиду циркону.

Ключові слова: дефекти зубних рядів, сплави металів, гальваноз, диоксид циркону, суцільнолиті комбіновані незнімні зубні протези.

ANNOTATION

Yakovyn O.M. *Substantiation of methodology in the orthopaedic dental treatment of patients with dentition defects using the fixed partial dentures with a zirconium dioxide coating* – Qualification scientific work on the rights of a manuscript. Dissertation for the Candidate Degree in Medical Science (the Doctor of Philosophy) in speciality 14.01.22 – Dentistry - Ivano-Frankivsk National Medical University; National Medical Academy of Postgraduate Education after Shupyk P.L., the Ministry of Healthcare of Ukraine, Kyiv. Ivano-Frankivsk, 2020

This thesis attracts the main attention to the improvement of methods in the orthopaedic dental treatment of patients with dentition defects using the fixed aesthetic constructions of dental prostheses. However, if applicable, we can observe several complications associated with the symptoms of intolerance to metal alloys, the development of galvanosis, violation of the framework strength, chipping of facing materials and de-cementation. The quality of the fixed aesthetic dental prostheses largely depends on the metal alloy, which the prosthesis construction is made of and therefore the main requirements for metal alloys intended for dental purposes are strength, biocompatibility, corrosion resistance and good casting characteristics. Thus, scientific research aimed at solving the problem related to the occurrence of corrosion in dental metal alloys, galvanism, and galvanosis in patients with orthopaedic constructions made of base metal alloys remains relevant today. Therefore, at present, it is actual to study the clinical features and development methods to treat the patients with intolerance to metal alloys in modern fixed aesthetic dental prostheses.

In the dissertation we have studied the prevalence rate of the intolerance to dental metal alloys, supplemented the scientific data on using the different methods to make the casted combined fixed aesthetic dental prostheses. The results of using the different types of orthopaedic constructions were analysed for a long time after prosthetic care. We proposed to use the fixed partial dentures with an applied bio-inert ZrO_2 coating. It allows us to increase the resistance of dental metal alloys to corrosion, to improve their mechanical and bio-inert

properties, to refine the aesthetic features of the construction, to eliminate the toxic effects on the mucus membrane and periodontium, to carry out the minimal preparation of hard tissues of vital teeth in the tooth cervical area and to use them for replacement of the dentition defects.

By using the experimental methods in aggressive conditions, we have studied the corrosion resistance of bio-inert coating of ZrO_2 and proved its efficiency. The clinical methods substantiate the physical and mechanical features of cobalt-chromium and nickel-chromium alloys with bio-inert coating and the advantages of the specified constructions over the traditional casted fixed partial dentures. We have supplemented the scientific data that using the casted combined orthopaedic constructions with a protective bio-inert coating of ZrO_2 would be effective in the case of intolerance to metal alloys and galvanosis reaction. There presented scientific results related to that fact that when using the casted combined fixed aesthetic dental prostheses with a proposed coating of ZrO_2 , we can observe a significant improvement in clinical indexes of PMA and Silness-Löe, galvanometric indexes and pH of the fluid in the oral, for a long time, in comparison with clinical situation before treatment and general fixed partial dentures.

We have proposed “Clinical Record for the examination of the patients with defective dental tissues and included dentition defects”. The clinical record includes an assessment of the condition of tooth range, present orthopaedic constructions, and the periodontium condition of abutment teeth, indexes of PMA and Silness-Löe, and the fluid in the oral, pH-measuring and galvanometric indexes. According to conducted physical-mechanical, laboratory and clinical research, we have developed our methodology for making the casted combined fixed orthopaedic constructions made of base metal alloys with a protective coating of ZrO_2 . The examination of the surface morphology of the studied samples of cobalt-chromium and nickel-chromium alloys using atomic force microscopy showed that the surface morphology of films of ZrO_2 has a polycrystalline nature. It means that the film is formed of densely packed

polycrystalline of ZrO_2 with a dispersion of horizontal dimensions from hundreds of nanometres to few microns and average vertical size of about 700 nanometres. Morphology of the film surface of ZrO_2 deposited on cobalt-chromium alloy (5 micrometres thick) indicates that the film of ZrO_2 consists of crystallites with an average size of about 0.5 micrometres. The root-mean-square roughness is 13.4 nanometres. Morphology of the film surface of ZrO_2 deposited on nickel-chromium alloy (5 micrometres thick) indicates that the film of ZrO_2 consists of crystallites with an average size of about 0.4 micrometres, and the root-mean-square roughness is more and amounts to 33.2 nanometres. The studying of anti-corrosion properties peculiar to examined cobalt-chromium and nickel-chromium alloys proved that coating of ZrO_2 (1 and 5 micrometres thick) reliably protects the metal surface. The relief of metal formed at polishing did not change under the film of ZrO_2 , while we could observe intense destruction on the open areas of metal.

We have proposed the improved methodology and stages to produce the fixed partial dentures using the dental alloys made of base metals by creation on the metal part of dental prosthesis the passivating dielectric biocompatible layer of ZrO_2 that is resistant to corrosion and wear.

We have examined and performed orthopaedic treatment of 150 patients to achieve the set goals and the purpose of our work. The study groups included 100 patients aged 20-55, who were 58 women and 42 men. We divided the examined patients into the following groups: the first group (I) included 60 patients for whom the fixed partial dentures were made. Subgroup 1A included 30 patients with swaged and soldered fixed partial dentures. Subgroup 1B included 30 patients with combined fixed partial dentures. The second group (II) includes 20 patients with combined metal-ceramic fixed partial dentures with the proposed protective zirconium dioxide (ZrO_2) coating. The third group were 20 patients with fixed aesthetic dental prostheses based on zirconium dioxide.

When examining the patients with galvanosis reaction and intolerance to metal alloys, we should take into account subjective examination methods and

apply galvanometric methods, study the acidity and viscosity of the fluid in the oral cavity before a medical treatment and for a long time after the treatment. We recommend using the oral hygiene index and analysis of the degree of inflammation of the marginal periodontium and oral cavity to assess the periodontium condition of abutment teeth.

Among the examined patients who came to teaching clinical unit with complications in the use of the fixed partial dentures, 63 of them (42.0%) had symptoms of galvanosis and intolerance to metal alloys. In performing the work, we applied subjective and objective methods of examination while paying attention at the state of the marginal periodontium and hard tooth tissues. When using the casted combined fixed partial dentures with a proposed coating of ZrO_2 , we can observe a significant improvement in clinical indexes of PMA and Silness-Löe, galvanometric indexes and pH of the fluid in the oral, for a long time. This fact indicates the advantages over commonly used constructions. Thus, the indexes of Silness-Löe, in 6 months after the treatment, increased to 0.94 ± 0.2 points in the first group (I) of patients; in the second group (II) of patients, they were 0.62 ± 0.1 points respectively; and in the third group (III), the indexes were the best with 0.52 ± 0.1 points. In the second group (II) of patients, these indexes were much better and amounted to 0.65 ± 0.2 points and in the third group (III), they had the best value of 0.54 ± 0.1 points respectively. In twelve months after the treatment, the index of PMA in the first group was the highest and amounted to 8.5 ± 1.4 points; in the second group, it was much better and amounted to 2.6 ± 0.5 points, and in the third group, it was the best and amounted to 2.2 ± 0.3 points. We did not observe the clinical symptoms of galvanosis and signs of galvanism in patients of the second and third groups. The values of voltage difference in a long time after the treatment amounted to 0 ± 0 microampere, while pH indexes of the oral fluid were within normal limits. In particular, a year after prosthetic care using the casted combined fixed partial dentures with a proposed coating of ZrO_2 , the patients showed no signs of galvanism. They felt well, the average galvanometric indexes were 0 ± 0 microampere, and pH index was 7.19 ± 0.34 . In

the third group of patients pH index of fluid in the oral amounts to 7.23 ± 0.32 while the average galvanometric indexes were 0 ± 0 microampere in 12 months after treatment. Having analysed the results of the conducted research, we can argue that the patients of the second group (II), who were proposed the orthopaedic constructions made of cobalt-chromium and nickel-chromium alloys together with a protective bio-inert coating of ZrO_2 , had the indexes of periodontal tissues close to those we observed in patients of the third group (III) with metal-free constructions and there was a significant improvement in the indexes of PMA, Silness-Löe and Schiller-Pisarev's test. In terms of clinical production stages, clinical indexes of the periodontium condition of abutment teeth, galvanometric indexes, the proposed fixed dental construction has significant advantages over commonly used fixed aesthetic constructions and under its bio-inert features, it is as close as possible to the constructions made of zirconium dioxide.

Keywords: dentition defects, metal alloys, galvanosis, zirconium dioxide, casted combined fixed partial dentures.

Список публікацій здобувача

Наукові праці, в яких опубліковані основні результати дисертації

1. Яковин О.М, Ожоган З.Р. Вивчення поверхні стоматологічних сплавів металів із ZrO_2 покриттям для виготовлення естетичних незнімних протезів. Современная стоматология. 2011; 2(56): 134-136.
2. Яковин О.М, Ожоган З.Р. Клінічна й експериментальна порівняльна оцінка вдосконалених методів виготовлення естетичних незнімних конструкцій зубних протезів. Український стоматологічний альманах. 2014; 2: 53-56.
3. Яковин О.М, Ожоган З.Р., Литвин О.С., Корчовий А.А. Захисні властивості ZrO_2 , нанесеного на сплави металів при виготовленні ортопедичних конструкцій зубних протезів. Український стоматологічний альманах. 2012; 6: 65-71.
4. Яковин О.М, Ожоган З.Р. Клінічне обґрунтування запропонованих методів ортопедичного лікування естетичними незнімними протезами пацієнтів з гальванічними проявами у ротовій порожнині. Вісник стоматології. 2018; 3:36-46.
5. Яковин О.М, Ожоган З.Р. Клінічні аспекти результатів протезування хворих незнімними протезами із ZrO_2 покриттям. Український стоматологічний альманах. 2017; 1: 61-64.

Наукові праці які засвідчують апробацію матеріалів дисертації

1. Яковин О.М. Захисні властивості плівок ZrO_2 , нанесених на ортопедичні сплави магнетронним напиленням. Матеріали ювілейної науково-практичної конференції із міжнародною участю «Сучасна стоматологія та перспективні напрямки розвитку». 2012:142.Ужгород.
2. Яковин О.М., Ожоган З.Р., Бугерчук О.В., Дмитренко І.А. Клінічні дані протезування незнімними протезами із ZrO_2 покриттям. Матеріали науково-практичної конференції із міжнародною участю “Інноваційні технології в сучасній стоматології”, VII стоматологічний форум «Медвін: стоматологія». 2017:103.Івано-Франківськ.

3. Яковин О.М., Ожоган З.Р., Обідняк В.З., Сухоребський Ю.І. Клінічні аспекти гальванічних проявів у ротовій порожнині. Матеріали науково-практичної конференції із міжнародною участю “Інноваційні технології в сучасній стоматології”, VIII стоматологічний форум «Медвін: стоматологія». 2018:97. Івано-Франківськ.
4. Патент на корисну модель № 73281, ПМК А61С 13/00. Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесення антикорозійного покриття / Яковин О.М. Ожоган З.Р.— опубл. 25.09.2012; Бюл. №18.
5. Патент на корисну модель № 72831, ПМК G0N3/20. Спосіб визначення тріщиностійкості твердих сплавів, керамічних матеріалів та покриттів / Яковин О.М., Роп'як Л.Я.,Рогаль О.В., Барило І.Г. — опубл. 27.08.2012; Бюл. №17.

ЗМІСТ

Перелік умовних скорочень.....	16
Вступ.....	17
Розділ 1. Особливості ортопедичного лікування хворих сучасними естетичними незнімними протезами та ускладнення, які виникають при цьому (огляд літератури).....	23
1.1 Особливості клінічних етапів та проблеми при застосуванні у хворих незнімних металокерамічних протезів.....	23
1.2 Сучасні методики і технології використання безметалевих естетичних незнімних протезів у хворих із дефектами твердих тканин зубів та зубних рядів.....	29
1.3 Характеристика матеріалів, які застосовуються для виготовлення сучасних естетичних незнімних протезів та механізм їх впливу на тканини ротової порожнини	33
Розділ 2. Об'єкти і методи дослідження.	47
2.1 Загальна характеристика обстежених пацієнтів.	47
2.2. Дослідження корозійної стійкості сплавів.	48
2.3. Визначення адгезивних властивостей плівок.	49
2.4. Визначення твердості за Вікерсом.	49
2.5. Методика атомно-силової мікроскопії.	49
2.6. Установка ВЧ-магнетронного напилення.	51
2.7. Растрова електронна мікроскопія.	55
2.8. Клінічні методи обстеження пацієнтів.	57
2.9. Методика проведення гальванометрії.	58
2.10. Визначення рН ротової рідини.	60
2.11. Визначення в'язкості ротової рідини.	61
2.12. Статистичні методи дослідження.	61
Розділ 3. Особливості клінічної картини та аналіз ускладнень у пацієнтів із естетичними незнімними ортопедичними конструкціями на основі неблагородних сплавів металів.	62

Розділ 4. Експериментальне обґрунтування нанесення покриття ZrO_2 на сплави металів для незнімних протезів.	71
Розділ 5. Клінічне обґрунтування запропонованих методів ортопедичного лікування хворих естетичними незнімними протезами з покриттям диоксиду циркону.	105
5.1 Запропонована технологія покриття на основі диоксиду циркону каркасу виготовленого із сплаву неблагородних металів.	105
5.2 Клінічне обґрунтування переваг запропонованих методів ортопедичного лікування хворих.	107
Аналіз і узагальнення результатів дослідження.....	124
Висновки.	138
Практичні рекомендації.	140
Список використаних джерел.	141
Додатки.	171

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

КХС – кобальтохромовий сплав.

НХС – нікельхромовий сплав.

НП – незнімні протези

СОРП - слизова оболонка ротової порожнини

РМА – папілярно-маргінально-альвеолярний індекс

ZrO₂ - диоксид циркону

АСМ – атомно-силова мікроскопія

МВЗП - металовмісні зубні протези.

ПР - порожнина рота.

РР - ротова рідина.

РЭММА – растровий електронний мікроскоп-мікроаналізатор.

СНСМЗП – симптомокомплекс несприйняття сплавів металів зубних протезів.

ВСТУП

Актуальність теми. На сьогоднішній день сплави металів широко застосовуються в клініці ортопедичної стоматології, особливо для виготовлення незнімних мостоподібних протезів. Виготовлення металокерамічних та металоакрилових конструкцій зубних протезів займає основний відсоток виготовлення незнімних протезів у клінічній практиці. Достатньо широко на даний час застосовуються незнімні конструкції на основі диоксиду циркону та безметалова кераміка. Однак, при застосуванні естетичних незнімних протезів спостерігається ряд ускладнень, пов'язаних із проявами непереносимості сплавів металів, розвитком гальванозу, порушеннями міцності каркасу, відколами облицювальних матеріалів, розцементуванням. Якість незнімних естетичних протезів у визначальній мірі залежить від сплаву металу, з якого виготовлено конструкцію протеза і тому, основними вимогами до сплавів металів стоматологічного призначення є міцність, біосумісність та стійкість до корозії, добрі ливарні властивості. Тому, актуальними залишаються наукові дослідження, що направлені на вирішення питання виникнення корозії стоматологічних сплавів металів, гальванізму, гальванозу у пацієнтів із ортопедичними конструкціями, що виготовлені із сплавів благородних та неблагородних металів [11, 24, 77, 195].

Металеві конструкції, що піддаються корозійному впливу в ротовій порожнині забезпечують надходження мікроелементів сплаву металу в організм. Металева конструкція, що знаходиться в ротовій рідині, яка виступає електролітом, піддається розчиненню, а вплив розчинених елементів стоматологічних сплавів на організм є неблагоприємним. Якщо металевий каркас протеза покривається керамікою, зменшується площа контакту сплаву металу з ротовою рідиною і поверхня протезу за рахунок індиферентності кераміки майже не піддається розтравленню, окрім непокритих керамікою частин протезу, металевих коронок та гірлянди [7, 143, 174].

Також, процеси корозії сплавів металів у свою чергу ініціюють підвищення різниці електрохімічних потенціалів. У ротовій порожнині здорових людей, які не мають клінічних проявів гальванозу, різниця електрохімічних потенціалів при наявності металевих конструкцій у нормі становить 60-80 мВ, що пояснюється адаптацією організму до дії патологічних факторів [1, 14, 91, 93, 161, 176, 179, 216, 219, 230, 274]. У дослідженнях Лебедєва К.А., Тимофєєва А.А. з співавторами показано, що діагноз «гальваноз» ставиться тільки при наявності найбільш характерних клінічних симптомів, таких як металевий присмак в ротовій порожнині, печіння язика, відчуття гіркоти і кислувато-солоного присмаку, відчуття проходження «струму», зменшення слиновиділення, погіршення загального стану, виявлення у пацієнтів різниці потенціалів понад 100-150 мВ [91, 92, 93, 178, 186, 187].

Слід зазначити, що склад сплавів металів відіграє важливе значення у виникненні гальванозу [63]. Однак, клініка та механізми розвитку гальванізму, гальванозу та непереносимості стоматологічних сплавів металів на сьогоднішній день ще недостатньо і не до кінця досліджені [19, 28, 31, 35, 105, 245]. Тому, на даний час актуальним є вивчення особливостей клініки та розробки сучасних методик лікування хворих із непереносимістю сплавів металів, сучасними незнімними естетичними зубними протезами.

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

Дисертаційна робота виконана, як фрагмент науково-дослідної роботи кафедри ортопедичної стоматології Івано-Франківський національний медичний університет «Клініко-експериментальне обґрунтування підвищення якості ортопедичного лікування хворих із зубощелиповою патологією» (державний реєстраційний №0112U000573). Здобувач є співвиконавцем фрагменту роботи.

Мета роботи: підвищити ефективність ортопедичного лікування хворих із дефектами зубних рядів за допомогою естетичних незнімних

суцільнолитих комбінованих зубних протезів, шляхом нанесення покриття ZrO_2 на стоматологічні сплави металів.

Завдання дослідження:

1. Провести аналіз ускладнень, які виникають при користуванні незнімними ортопедичними конструкціями, які виготовлені зі стоматологічних сплавів неблагородних металів.

2. Розробити незнімні ортопедичні конструкції з підвищеною стійкістю до корозії, покращеними біоінертними та механічними властивостями.

3. Експериментально обґрунтувати характеристики сплавів неблагородних металів, що використовуються для виготовлення незнімних ортопедичних конструкцій із запропонованим покриттям ZrO_2 .

4. Клінічно обґрунтувати переваги запропонованих незнімних ортопедичних конструкцій із ZrO_2 покриттям.

Об'єкт дослідження - експериментальні результати і динамічні зміни клінічних показників у хворих із незнімними ортопедичними конструкціями, які виготовлені на основі стоматологічних сплавів неблагородних металів з покриттям диоксиду циркону.

Предмет дослідження – клінічне та експериментальне обґрунтування оцінки якості ортопедичного лікування пацієнтів із дефектами зубних рядів, запропонованими незнімними зубними протезами із покриттям диоксиду циркону.

Методи дослідження - клінічні: збирання скарг, анамнезу, обстеження порожнини рота, перкусія, зондування, пальпація, визначення стану пародонту опорних зубів (індекси РМА, Sillness-Loe, проба Шиллера-Писарева). Лабораторні: гальванометрія, в'язкість, рН – метрія ротової рідини. Експериментальні: вивчення корозійної стійкості стоматологічних сплавів неблагородних металів, растрова мікроскопія, атомно-силова мікроскопія, визначення мікротвердості за Віккерсом. Статистичні методи.

Наукова новизна отриманих результатів. У дисертаційній роботі проведено вивчення поширеності гальванозу і непереносимості стоматологічних сплавів металів. Нами доповнено наукові дані про використання різних методик виготовлення ортопедичних конструкцій, а саме суцільнолитих комбінованих зубних протезів. Проаналізовано результати користування пацієнтами різними видами ортопедичних конструкцій у віддалені терміни після протезування.

Нами запропоновано незнімні конструкції штучних коронок і мостоподібних протезів із нанесеним біоінертним покриттям із ZrO_2 , що дозволяє підвищити стійкість стоматологічних сплавів металів до корозії, покращити їх механічні властивості і підвищити естетичність конструкції, зменшити токсичний вплив на слизову оболонку та пародонт опорних зубів, проводити мінімальне препарування твердих тканин вітальних зубів у пришийковій ділянці, застосовувати для заміщення дефектів зубних рядів.

За допомогою експериментальних методів у агресивних середовищах вперше вивчено корозійну стійкість біоінертного ZrO_2 покриття та доведено ефективність його використання. Клінічними методами обґрунтовано фізико-механічні характеристики кобальт-хромових і нікель-хромових сплавів металів із біоінертним ZrO_2 покриттям та переваги даних конструкцій над традиційними суцільнолитими незнімними протезами.

Доповнено наукові дані про те, що застосування суцільнолитих комбінованих ортопедичних конструкцій із захисним, біоінертним ZrO_2 покриттям, ефективно при непереносимості сплавів металів та проявах гальванозу.

Представлено наукові результати про те, що при використанні суцільнолитих комбінованих зубних протезів із розробленим ZrO_2 покриттям, відзначається значне покращення клінічних індексів РМА, Sillness-Loe, показників гальванометрії і рН ротової рідини у віддалені терміни, порівнюючи із клінічною ситуацією до лікування та загальноприйнятими незнімними протезами.

Практичне значення отриманих результатів. Запропонована «Клінічна карта обстеження хворих із дефектами твердих тканин зубів та включеними дефектами зубних рядів», що включає оцінку стану зубних рядів, наявних ортопедичних конструкцій, стан пародонту опорних зубів, індекси РМА та Silness-Loe, показники в'язкості ротової рідини, рН- метрії, гальванометрії.

На основі проведених фізико-механічних, лабораторних та клінічних досліджень розроблена і обґрунтована власна методика виготовлення незнімних суцільнолитих ортопедичних конструкцій, виготовлених із сплавів неблагородних металів із захисним ZrO_2 покриттям. Запропонована удосконалена методика технічних етапів виготовлення зубних протезів полягає у створенні на металевій частині протезу пасивуючого, діелектричного, стійкого до явищ корозії та до зношення, біосумісного ZrO_2 покриття.

Запропоновано спосіб нанесення ZrO_2 , який полягає у виготовленні мішені, власне суспензії з дистильованої води і порошку ZrO_2 (Патент на корисну модель № 73281, ПМК А61С 13/00 від 25.09.2012; Бюл. №18). Найбільш оптимальним методом нанесення ZrO_2 покриття є проведення підігріву сплавів металів до $300^{\circ}C$, що покращує зв'язок покриття зі сплавами металів, а для підвищення якості покриття металевий каркас потрібно попередньо полірувати.

При обстеженні хворих із проявами гальванозу і непереносимості сплавів металів слід враховувати суб'єктивні методи обстежень і застосовувати гальванометрію, визначати кислотність і в'язкість ротової рідини перед лікуванням та у віддалені терміни після лікування.

Впровадження результатів дослідження. Результати дисертаційного дослідження впроваджені у навчальний процес та клінічну практику кафедри ортопедичної стоматології та кафедри стоматології післядипломної освіти Івано-Франківського національного медичного університету, кафедри ортопедичної стоматології та кафедри стоматології Національної медичної

академії післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика, клінічну практику кафедри ортопедичної стоматології Львівського національного медичного університету ім. Данила Галицького.

Особистий внесок здобувача. Дисертаційна робота є самостійною науковою працею здобувача. Автор самостійно отримав та опрацював фактичний матеріал, проведено глибокий аналіз та статистичну обробку отриманих результатів. Здобувачем підготовлено наукові праці до публікації, до участі у наукових конференціях, написані усі розділи дисертації, розроблені практичні рекомендації, та забезпечено впровадження їх у медичну практику. Спільно із науковим керівником підготовлено мету, завдання, наукову новизну та висновки і практичні рекомендації роботи.

Апробація результатів дисертації. Основні положення наукової роботи викладені в матеріалах ювілейної науково-практичної конференції із міжнародною участю «Сучасна стоматологія та перспективні напрямки розвитку» (Ужгород, 2012) та науково-практичній конференції із міжнародною участю «Інноваційні технології в сучасній стоматології. Медвін: стоматологія» (Івано-Франківськ, 2017, 2018),

Публікації. За матеріалами дисертаційного дослідження опубліковано 10 наукових праць, із них 5 статей у фахових наукових виданнях, рекомендованих МОН України, з яких одна стаття включена до міжнародних наукометричних баз, 3 тези у матеріалах науково-практичних конференцій, 2 патенти на корисну модель.

РОЗДІЛ 1

ОСОБЛИВОСТІ ОРТОПЕДИЧНОГО ЛІКУВАННЯ ХВОРИХ СУЧАСНИМИ ЕСТЕТИЧНИМИ НЕЗНІМНИМИ ПРОТЕЗАМИ ТА УСКЛАДНЕННЯ, ЯКІ ВИНИКАЮТЬ ПРИ ЦЬОМУ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)

1.1 Особливості клінічних етапів та проблеми при застосуванні у хворих незнімних металокерамічних протезів.

Серед населення України, існує висока потреба у ортопедичному лікуванні дефектів зубних рядів, що складає 50,0% до 95,0% від всієї кількості пацієнтів дорослого віку, що звернулися за наданням стоматологічної допомоги [80, 85]. Це підтверджує вагоме значення і доцільність проведення наукових досліджень у даному напрямку [39, 46, 85, 89, 91].

Гальваноз порожнини рота - захворювання, яке характеризується рядом неспецифічних клінічних проявів, пов'язаних із хронічним запаленням слизової оболонки на тлі виникнення гальванічних струмів між різномірними металами зубних протезів [91, 35, 75, 101, 127, 171, 179, 182].

Проблемі гальванозу порожнини рота присвячено значну кількість досліджень вітчизняних і зарубіжних авторів, проте, до теперішнього часу повністю не розкриті питання діагностики, клінічного перебігу та профілактики даної патології [68, 75, 105, 128, 129, 149, 254, 268, 272, 281].

Вважається, що провідними чинниками виникнення гальванозу є мікроструми гальванічного походження, корозійний вплив на метал і патологічна зміна слини [7, 24, 35, 143, 174, 230, 268,]. У зв'язку з цим, при виборі складових елементів зубних протезів, ряд дослідників вивчають антикорозійні властивості стоматологічних сплавів металів, у середовищі штучної слини вивчаються структурні зміни стоматологічного сплаву, однак питання їх клінічної сумісності недостатньо досліджені [63]. У дослідженнях показано, що після зубного протезування різко знижується

активність лізоциму, який потім повільно відновлюється, що свідчить про шкідливий вплив металевих протезів на неспецифічну реактивність. Головним фактором специфічного антимікробного захисту є імуноглобуліни. Із шести класів імуноглобулінів у ротовій порожнині наявні тільки три - IgA, IgG, IgM. Під впливом металевих зубних протезів, знижується неспецифічна (лізоцим), а також специфічна (SIgA, IgG і IgM) реактивність [3, 81, 134, 158, 179, 282, 283].

Процеси корозії сплавів металів у свою чергу ініціюють підвищення різниці електрохімічних потенціалів. У порожнині рота здорових людей, які не мають клінічних проявів гальванозу, різниця електрохімічних потенціалів металевих конструкцій в нормі становить 60-80 мВ, що пояснюється адаптацією організму до дії патологічних факторів [14, 44, 91, 93, 127, 176, 179]. К.А. Лебедев [91] та в дослідженнях А.А. Тимофєєва з співавт. [31, 75, 181] показано, що діагноз «гальванозу» виставляється тільки при наявності найбільш характерних клінічних симптомів: металевий присмак, печіння язика, відчуття гіркоти і кислувато-солоного присмаку, відчуття проходження «струму», вимірювання слиновиділення, погіршення загального стану. На думку К.А. Лебедева [92, 93], при виявленні у пацієнтів різниці потенціалів понад 100-150 мВ і наявності клінічних симптомів можна говорити про гальваноз [44].

Аналіз літератури, про стан кислотно-лужної рівноваги ротової рідини пацієнтів, при наявності гальванозу свідчить про суперечливість отриманих авторами результатів, які вказують на зміну рН в кислу сторону і достовірних змін показників рН ротової рідини не відзначають [146, 274].

Таким чином, аналіз доступної літератури дозволяє говорити про необхідність подальшого вивчення питань діагностики, клінічних проявів і профілактики гальванозу в пацієнтів з металевими зубними протезами. Потребують уточнення аспекти впливу даної патології на стан місцевого імунітету порожнини рота, оцінки сумісності застосовуваних стоматологічних сплавів ортопедичних конструкцій.

На даний час відсутній єдиний комплексний підхід у питаннях діагностики і профілактики гальванозу в стоматологічних пацієнтів. Наукова проблема виникнення, механізмів розвитку та особливостей перебігу патології білящелепних тканин і щелеп при гальванічних проявах в порожнині рота залишається актуальною до теперішнього часу. Необхідність наукових розробок у даному напрямку обумовлена частотою патології, труднощами її діагностики та лікування [19, 21, 32, 42, 44]. Основний контингент складають пацієнти, котрі використовують металеві зубні протези і потребують реабілітації. На сьогоднішній день в Україні до 80% стоматологічних хворих із дефектами зубних рядів протезують незнімними металевими зубними протезами з сплавів неблагородних металів. Незнімні ортопедичні конструкції, виготовлені з сплавів металів також фіксують і на дентальних імплантатах [17, 30, 47, 67, 215, 233, 244].

В етіології гальванічних проявів розглядають порушення гомеостазу порожнини рота. Визначена багатогранна роль ротової рідини в сталості біологічного середовища порожнини рота і організму в цілому [7, 113, 143, 174]. Кількість, склад і властивості ротової рідини, залежать від активності слинних залоз і забезпечують певний стан слизових оболонок зубо-щелепного апарату, формують електрохімічні процеси в тканинах. Підвищення електричних потенціалів у ротовій рідині, вище фізіологічних величин призводить до патології в порожнині рота. Відомо, що агресивні дії на ротову порожнину здійснюють зубні протези безпосередньо через ротову рідину, яка виступає електролітом, що призводить до розвитку гальванозу. Однак, механізми клінічного патогенезу гальванічних проявів, вимагають уточнення і систематизації [143, 174, 179, 181, 186, 187].

Клінічними дослідженнями встановлено, що присутність сплавів металів у ротовій порожнині має вплив і на тканини порожнини рота, і на цілий організм у вигляді алергічних проявів, непереносимості сплавів металів і металотоксикозу. Зазначені порушення формуються на біохімічному та імунному рівні, сприяють розвитку соматичних

захворювань, викликаючи патологію органів порожнини рота [21, 24, 31, 35, 38, 66, 92, 105, 169, 232, 262, 285, 286].

Гальванізм у пацієнтів із ортопедичними конструкціями, що містять метал, може впливати на розвиток запальних процесів, процеси остеорепарації і розвиток онкологічних захворювань у щелепно-лицевій ділянці [29, 41, 76, 148, 183].

Таким чином, гальванічні прояви серед населення України, мають значну поширеність у зв'язку з широким використанням металовмісних ортопедичних протезів. Відсутність систематизації гальванізму і гальванозу призводить до неможливості якісно провести диференціальну діагностику різних патологічних станів, що спричинені наявністю стоматологічних сплавів металів у порожнини рота, що в свою чергу спотворює правильний підхід до лікування і профілактики гальванічних проявів. Слизова оболонка порожнини рота є високочутливою до електричного струму, так як має хорошу електропровідність, обумовлену її значним кровопостачанням, відсутністю рогового шару і великою гідрофільністю тканин. Ще в кінці XVIII століття було доведено, що різnorідні метали можуть бути джерелом, так званого гальванічного струму, який може надавати дратівливу дію на живі тканини. Для виготовлення незнімних зубних протезів використовують різні металеві сплави, до складу яких входять близько 20 металів. Різnorідні метали, перебуваючи в порожнині рота, діють як електроди, а слина, в даному випадку є електролітом. Виділення іонів металів у слину створює умови для виникнення в порожнині рота мікрострумів різної величини, які можуть служити причиною гальванізму [7, 113, 143, 174].

Порожнина рота, багатьма авторами оцінена, як агресивне середовище мікроелементний склад, якої носить змінний характер і обумовлений хімічною активністю слини, що впливає на активність гальванічного елемента. З віком зменшується секреторна функція великих і малих слинних залоз, відбувається порушення слиновиділення при гострих і ряді хронічних захворювань слинних залоз. При захворюваннях слинних залоз і

одонтогенних запальних захворюваннях м'яких тканин, а також при дефектах зубного ряду секреція слини знижується. При тривалій відсутності зубів відбувається пригнічення секреторної функції великих слинних залоз, порушуються процеси мінералізації, які нормалізуються тільки після зубного протезування [113, 143, 174].

Слина (ротова рідина) як електроліт є складним біохімічним середовищем і має рН від 5,6 до 7,6. На 98,5% і більше, слина складається з води (98%), мінеральних (1-2%) і органічних речовин (азотомісткі продукти), містить мікроелементи (срібло, залізо, марганець, мідь, кобальт, алюміній і ін.) і макроелементи (кальцій, калій, натрій, магній, фосфор), а також муцин, лізоцим, ферменти і деякі вітаміни [146, 274].

Деякі автори вважають, що електрохімічні процеси, які відбуваються в порожнині рота, при наявності металевих включень, можуть сприяти розвитку алергічних проявів. Тому, за результатами ряду досліджень іде мова про можливі токсико-алергічні впливи на тканини порожнини рота, при електрохімічній корозії металевих зубних протезів. Інші автори, заперечують можливість хіміко-токсичного впливу металевих зубних протезів на стан слизової оболонки порожнини рота і вважають, що токсичну дію застосовуваних у даний час сплавів металів достовірно не було доведено. Іони заліза є каталізатором вільно-радикальних реакцій у порожнині рота. У водному середовищі, під впливом кисню, залізо окислюється і піддається корозії, а іони хрому і міді беруть участь у вільно-радикальному окисленні. У обстежуваних пацієнтів із незнімними зубними протезами з нержавіючої сталі, навіть через три місяці після їх зняття, залишається підвищений вміст в слині мікроелементів хрому і нікелю [68, 76, 82, 92, 212, 272, 274, 277, 281, 286].

Металеві сплави - це композиція з двох чи більше металів з певними властивостями металів. Більшість незнімних металевих зубних протезів виготовляються з використанням сплавів металів. Усі стоматологічні сплави – це композиція різних металів, до складу яких у різних пропорційних

співвідношеннях можуть входити хром, нікель, залізо, кобальт, і які складають основну частку цих сплавів [63, 77, 205, 242]. Метал із високим негативним потенціалом, що входить до складу гальванічного елемента окислюється і віддає іони в розчин. Чим вища здатність до окислення і віддавати іони в ротову рідину, тим вищим потенціалом він володіє і хімічно активніший. Виникаючи в ротовій порожнині, гальванічні струми обумовлюють підвищену подразливість смакових рецепторів, і можуть провокувати загострення хронічних шлунково-кишкових захворювань. У результаті запальних процесів у слизовій оболонці порушується вибіркова здатність для проникнення (всмоктування) різних неорганічних і органічних речовин. Продукти корозії можуть бути нерозчинними і утворюють на поверхні металу міцний поверхневий шар - оксид, іменований "поверхневим шаром", наприклад, хром, який використовується для виготовлення мостоподібних протезів із неблагородних сплавів металів. На думку інших авторів, метали віддають в електроліт (слину) позитивні іони, стають при цьому негативно зарядженими, і можуть стати причиною появи парестезії і захворювань слизової оболонки. У зв'язку з електрохімічною корозією, результатом якої є зменшення міцності і пластичності сплаву металу, погіршуються його електричні та оптичні властивості. На поверхні сплавів утворюються оксиди металів, що шкідливо діють на організм і слизову оболонку порожнини рота [3, 6, 9, 14, 19, 28, 24, 42, 44, 91, 217, 246, 247, 254].

Рівномірна корозія руйнує метал і зустрічається часто у срібного припою. При локальній корозії руйнуються окремі ділянки металевої поверхні ортопедичної конструкції у вигляді плям і точкових уражень різного ступеня глибини. Міжкристалічна корозія характеризується руйнуванням сплаву металу на межі кристалів (стосується нержавіючої сталі). Хімічна корозія, спостерігається при взаємодії металу з агресивними середовищами (слиною). Корозія металевих зубних протезів сприяє відхиленню рН слини в кислу сторону, при цьому пригнічується кокова

флора і активізується дріжджова. Встановлено, що навіть після зняття металевих зубних протезів, тривалий час електрична провідність ротової рідини залишається підвищеною [7, 143, 146, 174, 257, 260, 268, 281].

1.2 Сучасні методики і технології використання безметалевих естетичних незнімних протезів у хворих із дефектами твердих тканин зубів та зубних рядів.

Вираженість електрохімічних процесів у порожнині рота (корозії) залежить не тільки від хімічної структури використовуваного сплаву металевого зубного протеза, а й від наявності механічних дефектів (тріщини, відлам металевих частин протеза), від якості полірування, температурних режимів та інших факторів. Доведено, що електрохімічні процеси корозії сплавів металів спостерігаються при захворюваннях шлунково-кишкового тракту у працівників гальванічних і лакофарбових цехів, а також виявлені при інших професійних шкідливостях, з якими стикається людина. До складу сплавів неблагородних металів входять: нікельхромовий сплав, кобальтохромовий сплав, кобальто-хромово-молібденовий сплав, титанові сплави. При тривалому впливі слини на поверхні нержавіючої сталі можуть виникати корозійні процеси. Тому вироби з нержавіючої сталі застосовуються виключно для імплантатів з обмеженим терміном функціонування, а саме при остеосинтезі щелепних кісток. Деякі автори досліджували антикорозійну стійкість нержавіючої сталі шляхом вивчення вмісту мікроелементів у слині. Встановлено, що у пацієнтів із наявністю в порожнині рота зубних протезів із нержавіючої сталі, має місце вихід у слину мікроелементів сплаву: Fe, Cu, Ni, Cr, Ti, Mn, що може мати всебічну дію на організм людини і викликати алергічні реакції. Такі елементи як Ni, Fe, Cu, Cr, Zn, Co, Mo є структурними елементами багатьох сплавів, що використовуються в ортопедичній стоматології [68, 131, 166, 197, 198, 232, 236, 242, 256, 268, 274]. Частка кобальту у кобальтохромовому сплаві (КХС) складає (66-67%), що

забезпечує механічну стійкість, частка хрому складає (26-30%), що збільшує твердість і корозійну стійкість (КХ-Дент, Целль-К, Целль-Б, Віталліум, Віроніум, Вірон, Бюгодент, Стомікс, Керадент і ін.). У даних сплавах міститься нікель (3-5%), що підвищує пластичність, в'язкість, гнучкість сплаву, і покращує технічні властивості сплаву. Згідно вимог міжнародного стандарту, не менше 85 % сплаву повинна складати сума хрому, кобальту і нікелю. Молібден (4-5,5%) забезпечує міцність, а марганець (0,5%) підвищує якість лиття, зменшує температуру плавлення, сприяє видаленню токсичних сірчаних сполук зі сплаву.

Альтернативою металевих незнімних зубних протезів є безметалова кераміка на основі оксиду циркону, що володіє максимальною міцністю, яка властива кераміці на металевих каркасах. Циркон утворює на поверхні щільну діоксидну плівку ZrO_2 з хорошими захисними властивостями [51,80, 87, 94, 104, 107, 112, 122, 126, 218, 220, 234, 241, 273, 279, 287]. Оксид циркону володіє біоінертністю по відношенню до інших матеріалів, що знаходяться в порожнині рота, та особливо підходить пацієнтам, які мають алергічні реакції до металів, або страждають непереносимістю до них. Ярифа М. А. [179, 180, 210, 211, 212] довела, що виявлення позитивних алергічних реакцій на метали, знаходиться в прямій залежності від числа наявних у ротовій порожнині металевих включень і наявності дефектів металевих конструкцій. Позитивні алергічні реакції у пацієнтів із гальванізмом виявлені на хром в 22,4%, на кобальт - у 22,4%, на нікель - в 15,8% [68, 73, 131, 166, 197, 198]. У пацієнтів із металокерамічними протезами вони зустрічалися значно рідше: на хром - в 8,8%, на кобальт - у 11,8%, на нікель - в 5,9%. Найбільш часто позитивні алергічні проби виявлені при гальванозі: на хром - в 23,5%, на кобальт - у 27,5%, на нікель - в 19,7%. Патологічний комплекс симптомів, який розвивається у пацієнтів в результаті негативного впливу металевих зубних протезів та / або пломб, отримав назву «гальванічного синдрому», або «непереносимості сплавів металів зубних протезів». Згідно електрогальванічної теорії, при взаємодії

різнорідних металів зі слиною, відбувається утворення гальванічної батареї (гальванопари) і появи в порожнині рота мікрострумів, тобто гальванізму, що призводить до виникнення комплексу неприємних відчуттів. Концепцію електрогальванічної теорії поділяють багато дослідників і до теперішнього часу. Наявність у ротовій порожнині мікрострумів призводить до появи комплексу патологічних симптомів, які протягом багатьох років називали «непереносимістю сплавів металів зубних протезів», або гальванозом [19, 28, 101, 167, 212].

Останнім часом, стала впроваджуватися так звана шлікерна технологія керамічних каркасів (система Turkom-Cera) на основі оксиду алюмінію (Al₂O₃), як найбільш ефективного, широко розповсюдженого і доступного матеріалу, що використовується для виготовлення технічної кераміки. Ця кераміка виявилася найміцнішою і найжорсткішою з усіх видів оксидної кераміки, яка дозволила створювати, як поодинокі коронки, так і мостоподібні протези з трьох і більше штучних зубів, мостоподібні протези на весь зубний ряд, вкладки, вініри, абатменти і Мерілендські конструкції.

Сучасність вимагає впровадження новітніх технологій, тому з огляду на це, широкого застосування набули незнімні металокерамічні протези [49, 62, 78, 111, 119, 123].

На сьогодні існує більше 100 різновидів стоматологічних сплавів, що використовуються для виготовлення металокерамічних протезів. Жеребцов В.В. [54], зробив якісний аналіз 552 незнімних мостоподібних протезів (штамповано-паяних, цільнолитих, з нітридтитановим покриттям і без покриття, облицьованих пластмасою «Синма М», фарфором «Duceram Plus»), якими пацієнти користувалися протягом 7 років, з яких 473 відповідали вимогам (85,6%). У 14,4%, а це 79 мостоподібних протезів, наявні дефекти: сколювання облицювання, наявність тріщин, стирання, зміна кольору, злучення нітрид-титанового покриття, порушення крайового прилягання коронки, рецесія маргінального пародонту, стирання коронок, перелом мостоподібного протеза. Дослідження показали, що незнімні

мостоподібні протези, мають вплив на гомеостаз ротової порожнини, а це проявляється зміною в'язкості, адсорбції ротової рідини, змінюється швидкість салівації [7, 143, 174].

На сьогоднішній день набувають широкого впровадження нові ортопедичні конструкції, а саме ортопедичні протези на основі безметалевої кераміки, двооксиду циркону, конструкції в основу яких входить титан [26, 169, 192, 193, 194, 217, 220, 234, 241, 249, 259, 279, 287]. Такі ортопедичні конструкції мають підвищені естетичні, біоінертні, механічні властивості [195, 196, 202, 203, 204, 205, 209]. Негативний вплив на слизову оболонку порожнини рота (СОПР) мають оксиди металів, що утворюються внаслідок тривалого перебування сплавів металів у ротовій порожнині (ПР), контактуючи із ротовою рідиною. Це має негативний вплив і на організм протезоносія в цілому: виникає гальванічний елемент, який провокує виникнення мікрострумів, що призводить до виникнення гальванозу [6, 9, 19, 28, 45, 101, 118, 127, 171, 177, 178, 181, 182, 185, 187]. Встановлено, що мікроструми гальванічного походження, патологічні зміни складу слини, корозія металів ведуть до розвитку гальванозу [6, 9, 14, 19, 38, 44, 75, 91, 93, 187]. Вибираючи матеріали, що входять до складу конструкції, дослідники піддають їх детальному аналізу, вивчаючи антикорозійну стійкість у середовищі штучної слини, досліджують структурні зміни металу, що знаходився під дією агресивного середовища ротової порожнини [56, 178]. Профілактика ускладнень, таких як непереносимість стоматологічних металевих включень, залежить від біосумісності та чіткого виконання технологічних норм переробки сплавів [11, 77, 195, 226, 231, 242, 281].

Біосумісність матеріалів, що входять до складу зубних протезів займає важливе значення у плануванні і використанні ортопедичної конструкції [195, 231, 235, 242, 281]. Цьому питанню значна увага приділялась при вивченні біосумісності сплавів металів до оточуючих тканин і організму пацієнта в цілому [235, 242]. При добрій біосумісності сплав металу зубного протеза повноцінно функціонує в ротовій порожнині пацієнта, виникає

певна реакція організму протезоносія. Відсутність біосумісності може проявлятися онкологічними захворюваннями, алергіями, токсичною дією [41, 183]. Встановлено, що титан і його сплави та диоксид циркону володіють найкращими, відмінними біосумісними властивостями [4, 20, 26, 39, 46, 50, 102, 104, 112, 275, 287].

1.3. Характеристика матеріалів, які застосовуються для виготовлення сучасних естетичних незнімних протезів та механізм їх впливу на тканини ротової порожнини.

При введенні металів у організм пацієнта створюються умови для запуску цілого комплексу негативних патогенетичних процесів, які протікають у трьох основних напрямках: а) формуванні гальванічного потенціалу (поява мікрострумів) і їх негативний вплив на навколишні тканини; б) електрохімічна корозія металів і негативний вплив на організм продуктів електролізу; в) вплив активних поверхонь металів на біохімічні процеси, що відбуваються в навколишніх середовищах (слина, кров). Даний негативний комплекс впливає на навколишні тканини постійно, але клінічна симптоматика та прояви цього впливу зустрічаються тільки у 10-30% пацієнтів, що мають незнімні металеві зубні протези. Диференційна діагностика різних форм непереносимості сплавів металевих включень повинна бути комплексною і включати: вимір величин різниці потенціалів і сили струму, визначення рН ротової рідини, встановлення порогу індивідуальної чутливості тканин до постійного струму, виявлення скарг і клінічних симптомів [146, 274].

Для виявлення гальванічної форми непереносимості сплавів металів використовують прилади (потенціометри) для вимірювання гальванічних мікрострумів, які виникають у тканинах, для алергічної форми - алергічні проби на метали, для токсичної форми - визначення мікроелементів у слині і тканинах. П. В. Леоненко [89, 99, 100] для діагностики непереносимості сплавів металів, рекомендує застосовувати електропунктурне тестування з

використанням касети матриці-носія матеріалів для виготовлення зубних протезів.

На підставі проведеного аналізу літератури встановлено, що клінічна симптоматика гальванозу, що виникає після зубного протезування металевими конструкціями, виходить за межі стоматологічної спеціальності, тому, що захоплює загальносоматичну патологію. Лікування непереносимості сплавів металів зубних протезів, залежить від причини її виникнення, і має бути комплексним із урахуванням клінічної форми її перебігу, а також включати, як місцеві лікувальні заходи, так і патогенетичне лікування [40, 58, 184]. При гальванічній і рефлєкторній формах рекомендоване видалення найбільш електроактивних зубних протезів, а при алергічній і токсичній формах – знімати і видаляти з ротової порожнини слід вибірково тільки ті металеві зубні протези, які призвели до алергізації, або до інтоксикації організму пацієнта. Для лікування уражень слизової оболонки порожнини рота ряд авторів пропонують використовувати магніто-вібраційний прилад, який підвищує ефективність проведених заходів [21, 92, 212, 232, 262, 286].

Важливе значення при цьому мають, показники індивідуальної чутливості тканин ротової порожнини до постійного струму, і результати аплікаційних алергічних пробі на слизовій оболонці ротової порожнини. Проводити комплексне лікування хворих із непереносимістю сплавів металів, яке включає не тільки видалення різнорідних металевих включень, а й проведення загальнооздоровчих заходів (санацію порожнини рота, лікування супутніх захворювань), а також застосування суцільнолитих мостоподібних протезів. Алергічні реакції на незнімні металеві зубні протези [21, 92, 169, 285] рекомендують лікувати шляхом видалення з порожнини рота цих металевих конструкцій, з подальшим застосуванням антиоксидантної терапії. П. В. Леоненко [89, 99] при гальванічній формі непереносимості сплавів металів, рекомендує видаляти ті металеві включення, показники електрохімічної активності яких перевищують у

хворого певний поріг індивідуальної чутливості слизової оболонки порожнини рота. При алергічній і токсичній формах непереносимості сплавів металів, необхідно проводити зняття і видалення тільки тих зубних протезів, до складу яких входять метали, які є причиною алергізації організму, або спричиняють токсичну дію [45, 55, 71, 73, 139, 285]. При рефлексорній формі непереносимості сплавів металів зубних протезів необхідно видаляти всі наявні в порожнині рота металеві включення.

Значної поширеності та широкого застосування металокерамічні незнімні протези набули завдяки високим естетичним показникам, гігієнічності, міцності, гіпоалергенності, тривалому терміні використання, доступності та добре відпрацьованим методикам виготовлення [8, 15, 118 144].

Електрохімічна корозія виникає внаслідок контакту амальгамових пломб, металевих елементів протеза та ротової рідини, яка виконує функцію електроліта і призводить до втрати таких властивостей як міцність та пластичність сплавів металів [257, 268, 281]. За даними ряду авторів при наявності гальванозу, гінгівіт частіше спостерігався у пацієнтів із наявними ортопедичними конструкціями, ніж у пацієнтів із малою кількістю ортопедичних конструкцій. [29, 76, 148]. У пацієнтів із металевими ортопедичними конструкціями спостерігається збільшення показників різниці потенціалів та клінічно доведено, що тривалість використання металевих зубних протезів впливає на показники величини потенціометрії, і призводить до розвитку ускладнень, а саме таких як лейкоплакія [41, 183].

Метали, що входять до складу ортопедичних стоматологічних конструкцій також зазнають впливу адгезії мікроорганізмів [23, 49, 108, 133, 137, 140]. Це впливає на зростання кількості захворювань тканин протезного ложа або опорних зубів [27, 33]. Дослідження показують, що рівень поширеності стоматиту складає до 70% з усіх, у кого наявні незнімні конструкції, а також частіше уражаються люди похилого віку та жіночої статі [29, 76, 148].

Питання вивчення шкідливого впливу стоматологічних сплавів металів на організм пацієнтів, які користуються незнімними протезами, досі залишається актуальним і ця проблема має значення у медичній та соціальній сферах. Населення України потребує протезування в середньому в межах 50-95% з усіх, хто звертається за допомогою у клініку стоматології [80, 85], а частота ускладнень складає від 4 до 30%, що підкреслює важливість дослідження даної проблематики [22, 73]. Новітні матеріали і методики, такі як безметалева кераміка, діоксид циркону, титан, володіють важливими перевагами, і їх використання у складі ортопедичних конструкцій значно покращує властивості незнімних протезів [62, 150, 153, 162, 193, 217]. Однак, на даний час в клініках 90-95 % незнімних протезів виготовляються на металевій основі [29, 76, 216, 209]. Довготривале перебування сплавів металів у середовищі ротової порожнини веде до окислення цих металів, і вони мають несприятливий вплив на слизову оболонку порожнини рота і весь організму, виникають мікроструми, які ведуть до розвитку гальванозу [6, 9, 19, 28, 101, 127, 171, 177, 178, 179, 181, 281]. Тому корозія, мікроструми, що виникають внаслідок утворення гальванічного елементу, зміни складу слини є патогенетичними чинниками виникнення гальванозу [7, 24, 143, 174, 216, 219, 230]. Для досягнення покращених властивостей корозійної стійкості, міцності, ливарних властивостей, до комбінації різних металів додають домішки певних металів у незначній кількості, що призводить до досягнення необхідних властивостей сплаву [62, 63]. Слина виконує роль електроліту, а різні метали у ротовій порожнині виконують функцію електродів, що в результаті сприяє виникненню мікрострумів та запускає розвиток гальванізму, а металовмісні зубні протези при цьому піддаються корозії [7, 143, 174, 177, 179, 181, 182, 230]. Корозія викликає процес деструктуризації кристалічної решітки, під час якої метал піддається впливу електрохімічної, біохімічної, хімічної дії середовища [230, 240, 246, 247, 257]. Розрізняють хімічну корозію та електрохімічну корозію [257]. Процес електрохімічної корозії

протікає по принципах кінетики (електрохімічної), що не спостерігається у хімічній корозії. Електрорушійна сила сприяє транспортуванню елементів, що утворюються в результаті корозії, від місця розтравлення поверхні металу [268, 272, 274, 277, 281]. Кислотність середовища, величина різниці потенціалів мають значний вплив на протікання корозійних процесів [14, 44, 91, 93, 161]. У залежності від цих умов процеси корозії протікають в активному чи пасивному станах. Пасивуючий перебіг корозії може протікати за рахунок утворення на поверхні металу оксиду цього металу. Цей шар є пасивний до процесу корозії, тобто менше їй піддається. Активувати корозію може механічне пошкодження покриття [254, 260, 268, 281]. Продукти корозії металовмісних зубних протезів мають токсичний та мутаційний вплив на клітини [171, 254, 285]. Токсична дія незначних доз продуктів корозії може викликати різноманітні хронічного перебігу захворювання запального характеру чи призводити до онкологічних захворювань, що виникають на фоні нейропатології [21, 92, 232, 286]. Продуктами корозійних процесів можуть бути різні хімічні сполуки оксидів та основ. Гідроксиди поглинаються макрофагами, і включається реакція запалення, внаслідок чого збільшується проникність судинної стінки і т.д. [29, 76, 148]. За даними досліджень мікроелементи сплавів металів знаходили в складі слизової оболонки ротової порожнини, котра контактувала ортопедичними конструкціями [68, 131, 166, 197, 198, 232]. Це підтверджує думку про те, що слизова оболонка ротової порожнини володіє вищою проникністю до певних елементів ротової рідини, особливо під час запалення, при зміні реактивності організму [134, 158, 179, 180, 210]. Матеріал, із якого виготовлений зубний протез впливає на зміни, що відбуваються у слизовій оболонці порожнини рота пацієнта. Нержавіюча сталь та акрилова пластмаса, як матеріали протезів викликають найбільші патологічні зміни у слизовій оболонці ротової порожнини [66, 148].

Мікроелементи що дисоціюють із сплаву металу в ротову рідину, ковтаються пацієнтом разом із ротовою рідиною в кількості 1,5 літрів за

добу, що призводить до накопичення продуктів корозії у ротовій рідині крові, сечі [143, 174]. У системах організму пацієнта продукти корозії металів набувають характеру нерівномірного розподілення, а продукт перекисного окислення ліпідів - малоновий деальдегід збільшується в два рази при користуванні протезами виготовленими із нержавіючої сталі. Також, при порушенні антиоксидантного захисту спостерігається збільшення активності супероксиддисмутази та зниження активності каталази [68, 268, 272]. Електричний потенціал стимулює розвиток хронічного запалення і, тим самим запускає активацію механізму вродженого імунітету, що в свою чергу стимулює гіперсекрецію імуноглобуліна М. Гальванічні прояви у поєднанні із запаленням слизової оболонки ротової порожнини стимулюють активацію симптомокомплексу гальванозу [187]. Продукти корозії мають властивість провокувати розвиток онкопатології та чинити токсичну дію на видільну систему, шкіру, легені, нирки, печінку пацієнтів [41]. Сполуки миш'яку, хрому, нікелю володіють канцерогенним впливом (рак легенів, шкіри, дихальних шляхів, передміхурової залози) відповідно до даних IARC, а токсична дія на слизову оболонку ротової порожнини створює ризик розвитку новоутворень [173].

Продукти корозії стоматологічних сплавів металів розносяться по цілому організму пацієнтів, що в свою чергу призводить до гіпертрофії щитоподібної, передміхурової та молочної залоз, причому із збереженням їх функціонування. Метали ортопедичних конструкцій, які контактують із тканинами ротової порожнини пригнічують їх регенерацію і збільшується тривалість репаративних процесів [254, 260]. Елементи розчинених металів проникають у сусідні тканини і при цьому вони створюють набагато більшу токсичну дію, ніж сам сплав [216, 230, 246]. Провівши детальний аналіз літературних джерел, встановлено, що склад та структура стоматологічного сплаву металу, контакт між різнорідними сплавами, природа металу визначають ступінь взаємодії між елементами сплавів [63].

Елементи металів які потрапляють в організм у результаті розтравлення з поверхні сплавів металів володіють функцією блокувати тимолові ферменти. Під час дослідження зроблено висновок, що перші порушення відбуваються на рівні молекул, що дає можливість ранньої діагностики та профілактики даної патології [40, 42, 56, 57, 58, 83, 184]. Металеві зубні протези, що інтенсивно піддаються дії корозії, призводять до порушення співвідношення та функціонування ензимів, а саме таких ферментів, як фосфорилаза та сукцинатдегідрогеназа [246, 268]. Також часто причиною алергічних реакцій є продукти корозії та гальванічних проявів, які розвиваються внаслідок довготривалого потрапляння в організм малих доз хрому, нікелю, компонентів нержавіючої сталі [92, 169, 212, 232, 286]. Розвиток алергічної реакції відбувається наступним чином: продукти корозії, долаючи бар'єр слизової оболонки порожнини рота, об'єднуються із протеїнами тканин, набуваючи властивостей алергена. Сильними алергенами виступають Cr, Ni, Hg [131, 166, 197, 198, 232, 235]. Різниця потенціалів, що виникає між металевими елементами протезів призводить до негативних проявів [14, 44, 91, 93, 161, 176, 179]. Вплив стоматологічних сплавів металів на органи ротової порожнини має пряму залежність від показника ЕЕХ МЗП та стану здоров'я пацієнта [186].

Коли величина електричного потенціалу більше норми, то це незмінно веде до захворювання слизової оболонки порожнини рота, м'яких тканин щелепно-лицевої ділянки, пародонта, а також кісткової тканини [161, 176, 179]. Коли у пацієнта 12 і більше одиниць ортопедичних конструкцій, то це призводить до збільшення показника різниці потенціалів не тільки між сплавами ортопедичних конструкцій, а й між ортопедичною конструкцією і слизовою оболонкою ротової порожнини, а також між різними ділянками слизової оболонки ротової порожнини [6]. Іони, які несуть позитивний заряд, переносяться з поверхні стоматологічних сплавів неблагородних металів при контакті із слиною, яка виконує функцію електроліту. Це веде до утворення гальванічної комірки, яка утворюється як наслідок різниці

потенціалів, а мікроструми ротової порожнини сприяють виникненню гінгівіту в ділянці контакту із металевими включеннями і зменшують опірність організму. [93, 161, 176, 179]. Наявність гальванозу веде до ослаблення як загальної так і місцевої резистентності організму [134, 158, 179, 180, 210, 282, 283]. Доведено, що мікроструми більше 100 мВ призводять до розвитку локальних запальних змін [93]. Також при високих показниках різниці потенціалів, коли причиною є різнорідні метали, розвиваються передраки, такі як лейкоплакія [176, 179]. При обстеженні пацієнтів у яких наявні злоякісні пухлини, встановлено в анамнезі високі гальванічні мікроструми [41, 183].

У пацієнта, який користується металовмісними зубними протезами виникає симптомокомплекс, причиною та патогенезом якого є такі теорії: електрогальванічна - причиною є мікроструми, що утворилися, як результат різниці потенціалів; токсико-хімічна - дія на організм продуктів корозії, яка відбувається в ротовій порожнині, а ротова рідина виступає в якості електроліта; алергічна - іони металів виступають алергенами [3, 6, 254, 257].

Оскільки ротова рідина виступає електролітом, то вона є провідником другого типу, металовмісна ортопедична конструкція - провідником першого типу [7, 143]. Обидва провідники, контактують за електрохімічними законами між собою і частинки металів взаємодіють із частинками розчину. Це сприяє створенню джерела електричної енергії, що призводить до утворення продуктів електролізу металів стоматологічних сплавів [257] і це супроводжується порушенням мікроелементного складу [235, 237]. Електропровідність спонукає переміщення іонів металу у змішаній слині і є продуктом корозії сплавів металів [174]. Цей процес залежить від складу ротової рідини, чим більший мікроелементний склад, тим вища електропровідність. Кислотність ротової рідини також має вплив на стоматологічні сплави металів [143, 173]. Зокрема, якщо показник рН поза межами 6,65-7,15, то виникають ускладнення від користування ортопедичних конструкцій із металевими включеннями. У пацієнтів, які

користуються тривалий час металевими штамповано-паяними зубними протезами чи ортопедичними конструкціями, виготовленими з різних сплавів неблагородних металів, виникають запальні захворювання тканин ротової порожнини і при такому стані можливе зниження кислотності до показника 4.6. У свою чергу гальваноз супроводжує водносолевий баланс в межах 6,0-6,5. До стоматологічних сплав благородних металів на основі золота слина є нейтральною [146, 274]. Сплави металів незнімних ортопедичних конструкцій у залежності від корозійної стійкості ротової рідини та від насиченості мікроелементами, вимитими з їх поверхні мають прямий вплив на організм пацієнта [7, 143]. Системи організму пацієнтів опираються розвитку цих негативних впливів, але головна функція в цьому належить неспецифічній та специфічній резистентності організму, а також ендокринній і нервовій системам [3, 134, 158, 179, 282]. У ротовій порожнині пацієнтів відбувається складний процес адаптації, який включає оклюзійну, фонетичну, суглобово-м'язеву адаптацію та ін. [111, 116]. При порушенні процесів адаптації за рахунок зовнішніх і внутрішніх чинників, настає дезадаптація, у якій основну функцію відіграє вплив фізико-хімічних властивостей матеріалів ортопедичних конструкцій [214]. Сплави металів, що використовуються в ортопедичній стоматології мають різний склад і утворюються за рахунок комбінування металів для досягнення різних фізико-хімічних властивостей, що створює можливість прогнозування реакції сприйняття ортопедичної конструкції пацієнтом [63]. Достатньо складно є діагностувати найагресивніший матеріал протеза для пацієнта, що проявляється виразною патологічною клінічною картиною. Інколи суб'єктивних чи об'єктивних даних є недостатньо і тому, керуючись ними можна прийти до хибного визначення причинного протеза, видалення якого з не вирішить проблеми, а тільки перерозподілить електрохімічні процеси в ротовій порожнині [40, 42, 56, 98]. У пацієнтів, які мають ускладнення від використання металовмісних зубних протезів, послідовність діагностичних методик наступна: замірювання величини

різниці потенціалів, замірювання величини сили струму між металевими елементами протезів ротової порожнини, вимірювання рН ротової рідини, та визначення в'язкості ротової рідини, больова чутливість слизової оболонки [14, 44, 91, 161, 176, 179]. Гальванічні мікроструми провокують непереносимість металевих зубних протезів, діагностику якої слід проводити заміряючи різницю потенціалів між металовмісними ортопедичними конструкціями, а також між такими протезами та слизовою оболонкою ротової порожнини [55, 186, 187]. Ряд вчених вважають, що за показником різниці потенціалів можна визначити протез, який є причиною виникнення даного симптомокомплексу, а інші вчені стверджують, що за присутності в ротовій порожнині більше 3 одиниць, визначити його без спеціальних методів складно. Спеціальні методи досліджень є визначальними у процесі діагностики гальванічних процесів та непереносимості стоматологічних сплавів металів, за їх допомогою можна виявити наявність електрохімічної реакції між металевими елементами зубних протезів та ступінь ураження організму пацієнта [78]. Для якісної диференційної діагностики потрібно провести комплекс заходів, а саме вимірювання показника різниці потенціалів між різними ортопедичними конструкціями із графічним зображенням електрограми, та конструювання графіка активності, що відображає індивідуальність перебігу електрохімічного процесу кожного окремого пацієнта, вимірювання рН ротової рідини, при якому зсув показника в кислу сторону призводить до загострення клінічної картини гальванічного симптомокомплексу, а в лужну - до нормалізації клінічної картини. Сила струму та різниця потенціалів, між металевими елементами зубних протезів у ротовій порожнині та слизовою оболонкою, вимірювалась апаратом M-Potential (Pitterling Electronic Gmb H) [146]. Вимірювання між протезами із благородних металів та слизовою оболонкою встановило показник різниці потенціалів 80 мВ і силу струму 8 мкА, для нержавіючої сталі та СОПР 221 - 239 мВ, а сила струму— 12 - 40 мкА. Отже, встановлено, що між протезами, до складу яких входять різні

метали зафіксували високі показники сили мікрострумів в межах 60-70 мкА, які при індивідуальних особливостях організму можуть призводити до розвитку симптомокомплексу гальванізму у пацієнтів, які користуються незнімними протезами. При непереносимості стоматологічних сплавів металів, а саме при гальванічній формі, характерною є значна чутливість тканин організму до струмів і високі показники різниці потенціалів [1, 14, 44, 91, 93, 161, 176, 179]. Для діагностики непереносимості стоматологічних сплавів металів, запропоноване обладнання під назвою "Компа Дент" [83]. Також, для визначення найбільш безпечного для пацієнта матеріалу ортопедичної конструкції і з метою замірювання показника різниці потенціалів застосовують потенціометр «Мультитест ІПЛ-301» [184]. Поряд з цим існує метод визначення непереносимості стоматологічних сплавів металів - електропунктурна діагностика, яка заключається у визначенні електричних та фізичних властивостей біологічно активних точок [56, 57, 58, 98, 184]. Вперше цей метод використали для визначення непереносимості стоматологічних сплавів металів Ю. А. Джириков і Б. П. Марков, які простежили залежність між непереносимістю нержавіючої сталі та патологією шлунково-кишкового тракту та серцево-судинної і нервової систем. [30, 68, 78]. Із появою мікрострумів ротової порожнини, корозійний процес металевих елементів ортопедичних конструкцій стає інтенсивнішим, як наслідок цього поява в ротовій рідині мікроелементів металу ортопедичних конструкцій, що піддалися корозії. Встановлено, що чим більша кількість і протяжність незнімних протезів, тим більша кількість продуктів корозії у ротовій рідині [216, 219]. Як наслідок збільшення кількості продуктів корозії стоматологічних сплавів металів веде до збільшення показника електропровідності ротової рідини, яка в межах норми складає 3,4-3,6 mS. Такий метод дослідження, як кондуктометрія швидко проводиться і характеризується як економний, точний, простий, інформативний спосіб визначення складу іонів досліджуваного зразка, коли досліджується мікроелементний склад ротової рідини [246, 254]. Дослідники

стверджують, що рН ротової рідини має суттєвий вплив на стоматологічні сплави металів, і проводились дослідження з пошуку зв'язку рН та різниці потенціалів [7, 143, 146, 274]. З метою встановлення діагнозу непереносимість стоматологічних сплавів металів, внесена пропозиція застосовувати імунологічні методи. У пацієнтів із даною патологією спостерігається збільшення рівня IgA у ротовій рідині, в порівнянні з пацієнтами, у яких не спостерігається даної патології [134, 105, 129].

Якщо у пацієнта наявний симптомокомплекс гальванозу потрібно проводити алергологічне тестування. У випадку, коли результати тестування алергологічних показників є високими, і при цьому показник різниці потенціалів менший за 74 мВ, то пацієнта повинен консультувати та проводити лікування алерголог. При наявності грибової патології слизової оболонки ротової порожнини у поєднанні із гіперестезією, то таким пацієнтом повинен займатись лікар-міколог [21, 27, 28, 44, 128]. Провідним методом лікування непереносимості стоматологічних сплавів металів є видалення всіх металовмісних ортопедичних конструкцій з ротової порожнини, що не завжди дає відмінний результат [31, 75, 82, 129, 149].

Леоненко П.В. запропонував алгоритм лікувального підходу до стоматологічних хворих із непереносимістю стоматологічних сплавів металів, який направлений на видалення усіх конструкцій, що призводять до виникнення симптомокомплексу гальванозу, усунення усіх мікроелементів, як наслідок розтравлення корозією зубних протезів і застосування гіпосенсибілізуючих середників. Симптоматичне лікування цієї патології займає не останнє місце у лікуванні повторних проявів та розвитку ускладнень [22, 29, 73, 148]. При високих показниках різниці потенціалів у пацієнтів із металовмісними зубними протезами у порожнині рота, після їх видалення з метою імунокорекції використовували лікувальні препарати, такі як «Нуклеїнат» та «Лісобакт». Дана терапія в повному обсязі нормалізує функцію після виявлених порушень при гальванозі [184]. Незнімні зубні протези одразу після виготовлення мають бути зафіксовані на тимчасові

цементи не менше, ніж на три тижні [10, 73]. В. С. Онищенко запропонував проводити видалення з ротової порожнини провокуючих гальванічний симптомокомплекс ортопедичних конструкцій, і здійснювати усунення симптомів даної патології за допомогою магнітовібраційної системи лікування, яка підсилює лікувальний ефект [128, 129].

Отже, на основі проведено аналізу джерел літератури нами встановлено, що захворювання, причиною яких є конструкційні матеріали зубних протезів виявляються у пацієнтів достатньо часто. У частці цих захворювань вагоме місце займає вплив сплавів металів, які застосовуються для виготовлення незнімних зубних протезів, особливо суцільнолитих. Застосування різних сплавів металів у незнімних протезах достатньо часто зумовлює розвиток симптомокомплексу гальванозу або непереносимості сплавів металів. Неблагородні сплави металів піддаються корозії в ротовій порожнині пацієнтів, що є одним із пускових механізмів розвитку гальванізму і гальванозу. Клінічна картина при цій патології є достатньо складною і проявляється характерними симптомами, серед яких металевий присмак в роті, відчуття кислого, спотворення смаку, порушення загального стану організму пацієнта [28, 127, 171, 178, 179, 182, 183, 187].

На даний час ряд авторів достатньо часто спостерігають розвиток гальванозу у пацієнтів, яким виготовлені суцільнолиті металокерамічні або металопластмасові незнімні протези, металеві каркаси яких відлиті з різних сплавів металів у різні часові терміни лікування.

Тому, на даний час одним із головних методів лікування цієї патології є зняття всіх незнімних протезів, які знаходяться в ротовій порожнині пацієнта та в подальшому протезування пацієнта незнімними конструкціями на основі одного сплаву металу або безметаловими конструкціями. Однак, таке лікування веде за собою значні фінансові і часові затрати пацієнта, високий ризик втрати певних опорних зубів при зніманні металокерамічних або металоакрилових протезів, що може призводити до зміни плану лікування, переходу незнімного протезування у знімне, що є небажаним для

пацієнта або застосування дентальних імплантів. Також, при знятті конструкцій відбувається травматизація тканин пародонту опорних зубів, можливе руйнування твердих тканин зубів, порушується естетика пацієнта на певний період часу.

Відомі на сучасному етапі незнімні безметалові конструкції є біоінертними, не викликають проявів гальванозу, мають добру маргінальну адаптацію до ясен, однак вимагають більш значного препарування твердих тканин опорних зубів, ніж для металевих каркасів, не можуть застосовуватись при відсутності трьох і більше зубів при включених дефектах зубних рядів, особливо у бічній ділянці.

Тому, актуальними питаннями на даний час є розробка і впровадження методів профілактики і лікування проявів гальванозу і непереносимості сплавів металів, які поєднують переваги незнімних естетичних суцільнолитих зубних протезів і технології виготовлення безметалових конструкцій.

РОЗДІЛ 2

ОБ'ЄКТ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1. Загальна характеристика обстежених пацієнтів

Обстеження пацієнтів та їх лікування проводилося на базі клініки кафедри ортопедичної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету. Для досягнення поставлених завдань і мети роботи нами було обстежено і проведено ортопедичне лікування 150 пацієнтів. Об'єктом нашого дослідження були хворі у яких наявні незнімні металеві та комбіновані ортопедичні конструкції, виготовлені на основі стоматологічних сплавів неблагородних металів, які звернулися в клініку і мали ускладнення при користуванні незнімними зубними протезами. При цьому у 42,0% з них спостерігались явища гальванозу, гальванізму та непереносимості сплавів металів. У склад обстежуваних груп увійшли 100 хворих віком 20 - 55р., з яких було 58 жінок та 42 чоловіки. Обстежені нами хворі були розподілені на наступні групи:

1 (I) група – 60 пацієнтів, яким виготовлені незнімні мостоподібні зубні протези. 1А - 30 пацієнтів із штамповано - паяними мостоподібними протезами і 1Б - 30 пацієнтів із комбінованими металокерамічними незнімними протезами.

2 (II) група – 20 пацієнтів, яким виготовлені комбіновані металокерамічні незнімні протези, із нанесеним запропонованим захисним покриттям диоксиду циркону (ZrO_2).

3 (III) група – 20 пацієнтів із незнімними естетичними зубними протезами на основі диоксиду циркону.

Дані обстежень заносились у розроблену нами «Клінічну карту обстеження хворих із дефектами твердих тканин зубів та включеними дефектами зубних рядів», яка містила такі основні дані: паспортну частину; зубну формулу; вид прикусу; стан слизової оболонки порожнини рота; ступінь кровоточивості ясен; стан ортопедичних конструкцій; стан твердих

тканин зубів, стан пародонту; кислотність та в'язкість ротової рідини; показники гальванометрії.

Об'єктом нашого експериментального дослідження були стоматологічні сплави металів (BEGO), кобальто хромовий сплав Wirobond 280 та нікель хромовий сплав Wirocerplus. Із цих сплавів металів методом литва, виготовлено зразки розміром 1x1x0,2см. Матеріалом для напилення слугував дрібнодисперсний порошок ZrO_2 Ceramill (AmannGirbach). Напилення здійснювалося на установці ВЧ-магнетронного напилення.

2.2. Дослідження корозійної стійкості сплавів

Дослідження корозійної стійкості сплавів металів проводили з використанням розчину Хлориду натрію у концентрації 0,1 моль/літр (2,99 г / 0,5 л дистильованої води). Установка для корозії складалася з блоку живлення, двох вольтметрів та амперметра, та секундоміра. Корозійна ванна складалася з ряду електродів вуглецю високого ступеню чистоти (для спектральних досліджень), та електродів з'єднаних з досліджуваними зразками. Одночасно досліджувались три зразки, які складали один вид матеріалу. Відстань між електродами корозійної пари складала 10 мм. Площина досліджуваних пластин приблизно однакова. Задня частина сплавів та занурена частина електродів закрита непровідним лаком. При досліді контролювалась напруга на виході блока живлення, напруга безпосередньо на електродах корозійної ванни, та струм який протікає крізь трійку електродів. Час знаходження досліджуваних зразків під дією корозійної ванни вимірювався секундоміром. Попередньо зразки шліфувались та полірувались. При першому зануренні зразків до корозійної ванни вимірювалась ЕС гальванічної пари зразок-вугільний електрод. При цьому значення ЕС змінюється у часі і стає стабільним за 10-30 хвилин. При досліді процесу корозії на вугільний електрод підводиться мінусовий потенціал з блока живлення. Досліджували стоматологічні сплави КХС та НХС з плівкою ZrO_2 товщиною 1 та 5 і 10 мкм, нанесеною методом високочастотного магнетронного реактивного напилення тонких плівок, при

тиску 10^3 мм.рт.ст., температура підкладки при напиленні складала приблизно 300°C .

Для оцінки антикорозійних властивостей покриття зразки були піддані електрохімічному травленню в фізіологічному розчині. Одним електродом (анодом) слугував досліджуваний зразок, іншим (катодом) – вугільний стержень. Через електроди пропускався струм величиною 10 мА протягом 30хв. Для кожного зразка використовувався свіжий фізіологічний розчин.

Поверхня зразків досліджувалась методами оптичної (мікроскоп NU-2E Carl Zeiss) та скануючої електронної мікроскопії (СЕМ) (мікроскоп РЭМ 101Э).

2.3. Визначення адгезивних властивостей плівок

Адгезивні властивості плівок оцінювались за «скреч-тестами». Подряпини на поверхні взірця, наносились при однаковому навантаженні, та однаковій орієнтації індентора по відношенню до напрямку руху.

2.4. Визначення твердості за Вікерсом

Мікротвердість це твердість окремих частин сплаву металу, твердість окремих фаз, включень, поверхневих шарів. Використаний метод визначення мікротвердості полягає у вдавлюванні у метал алмазної чотиригранної піраміди між протилежними гранями при вершині 136° градусів. Прилад для визначення мікротвердості поєднує металографічний мікроскоп та твердомір.

2.5. Методика атомно-силової мікроскопії.

Вивчення морфології поверхні досліджуваних об'єктів з допомогою АСМ. Морфологія поверхні зразків досліджувалась з допомогою атомно-силового мікроскопа (АСМ) Solver P47-PRO (НТ-МДТ) в контактному режимі з частотою розгортки 1 Гц. На рис. 2.1 представлено зображення схеми принципу проведення атомно силової мікроскопії та фото Solver P47-PRO.

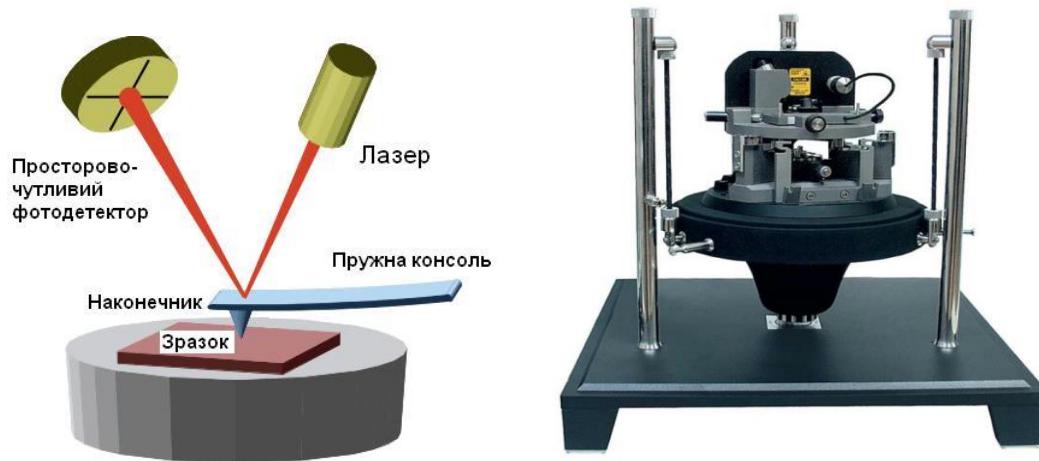


Рис. 2.1. Схематичне зображення принципу роботи атомно-силового мікроскопа та фото Solver P47-PRO

Принцип роботи атомно силового мікроскопа ґрунтується на співвідношенні голки (зонда) і взірця, що досліджується. Співвідношення визначається як зміна положення по відношенню до поверхні взірця, залежно від морфології поверхні. Зміна положення голки фіксує оптичний сенсор. Атомно силова мікроскопія використовується для отримання даних морфології поверхні взірця і з метою зміни його рельєфу і для дослідження мікроскопічних структур на поверхні. Даний вид мікроскопії дає можливість отримати тривимірну модель морфології поверхні, а для дослідження непровідної поверхні, немає необхідності нанесення тонкого металевого шару, що в подальшому приведе до зміни морфологічної поверхні взірця. Ще перевагою даного виду мікроскопії є те, що можна працювати в повітряному чи рідкому середовищі, не створюючи вакуум. Виконуючи атомно силову мікроскопію ми отримуємо дані про структурний стан поверхні взірця, отримати морфологічні дані, визначити середньоквадратичну шорсткість, максимальна та середня висота нерівності. Середньоквадратична шорсткість плівки R_q , визначалась за формулою (2.1):

$$R_q = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (Z_i - Z_{ave})^2}{N}}, \quad (2.1)$$

де Z_i – висота точки, Z_{ave} – середня висота по поверхні, N – кількість точок. Середня шорсткість плівки R_a , визначалась за формулою (2.2):

$$R_a = \frac{1}{L_x L_y} \int_0^{L_x} \int_0^{L_y} |f(x, y)| dx dy, \quad (2.2)$$

де $f(x, y)$ – функція поверхні по відношенні до середньої площини, L_x , L_y – розміри поверхні.

Оброблення даних отриманих в експерименті і здійснення обрахунків даних рельєфу поверхні здійснювалась з допомогою програмного пакету Image Analysis (НТ-МДТ).

2.6. Установка ВЧ-магнетронного напилення

Для нанесення тонких катодолюмінесцентних плівок застосовувалася установка, блок-схема якої наведена на рис. 2.2. До її складу входять височастотний генератор ВЧД-2,5, розпилювальна камера, вакуумна відкачувальна система, системи магнітної стабілізації плазми, системи напуску робочого газу і вимірювання тиску, системи вимірювання і стабілізації температури підкладки та допоміжних пристроїв.

Розпилювальна камера представлена у формі циліндра діаметр якого 0,32 м і висота 0,33 м. З низу якого розміщений ВЧ-електрод (1), захисний електрод (5), височастотна кераміка (3). ВЧ-електрод виготовлений із дроту міді діаметром 0,15 м, його верхня частина з'єднується з основою електрода який представлений нержавіючою сталлю, за допомогою припою ПОСР-45. Щоб не виник розряд між стінками камери і ВЧ-електрода, а також для вакуумного ущільнення передбачені фторопластові ізолятори (4). Для тієї ж самої мети слугує захисний електрод (5). Обрана відстань (3 мм між захисним і ВЧ-електродами) виключає виникнення паразитного іскрового розряду між двома періодами імпульсу з частотою 13,56 МГц. Охолодження ВЧ-електрода забезпечується дистильованою водою за допомогою термостату ІТЛ-0-03 ХП.

Зверхнього боку вакуумної камери розміщується заземлений електрод, який слугує як кріплення і для задавання температури взірцю. Він виготовлений із прутка міді діаметром 0,06 м. Взірець кріпиться до заземленого електрода гайкою, що виготовлена із нержавіючої сталі.

Для нагрівання взірця призначена система нагрівання і стабілізації температури. Піч опору (8) забезпечує нагрівання підкладки до температури 300°C. Пристрій регулювання відстані між високочастотним електродом і заземленим електродом, дозволяє змінювати відстань мішень-взірець у межах 0,005-0,08 м.

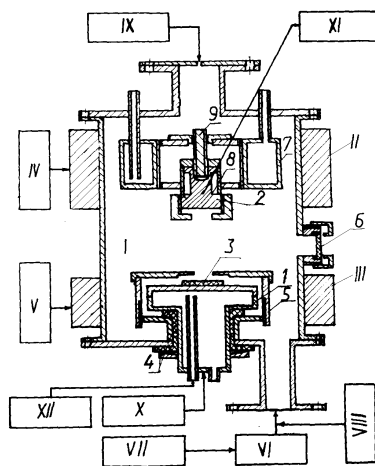


Рис. 2.2 – Схема розпилювальної вакуумної камери: 1) ВЧ-електрод; 2) заземлений електрод; 3) високочастотна кераміка; 4) ізолятори (фторопласт); 5) захисний електрод; 6) вікно; 7) тороїд; 8) пічка опору; 9) пристрій регулювання відстані; II, III-катушки для створення магнітного поля; IV, V - джерела живлення магнітів ВСА-5А; VI – дифузійний насос НВД-0,25; VII - форвакуумний насос 2НВР-5ДМ; VIII - вакуумметр ВИТ-3; IX - система напуску газу; X - ВЧ-генератор; XI - система нагрівання і стабілізації температури підкладки; XII - термостат.

Напуск робочого газу (аргону, кисню) у камеру здійснюється вакуумним натікачем, який є системою напуску газу від установки типу ВУП-5. Для контролювання процесу нашарування плівки на рівні нижнього

електрода розташоване віконце. У вакуумній камері призначений для розпилювання між матеріалом, що розпилюється, із якого готується мішень і між взірцем (підкладкою), під впливом електричного поля частотою 13.56 МГц за механізмом Пенінга створюється розряд із високою частотою. Щоб стабілізувати розряд і впливати на швидкість нанесення плівки у розпилювальній камері, коаксіальними котушками генерується магнітне поле (II) і (III).

Два основних елементи системи - катод і анод – розміщуються в робочій вакуумній камері.

Катод через високовольтний катод під'єднується до від'ємного полюса високовольтного джерела. Матеріал який буде розпилюватись, у вигляді пластини прикріплюють до катоду. Анод який знаходиться під потенціалом землі, розміщується на відстані декількох сантиметрів від катоду. Коли подається напруження 3-5 кВ, то у камері виникає тліючий розряд.

Раніне відмічалось, що тліючому розряду характерне певне розподілення потенціалу в середовищі між катодом та анодом. Падіння прикладеного напруження відбувається на темному катодному просторі і набувають прискорення в катодному просторі під впливом електричного поля, бомбардують розпилювальний матеріал (катод). Частини які виштовхуються із речовини, що розпилюється летять в напрямку до аноду і осаджуються на підкладці в виді тонкої плівки.

Високочастотне розпилення застосовують для нанесення діелектричних плівок. Коли матеріал, що розпилюється - є металом, то іон робочого газу, що бомбардує мішень, на її поверхні відбувається його нейтралізація і він повертається в вакуумний об'єм робочої камери.

Коли розпилюючий матеріал – діелектрик, то позитивні іони не нейтралізуються і швидко після створення від'ємного потенціалу, він покриває розпилювальний матеріал, створює на поверхні мішені позитивний заряд. Поле цього заряду компенсує першопочаткове поле мішені, що

находиться під від'ємним потенціалом, і подальше розпилення стає неможливе, так як іони із розряду не притягуються до мішені.

Для забезпечення розпилення діелектричної мішені, приходиться нейтралізувати позитивний заряд на його поверхні подачею високочастотного перемінного потенціалу.

Так як в плазмі позитивного стовпа міститься рівна кількість іонів та електронів, при перемінній поляризації мішені під час від'ємного півперіоду мішень притягує іони. Іони, що набули прискорення бомбардують і розпилюють діелектричний розпилювальний матеріал мішені, передає їй свій заряд. Мішень набуває позитивного заряду, і швидкість розпилювання зменшується. Додатньо заряджений півперіод під час якого матеріал, що розпилюється притягує електрони, що анулюють заряд іонів, які стають молекулами. В подальшому від'ємний та додатній півперіоди, процеси знову протікають у такій послідовності.

За допомогою реактивного напилення наносять плівки із оксидів, нітридів. Потрібного складу плівку получають, вибираючи потрібного складу мішень і певний склад робочого газу.

Цей метод передбачає введення в робочу камеру під час напилення чітку кількість так названих реактивних (хімічно активних) газів. При чому щоб отримати плівки оксиду чи нітриду у робочий газ – аргон – вводять кисень чи азот. Основними умовами при отриманні потрібного складу плівки є ретельна очистка реагентів і відсутність натікання, а також газовиділення в камері.

Перед нашаруванням ZrO_2 дослідний матеріал пройшов через стандартну очистку, після якої був занурений на 1 хв у розчин HF для усунення початкового оксиду та зароблення поверхні воднем перед завантаженням у технологічну камеру. ZrO_2 був нанесений високочастотним магнетронним розпилюванням потужністю 50 Вт та при донному тиску 1×10^{-6} торр. Реактивне розпилювання проводилось у середовищі $Ar + O_2$ зі

співвідношенням 4:1 та з підтриманням робочого тиску 1×10^{-1} торр та температури субстрату 350°C .

2.7. Растрова електронна мікроскопія

Растровий електронний мікроскоп-мікроаналізатор (рис. 2.3) ідеально підходить для вирішення наукових та технічних питань як у матеріалознавстві, електроніці, геології, медицині й ін. Високі технічні характеристики в растровому режимі й режимі мікроаналізу дозволяють якісно та за короткий термін досліджувати поверхневий рельєф твердого тіла із одночасним визначенням якісного й кількісного елементного складу методом рентгенівського мікроаналізу.



Рис.2.3. Растровий електронний мікроскоп-мікроаналізатор РЭММА-102-02. Дослідження рельєфу поверхні твердого тіла.

Рентгенівський мікроаналіз не має собі рівних по локальності ($\sim 1\mu$), чутливості (10 - 100 ppm) і швидкості проведення серед неруйнуючих методів аналізу для масивних і тонкоплівкових зразків.

Прогнозування міцнісних і експлуатаційних характеристик різних матеріалів, визначення зв'язку між властивостями речовини й особливостями його складу, вивчення кристалічної структури, різних дефектів не тільки в неорганічних, але й біологічних об'єктах – це певне коло завдань розв'язуваних за допомогою мікроскопа-мікроаналізатора.

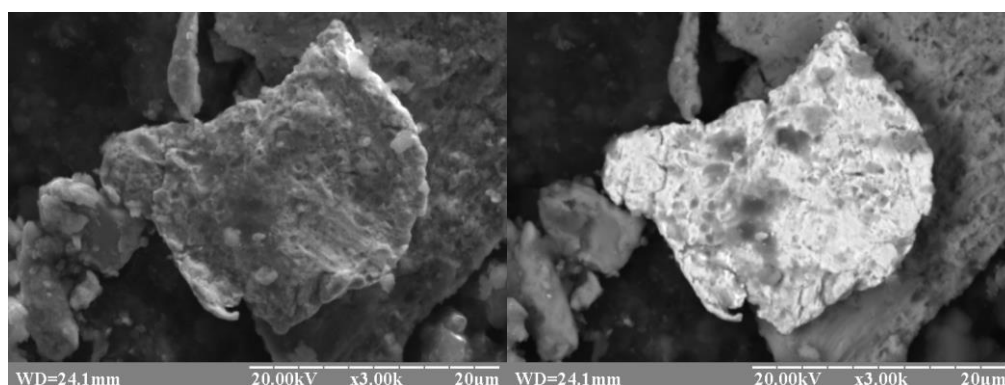
Електронний мікроскоп РЭММА-102-02 поєднує функції растрового електронного мікроскопа високої роздільної здатності й рентгенівського мікроаналізатора й застосовується з метою вивчення морфології поверхні різноманітних об'єктів у твердій фазі, а також проведення рентгенівського мікроаналізу елементного складу речовини по довжинах хвиль й енергіям квантів характеристичного рентгенівського випромінювання.

Скануючий електронний мікроскоп дає можливість проводити неруйнівне дослідження масивних зразків та мікропроб у твердій фазі, попередньо заготовлених так натуральному виді. Сканування поверхні взірця проводиться електронним пучком у діаметрі кілька нанометрів і з енергією електронів 0,2 - 40 кВ. Діапазон зміни кратності збільшення 10 – 300000, роздільна здатність складає близько 5,0 нм.

Коли бомбардується рельєф взірця, що обстежується певна кількість електронів пруюно відображається, а певна кількість залишає взірець втрачаючи енергію (вторинні електрони), а залишок поглинає поверхня взірця. Виходячи із цієї інформації основним джерелом зображення є пружно відбиті електрони (BSI) та вторинні (SEI) електрони (рис. 2.4.).

Під час дослідження взірця пучком електронів є спектр характеристичний спектр випромінювання, який визначає наявні хімічні елементи. Порівняння інтенсивностей відповідних ліній для зразку і для еталону, із досліджуваним елементом відомого вмісту, дає можливість здійснювати кількісний аналіз, локальність якого 1 мкм².

Енергодисперсійний та хвильовий - це є два способи здійснення рентгенівського мікроаналізу. Енергодисперсійний це є експрес-методикою визначення усіх наявних хімічних елементів у пробі, хвильовий має значно вищу чутливість, допомагає визначати домішки у 100 ppm.



SEI

COMPO (BSI)

Рис 2.4. Зображення у електронному мікроскопі, різновиди BSI – топологічне (ТОРО) та композиційне (COMPO).

Проміжок аналізуючих елементів - від ${}^5\text{B}$ до ${}^{92}\text{U}$. При цьому існує можливість побудувати графіки кривих розділу наявних хімічних елементів по лінії сканування а також зображення зразку у рентгенівських променях (розподіл елементу по поверхні).

У мікроскопі РЕММА-102-02 є можливість досліджувати зразки розміром від декількох мікрон до великих, не більше $\varnothing 100 \times 18$.

2.8. Клінічні методи обстеження пацієнтів.

При виконанні роботи нами було використано наступні клінічні методи обстеження пацієнтів. Зокрема, для оцінки стану пародонту в ділянці опорних зубів застосовували індекс гігієни Silness – Loe, пробу Шиллера-Писарева, індекс РМА.

Індекс Silness – Loe, характеризує вираженість запального процесу ясен. Досліджували ясна 16,11,24,34,41,46 зубів і оцінювали за 4 – бальною системою:

0 – запалення відсутнє;

1 – легке запалення (невелика зміна забарвлення);

2 – помірне запалення (гіперемія, набряк, можлива гіпертрофія);

З – тяжке запалення (виражена гіперемія, виразкуватість).

Критерії оцінки: 0,1 – 1,0 бала – легкий гінгівіт; 1,1 – 2,0 бала – гінгівіт середньої тяжкості; 2,1 – 3,0 бала – тяжкий гінгівіт.

Проба Шиллера-Писарева дозволяє визначити поширеність запального процесу, та під'ясенні зубні відкладення. Застосування цієї проби є об'єктивним тестом для диференційної діагностики тяжкості гінгівіту, та індексної оцінки стану пародонта.

Визначення індексу РМА проводили на всіх зубах у ділянці ясенних сосочків, маргінальних ясен та альвеолярних ясен і суму отриманих балів ділили на кількість обстежених зубів.

2.9. Методика проведення гальванометрії

Для визначення гальванічних струмів між металевими частинами незнімних протезів пацієнти проходили попередню підготовку ротової порожнини: проводили чищення зубів і ретельно полоскали рот водою з антисептиком Хлоргексидин.

Для визначення сили гальванічних струмів у ротовій порожнині, ми використовували мікроамперметр М-609 (рис 2.5.).



Рис 2.5. Мікроамперметр для визначення гальванічних струмів у ротовій порожнині.

У кожного пацієнта проводили серію замірів різниці потенціалів (рис. 2.6., 2.7.), між металевими частинами різних ортопедичних конструкцій. За допомогою двох електродів, які накладали на металеві елементи різних ортопедичних протезів.



Рис 2.6. Методика гальванометрії у пацієнта Н.

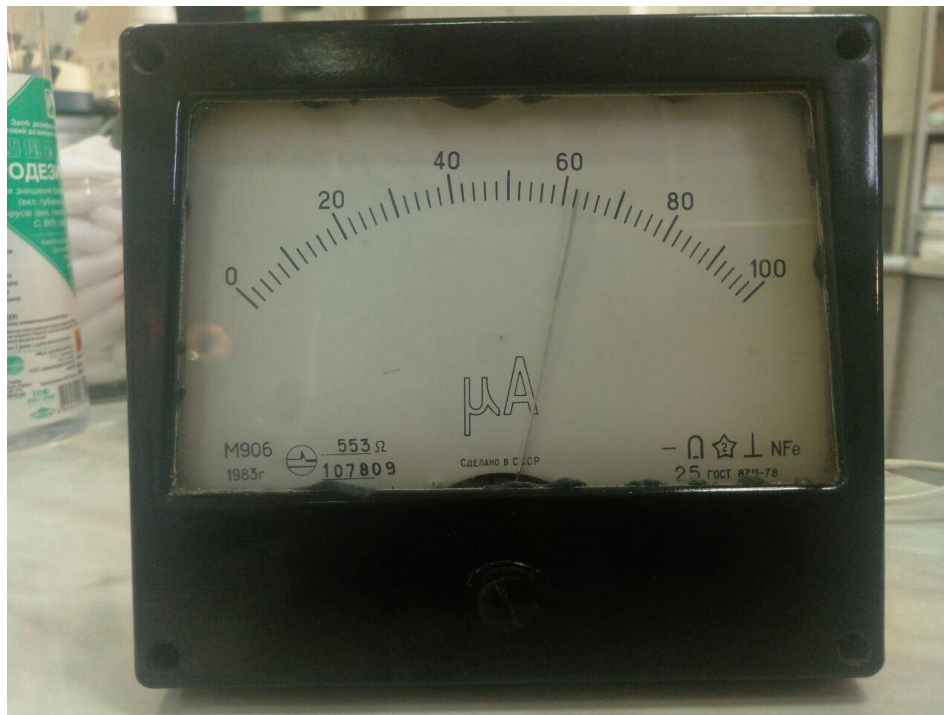


Рис. 2.7. Показники при проведенні гальванометрії у пацієнта Н.

Використання різних видів сплавів металів для протезування є передумовою для виникнення мікрострумів у ротовій порожнині.

Мікроструми можуть виникати між золотом та неблагородним металом, між золотом та пломбою із амальгами. Мікроструми в ротовій порожнині можуть виникати між однаковими сплавами металів різних серійних випусків, якщо були недотримані точні дози компонентів сплавів металів. Із серії декількох показників, ми фіксували найвищий показник, отриманий у пацієнта.

2.10. Визначення рН ротової рідини.

Визначення рН ротової рідини проводилося за допомогою портативного рН метра - рН410 (рис.2.8).



Рис.2.8. Портативний рН метр рН410

Прилад виводить значення крутизни електродної функції. Натиснувши кнопку enter починають до режиму вимірювання замірювання ЕДС. Електрод занурюють у рідину для дослідження, так щоб рівень електроліту електрода був вище рідини, що досліджується. При цьому отвір в електроді, для заливу електроліта має бути відкритий. Після чого натиснувши кнопку

mV/pH отримуємо pH досліджуваного розчину, зокрема слини або ротової рідини.

2.11. Визначення в'язкості ротової рідини.

Забір ротової рідини ми проводили у спеціальну стерильну пробірку. Її збирали в один і той же час зранку через 1.5 – 2 години після сніданку. Забір слини проводили триразово по 2-12 мл. В'язкість ротової рідини ми досліджували за допомогою капілярного віскозиметра ВК-4. У процесі дослідження обчислювався час проходження між двома позначками апарату, спочатку дистильованої води, а потім слини.

2.12. Статистичні методи дослідження

Для об'єктивної оцінки достовірності одержаних даних обстеження їх статистичну обробку даних виконували із застосуванням варіаційно-статистичного методу аналізу одержаних даних з допомогою персонального комп'ютера із використанням пакету статистичних програм “Microsoft Excel –2015” і “Statistica – 8,0”. Статистичне оброблення даних обстеження виконували, розраховували середню арифметичну величину (M), середню похибку середньої арифметичної величини (m), достовірність різниці результатів (P). Вірогідність результатів дослідження (p) визначали на підставі параметричних методів статистики. Результати вважали достовірними при коефіцієнті вірогідності меншому за 0,05.

РОЗДІЛ 3

ОСОБЛИВОСТІ КЛІНІЧНОЇ КАРТИНИ ТА АНАЛІЗ УСКЛАДНЕНЬ У ПАЦІЄНТІВ ІЗ ЕСТЕТИЧНИМИ НЕЗНІМНИМИ ОРТОПЕДИЧНИМИ КОНСТРУКЦІЯМИ НА ОСНОВІ НЕБЛАГОРОДНИХ СПЛАВІВ МЕТАЛІВ

Вивчення і аналіз клінічної ситуації пацієнтів, які зверталися первинно в клініку ортопедичної стоматології дозволило об'єктивно оцінити попередньо проведене незнімне протезування, ускладнення при застосуванні естетичних комбінованих і безметалових конструкцій.

З метою оцінки особливостей клінічної картини у пацієнтів нами проведено аналіз стану зубощелепної системи на момент звертання в клініку кафедри ортопедичної стоматології. Загалом було обстежено 150 пацієнтів, які мали ускладнення при користуванні незнімними зубними протезами.

При цьому в клініку звернулися пацієнти з наявними в ротовій порожнині незнімними мостоподібними протезами та штучними коронками. Були наявні штамповано-паяні мостоподібні протези у 86 пацієнтів, суцільнолиті мостоподібні протези у 55 пацієнтів, безметалові мостоподібні протези на основі диоксиду циркону - 9 пацієнтів. У обстежених пацієнтів було виявлено опорні штучні коронки штамповані, суцільнолиті металеві, а також металокерамічні та металопластмасові, та на основі диоксиду циркону. Отже відсоток ускладнень у пацієнтів із штамповано-паяними конструкціями склав 57,3%, з суцільнолитими – 36,7%, і з незнімними конструкціями на основі диоксиду циркону – 6,0%.

Основними скаргами при звертанні пацієнтів були: на печію язика і слизових оболонок щік та губ, металевий присмак у ротовій порожнині, неможливість харчування, спотворення смаку, сильні постійні головні болі.

У ряду пацієнтів були такі скарги на естетичні недоліки – відколи керамічного або пластмасового облицювання, стирання пластмаси, розцементування конструкцій, ламання опорних зубів, ламання каркасів

суцільнолитих і штамповано-паяних мостоподібних протезів, негативний вплив на пародонт опорних зубів металу, з якого виготовлений каркас конструкцій, зокрема, пігментація ясен, оголення шийок опорних зубів.

Також, нами було виявлено проблеми з конструкціями на основі диоксиду циркону – розлам і тріщини коронок на опорних зубах, відколи облицювальної кераміки на оклюзійній поверхні.

Терміни користування пацієнтами незнімними протезами складали від 3-4 місяців до 5 років і їм було проведено протезування в районних поліклініках, міській стоматологічній поліклініці або в обласній стоматологічній поліклініці.

У таблиці 3.1 нами представлено виявлені ускладнення у пацієнтів, які мали прояви гальванозу і непереносимості сплавів металів.

Таблиця 3.1

Розподіл ускладнень, які виникали внаслідок користування незнімними ортопедичними конструкціями на основі сплавів металів

Характер ускладнень	Абсолютна кількість, (n)	Відносна кількість, (%)
Металевий присмак у ротовій порожнині	63	42
Відчуття кислого	63	42
Спотворення смаку	60	40
Печія язика	63	42
Головні болі	63	42
Порушений загальний стан	61	40,7
Сухість в ротовій порожнині	59	39,3
Порушене харчування	55	36,7

Слід зазначити, що серед 150 обстежених пацієнтів, які звернулися в клініку кафедри з ускладненнями при користуванні незнімними протезами у 63 з них (42,0%) були прояви гальванозу та непереносимості сплавів металів. Вони проявлялися такими клінічними симптомами, як металевий присмак у ротовій порожнині, печія язика, відчуття кислого в ротовій порожнині та значні, постійні, інтенсивні головні болі (рис. 3.1).

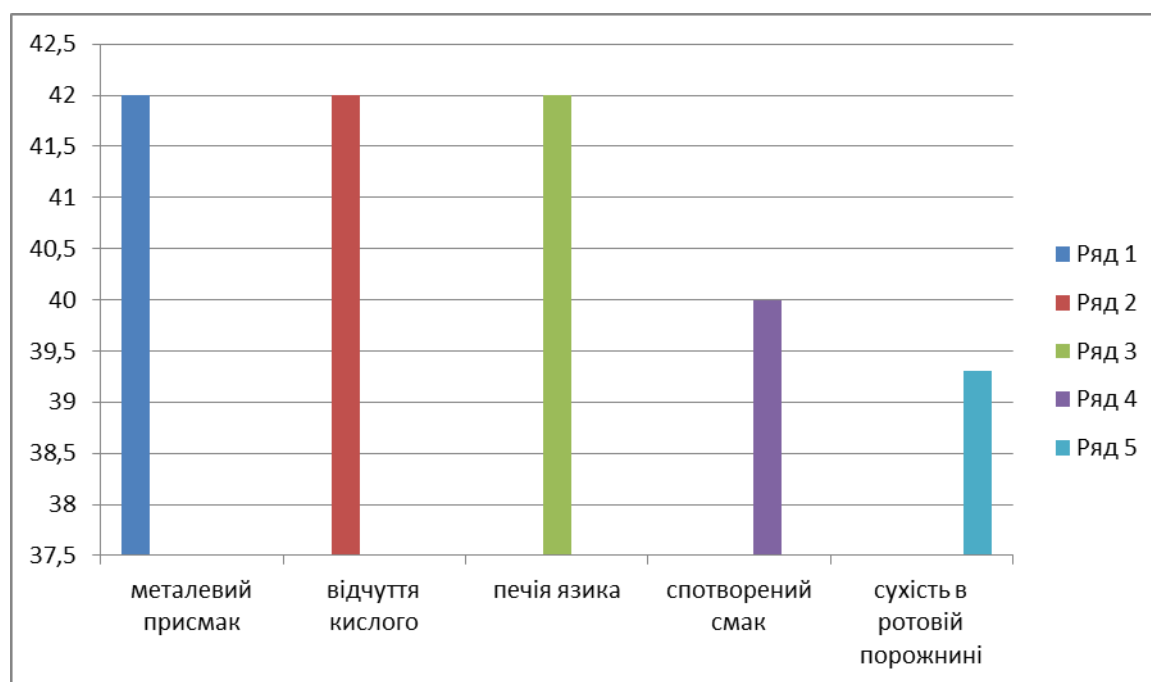


Рис. 3.1. Характерні скарги у обстежених пацієнтів з гальванозом.

У 40,0% серед обстежених був спотворений смак, що супроводжувалося у 36,7% порушеним харчуванням. Сухість в ротовій порожнині виявляли у 59 пацієнтів, що складало (39,3%) з усіх обстежених, і майже у всіх хворих з проявами гальванозу виявляли порушення загального стану – 40,7%.

Особливу увагу слід відмітити на те, що прояви гальванозу зустрічалися у більшості пацієнтів із штамповано-паяними незнімними конструкціями, з 63 загалом у 54, однак були випадки гальванозу у 9 пацієнтів із суцільнолитими металокерамічними та металопластмасовими

незнімними естетичними протезами. Таку клінічну ситуацію ми пояснюємо неоднаковим виготовленням у одного пацієнта двох або декількох суцільнолитих незнімних протезів з різних сплавів металів у різний час і в різних клініках. Також, у 2 пацієнтів із суцільнолитими незнімними металопластмасовими протезами на фоні гальванозу спостерігали непереносимість і токсичний вплив акрилової пластмаси на тканини протезного ложа і весь організм. Також, слід зазначити, що основним етапом лікування цих пацієнтів було усунення причини, тобто зняття всіх металевих незнімних протезів. Зникнення клінічних проявів спостерігалось у період від 2 тижнів після зняття незнімних конструкцій до повного виздоровлення протягом 2 - 3 місяців.

При вивченні і аналізі загальних ускладнень, які виникали в пацієнтів при користуванні незнімними естетичними протезами нами встановлено, що 42,0% займав гальваноз і непереносимість сплавів металів. Наперед, слід зазначити, що було ряд клінічних випадків, коли у одного пацієнта виявляли декілька поєднаних ускладнень, таких, як запалення маргінального пародонту, рухомість опорних зубів, зміна кольору ясен, оголення шийок опорних зубів, порушення стійких оклюзійних співвідношень.

Стосовно сучасних естетичних безметалових незнімних конструкцій на основі діоксиду циркону нами виявлено злами каркасів незнімних протезів у 3 пацієнтів (2,0%), а також відколи кераміки на оклюзійних поверхнях каркасів на основі діоксиду циркону у 6 пацієнтів, що склало – 4,0% (табл. 3.2, рис. 3.2, 3.3, 3.4).

Таблиця 3.2

**Розподіл ускладнень, які виникали внаслідок користування
естетичними незнімними ортопедичними конструкціями**

Характер ускладнень	Абсолютна кількість (n)	Відносна кількість (%)
Гальваноз	63	42,0
Злами каркасів на основі диоксиду циркону	3	2,0
Відколи кераміки на каркасах з диоксиду циркону	6	4,0
Стирання або відколи пластмаси	26	17,3
Відколи кераміки	18	12,0
Порушення оклюзійних співвідношень	98	65,3
Оголення шийок зубів	69	46,0
Запалення маргінального пародонту і ясен	126	84,0
Рухомість опорних зубів	22	14,7
Зміна кольору (потемніння) ясен у пришийковій ділянці	34	22,7
Розцементування коронки чи мостоподібного протезу	64	42,7
Злами металевих каркасів зубних протезів	19	12,7

При аналізі ускладнень у пацієнтів із штамповано-паяними і суцільнолитими незнімними протезами нами встановлено наступну динаміку. Відколи кераміки у металокерамічних конструкціях були виявлені у 18 пацієнтів і складала (12,0%). Стирання і відколи пластмасового облицювання нами було виявлено у 26 пацієнтів, що склало (17,3%) (рис. 3.5, 3.6, 3.7).

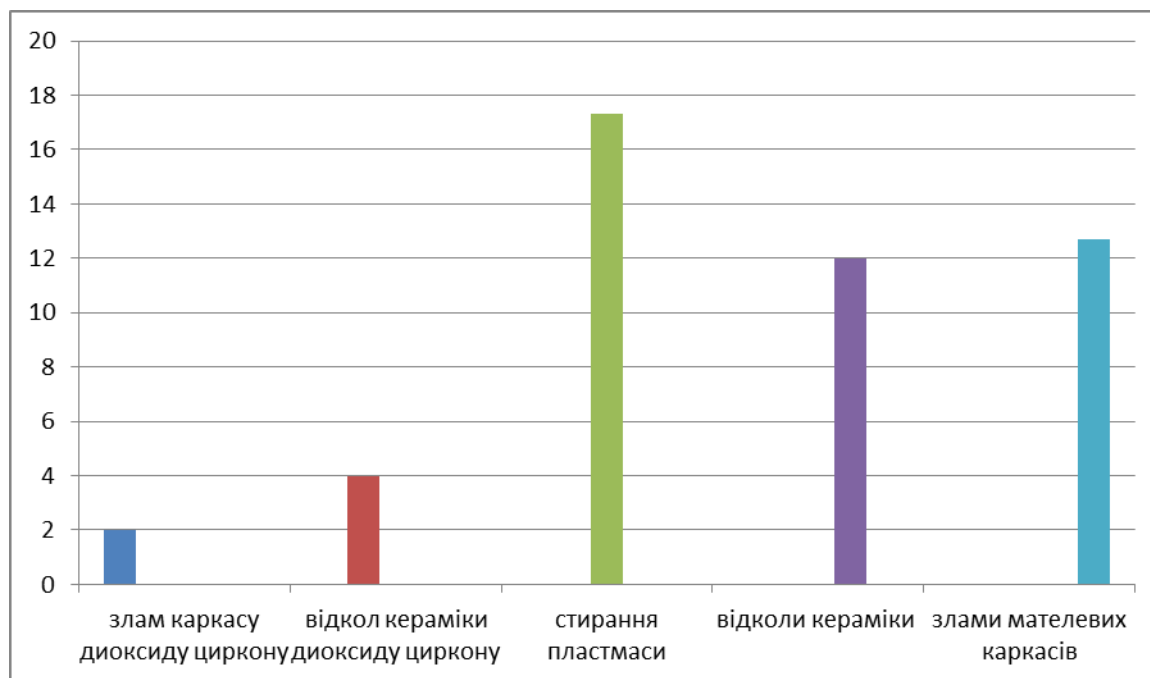


Рис. 3.2. Ускладнення у пацієнтів з незнімними естетичними протезами.

Найбільший відсоток серед ускладнень незнімних протезів із каркасами неблагородних сплавів металів займали запалення маргінального пародонту опорних зубів, яке було виявлено у 126 пацієнтів (84,0%), а також порушення оклюзійних співвідношень, виявлене у 98 пацієнтів (65,3%). Значний відсоток при цьому займали оголення шийок опорних зубів (46,0%), виявлене у 69 пацієнтів (46,0%) та розцементування коронок у (42,7%) – у 64 пацієнтів.

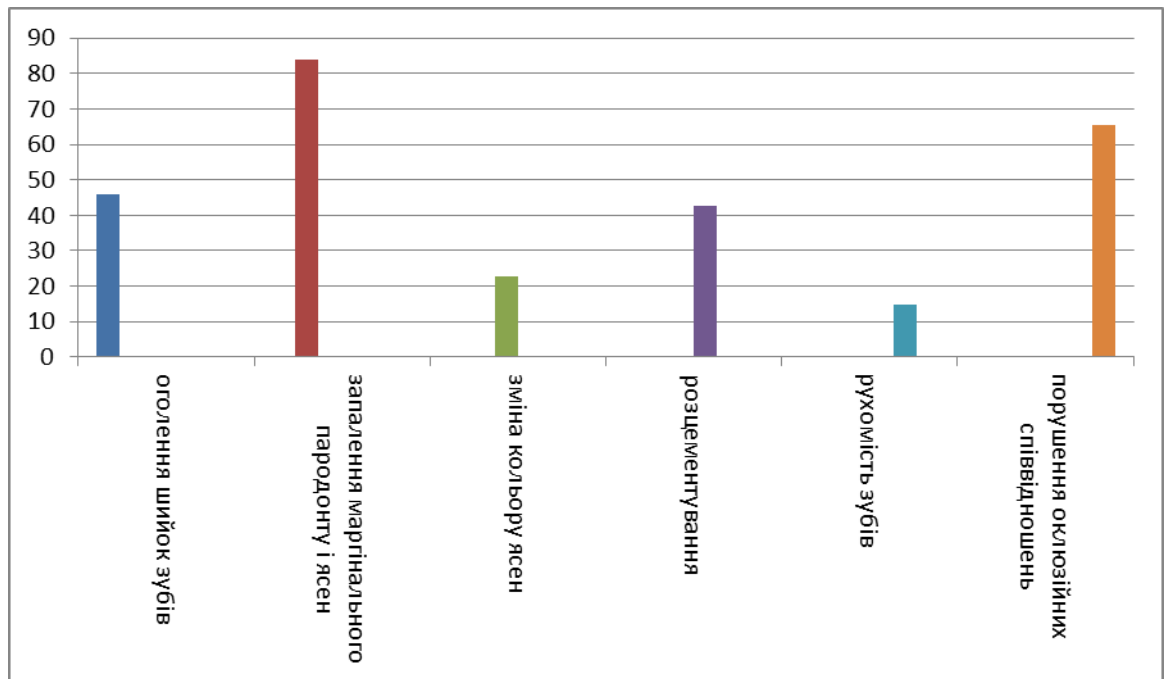


Рис. 3.3. Ускладнення в пацієнтів, які користувалися незнімними естетичними суцільнолитими незнімними протезами.

Рухомість опорних зубів у мостоподібних протезах було виявлено у 22 (14,7%) пацієнтів, а зміну кольору (потемніння) ясен в маргінальній ділянці – у 34 (22,7%) пацієнтів. Із зламами каркасів у більшості випадків штамповано-паяних і в деяких суцільнолитих були звернулися 19 пацієнтів, що склало (12,7%) від всіх ускладнень при користуванні незнімними протезами.



Рис. 3.4. Злам каркасу незнімного протеза на основі диоксиду циркону в ділянці 16 зуба, вигляд з оклюзійної поверхні.



Рис. 3.5. Злам каркасу незнімного протеза на основі диоксиду циркону в ділянці 16 зуба, вигляд з внутрішньокоронкової поверхні.



Рис. 3.6. Стирання облицювання з пластмаси суцільнолитого незнімного протеза на верхній щелепі.



Рис. 3.7. Відкол керамічного облицювання незнімного металокерамічного протеза.

Отже, в даному розділі нами представлено ускладнення, які виникали у пацієнтів з різними видами незнімних конструкцій протезів. Особлива увага нами зверталася на клінічні випадки з гальванозом та непереносимістю сплавів металів. Представлено ряд типових ускладнень у пацієнтів із незнімними протезами на основі диоксиду циркону, а також із штамповано-паяними і суцільнолитими естетичними металокерамічними і металопластмасовими протезами.

РОЗДІЛ 4

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ НАНЕСЕННЯ ПОКРИТТЯ ZrO_2 НА СПЛАВИ МЕТАЛІВ ДЛЯ НЕЗНІМНИХ ПРОТЕЗІВ

У даному розділі нами представлено результати експериментальних досліджень кобальто-хромових і нікель-хромових сплавів металів із покриттям плівкою диоксиду циркону різної товщини. Нами вивчено міцність з'єднання покриття диоксиду циркону із сплавами металів, корозійну стійкість сплавів металів та їх мікротвердість.

Електромікроскопічні дослідження проводилися на скануючому електронному мікроскопі-мікроаналізаторі РЕММА-102-02. Електронний мікроскоп дає можливість виконувати обстеження взірців без руйнування у твердій фазі, як спеціально підготовлених, так і в природному стані. Скануюче дослідження морфології взірця здійснювалося завдяки електронному пучку розміром декілька нанометрів при енергії електронів 0,2 - 40 кВ. Діапазон зміни кратного збільшення 10 – 300000, роздільна здатність складає близько 5,0 нм.

Коли бомбардується рельєф взірця, що обстежується певна кількість електронів пруюно відображається, а певна кількість залишає взірець втрачаючи енергію (вторинні електрони), а залишок поглинає поверхня взірця. Виходячи із цієї інформації основним джерелом зображення є пружно відбиті електрони (BSI) та вторинні (SEI) електрони. Існує два різновиди BSI – топологічне (ТОРО) та композиційне (СОМРО). У ТОРО режимі можна вивчати морфологію поверхні, у СОМРО маємо фазовий контраст, де кожна фаза взірця має яскравість свічення пропорційну до її усередненого атомного номеру.

Під час дослідження взірця пучком електронів є спектр характеристичний спектр випромінення, який визначає наявні хімічні елементи. Порівняння інтенсивностей відповідних ліній для зразку і для

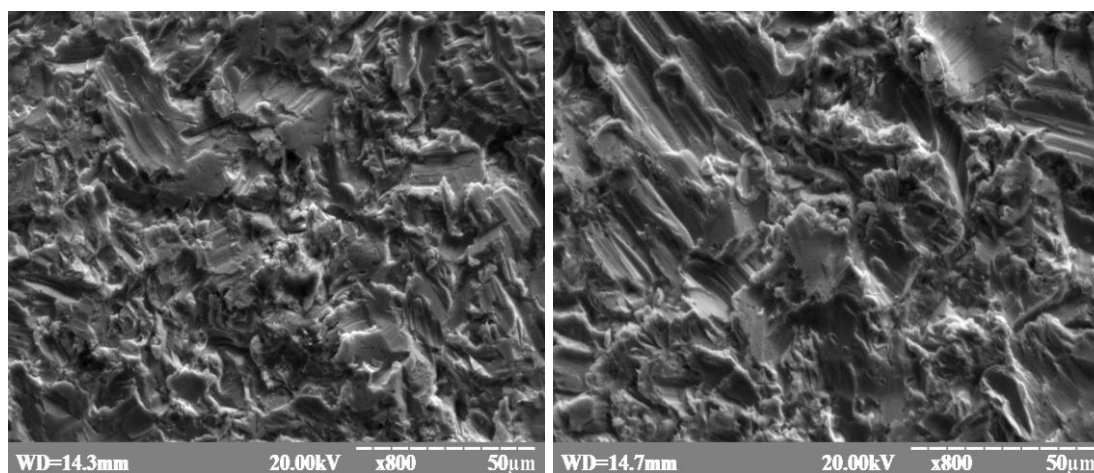
еталону, із досліджуваним елементом відомого вмісту, дає можливість здійснювати кількісний аналіз, локальність якого 1 мкм^2 .

Енергодисперсійний та хвильовий - це є два способи здійснення рентгенівського мікроаналізу. Енергодисперсійний це є експрес-методикою визначення усіх наявних хімічних елементів у пробі, хвильовий має значно вищу чутливість, допомагає визначати домішки у 100 ppm.

Проміжок аналізуючих елементів - від $_{5}\text{B}$ до $_{92}\text{U}$. При цьому існує можливість побудувати графіки кривих розділу наявних хімічних елементів по лінії сканування а також зображення зразку у рентгенівських променях (розподіл елементу по поверхні).

У мікроскопі РЕММА-102-02 є можливість досліджувати зразки розміром від декількох мікрон до великих, не більше $\varnothing 100 \times 18$.

На рисунку 4.1 представлено поверхню відлитої зразків сплавів металів без покриття (А) КХС, (Б) НХС.



А

Б

Рис 4.1. Растрова електронна мікроскопія зразків без покриття (А) КХС, (Б) НХС (800- кратне збільшення).

Нами проводилося нанесення покриття диоксиду циркону на зразки кобальто-хромових і нікель-хромових сплавів. Зокрема, на рисунку 4.2 представлені зразки КХС та НХС із захисним ZrO_2 покриттям. Товщина покриття ZrO_2 складала 5 мкм . Зразки без покриття та зразки з покриттям ZrO_2 товщиною 5 мкм суттєво не відрізняються. Покриття ZrO_2 точно

повторює форму поверхні зразка, але спостерігається незначне згладження контурів поверхні зразка

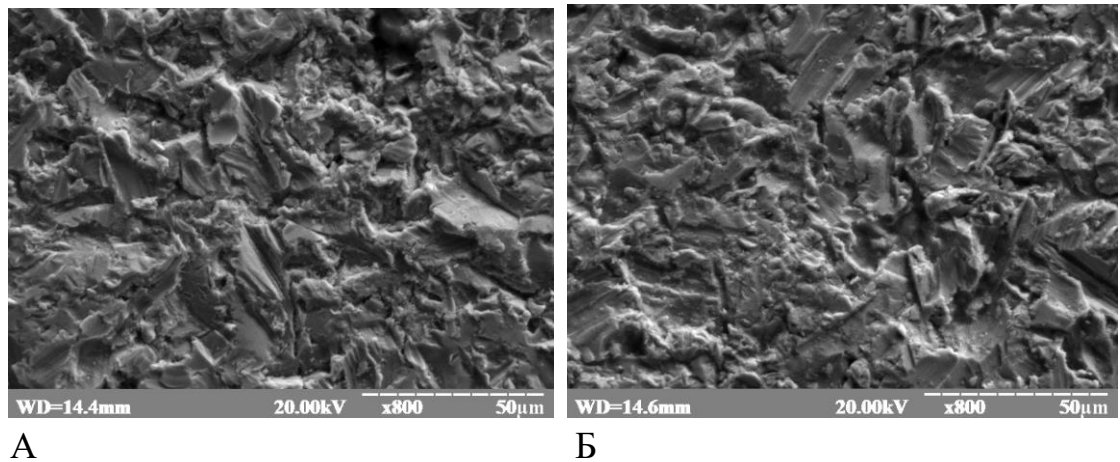


Рис 4.2 Растрова електронна мікроскопія зразків сплавів металів з покриттям ZrO_2 товщиною 5мкм, (А) КХС, (Б) НХС (800- кратне збільшення).

На рисунку 4.3 зображені зразки досліджуваних сплавів металів із покриттям ZrO_2 товщиною 10мкм. На мікрофотографії зразків виявляються різного розміру морфоутворення, здебільшого півсферичної форми, з характерними розмірами 0,5-10 мкм. Поверхня зразків із напиленням диоксидом циркону в основному точно повторює форму вихідної поверхні.

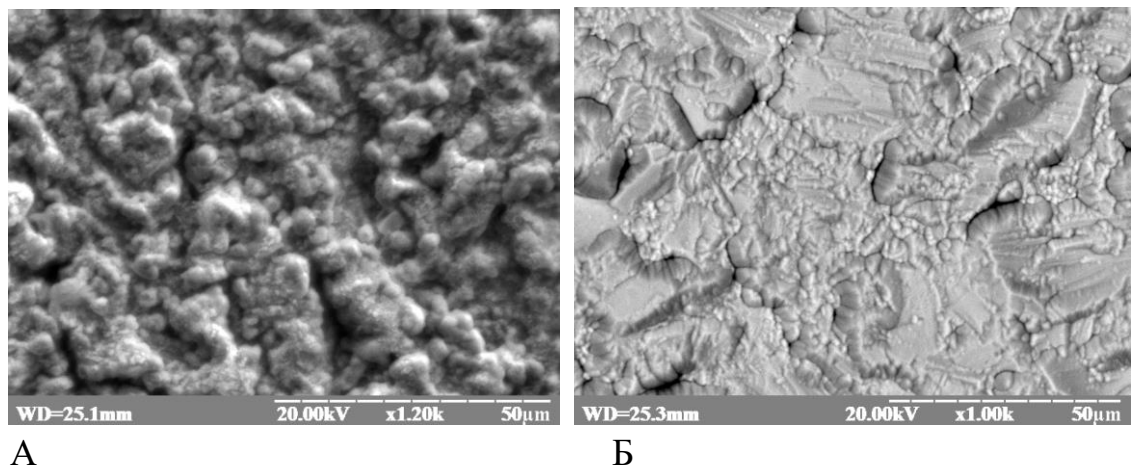


Рис 4.3 Растрова електронна мікроскопія зразків з покриттям ZrO_2 товщиною 10мкм (А) КХС, (Б) НХС (1200 та 1000- кратне збільшення).

Нами проведено вивчення поверхонь досліджуваних кобальтохромових і нікельхромових сплавів металів за допомогою атомно-

силової мікроскопії. Зокрема, на рисунку 4.4 представлено вивчення морфології поверхні досліджуваних зразків КХС та НХС за допомогою атомно–силової мікроскопії. Отримані зображення морфології поверхні плівок ZrO_2 підтверджують їх полікристалічну природу, тобто плівка сформована з щільно упакованих полікристалів ZrO_2 з дисперсією горизонтальних розмірів від сотень нанометрів до кількох мікрон та середнім вертикальним розміром близько 700 нм.

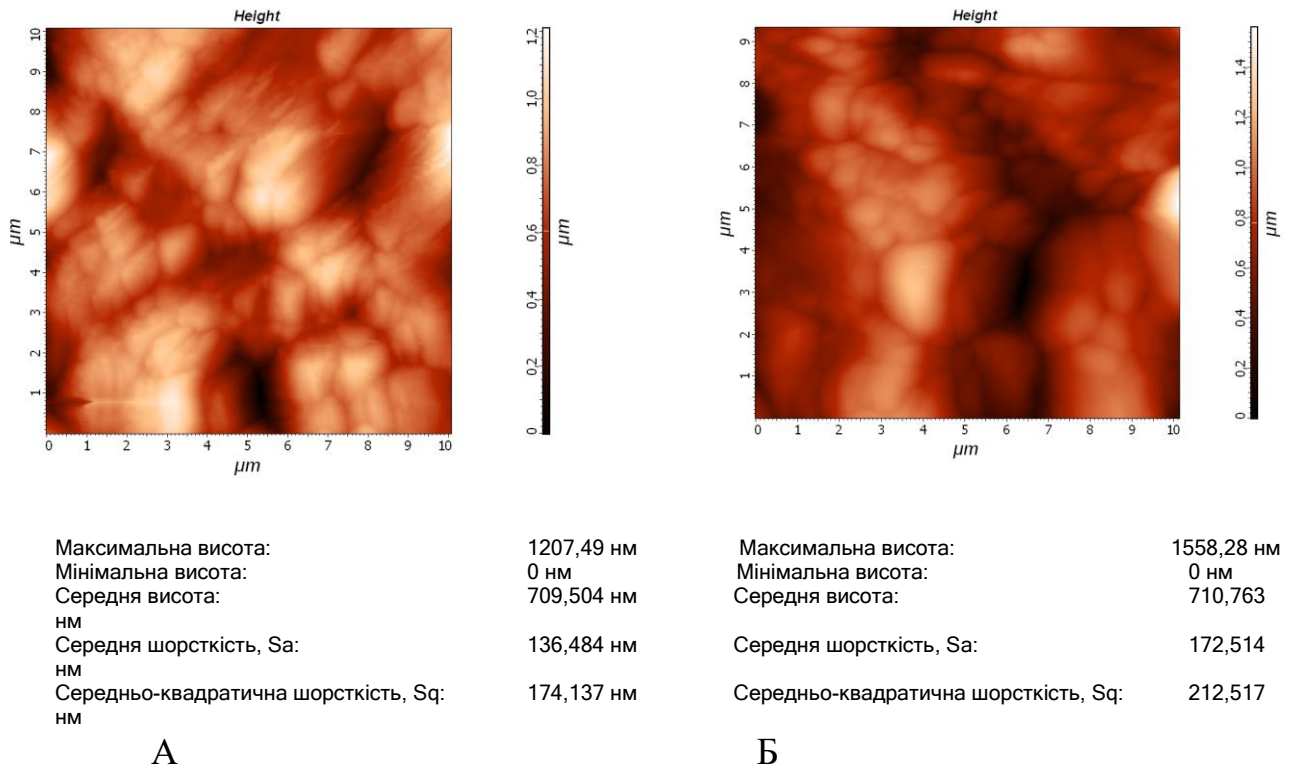


Рис 4.4. Атомно-силова мікроскопія зразків сплавів металів із покриттям ZrO_2 товщиною 10 мкм. (А) КХС, (Б) НХС.

Також, нами був проведений аналіз поверхонь зразків КХС і НХС металів після їх полірування, але без нанесення покриття. На рисунку 4.5 зображені зразки після полірування, на які не було попередньо нанесено покриття ZrO_2 .

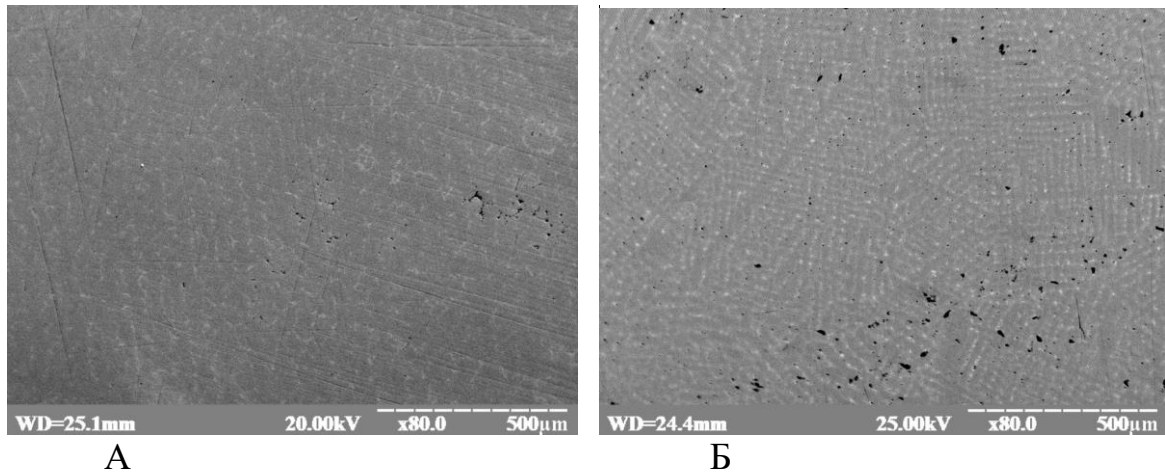


Рис.4.5 Растрова електронна мікроскопія зразків сплавів металів без покриття (А) КХС, (Б) НХС (80- кратне збільшення).

На поліровані зразки сплавів металів (КХС і НХС) нами було нанесено покриття диоксиду циркону, товщиною 5 і 10мкм. Так, на рисунку 4.6 зображені зразки досліджуваних сплавів металів після полірування, на які було попередньо нанесено покриття ZrO_2 , товщиною 5 мкм.

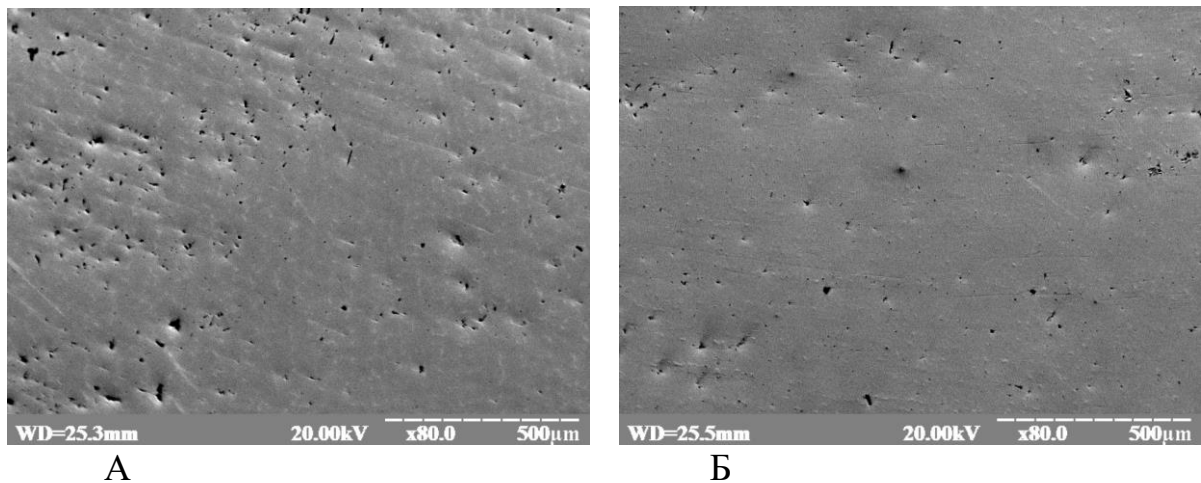
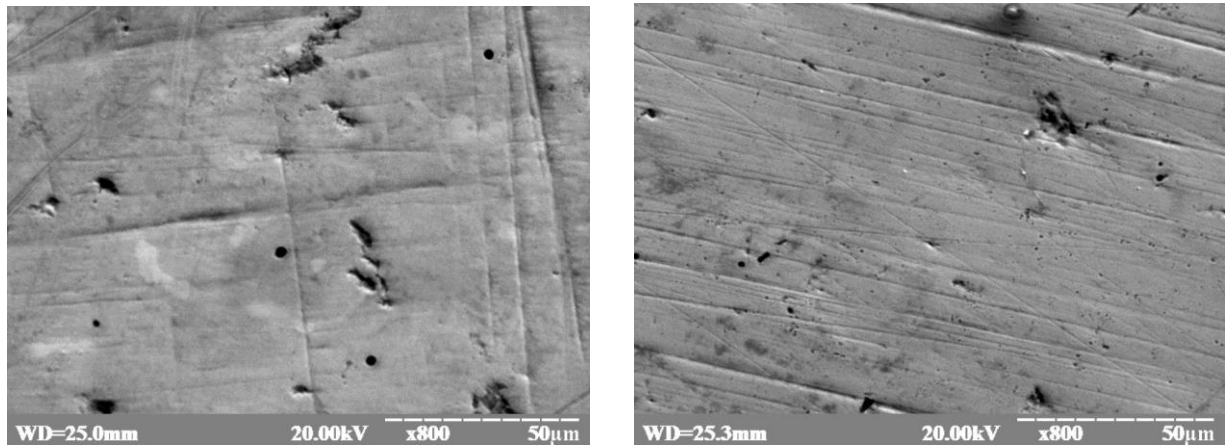


Рис. 4.6 Растрова електронна мікроскопія зразків сплавів металів із покриттям ZrO_2 товщиною 5мкм (А) КХС, (Б) НХС (80- кратне збільшення).

Зокрема, на рисунку 4.7 зображені зразки сплавів металів (КХС і НХС) після полірування, на які було попередньо нанесено покриття ZrO_2 , товщиною 10 мкм.

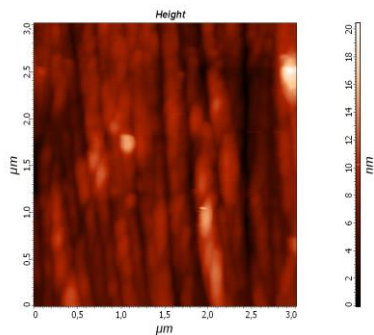


А

Б

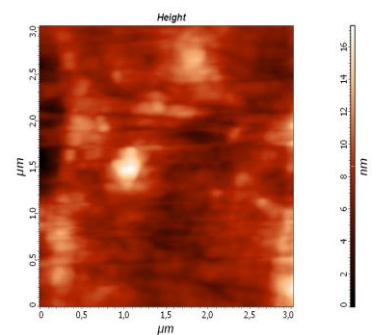
Рис.4.7 Растрова електронна мікроскопія зразків з покриттям ZrO_2 товщиною 10мкм (А) КХС, (Б) НХС (800- кратне збільшення).

Отримані за допомогою атомно-силової мікроскопії зображення морфології поверхні НХС і КХС сплавів металів без покриття дають зрозуміти, що вони є відносно гладкими, зі слідами (бороздами), які залишились у результаті шліфування і полірування. Поверхня цих зразків має гранульовану форму, що більше проявляється у зразку НХС, в якому ці гранули є продовгуватої форми. Крім цього, на поверхні обох зразків спостерігаються виступи (піки) висотою десятки нанометрів (рис. 4.8).



Максимальна висота: 20.4 нм
 Мінімальна висота: 0 нм
 Середня висота: 6.84 нм
 Середня шорсткість, S_a : 1.68 нм
 Середньо-квадратична шорсткість, S_q : 2.23 нм

А



Максимальна висота: 17,3 нм
 Мінімальна висота: 0 нм
 Середня висота: 7,92 нм
 Середня шорсткість, S_a : 1,54 нм
 Середньо-квадратична шорсткість, S_q : 2,01 нм

Б

Рис 4.8 Атомно-силова мікроскопія взірців без покриття (А) КХС, (Б) НХС.

На рисунку 4.9 встановлено, що поверхня зразків НХС і КХС з покриттям ZrO_2 товщиною 5мкм є доволі схожа з попередніми зразками сплавів металів і гранули (зерна) продовгуватої форми спостерігаються на обох поверхнях. Крім цього, мають місце незначні зміни поверхневих параметрів.

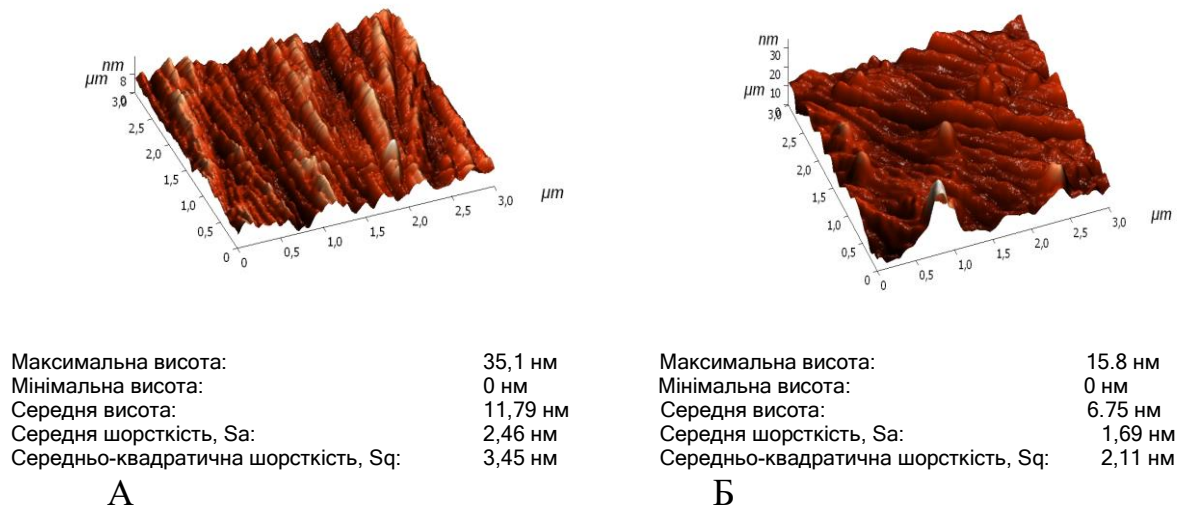


Рис. 4.9 Атомно-силова мікроскопія візців з покриттям ZrO_2 товщиною 5мкм (А) КХС, (Б) НХС.

Також, нами проведено аналіз поверхні зразків НХС і КХС при нанесенні покриття диоксиду циркону, товщиною 10мкм. При цьому, поверхня плівок НХС і КХС із покриттям ZrO_2 , товщиною 10мкм, як можна побачити із зображень АСМ складається з відносно гладких ділянок (очевидно вірець) та зернистих (плівка ZrO_2). Причому гладкі ділянки знаходяться на виступах, а зернисті у впадинах. Можливо шліфування зразка привело до часткового зняття плівки ZrO_2 на її виступах. Ділянки плівки ZrO_2 товщиною 10мкм, нанесені на КХС характеризуються дещо вищими поверхневими параметрами, у порівнянні з ділянками плівки ZrO_2 такої ж товщини, нанесеної на НХС (рис. 4.10).

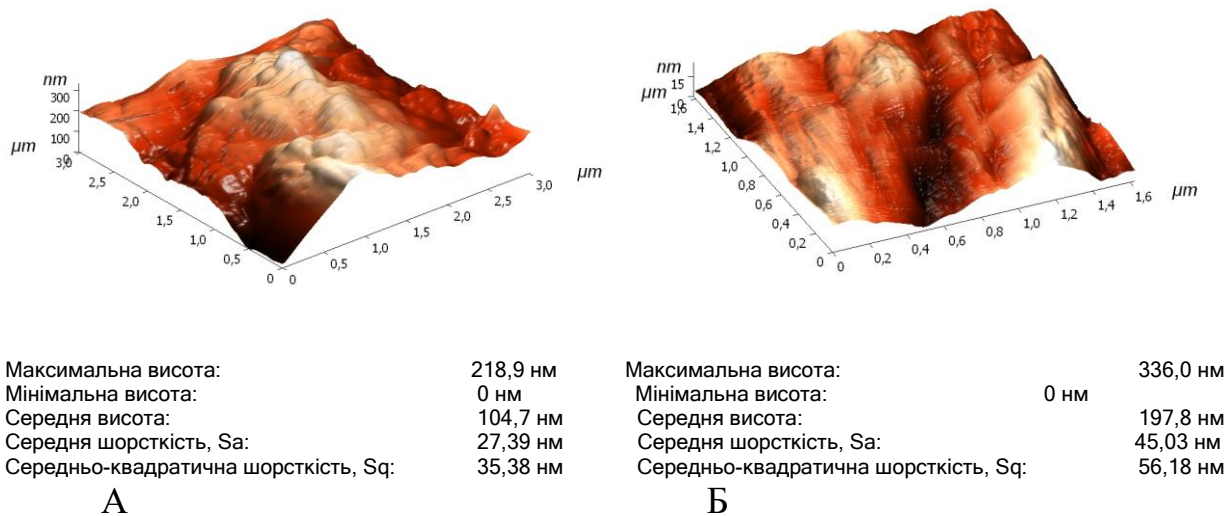


Рис. 4.10 Атомно-силова мікроскопія зразків з покриттям ZrO_2 товщиною 10мкм. (А) КХС, (Б) НХС.

На рисунку 4.11 представлені мікрофотографії зразків КХС та НХС, із нанесеною захисною плівкою ZrO_2 , товщиною 1 мкм. Усі мікрофотографії були зроблені у відбитих електронах, в режимі СОМРО, що дозволяє отримати зображення з фазовим контрастом. Морфологія зразків сплавів металів характерна подряпинами шириною менше 1 мкм, які в зоні напилення ZrO_2 мають характерний округлений вигляд, при цьому напилена частина в основному повторює характер зразка.

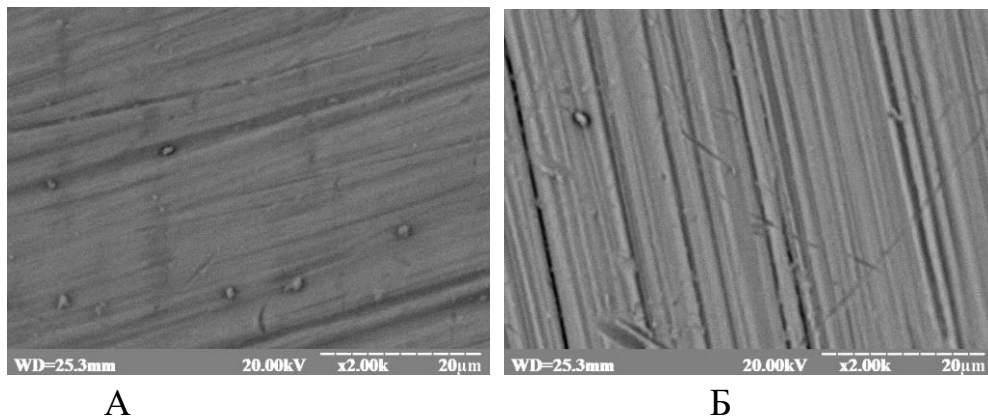


Рис 4.11 Растрова електронна мікроскопія попередньо полірованих зразків з покриттям ZrO_2 товщиною 1мкм (А) КХС, (Б) НХС. (2000- кратне збільшення)

На рисунку 4.12 представлені мікрофотографії зрізів КХС та НХС, із нанесеною захисною плівкою ZrO_2 , товщиною 5 мкм. У фазовому зображенні зрізця спостерігаються яскраві острівкові включення, які за елементним складом мають підвищений вміст Мо. Вони не мають впливу на форму поверхні напиленого шару і не просвічуються крізь нього, що вказує на те, що товщина напилення є однорідною і суттєво перевищує 100 нм.

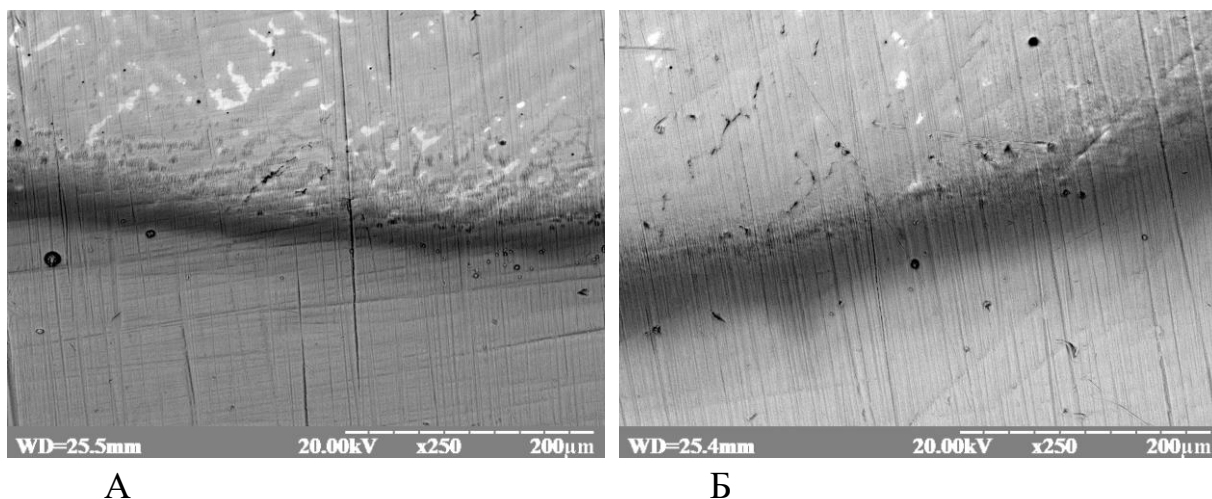


Рис 4.12 Растрова електронна мікроскопія попередньо полірованих зразків із покриттям ZrO_2 товщиною 5мкм (А) КХС, (Б) НХС (250- кратне збільшення).

За допомогою АСМ нами було проведено аналіз поверхонь досліджуваних зразків сплавів металів і зокрема шорсткості поверхні. На рисунку 4.13 представлено зображення морфології поверхні плівки ZrO_2 , осадженої на зразок НХС товщиною 1мкм, яке свідчить про те, що поверхня плівки плавно-горбистого рельєфу і відображає поверхню зразка. Слід зазначити, що важко судити про полікристалічний характер плівки через велику кількість борозен від полірування зразка. Виявлені горизонтальні подряпини на поверхні розміром – $(1-2) \times (10-14)$ мкм. Середньоквадратична шорсткість складає 14,5 нм.

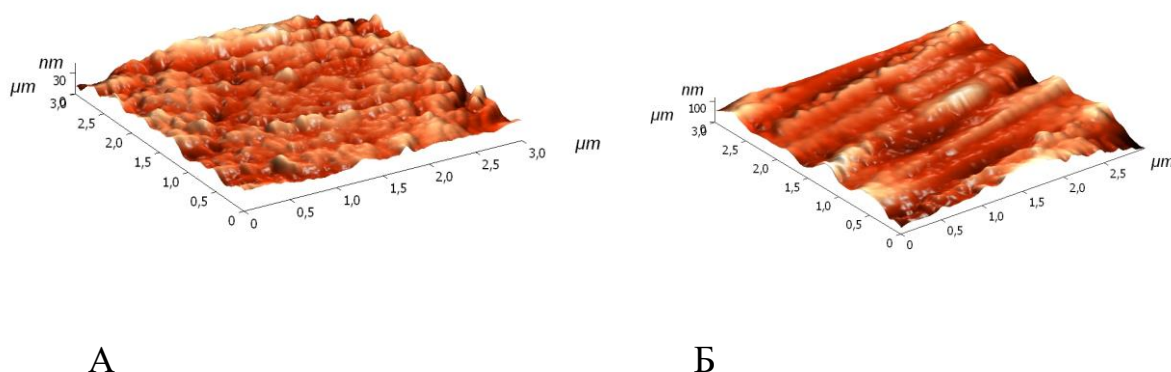


Рис. 4.13 Атомно-силова мікроскопія взірців, які попередньо поліровані з покриттям ZrO_2 і товщиною 1мкм (А) КХС, (Б) НХС.

На рисунку 4.14 (А) представлено зображення морфології поверхні плівки ZrO_2 осадженої на зразок КХС товщиною 5мкм, яке свідчить про те, що плівка ZrO_2 складається з кристалітів із середнім розміром близько 0,5 мкм. Середньо-квадратична шорсткість складає 13,4 нм. Помітні борозни від полірувальних засобів. На рисунку 4.14 (Б) показано зображення морфології поверхні плівки ZrO_2 осадженої на зразок НХС товщиною 5 мкм, яке свідчить про те, що плівка ZrO_2 складається з кристалітів із середнім розміром близько 0,4 мкм. Середньоквадратична шорсткість складає 33,2 нм. Структурні особливості систем КХС і ZrO_2 та НХС і ZrO_2 досліджувалися методами рентгенофазного аналізу. Оскільки кристалічні фази кожного матеріалу мають унікальну кристалічну ґратку (унікальна симетрія та періодичність), то за формою і положенням максимумів на дифракційній картині Х-променів, розсіяних досліджуваним зразком, можна зробити однозначні висновки щодо його фазового складу та інших структурних параметрів.

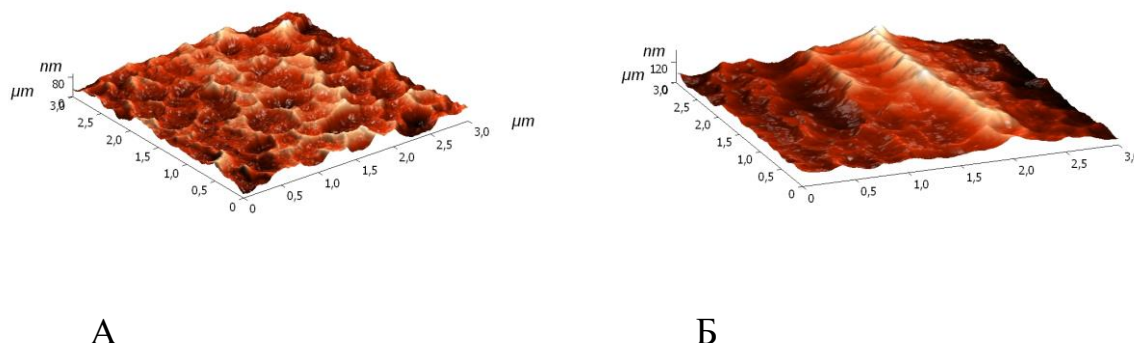


Рис. 4.14 Атомно-силова мікроскопія зрізів попередньо полірованих із покриттям ZrO_2 товщиною 5 мкм (А) КХС, (Б) НХС.

Елементний склад зразків і напilenня представлений на рентгенівських спектрограмах. У випадку з сплавом НХС наявність вуглецю (С) визначалась якісно і в числовому представленні вагова концентрація додавалася по нестачі загальної суми складу до 100%. Спектр складу напиленого шару для зразків товщиною покриття 1 мкм показує незначну присутність спектральних ліній Cr та Ni, що підкреслює відповідність його товщини до заданої (1 мкм). У випадку напилення ZrO_2 товщиною 5 мкм такі лінії відсутні, що говорить про те, що плівка ZrO_2 є гарантовано товстіша за 2 мкм. У всіх випадках аналізу складу покриття ZrO_2 маємо незначну домішку Fe, що може бути зумовлено нечистим вихідним матеріалом чи конструктивними особливостями напилювальної установки. В загальному нами встановлено картину відповідності отриманих напилених плівок ZrO_2 до запланованих характеристик.

На рис. 4.15 показано типові дифрактограми плівок ZrO_2 на зразках обох типів при скануванні структур у ковзній геометрії. Виходячи із співвідношення інтенсивностей дифракційних піків різних порядків та їх ширини, можна стверджувати, що плівка є полікристалом ZrO_2 із кристалітами тетрагональної симетрії. Середній розмір кристалітів становив

10 нм. При цьому ніяких додаткових фаз, які могли б утворитись із хімічних елементів, що входять до складу плівки ZrO_2 та сплаву металу не виявлено.

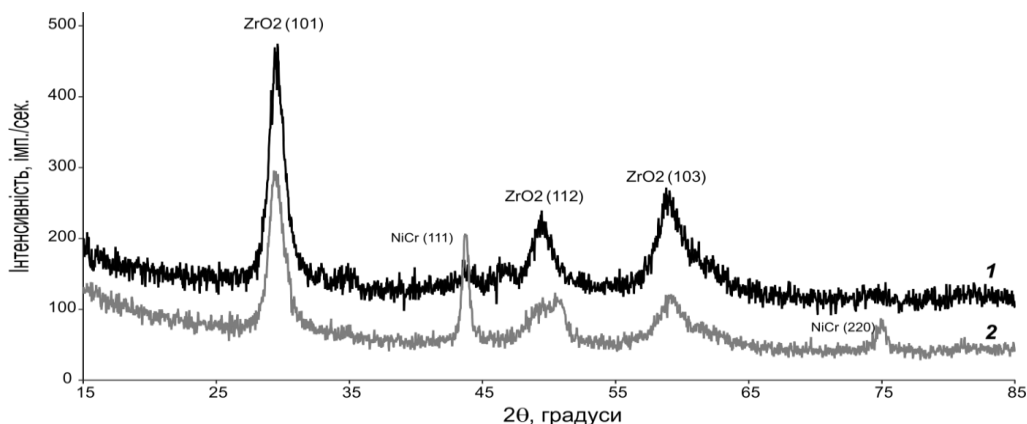
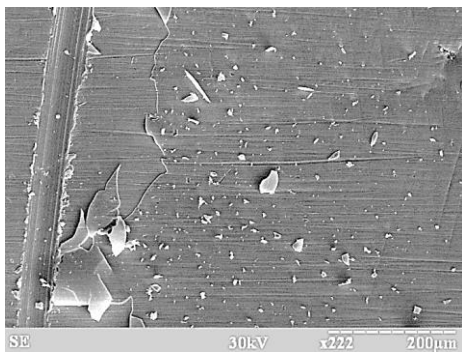


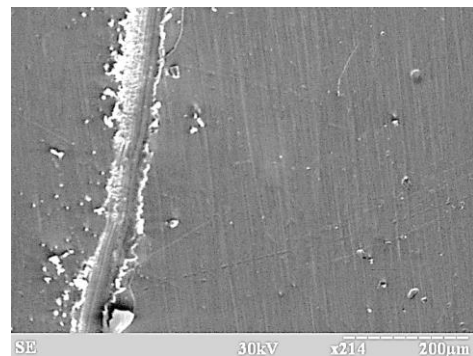
Рис.4.15. Дифрактограми плівок ZrO_2 (товщина 5 мкм) на сплавах КХС (крива 1) та НХС (крива 2). Ковзна геометрія, $Cu-K\alpha_1$ випромінювання.

Одним із поширених методів оцінки механічних та адгезивних характеристик тонких плівок є метод склерометрії (або скретч-тест), який був нами застосований для вивчення міцності з'єднання покриття з диоксиду циркону різної товщини і кобальтохромових та нікельхромових сплавів металів. За даною методикою на поверхню наносяться подряпини при контрольованій силі тиску, швидкості та напрямку руху. Нижче, на рисунку 4.16. представлені СЕМ зображення подряпин на поверхні зразків КХС (рис. 4.16 а,б), та НХС (рис. 4.16 в,г) із товщиною нанесеного шару ZrO_2 1 мкм та 5 мкм. Із наведених зображень слідує, що плівка ZrO_2 на зразках КХС (обох товщин 1 мкм і 5 мкм) відшаровується при нанесенні подряпини, а зона відшарування сягає кількох сотень мікрон. При цьому, плівка відшаровується пластинами великих розмірів (до 100 мкм). У той же час, відшарування покриття ZrO_2 на зразках НХС на вихідних плівках не спостерігається. По краях подряпини мають місце тільки характерні накопичення матеріалу, витиснутого з подряпини індентором. Ця ж тенденція має місце при точковому навантаженні на плівку при індентуванні для визначення твердості матеріалу. На оптичних мікрофотографіях

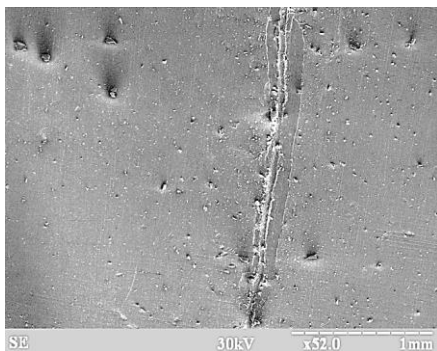
відбитків у зразках КХС вкритих плівкою диоксиду циркону (рис. 4.16 а) спостерігаються суттєві за розміром ділянки відшарування плівки ZrO_2 . Слід зауважити, що при збільшенні товщини плівки до 5 мкм процес відшарування є більш інтенсивним. За нашими даними, це, ймовірно, зумовлено збільшенням рівня механічних напруг на гетерограниці плівка ZrO_2 - взірець сплаву металу при збільшенні товщини покриття. Щодо плівок ZrO_2 на поверхнях сплавів НХС, то при товщині 1 мкм відшарування плівки в зоні індентування не спостерігалось взагалі, а при товщині покриття 5 мкм – тільки у виключних випадках, спричинених випадковими дефектами в зразку.



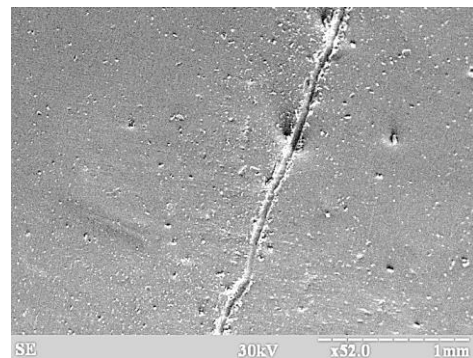
(а)



(в)



(б)



(г)

Рис.4.16. Тест подряпиною зразків КХС із нанесеним покриттям ZrO_2 товщиною 1 мкм (а) і 5 мкм (б) та зразків НХС із покриттям 1 мкм (в) і 5 мкм (г). (220- кратне збільшення а,в, та 52-кратне збільшення б,г).

Таким чином, можна стверджувати, що покриття ZrO_2 має незначно гіршу адгезію до поверхні сплаву КХС, ніж до поверхні НХС, і надто велика товщина покриття (понад 10 мкм) може бути додатковим фактором, який сприяє відшаруванню при локальних механічних навантаженнях на конструкції сплавів металів при нанесенні подряпин та індентуванні.

Нами проведено вивчення антикорозійних властивостей досліджуваних ЕХС і НХС металів, що може бути вагомим етіологічним чинником розвитку клініки гальванозу та токсичного впливу сплавів металів на тканини ротової порожнини і організм пацієнта в цілому. Оцінка антикорозійних властивостей покриття ZrO_2 кобальтохромових і нікельхромових сплавів металів проводилася в електрохімічній комірці. У якості рідкого середовища використовувався фізіологічний розчин. Після пропускання струму величиною 10 мА між зразком і вугільним електродом протягом 30 хв. на поверхнях сплавів, вкритих плівкою ZrO_2 , слідів корозії засобами електронної мікроскопії не було виявлено (рис.4.17). Для візуалізації захисного антикорозійного ефекту покриття ділянки сплавів закривалися маскою, під якою нанесення плівок не відбувалось.

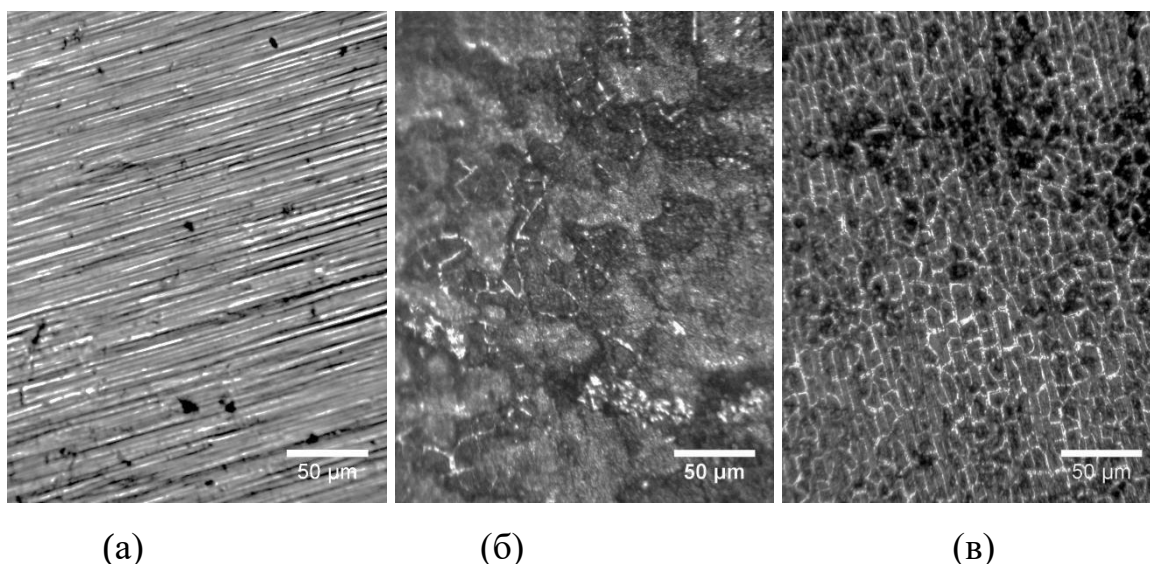
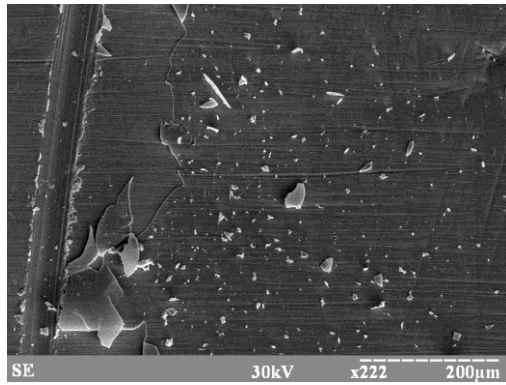


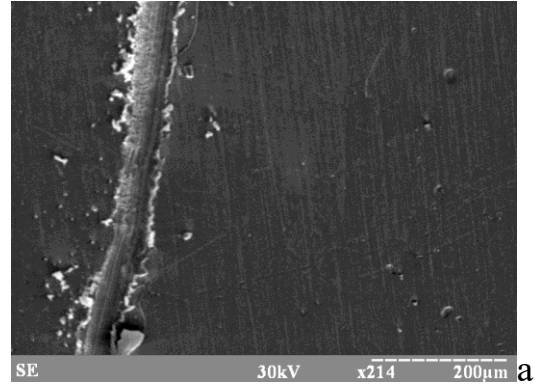
Рис. 4.17. Мікрофотографія поверхонь зразків сплавів металів після тесту на корозію: а – сплав НХС вкритий плівкою ZrO_2 товщиною 1 мкм; б – сплав НХС без покриття; в – сплав КХС без покриття.

На наведених зображеннях можна бачити, що навіть плівка ZrO_2 товщиною 1 мкм надійно захищає поверхню металу: рельєф металу, який утворився при поліруванні не змінився під плівкою ZrO_2 (рис 4.17.а). Натомість на відкритих ділянках металів спостерігається інтенсивне руйнування (рис.4.17 б,в).

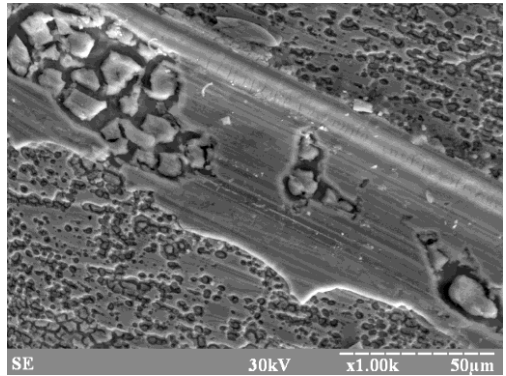
Для того, щоб пересвідчитись, що ступінь адгезії плівок ZrO_2 до досліджуваних сплавів металів не змінився після корозійного тесту, серію тестів подряпинами було повторено. На рис.4.18 показані СЕМ зображення подряпин, нанесених до та після тестування антикорозійної здатності покриття ZrO_2 . Нами встановлено, що змін ступеня адгезії плівок після електрохімічного травлення не виявлено. На представлених зображеннях видно, що описана вище тенденція зберігається – до сплавів КХС адгезія плівки гірша і плівка незначно відшаровується. Також видно, що незахищений матеріал зразка сплаву металу досить сильно піддався корозії (рис. 4.16,а). У ділянці подряпини, яка передувала корозійному тесту і частково злушила плівку, утворилась сітка каверн, зумовлена різною швидкістю електрохімічного травлення ділянок зразка із різним рівнем структурної досконалості (густина міжзеренних границь, структурні дефекти, флуктуації фазового складу та ін.). При цьому сама подряпина, має іншу ступінь корозії, що зумовлено наявністю специфічного порушеного шару взірця в ній. Відповідно, на зразках НХС (рис. 4.18 б) корозією вражена тільки невелика ділянка навколо подряпини, яка передувала електрохімічному тесту. Подряпина нанесена після тесту нічим не відрізняється від подряпин на зразку у вихідному стані. На рис.4.18. наведені зображення подряпин на поверхнях зразків КХС та НХС з напиленою плівкою ZrO_2 товщиною 1 мкм.



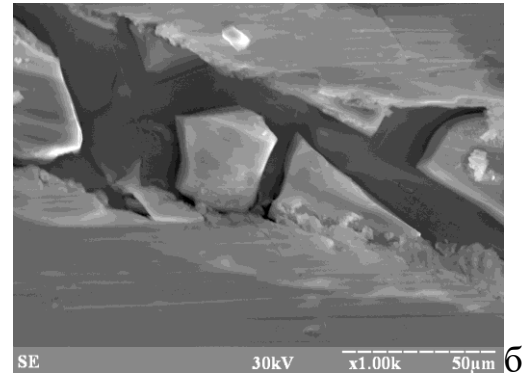
KXC



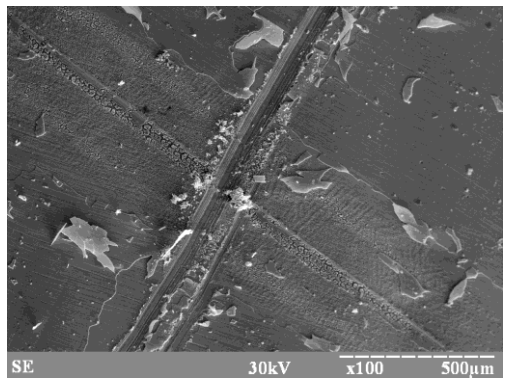
HXC



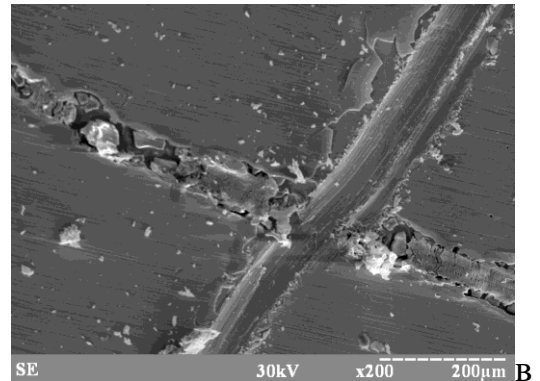
KXC



HXC



KXC



HXC

Рис. 4.18. СЕМ зображення подряпин у плівках ZrO_2 (товщина 1 мкм) на взірцях KXC та HXC: а – вихідні зразки, б,в – зразки після електрохімічного травлення у фізрозчині. На (в) додатково нанесено свіжу подряпину (з верхнього правого кута у лівий нижній). (збільшення а- 200-кратне, б- 1000- кратне, в- 200- кратне).

Такі ж дослідження нами були проведені при нанесенні покриття диоксиду циркону, товщиною 5 мкм на досліджувані сплави металів. Зокрема, на рисунку 4.19. наведені зображення поверхонь зразків КХС та НХС з напиленою плівкою ZrO_2 товщиною 5 мкм.

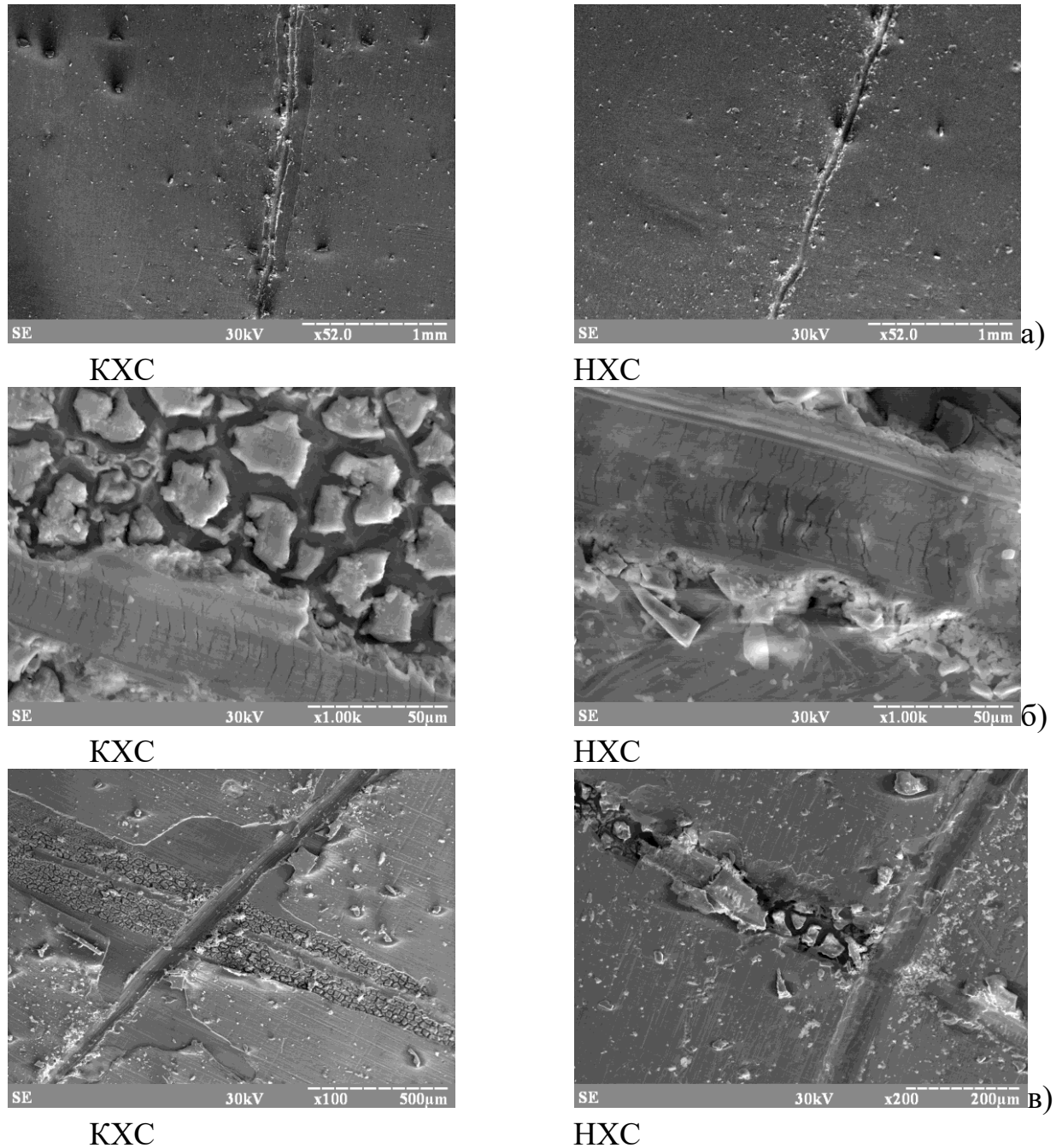


Рис.4.19. Рис. 2. СЕМ зображення подряпин в плівках ZrO_2 (товщина 5 мкм) на зірцях КХС та НХС: а – вихідні зразки, б,в – зраки після електрохімічного травлення у фізрозчині. На (в) додатково нанесено свіжу подряпину (з верхнього правого кута у лівий нижній). (збільшення а- 52-кратне, б- 1000- кратне, в- 200- кратне).

Вимірювання мікротвердості показали значення твердості досліджуваних сплавів металів, які практично співпадають із даними поданими виробником у специфікації. Нанесення покриття ZrO_2 підвищує композитну мікротвердість структур плівка-сплав металу в середньому на 22% у випадку обох зразків НХС сплаву та зразка КХС із товщиною плівки 5 мкм (рис. 4.20, табл.4.1). Покриття ZrO_2 товщиною 1 мкм на КХС сплаві підвищує твердість системи дещо менше (в середньому на 15 %), що може бути пов'язано із її руйнуванням і відшаруванням від металу при навантаженні (рис.4.20,а). Як відзначалось вище, відшарування чи розтріскування покриття ZrO_2 на сплавах НХС виявлено не було (рис. 4.20 б).

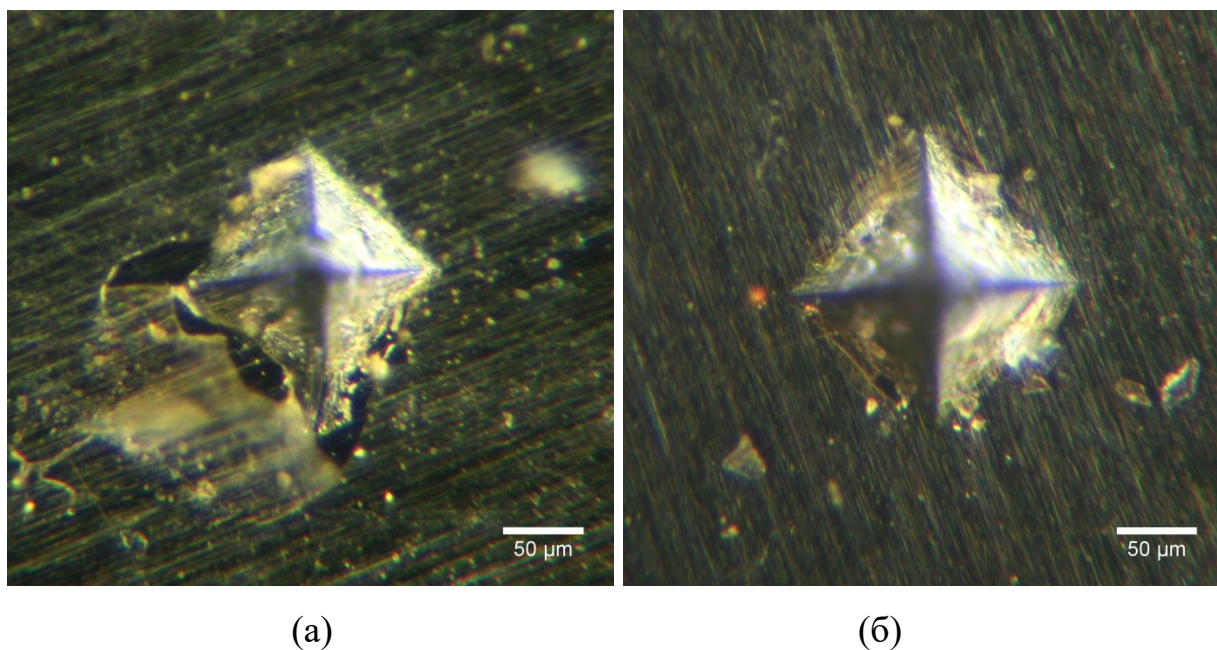


Рис.4.20. Зображення відбитків на поверхнях зразків КХС (а) та НХС (б), вкритих плівкою ZrO_2 товщиною 1 мкм. Оптична мікроскопія у темному полі.

Таблиця 4.1.

Твердість за Вікерсом зразків сплавів КХС та НХС і відповідних сплавів, покритих плівкою ZrO_2 товщиною 1 та 5 мкм.

Зразок	КХС	КХС + ZrO_2 (1 мкм)	КХС + ZrO_2 (5 мкм)
Твердість HV5	271,89 ± 3,09	323,71 ± 9,18	345,75 ± 11,22
Зразок	НХС	НХС + ZrO_2 (1 мкм)	НХС + ZrO_2 (5 мкм)
Твердість HV5	195,85 ± 5,70	253,28 ± 7,65	252,42 ± 15,29

Отже нами проведено вивчення механічних антикорозійних властивостей сплавів металів, з покриттям диоксиду циркону. Ми встановили, що найбільш оптимальним методом нанесення ZrO_2 є проведення підігріву сплавів металів до 300°C, що покращує зв'язок покриття із сплавом металів, а для підвищення якості покриття зразок треба попередньо полірувати. Нанесення покриття на попередньо неpolірований рельєф поверхні сплавів металів, при подальшій механічній обробці призведе до часткового зняття покриття з рельєфних виступів, що не дасть бажаного захисту стоматологічних сплавів металів від окисно відновних процесів та корозії.

Переваги нанесення ZrO_2 покриття на поверхні КХС та НХС полягають у тому, що дане покриття має біоінертні властивості, характеризується стійкістю до корозії та механічних навантажень.

Встановлено, що покриття ZrO_2 має дещо гіршу адгезію до зразків із КХС сплаву, ніж до зразків із НХС. Покриття полікристалічним ZrO_2 із тетрагональною структурою підвищує твердість зразка в середньому на 22%. Зразки сплавів металів із покриттям ZrO_2 не піддаються електрохімічній корозії у фізіологічному розчині, тому ортопедична конструкція незнімних протезів із даним покриттям, також не буде піддаватись корозійним впливам у ротовій порожнині.

Нами запропоновано корисну модель, яка належить до методів механічних випробовувань матеріалів, а саме - до неруйнівних способів визначення тріщиностійкості (в'язкості руйнування) твердих сплавів, керамічних матеріалів та покриттів, і може бути використана для порівняння різних варіантів хімічного складу, технологічних процесів виготовлення, обробки і контролю якості матеріалів та покриттів, співставлення матеріалів та покриттів при обґрунтуванні їх вибору для виготовлення деталей машин і елементів конструкцій з урахуванням їх дефектності, геометричних форм і умов експлуатації, аналізу причин виникнення аварій і руйнування конструкцій в металургії, машинобудуванні, будівництві, хімічній, нафтогазовій, електротехнічній та інших галузях промисловості, а також і в медицині.

Відомий спосіб оцінки тріщиностійкості твердих сплавів, що включає вимірювання довжини радіальних тріщин, які виникають у кутах відбитка при вдавлюванні алмазного індентора при заданому навантаженні в поліровану поверхню зразка матеріалу, який базується на експериментальному факті, згідно з яким загальна довжина радіальних тріщин в кутах відбитка знаходиться в лінійній залежності від навантаження, а опір утворенню тріщин оцінюють параметром W , величина якого рівна оберненому значенню коефіцієнта пропорційності

$$W=1/\alpha \quad (4.1)$$

де α - коефіцієнт пропорційності в лінійній залежності загальної довжини радіальних тріщин від величини навантаження (4.1).

Одиниці вимірювання параметра W ідентичні одиницям вимірювання параметра критичної швидкості вивільнення пружної енергії G_{1C} , тому використання даного способу не дає можливості безпосередньо визначати значення критичного коефіцієнта інтенсивності напружень матеріалу K_{1C} .

Найбільш близьким до запропонованого є спосіб визначення тріщиностійкості твердих сплавів, що включає шліфування, полірування,

знежирювання та висушування поверхні зразка матеріалу, що досліджується, вдавлення алмазного індентора у формі правильної чотиригранної піраміди при заданому навантаженні в цю поверхню матеріалу, витримку під

навантаженням і його відведення від поверхні, вимірювання довжини радіальних тріщин, які виникли в кутах відбитка, і розрахунок величини критичного коефіцієнта інтенсивності напружень матеріалу K_{1C} за формулою (4.2). Ця формула зв'язує довжину радіальних тріщин в кутках відбитка з твердістю H і в'язкістю руйнування матеріалу

$$K_{1C} \Phi / H \sqrt{a} = 0.15k(C/a)^{-3/2} \quad (4.2)$$

де Φ - відношення твердості до границі текучості матеріалу, $\Phi = 3$;

H - твердість матеріалу, ($H = 0.47 P/a^2$, де P - задане навантаження на алмазний індентор);

a - половина діагоналі відбитка;

k - постійна, $k = 3.2$;

C - середнє значення відстані від центра відбитка до вершини радіальної тріщини в куті відбитка.

Величину C розраховують за формулою

$$C = (2C_x + 2C_y) / 4, \quad (4.3)$$

де $2C_x + 2C_y$ - сума довжин радіальних тріщин і діагоналі відбитка по відповідній осі

координат.

Якщо у вищенаведену формулу (4.2) підставити замість Φ , H , k їх значення, то отримаємо більш просте співвідношення для розрахунку величини критичного коефіцієнта інтенсивності напружень матеріалу K_{C1}

$$K_{C1} = 7.52 \times 10^{-2} P / C^{3/2}. \quad (4.4)$$

Використання цього способу не дозволяє визначати істинні значення характеристики тріщиностійкості - величини критичного коефіцієнта інтенсивності напружень матеріалу K_{C1} тому, що складно вимірювати

дійсні довжини радіальних тріщин в кутах відбитка з невеликим їх розкриттям.

В основу корисної моделі поставлена задача: вдосконалення способу визначення тріщиностійкості твердих сплавів, керамічних матеріалів та покриттів шляхом введення перед вимірюванням довжини радіальних тріщин в кутах відбитка операцій капілярної дефектоскопії (нанесення на поверхню зразка з відбитком, що досліджується, індикаторного розчину, здійснення витримки, очищення поверхні зразка від залишків індикаторного розчину, нанесення проявника, здійснення витримки, очищення поверхні зразка з відбитком від залишків проявника), що дозволить підвищити точність визначення довжини радіальних тріщин з невеликим їх розкриттям і за рахунок цього забезпечити отримання достовірних значень характеристик тріщиностійкості (в'язкості руйнування), зокрема - величини критичного коефіцієнта інтенсивності напружень K_{C1}

Поставлена задача вирішується тим, що в способі виявлення ступеня стійкості проти утворення тріщин у сплавах, виробках із кераміки чи тонких плівок, який включає в себе процес приготування поверхні взірця, який буде вивчатись, поверхня шліфується, полірується, проведення знежирення поверхні з подальшим просушуванням, алмазний індентор, який має форму чотирьохскатної рівносторонньої піраміди при дозованому тиску вдавлювання в попередньо підготовлену поверхню взірця, вдавлений індентор під дією тиску витримують визначений термін часу, виведення його із поверхні, процес замірювання протяжності радіальнонаправлених тріщин, які виникли в кутах відбитка, і розрахунок величини критичного коефіцієнта інтенсивності напружень, згідно з корисною моделлю, перед вимірюванням довжини радіальних тріщин в кутах відбитка на поверхню зразка з відбитком наносять індикаторний розчин, здійснюють витримку, очищають поверхню зразка від індикаторного розчину, обробляють поверхню зразка проявником, здійснюють витримку і видаляють залишки проявника із поверхні зразка з відбитком.

Порівняльний аналіз з найближчим аналогом показує, що запропонований спосіб визначення тріщиностійкості твердих сплавів, керамічних матеріалів та покриттів відрізняється наявністю нових операцій капілярної дефектоскопії, які проводяться перед вимірюванням довжини радіальних тріщин в кутах відбитка, які мають невелике розкриття.

Принцип закладений в основу корисної моделі базується на наступному. Умови вимірювання довжини радіальних тріщин в кутах відбитка значною мірою обумовлюють значення характеристик тріщиностійкості, зокрема величини критичного коефіцієнта інтенсивності напружень K_{C1} , який розраховують за формулою після проведення механічних випробовувань (вдавлювання алмазного індентора в формі правильної чотиригранної піраміди при заданому навантаженні P в підготовлену поверхню зразка, що досліджується, і витримку його під навантаженням) на основі результатів вимірювання довжини радіальних тріщин в кутах відбитка. Якщо занижені значення довжин цих радіальних тріщин призводять до отримання більших величин критичного коефіцієнта інтенсивності напружень K_{1C} , то завищені значення довжини радіальних тріщин - навпаки, до отримання менших величин цього коефіцієнта K_{C1} , який характеризує здатність елемента із конструкційного матеріалу, що містить тріщину або часткове пошкодження, витримувати прикладене навантаження і не руйнуватися повністю.

Саме таке введення операцій капілярної дефектоскопії забезпечує вирішення задачі корисної моделі - підвищення точності визначення довжин радіальних тріщин в кутах відбитка з невеликим їх розкриттям і за рахунок цього забезпечити отримання достовірних, істинних, неспотворених значень характеристик тріщиностійкості (в'язкості руйнування), зокрема - величини критичного коефіцієнта інтенсивності напружень матеріалу K_{C1} .

Суть корисної моделі пояснюється кресленням, на якому зображена схема для вимірювання довжини радіальних тріщин, які виникли в кутах відбитка, після втискування алмазного індентора у вигляді чотиригранної

піраміди правильної форми при дозованому тиску в поверхню взірця, що досліджується.

Заявлений спосіб реалізується таким чином. Для визначення тріщиностійкості твердих сплавів, керамічних матеріалів та покриттів використовують зразки матеріалу або вироби (наприклад, зубці борних інструментів, пластини різальних інструментів, матриці штампів, тощо). Порядок підготовки поверхні зразка, що досліджується, наступний: чорнове і чистове шліфування алмазним кругом; полірування алмазним порошком; знежирювання; висушування.

Чорнове і чистове шліфування проводять алмазними кругами зернистістю до 100 мкм і 40 мкм відповідно на плоскошліфувальних верстатах із застосуванням оснащення для шліфувальних операцій при інтенсивній подачі мастильно - охолоджувальної рідини у зону різання. Припуски на шліфування (глибина різання) і режими різання (швидкість різання та подача) розраховують або вибирають із нормативних даних у залежності від матеріалу зразка (виробу), що досліджується, і повинні забезпечувати мінімальне спотворення структури металу та отримання у поверхневому шарі після операцій шліфування мінімального значення рівня залишкових напружень.

Полірування поверхні зразка матеріалу проводяться на плоскополірувальних верстатах з використанням алмазних паст або суспензії із алмазного порошку в декілька етапів. Зернистість алмазних порошків і тривалість полірування такі: 4-20 мкм - 30 хв; 16-8 мкм - 30 хв; 6-3 мкм - 30 хв; 1 мкм - 20 хв; 0,25 мкм - 20 хв відповідно. Знежирювання поверхні зразка матеріалу проводять органічними розчинниками, наприклад, бензином Б-70, уайт-спіритом, ацетоном та іншими. Висушування поверхні проводять шляхом витримки зразка (виробу) на повітрі, обдуванням струменем стиснутого повітря тощо. Використання такої технології підготовки поверхні зразка матеріалу забезпечує відтворюваність довжин радіальних тріщин в кутах відбитка. Вдавлення

алмазного індентора в формі правильної алмазної чотиригранної піраміди (кут при вершині піраміди - $2\beta=136^\circ$; вістря при вершині - не більше 1 мкм) при заданому навантаженні P в поверхню зразка матеріалу, що досліджується, проводять на приладі для вимірювання твердості або на пресі. Вказане обладнання повинно забезпечувати прикладання навантаження по осі алмазного індентора, що вдавлюється, перпендикулярно до поверхні зразка, що досліджується, і підтримання постійного значення заданого навантаження у процесі вдавлювання. Для виконання цієї умови площина підготовленої поверхні зразка повинна бути строго паралельною до опорної поверхні обладнання для навантаження. Неплоскі зразки закріплюють на спеціальних опорних столиках, які входять у комплект твердомірів. Величину навантаження P на алмазний індентор вибирають експериментально в залежності від фізико - механічних властивостей матеріалу зразка для забезпечення отримання відбитка з видимими радіальними тріщинами, які виникають в його кутах, і мають достатні геометричні розміри $2C_x$ і $2C_y$ для здійснення їх вимірювання (креслення). Мінімальна товщина зразка, що досліджується, повинна перевищувати діагональ відбитка $2a$ в 5 разів. Відстань між центром відбитка і краєм зразка або краєм сусіднього відбитка приймають не менше $5a$. Оскільки результати механічних випробовувань залежать від тривалості прикладання навантаження до алмазного індентора, який вдавлюють, і тривалості витримки його під навантаженням, то у всіх дослідках ці параметри повинні бути однаковими. Час витримки алмазного індентора під навантаженням складає 10-30 с.

Перед вимірюванням довжини радіальних тріщин, утворених в кутах відбитка, на поверхню зразка матеріалу, що досліджується, наносять індикаторний розчин (пенетрант) і витримують на ній стільки часу, скільки необхідно для заповнення порожнин вказаних радіальних тріщин. Час витримки зазначається в інструкціях по застосуванню конкретного

пенетранту. На практиці час проникнення індикаторного розчину в тупикові радіальні тріщини з малим розкриттям складає 3-15 хв.

Для очищення поверхні зразка матеріалу від індикаторного розчину (пенетранту) у залежності від типу пенетранту її спочатку протирають ганчіркою, змоченою у відповідному очищаючому розчині. Кольоровий розчин видаляють з поверхні негайно після закінчення просочування радіальних тріщин, не даючи йому висохнути щоби не утруднювати очищення. Після цього протирають поверхню зразка насухо. Поверхню зразка матеріалу після її очищення обробляють проявником. Спосіб нанесення проявника вибирають з урахуванням його типу і властивостей, наприклад, пензликом, розпиленням тощо. Оптимальна товщина шару проявника - 7...20 мкм. Проявлення радіальних тріщин в кутах відбитка, тобто утворення індикаторного рисунка, забезпечується витримкою зразка на повітрі при звичайній або підвищеній температурі. Тривалість витримки залежить від фізичних властивостей дефектоскопічних матеріалів, температури і підбирається експериментально, при цьому зазвичай час витримки складає 1-30 хв. Після цього видаляють проявник і сліди інших дефектоскопічних матеріалів з поверхні зразка з відбитком з радіальними тріщинами в кутах і протирають вологим фільтрувальним папером і витирають насухо. Після завершення виконання вищеназваних операцій капілярної дефектоскопії здійснюють вимірювання довжин радіальних тріщини у кутах відбитка. Використання операцій капілярної дефектоскопії дозволяє виявляти радіальні тріщини з малим розкриттям. Для проведення цих вимірювань використовують оптичні або цифрові електронні вимірювальні прилади. За результатами вимірювань визначають довжину радіальних тріщин в кутах відбитка $2C_x$ і $2C_y$ відповідних координатних осей ОХ та ОУ (фіг.) і розраховують середнє значення відстані від центра відбитка до вершини радіальної тріщини С за формулою (4.3)

$$C=(2C_x+2C_y)/4, \quad (4.3)$$

де - $2C_x, 2C_y$ - сума довжин радіальних тріщин і діагоналі відбитка по відповідній осі координат.

Підставивши числові значення P і C у формулу (4.4)

$$K_{C1} = 7,52 \times 10^{-2} P/C^{3/2}. \quad (4.4)$$

отримуємо достовірне, дійсне, неспотворене значення величини критичного коефіцієнта інтенсивності напружень матеріалу K_{C1} .

Суть корисної моделі пояснюється конкретними прикладами здійснення способу. Для проведення досліджень були вибрані зразки твердого сплаву з карбіду вольфраму на кобальтовій зв'язці, карбіду кремнію і оксиду алюмінію товщиною 10 мм. Підготовку поверхні зразків, що досліджуються, здійснювали згідно з рекомендаціями, прийнятих для вимірювання мікротвердості та наведених вище в описі корисної моделі. Вдавлювання алмазного індентора в формі правильної чотиригранної піраміди в поверхню зразка при заданому навантаженні P здійснювали на приладі для вимірювання твердості по Вікерсу, а його величину приймали згідно з паспортними даними. Час витримки алмазного індентора під навантаженням складав 25 с.

Після цього на поверхню зразків із відбитками, в кутах яких виникли радіальні тріщини, наносили індикаторний розчин (пенетрант). Як пенетрант використовували розчин такого складу: 40 % гасу, 40 % бензолу, 19 % скипидару і 1 % судану-IV. Судан-IV - жиророзчинний темно-червоний барвник додавали до вказаного розчину для отримання інтенсивного червоного забарвлення. Індикаторний розчин наносили м'яким пензликом 3-4 рази. Час проникнення пенетранту в порожнини радіальних тріщин в кутах відбитка складав 3-5 хв. Очищали поверхню зразків від індикаторного розчину 5-ти відсотковим розчином кальцинованої соди в дистильованій воді за допомогою фільтрувального паперу негайно після закінчення просочування радіальних тріщин, не даючи йому висохнути. Після цього протирали поверхню зразків насухо фільтрувальним папером. Для проявлення радіальних тріщин в кутах відбитка використовували

проявник такого складу: 300 г крейди на 1 літр етилового спирту. Проявник наносили на поверхню зразків з відбитками пульверизатором. Товщина шару складала біля 20 мкм. Зразки витримували на повітрі до випаровування етилового спирту 20-30 хв, видаляли залишки проявника фільтрувальним папером і протирали фільтрувальним папером, змоченим в етиловому спирті. Для отримання достовірних, істинних, неспотворених значень критичного коефіцієнта інтенсивності напружень K_{C1} після проведення операцій кольорової дефектоскопії на кожному зразку матеріалу, що досліджували, здійснювали вимірювання довжини радіальних тріщин в кутах відбитках $2C_x$ і $2C_y$ по відповідних осях координат на вимірювальному мікроскопі на 10 - тьох відбитках з радіальними тріщинами і розраховували середнє значення відстані від центра відбитка до вершини радіальної тріщини C за формулою (4.3). За відомими величинами P і C розраховували значення критичного коефіцієнта інтенсивності напружень K_{IC} за вищенаведеною в описі корисної моделі формулою (4.4). Для порівняння також визначали коефіцієнт інтенсивності напружень K_{IC} відомим способом [2] на таких же зразках, що і в прикладах 1-3 відповідно (без застосування операцій кольорової дефектоскопії). Результати дослідження матеріалів наведені в таблиці.

Таблиця 4.2.

Значення критичного коефіцієнта інтенсивності напружень K_{C1} МПа $\times$ м^{1/2}

Приклад	Матеріал	Спосіб	
		заявлений	відомий
1	WC+12 %Co	15,2	16,0
2	SiC	3,8	4,0
3	Al ₂ O ₃	2,0	2,1

Наведені приклади підтверджують досягнення технічного результату при застосуванні заявленого способу. Таким чином, використання

заявленого способу забезпечує отримання достовірних значень критичного коефіцієнта інтенсивності напружень матеріалу з більш високою точністю в порівнянні з відомим.

Отже, метод виявлення ступеня стійкості проти утворення тріщин у сплавах, виробках із кераміки чи тонких плівок, який включає в себе процес приготування поверхні взірця, який буде вивчатись, поверхня шліфується, полірується, проведення знежирення поверхні з подальшим просушуванням, алмазний індентор, який має форму чотирьохскатної рівносторонньої піраміди при дозованому тиску вдавлювання в попередньо підготовлену поверхню взірця, вдавлений індентор під дією тиску витримують визначений термін часу, виведення його із поверхні, процес замірювання протяжності радіальнонаправлених тріщин, які виникли в кутах відбитка, і розрахунок величини критичного коефіцієнта інтенсивності напружень, який відрізняється тим, що перед вимірюванням довжини радіальних тріщин в кутах відбитка на поверхню зразка з відбитком наносять індикаторний розчин, здійснюють витримку, очищають поверхню зразка від індикаторного розчину, обробляють поверхню зразка проявником, здійснюють витримку і видаляють залишки проявника з поверхні зразка з відбитком.

Також нами запропоновано корисну модель, яка належить до медицини, зокрема до ортопедичної стоматології, і призначена для обробки зубних протезів, а саме незнімних мостоподібних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з подальшим нанесенням корозійного покриття.

Відомий спосіб антикорозійного захисту зубних протезів, що включає нанесення покриття з нітриду титану товщиною 2-3 мкм методом вакуумно - плазменного напилення [Гусев Ю.П., Акользіна М.И., Федоренко А.Г., Дурдієв С.А., Уразеева Н.Н. Нитрид титана в ортопедической стоматологии // Стоматология.-1986. - № 5. - С. 47-49]. Недоліком даного методу є те, що покриття з нітриту титану обумовлює відшаровування і викликає небажані

для людини електрохімічні і алергічні реакції, за рахунок зниження корозійної стійкості.

Також, відомий спосіб обробки зубних протезів із сплаву металів з нікель - хромовою основою, який передбачає нанесення на поверхню зубопротезного виробу і зразка - свідка шару хрому товщиною від 0,5 до 1 мкм та обробляння на повітрі лазерним імпульсним випромінюванням, причому режим лазерного оброблення поверхні зубних протезів підбирають за допомогою зразка - свідка на фоні контрольного складу оксидного шару Cr_2O_3 (енергія в імпульсі - 200 мДж; довжина імпульсу - 4мс; частота імпульсу - 5Гц, діаметр пучка - 1 мм; швидкість сканування - 10 мм/с) [патент України № 61233, А, А61С 13/00, Бюл. № 11, 2003].

Але виготовлений таким чином зубопротезний виріб передбачає необхідність розігріву плівки хрому до температури його плавлення, котра призводить до розплавлення та перегріву поверхневого шару сплаву, що істотно змінює хімічний і структурно - фазовий стан сплаву, а, отже, погіршується корозійна стійкість конструкції виробу. Крім того, за даним способом нанесення покриття хромом пропонується тільки для зубопротезних виробів, виготовлених із сплаву металів з нікель-хромовою основою, що обмежує сферу його використання.

Найбільш близьким до способу, що заявляється, є спосіб обробки зубних протезів, що включає виготовлення виробів із сплавів неблагородних металів, наприклад кобальт-хромового сплаву, його знежирення та оброблення виготовленого зразка, а потім приготування і нанесення покриття. При цьому, його знежирення та оброблення виконують в електроліті при заданому співвідношенні визначених компонентів та режимах обробки, і як покриття використовують золото, причому золочення виконують в два етапи в електроліті при співвідношенні визначених компонентів та температурних параметрах з завантаженням катода під струмом та анодами із золота або платини [патент України № 70525, А, А61С 13/00, Бюл. № 10, 2004]. Однак даний спосіб є технологічно складним,

що обумовлено наявністю дещо великої кількості електролітичних багатоетапних операцій. Поряд з цим, оскільки золото є електропровідним, то за рахунок різниці потенціалів пропонувані зубні протези при наявності в роті амальгамованих пломб чи сплаву неблагородних металів сприяють розвитку гальванізму. Крім того, покриття золотом або платиною запропоновано для зубопротезних виробів, виготовлених із сплавів металів із кобальт-хромовою основою, що обмежує сферу його використання.

В основу корисної моделі поставлена задача створення нового більш вдосконаленого способу, придатного для обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів, за рахунок підбору нового матеріалу як покриття та способу його нанесення на зубопротезний виріб, що забезпечить антикорозійну стійкість виробів та діелектричну і механічну міцність покриття і, одночасно, розширення сфери їх використання.

Поставлена задача вирішується тим, що спосіб включає виготовлення зубних протезів із сплавів неблагородних металів, наприклад кобальт - хромового сплаву або нікель - хромового сплаву, знежирення та оброблення виготовленого зразка, а потім приготування і нанесення покриття. Згідно з корисною моделлю, як покриття використовують двооксид циркону (ZrO_2), який наносять за допомогою ВЧ-магнетронного напилювання, товщиною плівки у межах 4,0-5,5 мкм, причому напилювання наносять у вигляді мішені, що приготовлена за допомогою дистильованої води, шляхом розміщення її на нижньому електроді в середовищі газу аргону при тиску до 10^{-3} мм рт. ст. і температурі 300 °С. Саме за рахунок того, що запропоновано як покриття використовувати ZrO_2 і спосіб його нанесення у вигляді мішені на виріб, який виготовлений із кобальт - хромового сплаву або нікель - хромового сплаву, маємо достатнє рішення для виконання поставленої задачі. Поряд із цим, уперше є можливість обробляти зубопротезні вироби не тільки на кобальт - хромовій, але й нікель - хромовій основі за спрощеною технологією нанесення покриття (у порівнянні з прототипом), що має високі біоінертні та діелектричні властивості, що зумовлює стійкість

до корозії та механічних навантажень, чим забезпечується розширення сфери використання способу. Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів із покриттям ZrO_2 , здійснюється так. За стандартною зубопротезною технологією виготовляють незнімний мостоподібний протез із кобальто - хромового або нікель - хромового сплаву. Методом литва, що передбачає плавлення того чи іншого сплаву високочастотним струмом, виготовляється каркас протеза. Потім здійснюють виготовлення мішені. Мішень виготовляється з дрібнодисперсного порошку ZrO_2 Ceramill (Amann Girdach) та дистильованої води у вигляді суспензії, яку рівномірним шаром наносять на керамічний диск та проводять її просушування при температурі 300 °С. При цьому відбувається випаровування води, чим забезпечується виготовлення мішені.

Далі мішень поміщали в робочий об'єм та закріплювали на нижньому електроді (катод). Згодом проводиться обробка зразка шляхом знежирення його етиловим спиртом, наприклад марки ЧДА, та ультразвукова обробка у ванні разом з дистильованою водою тривалістю 30 хв. із подальшим просушуванням зразка при температурі 300 °С. Після цього здійснюється напилювання таким чином. Мішень поміщають на нижній електрод, а підкладку на верхній електрод робочого об'єму установки типу УРМ-3. При відкачуванні робочого об'єму до рівня вакууму у межах $5 \cdot 10^{-5}$ мм рт. ст. здійснюють впуск газу аргон в робочу камеру до рівня вакууму 10^{-3} мм рт. ст. за допомогою системи напуску газів СНА-2. Далі, запустивши ВЧ-генератор, здійснюють високочастотне реактивне напилювання у вигляді плівки з ZrO_2 у середовищі аргонового газу при тиску до 10^{-3} мм рт. ст. При цьому підігрів підкладки у процесі напилювання складає 300°С, а потужність ВЧ-генератора у залежності від товщини шару плівки задають у межах 75-150 Вт. Індукція магнітного поля є у межах 0,1Тл., а відстань від розпилювальної мішені до підкладки становить 7см. Оброблені у такий спосіб незнімні мостоподібні протези із кобальт-хромового або нікель-

хромового сплаву, що нанесені ZrO_2 покриттям, забезпечують антикорозійну стійкість зубних протезів.

Отже, спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням антикорозійного покриття, що включає виготовлення зубних виробів із сплавів неблагородних металів, наприклад кобальт-хромового сплаву або нікель-хромового сплаву, знежирення та оброблення виготовленого зразка, а потім приготування і нанесення покриття, який відрізняється тим, що як покриття використовують ZrO_2 , який наносять за допомогою ВЧ-магнетронного напилювання, товщиною плівки у межах 4,0-5,5 мкм, причому напилювання наносять у вигляді мішені, яка приготовлена за допомогою дистильованої води, шляхом розміщення її на нижньому електроді в середовищі газу аргону при тиску до 10^{-3} мм рт. ст. і температурі 300 °С.

Результати розділу опубліковано:

1. Яковин О.М, Ожоган З.Р. Вивчення поверхні стоматологічних сплавів металів із ZrO_2 покриттям для виготовлення естетичних незнімних протезів. Современная стоматология. 2011; 2(56): 134-136.
2. Яковин О.М, Ожоган З.Р. Клінічна й експериментальна порівняльна оцінка вдосконалених методів виготовлення естетичних незнімних конструкцій зубних протезів. Український стоматологічний альманах. 2014; 2: 53-56.
3. Яковин О.М, Ожоган З.Р., Литвин О.С., Корчовий А.А. Захисні властивості ZrO_2 , нанесеного на сплави металів при виготовленні ортопедичних конструкцій зубних протезів. Український стоматологічний альманах. 2012; 6: 65-71.
4. Яковин О.М. Захисні властивості плівок ZrO_2 , нанесених на ортопедичні сплави магнетронним напиленням. Матеріали ювілейної

- науково-практичної конференції із міжнародною участю. Сучасна стоматологія та перспективні напрямки розвитку. 2012:142.Ужгород.
5. Яковин О.М., Ожоган З.Р., Бугерчук О.В., Дмитренко І.А. Клінічні дані протезування незнімними протезами із ZrO_2 покриттям. Матеріали науково-практичної конференції із міжнародною участю “Інноваційні технології в сучасній стоматології”, VI стоматологічний форум ”Медвін: стоматологія 2017:103.Івано-Франківськ.
 6. Яковин О.М., Ожоган З.Р., Обідняк В.З., Сухоребський Ю.І. Клінічні аспекти гальванічних проявів у ротовій порожнині. Матеріали науково-практичної конференції із міжнародною участю “Інноваційні технології в сучасній стоматології”, VII стоматологічний форум ”Медвін: стоматологія 2018:97. Івано-Франківськ.
 7. Патент на корисну модель № 73281, ПМК А61С 13/00. Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесення антикорозійного покриття / Яковин О.М. Ожоган З.Р.— опубл. 25.09.2012; Бюл.№18.
 8. Патент на корисну модель № 72831, ПМК G0N3/20. Спосіб визначення тріщиностійкості твердих сплавів, керамічних матеріалів та покриттів/ Яковин О.М., Роп'як Л.Я.,Рогаль О.В., Барило І.Г.— опубл. 27.08.2012; Бюл. 17.

РОЗДІЛ 5

КЛІНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ЗАПРОПОНОВАНИХ МЕТОДІВ ОРТОПЕДИЧНОГО ЛІКУВАННЯ ХВОРИХ ЕСТЕТИЧНИМИ НЕЗНІМНИМИ ПРОТЕЗАМИ З ПОКРИТТЯМ ДИОКСИДУ ЦИРКОНУ

5.1 Запропонована технологія покриття на основі диоксиду циркону каркасу виготовленого із сплаву неблагородних металів.

У даному дослідженні ми наносили плівки діоксид циркону, товщиною 1, 5, 10 мкм.

Нанесення плівки товщиною 5 мкм

Спосіб виготовлення мішені: виготовляли суспензію із дистильованої води і порошку ZrO_2 . Наносимо суспензію однорідним шаром на керамічний диск. Проводимо просушування за допомогою електронагрівача, при температурі 300 °С, при цьому відбувається випаровування води та ущільнення порошку. Після цього, мішень поміщають в робочий об'єм, і закріплюють на нижньому електроді (катод) (рис.5.1).



Рис. 5.1. Мішень із ZrO_2

Обробка зразка: проводили знежирення зразка спиртом етиловим марки ЧДА, ультразвукова обробка у ванні із дистильованою водою протягом 30 хв., просушуємо зразок при температурі 300 °С.

Підготовка технічного режиму напилення: мішень поміщалась на нижній електрод, а взірець натомість кріпилася на верхньому електроді в робочому об'ємі установки високочастотного магнетронного напилення УРМ-3. Після цього робочий об'єм відкачують до рівня вакууму $5 \cdot 10^{-5}$ мм.рт.ст. Потім здійснювався напуск в робочу камеру суміші газів аргон-кисень у пропорції 4:1 (кисень має займати не більше 10%) за допомогою системи напуску газів СНА-2, до рівня вакууму 10^{-3} мм.рт.ст. Після чого вмикався ВЧ- генератор. Високочастотне магнетронне реактивне напилення тонких плівок оксиду циркону здійснювалось з мішені приготованої з порошку ZrO_2 , в атмосфері суміші газів аргон + кисень в пропорції 4:1, відповідно, при тиску близько 10^{-3} мм.рт.ст. Температура взірця при напиленні складала приблизно 300°С. Потужність генератора ВЧ - коливаль була 75Вт. Індукція магнітного поля складала 0,1 Тл. Відстань від розпилюваної мішені до підкладки була 7см.

Нанесення плівки товщиною 10 мкм

Спосіб виготовлення мішені: виготовляли суспензію із дистильованої води і порошку ZrO_2 . Наносимо суспензію рівномірним шаром на керамічний диск. Проводимо просушування при температурі 300°С, при цьому відбувається випаровування води та ущільнення порошку. Після цього, мішень поміщають в робочий об'єм, і закріплюють на нижньому електроді (катод).

Обробка зразка: проводимо знежирення зразка спиртом етиловим марки ЧДА, після чого ультразвукова обробка у ванні із дистильованою водою протягом 30 хв., просушуємо зразок при температурі 300°С.

Підготовка технічного режиму напилення: мішень поміщалась на нижній електрод, а взірець натомість кріпився на верхньому електроді в робочому об'ємі установки УРМ-3. Після чого робочий об'єм відкачувався

до рівня вакууму $5 \cdot 10^{-5}$ мм.рт.ст. Потім здійснювався напуск в робочу камеру газу аргону за допомогою системи напуску газів СНА-2, до рівня вакууму 10^{-3} мм.рт.ст. Після чого вмикався ВЧ- генератор. Високочастотне магнетронне реактивне напилення тонких плівок двооксиду циркону здійснювалось з мішені приготованої з порошку ZrO_2 , в атмосфері газу аргону при тиску близько 10^{-3} мм.рт.ст. Температура підігріву взірця при напиленні складала $300^\circ C$. Потужність генератора ВЧ-коливань була 150 Вт. Індукція магнітного поля складала 0,1 Тл. Відстань від розпилюваної мішені до підкладки була 7 см.

Після нанесення зразок КХС прожарювався при температурі $800^\circ C$ на протязі 1 год. на повітрі в електропічці “СОУЛ-044”. Температура регулювалась системою регулювання і стабілізації температури “РИФ-101”.

5.2 Клінічне обґрунтування переваг запропонованих методів ортопедичного лікування хворих.

Всім пацієнтам клінічних груп проводилося визначення показників індексу РМА, Silness - Loe, проби Шиллера – Писарева перед лікуванням, після 3, 6 та 12 місяців після протезування. Результати обстеження в динамічній послідовності наведені в таблиці 5.1.

Пацієнтам трьох клінічних груп проводилося визначення показників індексу РМА до лікування і через 3, 6 та 12 місяців після лікування. Результати дослідження в динамічній послідовності представлені на рисунку 5.2.

Вивчення і аналіз динаміки індексу РМА вказує, що до початку лікування даний показник у пацієнтів 1, 2 і 3 груп становив відповідно $24,2 \pm 2,1$ бала, $22,1 \pm 1,6$ бала та $20,7 \pm 1,3$ бала.

Таблиця 5.1.

Результати клінічних методів дослідження стану пародонта у хворих з незнімними мостоподібними конструкціями (М±m).

Групи хворих	метод дослідження	до лікування	Через 3 місяці	через 6 місяців	через 12 місяців
1	РМА	24,2±2,1	3,2±0,4*	7,2±1,1*	8,5±1,4*
2		22,1±1,6	2,1±0,3*	2,3±0,4*	2,6±0,5*
3		20,7±1,3	1,9±0,2*	2,0±0,2*	2,2±0,3*
1	Проба Шиллера – Писарєва (бали)	2,08±0,1	0,47±0,1*	0,58±0,07*	0,81±0,2*
2		2,12±0,2	0,43±0,1*	0,51±0,1*	0,49±0,1*
3		2,1±0,2	0,38±0,1*	0,52±0,1*	0,45±0,1*
1	Індекс Silness- Loe (бали)	1,88±0,2	0,55±0,1*	0,94±0,2*	1,5±0,2*
2		1,95±0,2	0,42±0,1*	0,62±0,1*	0,65±0,2*
3		1,75±0,1	0,38±0,1*	0,52±0,1*	0,54±0,1*

Примітка: * $p < 0,05$ - порівняно з показниками індексів до лікування.

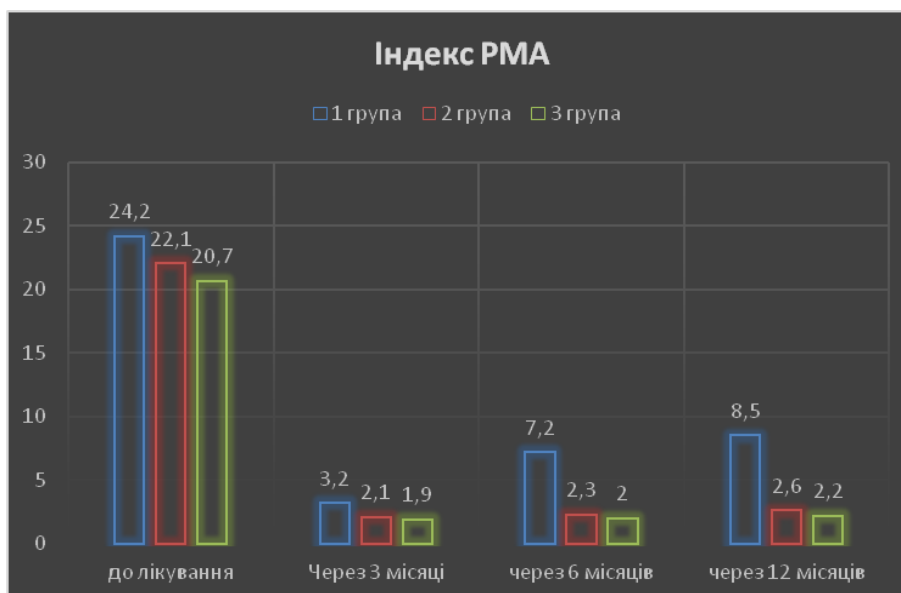


Рис. 5.2. Показники індексу РМА у пацієнтів обстежених груп.

Вже через 3 місяці після протезування ми зауважили, що показник достовірно знизився до $3,2 \pm 0,4$ бала у 1 групі, до $2,1 \pm 0,3$ бала у 2 групі та до $1,9 \pm 0,2$ бала в 3 групі хворих. У термін 6 місяців після лікування ми

зауважили, що він збільшувався у 1 групі до $7,2 \pm 1,1$ бала, у 2 групі до $2,3 \pm 0,4$ бала, а в 3 групі – до $2,0 \pm 0,2$ бала. Через 12 місяців після протезування індекс РМА в 1 групі був найбільшим і склав $8,5 \pm 1,4$ бала, в 2 групі був достовірно кращим – $2,6 \pm 0,5$ бала, а в 3 групі був і далі найкращим і склав $2,2 \pm 0,3$ бала.

На рисунку 5.3 представлено дослідження показників індексу Silness-Loe в динамічній послідовності у пацієнтів трьох клінічних груп до лікування і через 3, 6 та 12 місяців після лікування.

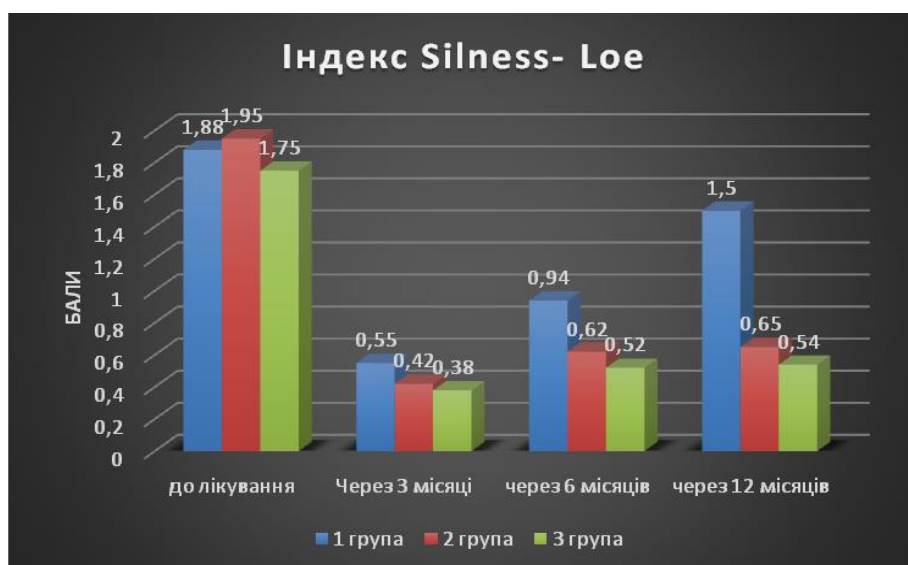


Рис. 5.3 Показники індексу гігієни Silness Loe у пацієнтів обстежених груп.

Індекс Silness- Loe до лікування становив $1,88 \pm 0,2$ бала у хворих 1 групи, яким для лікування використовувалися металокерамічні незнімні мостоподібні протези, $1,95 \pm 0,2$ бала у 2 групі хворих, яким лікування проводилося з застосуванням протезів з покриттям ZrO_2 , і $1,75 \pm 0,1$ бала у 3 групі хворих з протезами на основі ZrO_2 . Через 3 місяці після лікування цей показник достовірно зменшився до $0,55 \pm 0,1$ бала у 1 групі хворих, до $0,42 \pm 0,1$ бала у 2 групі хворих, і до $0,38 \pm 0,1$ бала у 3 групі, що свідчить про покращення стану маргінального пародонта. Через 6 місяців показники у 1 групі хворих, зросли до $0,94 \pm 0,2$ бала, у 2 групі хворих становили $0,62 \pm 0,1$ бала відповідно, а у 3 групі були найкращими з показником $0,52 \pm 0,1$ бала. Через 12 місяців показники у хворих 1 групи зросли до $1,5 \pm 0,2$ бала, що

свідчить про погіршення стану тканин маргінального пародонта. У 2 групі хворих ці показники були достовірно кращими і становили $0,65 \pm 0,2$ бала, а у 3 групі мали найкраще значення $0,54 \pm 0,1$ бала відповідно.

На рисунку 5.4 представлені дані дослідження показників проби Шиллера-Писарева в динамічній послідовності у пацієнтів трьох клінічних груп до лікування і через 3, 6 та 12 місяців після лікування.

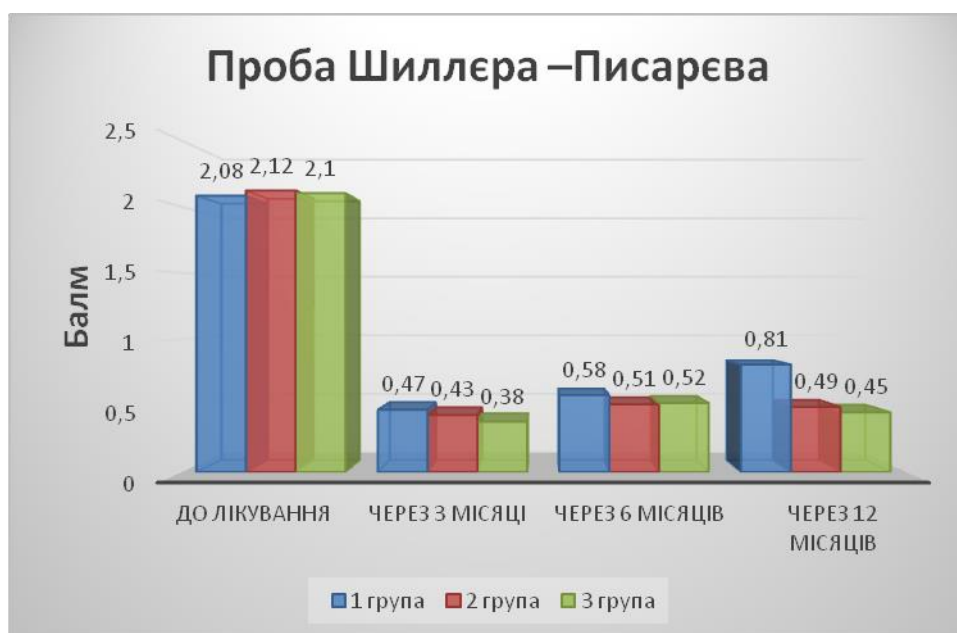


Рис. 5.4. Показники проби Шиллера-Писарева у пацієнтів обстежених груп.

Проба Шиллера – Писарева до лікування становила $2,08 \pm 0,1$ бала у 1 групі хворих та $2,12 \pm 0,2$ бала у 2 групі хворих, яким лікування проводилося запропонованими конструкціями. У 3 групі хворих даний показник складав $2,1 \pm 0,2$ бала. Через 3 місяці після ортопедичного лікування цей показник достовірно зменшився до $0,47 \pm 0,1$ бала у 1 групі хворих, яким було проведено лікування загальноприйнятими незнімними протезами, до $0,43 \pm 0,1$ бала у 2 групі хворих, і був найкращим $0,38 \pm 0,1$ бала у групі хворих з незнімними протезами на основі ZrO_2 . Через 6 місяців показники у всіх групах хворих незначно зростали, але залишалися найкращими в 2 і 3 групах. Через 12 місяців показники у хворих 1 групи були найгіршими і

становили $0,81 \pm 0,2$ бала; у 2 групі хворих, показник був кращим і складав $0,49 \pm 0,1$ бала, а в 3 групі $0,45 \pm 0,1$ бала відповідно.

Нами вивчено недоліки загальноприйнятих незнімних конструкцій на основі неблагородних сплавів металів.

Зокрема недоліками комбінованих металокерамічних конструкцій є корозія металевих частин мостоподібних конструкцій, неблагоприємний вплив на стан ясен і пародонту, і на організм в цілому, токсична дія компонентів сплаву, алергія на компоненти сплавів неблагородних металів, гальванізм, гальваноз.

Ортопедичні конструкції на основі диоксиду циркону також мають ряд недоліків, серед яких основними є: необхідна значна товщина препарування твердих тканин, крихкість каркасів, обмежене використання на протяжних дефектах зубних рядів, дороговартісність.

Нами вказано на переваги запропонованої конструкції із діоксид цирконовим покриттям, а саме, стійкість до корозії металевих частин протезу, не спричиняє явища гальванізму і гальванозу, благоприємний вплив на стан ясен і пародонту, та на організм в цілому, біоінертний матеріал, неелектропровідний матеріал покриття, не потрібно девіталізувати опорні зуби, незначне препарування твердих тканин.

Отже, нами встановлено, що у пацієнтів другої та третьої груп відзначаються достовірно покращені значення показника стану пародонту і гігієнічні показники, що говорить про благоприємний вплив ортопедичної конструкції з покриттям оксиду циркону на маргінальний пародонт опорних зубів.

При обстеженні пацієнтів нами проводилася серія замірів гальванометричних показників металовмісних протезів і визначались найбільші показники величини сили струму між цими протезами. Отримані показники відображають індивідуальність електрохімічних процесів у ротовій порожнині і зміни рН ротової рідини, зсув якої в лужний бік

супроводжується зменшенням показника величини сили струму, зсув рН в кислий бік характеризується підвищенням значення показника сили струму.

Присутність великих значень гальванометрії в порожнині рота хворого із штамповано-паяними мостовидними протезами, та цільнолитими ортопедичними конструкціями, спричиняло погіршенню клінічного стану. Ми получили дані, що показують на те, що значення сили струму при проведенні методики гальванометрії складали 10 мкА - 70 мкА для хворих яких були наявні штамповано-паяні ортопедичні конструкції, в межах від 0-50 мкА для хворих із суцільнолитими ортопедичними конструкціями.

У пацієнтів першої групи, які користувалися штамповано-паяними мостоподібними протезами впродовж тривалого часу, відзначали погіршення загального стану через 3-6 місяців після фіксації протезів. Погіршення самопочуття і прояви гальванізму спостерігалися у 75% пацієнтів 1А групи. У пацієнтів, які використовували суцільнолиті комбіновані незнімні мостоподібні протези ознаки гальванізму виникали майже у 50% пацієнтів. Пацієнти 1 групи скаржилися на порушення смакових якостей, присмак металу в ротовій порожнині, ксеростомію, головні болі. У пацієнтів, які звернулися через рік після виникнення перших симптомів захворювання відзначали порушення загального стану, головні болі, порушення тривалості та якості сну, загальну слабкість, швидку втомлюваність, зниження працездатності, роздратованість, тривожність, перепади настрою. У пацієнтів виникали місцеві зміни слизової оболонки ротової порожнини і ясен запального характеру у вигляді гінгівіту, папіліту, стоматиту, прояви алергічних реакцій, лейкоплакія.

Нами встановлено, що показники сили гальванічних струмів до лікування складали в 1А підгрупі $46,33 \pm 1,88$ мкА, а в 1Б групі – $51,43 \pm 2,56$ мкА (табл. 5.2).

До другої групи було відібрано пацієнтів із клінічними ознаками гальванозу, які користувалися штамповано-паяними мостоподібними протезами та суцільнолитими комбінованими мостоподібними протезами,

виготовленими загальноприйнятим способом. Цим пацієнтам було проведено зняття мостоподібних протезів і виготовлено запропоновані металокерамічні незнімні протези на основі КХС, із захисним ZrO_2 покриттям, яке володіє біосумісними і діелектричними властивостями. У пацієнтів 2 групи показник гальванометрії до лікування складав $47,50 \pm 1,72$ мкА. У 3 групі пацієнтів, яким відразу виготовляли конструкції на основі диоксиду циркону показник гальванометрії складав $0,0 \pm 0,0$ мкА.

Таблиця 5.2

**Показники гальванометрії у обстежених пацієнтів
трьох груп ($M \pm m$, мкА)**

ТЕРМІН	ГРУПА ХВОРИХ	СЕРЕДНЄ ЗНАЧЕННЯ, мкА
До лікування	ІА	$46,33 \pm 1,88$
	ІБ	$51,43 \pm 2,56$
	ІІ	$47,50 \pm 1,72$
	ІІІ	$0,00 \pm 0,0$
3 місяці	ІА	$52,40 \pm 2,55$
	ІБ	$53,57 \pm 2,05$
	ІІ	$0,00 \pm 0,0^*$
	ІІІ	$0,00 \pm 0,0$
6 місяців	ІА	$47,83 \pm 2,25$
	ІБ	$56,83 \pm 2,39$
	ІІ	$0,00 \pm 0,0^*$
	ІІІ	$0,00 \pm 0,0$
12 місяців	ІА	$49,20 \pm 2,24$
	ІБ	$59,33 \pm 2,06$
	ІІ	$0,00 \pm 0,0^*$
	ІІІ	$0,00 \pm 0,0$

Примітка: * $p < 0,05$ - порівняно з показниками до лікування.

У пацієнтів ІА підгрупи, які звернулися зі скаргами на прояви гальванозу через 3 місяці після лікування показники гальванічних струмів у ротовій порожнині склали $52,4 \pm 2,55$ мкА, а у пацієнтів ІБ підгрупи – $53,57 \pm 2,05$ мкА. У пацієнтів ІІ і ІІІ груп через 3 місяці після протезування показники гальванометрії склали $0,0 \pm 0,0$ мкА, у ІІ групі – ($p < 0,05$).

У пацієнтів ІА підгрупи, які звернулися зі скаргами на прояви гальванозу через 6 місяців після ортопедичного лікування показники гальванічних струмів у ротовій порожнині склали $47,83 \pm 2,25$ мкА, а у пацієнтів ІБ підгрупи – $56,83 \pm 2,39$ мкА. У пацієнтів II і III груп через 6 місяців після протезування показники гальванометрії складали $0,0 \pm 0,0$ мкА, відповідно. У пацієнтів ІА підгрупи, які звернулися зі скаргами на прояви гальванозу через 12 місяців після лікування показники гальванічних струмів у ротовій порожнині склали $49,2 \pm 2,24$ мкА, а у пацієнтів ІБ підгрупи – $59,33 \pm 2,06$ мкА. У пацієнтів II і III груп через 1 рік після протезування показники гальванометрії складали $0,0 \pm 0,0$ мкА.

Показники рН ротової рідини у пацієнтів трьох груп представлені у таблиці 5.3.

Таблиця 5.3

**Показники рН ротової рідини у обстежених пацієнтів
трьох груп, (М $\pm$ м)**

ТЕРМІН	ГРУПА ХВОРИХ	СЕРЕДНЄ ЗНАЧЕННЯ
До лікування	ІА	$5,99 \pm 0,24$
	ІБ	$5,89 \pm 0,22$
	II	$6,00 \pm 0,24$
	III	$7,24 \pm 0,34$
3 місяці	ІА	$6,00 \pm 0,25$
	ІБ	$5,89 \pm 0,23$
	II	$7,22 \pm 0,33^*$
	III	$7,08 \pm 0,44$
6 місяців	ІА	$5,96 \pm 0,25$
	ІБ	$5,90 \pm 0,23$
	II	$7,15 \pm 0,32^*$
	III	$7,22 \pm 0,41$
12 місяців	ІА	$5,98 \pm 0,23$
	ІБ	$5,95 \pm 0,24$
	II	$7,19 \pm 0,34^*$
	III	$7,23 \pm 0,32$

Примітка: * $p < 0,05$ - порівняно з показниками до лікування.

Показник рН ротової рідини в 1А підгрупі до лікування був зсунутий в кислу сторону і складав $5,99 \pm 0,24$, а в 1Б підгрупі - $5,89 \pm 0,22$ (табл. 5.3). Показник рН слини склав у II групі до лікування – $6,0 \pm 0,24$, а в III групі був у межах норми і становив – $7,24 \pm 0,34$. Через 3 місяці після користування незнімними протезами показник рН слини в 1А підгрупі залишався зсунутий в кислу сторону і складав $6,0 \pm 0,25$, а в 1Б підгрупі - $5,89 \pm 0,23$. Достовірно покращувався даний показник у II групі хворих і складав через 3 місяці – $7,22 \pm 0,33$, а в III групі залишався в межах норми – $7,08 \pm 0,44$. Слід зазначити, що вже в цей термін немає достовірної різниці між показником рН слини у II і III групах пацієнтів. Серед пацієнтів 1А і 1Б підгруп, які звернулися через 6 місяців після протезування показник рН слини був зміщений в кислу сторону і складав відповідно, $5,96 \pm 0,25$ і $5,9 \pm 0,23$. У пацієнтів II і III груп досліджуваний показник залишався в межах норми і становив $7,15 \pm 0,32$ і $7,22 \pm 0,41$, відповідно. У пацієнтів 1А і 1Б підгруп, які звернулися через 12 місяців після протезування показник рН слини був зміщений в кислу сторону і складав відповідно – $5,98 \pm 0,23$ і $5,95 \pm 0,24$. У пацієнтів II і III груп через 12 місяців після протезування досліджуваний показник залишався в межах норми і становив $7,19 \pm 0,34$ і $7,23 \pm 0,32$, відповідно.

Показники в'язкості ротової рідини у пацієнтів трьох груп представлені у таблиці 5.4.

Зокрема, в'язкість ротової рідини перед лікуванням складала в 1А підгрупі $1,88 \pm 0,13$ відносних одиниць, в 1Б підгрупі $1,91 \pm 0,07$, а в II групі пацієнтів $1,8 \pm 0,1$. У пацієнтів цих груп було виявлено явища гальванозу і в'язкість ротової рідини була підвищеною, що характерно для цієї патології. У пацієнтів III групи показники в'язкості ротової рідини були достовірно кращими і складали $1,24 \pm 0,05$ відносних одиниць, що вказує на відсутність проявів гальванозу.

Таблиця 5.4

**Показники параметрів в'язкості ротової рідини у обстежених
пацієнтів трьох груп ($M \pm m$, відносні одиниці)**

ТЕРМІН	ГРУПА ХВОРИХ	СЕРЕДНЄ ЗНАЧЕННЯ
До лікування	ІА	$1,88 \pm 0,13$
	ІБ	$1,91 \pm 0,07$
	ІІ	$1,80 \pm 0,1$
	ІІІ	$1,24 \pm 0,05$
3 місяці	ІА	$1,87 \pm 0,12$
	ІБ	$1,91 \pm 0,08$
	ІІ	$1,44 \pm 0,09^*$
	ІІІ	$1,25 \pm 0,05$
6 місяців	ІА	$1,90 \pm 0,07$
	ІБ	$1,93 \pm 0,07$
	ІІ	$1,30 \pm 0,06^*$
	ІІІ	$1,22 \pm 0,04$
12 місяців	ІА	$1,92 \pm 0,04$
	ІБ	$1,95 \pm 0,06$
	ІІ	$1,25 \pm 0,07^*$
	ІІІ	$1,20 \pm 0,03$

Примітка: * $p < 0,05$ - порівняно з показниками до лікування.

Через 3 місяці після спостереження за пацієнтами ІА підгрупи показник залишався на досягнутому рівні і складав $1,87 \pm 0,12$, а в ІБ підгрупі – $1,91 \pm 0,08$. Однак, слід зазначити, що у пацієнтів ІІ групи, яким виготовляли запропоновані конструкції з покриттям диоксидом циркону цей показник достовірно покращувався і складав $1,44 \pm 0,09$. У ІІІ групі пацієнтів із конструкціями з диоксиду циркону через 3 місяці після лікування в'язкість ротової рідини складала $1,25 \pm 0,05$. Через півроку після протезування в'язкість ротової рідини у ІІ групі хворих достовірно покращилася і склала $1,3 \pm 0,06$, а в ІІІ групі – $1,22 \pm 0,04$. Через 1 рік після протезування пацієнтів у ІІ групі показник в'язкості ротової рідини склав $1,25 \pm 0,07$, а в ІІІ групі – $1,2 \pm 0,03$ відносних одиниць.

Отже, аналіз клінічного обстеження пацієнтів, показників гальванометрії і показники рН ротової рідини вказують на переваги запропонованої методики ортопедичного лікування з покриттям каркасу незнімного металокерамічного протеза ZrO_2 над штамповано-паяними і суцільнолитими мостоподібними протезами. Встановлено, що після зняття даних конструкцій у пацієнтів відсутні клінічні прояви гальванозу, нормалізуються показники різниці потенціалів, які у віддалені терміни досягають показників групи пацієнтів, протезованих незнімними конструкціями на основі ZrO_2 . Запропонована конструкція незнімних естетичних протезів з покриттям каркасу ZrO_2 має переваги над суцільнолитими незнімними протезами, виготовленими за загальноприйнятими методиками, сприяє усуненню проявів гальванозу і гальванізму. Клінічних проявів гальванозу і ознак гальванізму у пацієнтів II і III груп не спостерігалось, показники різниці потенціалів у віддалені терміни після лікування становили 0 ± 0 мкА, а рН ротової рідини - показники норми. Проаналізувавши результати проведених досліджень, можна стверджувати про те, що в пацієнтів I групи після лікування відбулося покращення клінічної картини, та стан пародонта в хронологічній динаміці залишався задовільним. У пацієнтів II групи, яким були запропоновані ортопедичні конструкції, виготовлені з КХС і НХС із біоінертним покриттям ZrO_2 , показники стану тканин пародонта були близькі до показників у пацієнтів 3 групи із безметалевими конструкціями. У пацієнтів II і III груп виготовлені конструкції задовольняли пацієнтів у плані естетичних та функціональних вимог. Колір, гладкість, цілісність конструкцій залишалися незмінними. У хронологічній динаміці на відміну від пацієнтів I групи в пацієнтів II, III груп покращувалися середні показники індексів РМА, Silness - Loe, проби Шиллера-Писарева.

Клінічний приклад

Хворий Н. 61р., звернувся в клініку ортопедичної стоматології зі скаргами на металевий присмак у ротовій порожнині, печіння в ділянці кінчика язика, губ, щік, часті головні болі, порушення смакових якостей, порушення тривалості та якості сну, утруднене ковтання.

Об'єктивно: в ротовій порожнині наявні штамповано-паяні мостоподібні конструкції з опорою на 44, 45, 47 та 34, 35, 38 і на верхній щелепі з опорою на 14, 15, 16 та 24, 25, 27. Наявні металопластмасові мостоподібні протези з опорою на 33, 41, 42, 43. Слизова оболонка гіперемована в пришийковій ділянці опорних зубів.

Діагноз: гальваноз, дефект зубних рядів 3 клас за Кенеді на в/щ і н/щ.

План лікування: зняти всі ортопедичні конструкції, виготовити металокерамічні мостоподібні протези із захисним діелектричним біоінертним ZrO_2 покриттям з опорою на 47, 45, 44, 43, 42, 41, 33, 34, 35, 38 на нижній щелепі, з опорою на 14, 15, 17 та 22, 24, 25, 27 на верхній щелепі.



Рис. 5.5. Пацієнт Н. до лікування.

Лікування: проведено зняття усіх ортопедичних конструкцій та препарування опорних зубів під металокерамічні ортопедичні конструкції.

Проведено механічну ретракцію ясеи та знято компресійний двошаровий відбиток за допомогою силіконової маси “Spedex”. Виготовлено провізорні коронки.



Рис. 5.6. Виготовлені провізорні коронки.

Через два тижні проведено перевірку та припасування каркасів металокерамічних конструкцій та визначено колір облицювання незнімних протезів.



Рис 5.7. Перевірка та припасування каркасів мостоподібних протезів.



Рис. 5.8. Готові металокерамічні конструкції із нанесеним захисним ZrO_2 покриттям, вигляд з внутрішньої поверхні.



Рис. 5.9. Готові металокерамічні конструкції із нанесеним захисним ZrO_2 покриттям, вигляд ззовні.

Проведено фіксацію готових ортопедичних конструкцій на композитний цемент подвійного затвердіння SA Panavia.



Рис. 5.10. Пацієнт Н., після фіксації металокерамічних конструкцій із ZrO_2 захисним покриттям, вигляд ззовні.



Рис. 5.11. Пацієнт Н., після фіксації металокерамічних конструкцій із ZrO_2 захисним покриттям, вигляд внутрішньої поверхні на верхній щелепі..

Таким чином, нами встановлено, що гальванічні прояви серед населення України мають значну поширеність у зв'язку з широким використанням металевих зубних протезів. Відсутність систематизації

захворювань, пов'язаних з гальванічною патологією, унеможлиблює проводити диференціальну діагностику між різними патологічними станами, які обумовлені наявністю металевих включень у порожнині рота, а отже, призначати правильне лікування і проводити необхідну профілактику. Тому, дана проблема є актуальною, а її рішення має вагому загально медичну і соціально-економічну значимість.

Перевагами запропонованої конструкції із діоксид цирконовим покриттям металевого каркасу є стійкість до корозії металевих частин протезу, відсутні прояви гальванізму і гальванозу, конструкція незнімного протеза має благоприємний вплив на стан ясен і пародонту, та на організм вцілому, покриття є біоінертним, неелектропровідним матеріалом, не потрібно девіталізувати опорні зуби, необхідність незначного препарування твердих тканин вітальних зубів у пришийковій ділянці.

Запропонована конструкція незнімних естетичних протезів з покриттям металевого каркасу діоксидом циркону має переваги над незнімними протезами, виготовленими за загальноприйнятим способом, сприяє усуненню проявів гальванозу і гальванізму, яких у пацієнтів II та III груп не спостерігалось, показники гальванометрії у віддалені терміни після лікування становили 0 ± 0 мкА, а рН ротової рідини - в межах норми. У пацієнтів I групи після лікування відбулося покращення клінічної картини, стан пародонту в хронологічній динаміці залишався задовільним. У пацієнтів II групи, яким були запропоновані ортопедичні конструкції, виготовлені з КХС та НХС із біоінертним покриттям діоксиду циркону, показники стану тканин пародонту були близькі до показників у пацієнтів III групи із безметалевими конструкціями. У пацієнтів II і III груп виготовлені конструкції задовольняли пацієнтів у плані естетичних та функціональних вимог. У динаміці, на відміну від пацієнтів I групи в пацієнтів II та III груп покращилися середні показники індексів РМА, Sillness-Loe, проби Шиллера-Писарева.

Отже, в даному розділі на основі наведеного клінічного прикладу, результатів клінічних і додаткових досліджень пацієнтів трьох груп доведено переваги запропонованої конструкції мостоподібного протеза з покриттям диоксиду циркону над суцільнолитими незнімними протезами, які виготовлені за загальноприйнятими методиками.

Результати розділу опубліковано в наступних працях

1. Яковин О.М, Ожоган З.Р. Клінічні аспекти результатів протезування хворих незнімними протезами із ZrO_2 покриттям. Український стоматологічний альманах. 2017; 1: 61-64.
2. Яковин О.М, Ожоган З.Р. Клінічне обґрунтування запропонованих методів ортопедичного лікування естетичними незнімними протезами пацієнтів з гальванічними проявами у ротовій порожнині. Вісник стоматології. 2018; 3:36-46.

АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

Представлена робота спрямована на вирішення питань, пов'язаних із використанням стоматологічних сплавів металів з покращеними медико-технічними характеристиками. На сьогоднішній день виготовлення металокерамічних та металоакрилових конструкцій зубних протезів займає основний відсоток виготовлення незнімних протезів у клінічній практиці. Однак, при застосуванні естетичних незнімних протезів спостерігається ряд ускладнень, таких як прояви непереносимості сплавів металів, розвиток гальванозу. Усі стоматологічні сплави металів є багатокомпонентними. Залізо, хром, кобальт, нікель є основою стоматологічних сплавів металів, однак не дають достатньої індиферентності металовмісним ортопедичним конструкціям [39, 51]. Тривале перебування цих протезів у ротовій порожнині (РП) провокує утворення оксидів металевих елементів протезів, що мають негативний вплив на слизову оболонку порожнини рота (СОПР) і на організм пацієнта в цілому, що проявляється виникненням гальванічних мікрострумів, які провокують розвиток гальванозу [5, 6]. У зв'язку з цим, основними патогенетичними чинниками розвитку гальванозу є гальванічні струми, корозія металів і патологічні зміни у слині [12, 16]. Можливість профілактики виникнення ускладнень у процесі функціонування стоматологічних ортопедичних конструкцій безпосередньо залежить від дотримання технологічних норм їхнього виготовлення та біологічної сумісності [51, 226]. Роль структури сплаву металу на виникнення такого електрофізіологічного явища, як гальваноз є визначальною. Ряд явищ, пов'язаних із гальванозом, сьогодні залишаються недостатньо поясненими [19, 25, 36]. Тому, на даний час є актуальним вивчення особливостей клініки, та розробка методик лікування хворих із проявами гальванозу та непереносимості сплавів металів, сучасними незнімними естетичними конструкціями.

Метою роботи є підвищити ефективність ортопедичного лікування хворих із дефектами зубних рядів за допомогою естетичних незнімних суцільнолитих комбінованих зубних протезів, шляхом нанесення покриття ZrO_2 на стоматологічні сплави металів.

Завдання дослідження:

1. Провести аналіз ускладнень, які виникають при користуванні незнімними ортопедичними конструкціями, які виготовлені зі стоматологічних сплавів неблагородних металів.
2. Розробити незнімні ортопедичні конструкції з підвищеною стійкістю до корозії, покращеними біоінертними та механічними властивостями.
3. Експериментально обґрунтувати характеристики сплавів неблагородних металів, що використовуються для виготовлення незнімних ортопедичних конструкцій із запропонованим покриттям ZrO_2 .
4. Клінічно обґрунтувати переваги запропонованих незнімних ортопедичних конструкцій із ZrO_2 покриттям.

Об'єктом дослідження є експериментальні результати і динамічні зміни клінічних показників у хворих із незнімними ортопедичними конструкціями, які виготовлені на основі стоматологічних сплавів неблагородних металів з покриттям диоксиду циркону.

У дисертаційній роботі проведено вивчення поширеності гальванозу і непереносимості стоматологічних сплавів металів. Нами доповнено наукові дані про використання різних методик виготовлення ортопедичних конструкцій, а саме суцільнолитих комбінованих зубних протезів. Проаналізовано результати користування пацієнтами різними видами ортопедичних конструкцій у віддалені терміни після протезування.

Нами запропоновано незнімні конструкції штучних коронок і мостоподібних протезів із нанесеним біоінертним покриттям із ZrO_2 , що дозволяє підвищити стійкість стоматологічних сплавів металів до корозії, покращити їх механічні властивості і підвищити естетичність конструкції, зменшити токсичний вплив на слизову оболонку та пародонт опорних зубів,

проводити мінімальне препарування твердих тканин вітальних зубів у пришийковій ділянці, застосовувати для заміщення дефектів зубних рядів.

За допомогою експериментальних методів у агресивних середовищах вперше вивчено корозійну стійкість біоінертного ZrO_2 покриття та доведено ефективність його використання. Клінічними методами обґрунтовано фізико-механічні характеристики кобальт-хромових і нікель-хромових сплавів металів із біоінертним ZrO_2 покриттям та переваги даних конструкцій над традиційними суцільнолитими незнімними протезами.

Доповнено наукові дані про те, що застосування суцільнолитих комбінованих ортопедичних конструкцій із захисним, біоінертним ZrO_2 покриттям, ефективно при непереносимості сплавів металів та проявах гальванозу.

Представлено наукові результати про те, що при використанні суцільнолитих комбінованих зубних протезів із розробленим ZrO_2 покриттям, відзначається значне покращення клінічних індексів РМА, Sillness-Loe, показників гальванометрії і рН ротової рідини у віддалені терміни, порівнюючи із клінічною ситуацією до лікування та загальноприйнятими незнімними протезами.

Практичне значення роботи полягає в розробці власної методики виготовлення незнімних суцільнолитих ортопедичних конструкцій, виготовлених із сплавів неблагородних металів із захисним ZrO_2 покриттям, переваги якої доведено на основі проведених фізико-механічних, лабораторних та клінічних досліджень

Запропонована удосконалена методика технічних етапів виготовлення, зубних протезів із використанням стоматологічних сплавів, на основі неблагородних металів, шляхом створення на металевій частині протезу пасивуючого, діелектричного, стійкого до явищ корозії, та до зношення, біосумісного ZrO_2 покриття.

Запропоновано спосіб нанесення ZrO_2 , який полягає у виготовленні мішені, зокрема виготовляли суспензію із дистильованої води і порошку

ZrO₂. Наносили суспензію рівномірним шаром на керамічний диск і проводили просушування при температурі 300°C, при якому відбувалося випаровування води та ущільнення порошку. Після цього, мішень поміщали в робочий об'єм, і закріплювали на нижньому електроді (катод), а металевий взірець служив анодом. Високочастотне магнетронне реактивне напилення тонких плівок диоксиду циркону здійснювали з мішені, приготованої з порошку ZrO₂, в атмосфері газу аргону при тиску близько 10⁻³мм.рт.ст. Температура регулювалася системою регулювання і стабілізації температури "РИФ-101". По даній методиці розроблено Патент на корисну модель № 73281, ПМК А61С 13/00 від 25.09.2012; Бюл. №18. Оцінку антикорозійних властивостей покриття ZrO₂ доцільно проводити в електрохімічній комірці, а в якості рідкого середовища використовувати фізіологічний розчин.

Запропонована «Клінічна карта обстеження хворих із дефектами твердих тканин зубів та включеними дефектами зубних рядів», що включає оцінку стану зубних рядів, наявних ортопедичних конструкцій, стан пародонту опорних зубів, індекси РМА та Silness-Loe, показники в'язкості ротової рідини, рН- метрії, гальванометрії. При обстеженні хворих із проявами гальванозу і непереносимості сплавів металів слід враховувати суб'єктивні методи обстежень і застосовувати гальванометрію, визначати кислотність і в'язкість ротової рідини перед лікуванням та у віддалені терміни після лікування.

Обстеження пацієнтів та їх лікування проводилося на базі клініки кафедри ортопедичної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету. Для досягнення поставлених завдань і мети роботи нами було обстежено і проведено ортопедичне лікування 150 пацієнтів. Об'єктом нашого дослідження були хворі у яких наявні незнімні металеві та комбіновані ортопедичні конструкції, виготовлені на основі стоматологічних сплавів неблагородних металів, які звернулися в клініку і мали ускладнення при користуванні незнімними зубними протезами. При

цьому у 42,0% з них спостерігались явища гальванозу, гальванізму та непереносимості сплавів металів. У склад обстежуваних груп увійшли 100 хворих віком 20 - 55р., з яких було 58 жінок та 42 чоловіки. Обстежені нами хворі були розподілені на наступні групи:

1 (I) група – 60 пацієнтів, яким виготовлені незнімні мостоподібні зубні протези. 1А - 30 пацієнтів із штамповано - паяними мостоподібними протезами і 1Б - 30 пацієнтів із комбінованими металокерамічними незнімними протезами.

2 (II) група – 20 пацієнтів, яким виготовлені комбіновані металокерамічні незнімні протези, із нанесеним запропонованим захисним покриттям диоксиду циркону (ZrO_2).

3 (III) група – 20 пацієнтів із незнімними естетичними зубними протезами на основі диоксиду циркону.

Дані обстежень заносились у розроблену нами «Клінічну карту обстеження хворих із дефектами твердих тканин зубів та включеними дефектами зубних рядів», яка містила такі основні дані: паспортну частину; зубну формулу; вид прикусу; стан слизової оболонки порожнини рота; ступінь кровоточивості ясен; стан ортопедичних конструкцій; стан твердих тканин зубів, стан пародонту; кислотність та в'язкість ротової рідини; показники гальванометрії.

Об'єктом нашого експериментального дослідження були стоматологічні сплави металів (BEGO), кобальто хромовий сплав Wirobond 280 та нікель хромовий сплав Wirocerplus. Із цих сплавів металів методом литва, виготовлено зразки розміром 1x1x0,2см. Матеріалом для напилення слугував дрібнодисперсний порошок ZrO_2 Ceramill (Amann Girbach). Напилення здійснювалося на установці ВЧ-магнетронного напилення.

Експериментально проводилося дослідження корозійної стійкості сплавів металів, адгезивні властивості плівок диоксиду циркону до кобальтохромових і нікельхромових сплавів металів, для дослідження

поверхні сплавів металів із покриттям диоксиду циркону застосовували атомно-силову мікроскопію, растрову електронну мікроскопію.

Слід зазначити, що серед обстежених пацієнтів, які звернулися в клініку кафедри з ускладненнями при користуванні незнімними протезами, у 63 з них (42,0%) були прояви гальванозу та непереносимості сплавів металів. Вони проявлялися такими клінічними симптомами, як металевий присмак у ротовій порожнині, печія язика, відчуття кислого в ротовій порожнині та значні, постійні, інтенсивні головні болі. Особливо слід відмітити те, що прояви гальванозу зустрічалися у більшості пацієнтів із штамповано-паяними незнімними конструкціями, з 63 загалом у 54, однак були випадки гальванозу у 9 пацієнтів із суцільнолитими металокерамічними та металопластмасовими незнімними естетичними протезами. Таку клінічну ситуацію ми пояснюємо неоднаковим виготовленням у одного пацієнта двох або декількох суцільнолитих незнімних протезів із різних сплавів металів у різний час і в різних клініках. Такі результати описані в дослідженнях Сухоребського Ю.І. та співавт. [174], які вказують на випадки виникнення гальванозу у пацієнтів із суцільнолитими незнімними протезами та змінами біохімічного складу ротової рідини при цій патології. Також, у 2 пацієнтів із суцільнолитими незнімними металопластмасовими протезами на фоні гальванозу спостерігали непереносимість і токсичний вплив акрилової пластмаси на тканини протезного ложа і весь організм. Слід зазначити, що основним етапом лікування цих пацієнтів було усунення причини, тобто зняття всіх металевих незнімних протезів. Зникнення клінічних проявів спостерігалось у період від 2 тижнів після зняття незнімних конструкцій до повного виздоровлення протягом 2 - 3 місяців.

На даний час широкого застосування набувають незнімні протези на основі диоксиду циркону, які виготовляються за допомогою сучасних 3D цифрових технологій, інтраоральних та лабораторних 3D сканерів. При виготовленні таких безметалових конструкцій особливу увагу слід звертати на створення

правильних оклюзійних співвідношень, тому, що антагоністами можуть бути природні зуби, металеві коронки, металопластмасові, металокерамічні конструкції або такі ж на основі диоксиду циркону [123, 124]. Нами проаналізовано недоліки загальноприйнятих незнімних конструкцій на основі неблагородних сплавів металів. Недоліками комбінованих металокерамічних конструкцій є корозія металевих частин мостоподібних конструкцій, неблагоприємний вплив на стан ясен і пародонту, і на організм, токсична і алергічна дія компонентів сплаву, можливість розвитку гальванізму та гальванозу. Ортопедичні конструкції на основі диоксиду циркону також мають ряд недоліків, серед яких основними є необхідність значного препарування твердих тканин опорних зубів, крихкість каркасів, обмежене використання на протяжних дефектах зубних рядів, висока вартість. За результатами наших обстежень виявлено злами каркасів естетичних безметалових незнімних протезів на основі диоксиду циркону у 3 пацієнтів (2,0%), а також відколи кераміки на оклюзійних поверхнях каркасів на основі диоксиду циркону у 6 пацієнтів, що склало – 4,0%. Відколи кераміки у металокерамічних конструкціях були виявлені у 18 пацієнтів і складала (12,0%). Стирання і відколи пластмасового облицювання нами було виявлено у 26 пацієнтів, що склало (17,3%). Найбільший відсоток серед ускладнень незнімних протезів із каркасами неблагородних сплавів металів займали запалення маргінального пародонту і ясен опорних зубів, яке було виявлено у 126 пацієнтів (84,0%), а також порушення оклюзійних співвідношень, виявлене у 98 пацієнтів (65,3%). Значний відсоток при цьому займали оголення шийок опорних зубів, виявлене у 69 пацієнтів (46,0%) та розцементування коронок у (42,7%) – у 64 пацієнтів. Із зламами каркасів у більшості випадків штамповано-паяних і в деяких суцільнолитих були звернулися 19 пацієнтів, що склало (12,7%) від всіх ускладнень при користуванні незнімними протезами.

Вивчення морфології поверхні досліджуваних взірців КХС та НХС за допомогою атомно–силової мікроскопії показало, що морфологія поверхні

плівок ZrO_2 має полікристалічну природу, тобто плівка сформована з щільно упакованих полікристалів ZrO_2 з дисперсією горизонтальних розмірів від сотень нанометрів до кількох мікрон та середнім вертикальним розміром близько 700 нм. Поверхня плівок НХС + ZrO_2 товщиною 10мкм та КХС + ZrO_2 товщиною 10мкм, складається з відносно гладких ділянок та зернистих (плівка ZrO_2). Причому гладкі ділянки знаходяться на виступах, а зернисті у впадинах. Можливо шліфування зразка привело до часткового зняття плівки ZrO_2 на її виступах. Ділянки плівки КХС + ZrO_2 товщиною 10мкм характеризуються дещо вищими поверхневими параметрами у порівнянні з ділянками плівки НХС + ZrO_2 товщиною 10мкм. Морфологія поверхні плівки ZrO_2 осадженої на КХС товщиною 5мкм свідчить про те, що плівка ZrO_2 складається з кристалітів зі середнім розміром близько 0,5 мкм. Середньоквадратична шорсткість складає 13,4 нм, помітні борозни від полірувальних засобів. Морфологія поверхні плівки ZrO_2 осадженої на НХС товщиною 5 мкм свідчить про те, що плівка ZrO_2 складається з кристалітів зі середнім розміром близько 0,4 мкм, а середньоквадратична шорсткість складає 33,2 нм.

Покриття ZrO_2 на зразках КХС обох товщин відшаровується при нанесенні подряпини, а зона відшарування сягає кількох сотень мікрон. При цьому плівка відшаровується пластинами великих розмірів (до 100 мкм). У той же час, відшарування покриття ZrO_2 на зразках НХС на вихідних плівках не спостерігається. По краях подряпини мають місце тільки характерні накопичення матеріалу, витиснутого з подряпини індентором. Ця ж тенденція має місце при точковому навантаженні на плівку при індентуванні для визначення твердості матеріалу. Слід зауважити, що при збільшенні товщини плівки до 5 мкм процес відшарування є більш інтенсивним. Це, ймовірно, зумовлене збільшенням рівня механічних напруг в гетерограниці плівка-сплав металу при збільшенні товщини покриття. Щодо покриття ZrO_2 на поверхнях сплавів НХС, то при товщині 1 мкм відшарування плівки в зоні індентування не спостерігалось взагалі, а

при товщині покриття 5 мкм – тільки у виключних випадках, спричинених випадковими дефектами в зразку. Таким чином, можна стверджувати, що покриття ZrO_2 має гіршу адгезію до поверхні сплаву КХС, ніж до поверхні НХС, і надто велика товщина покриття може бути додатковим фактором, який сприяє відшаруванню при локальних механічних навантаженнях на конструкції при нанесенні подряпин та індентуванні.

Вимірювання мікротвердості показали значення твердості сплавів металів, які практично співпадають із даними поданими виробником. Нанесення покриття ZrO_2 підвищує композитну мікротвердість структур плівка-метал у середньому на 22,0 % у випадку обох зразків НХС сплаву та зразка КХС із товщиною плівки 5 мкм. Плівка ZrO_2 товщиною 1 мкм на КХС сплаві підвищує твердість системи дещо менше (в середньому на 15,0%), що може бути пов'язано із її руйнуванням і відшаруванням від металу при навантаженні.

Усім пацієнтам клінічних груп проводилося визначення показників індексу РМА, Silness - Loe, проби Шиллєра – Писарєва до лікування і через 3, 6 та 12 місяців після лікування. Вивчення і аналіз динаміки індексу РМА вказує, що перед лікуванням даний показник у хворих 1, 2 і 3 груп складав відповідно $24,2 \pm 2,1$ бала, $22,1 \pm 1,6$ бала та $20,7 \pm 1,3$ бала. Вже через 3 місяці після проведеного запропонованого лікування нами встановлено, що він достовірно знижувався до $3,2 \pm 0,4$ бала у 1 групі, до $2,1 \pm 0,3$ бала у 2 групі та до $1,9 \pm 0,2$ бала в 3 групі хворих. У термін через 6 місяців після протезування ми встановили, що він зростав у 1 групі до $7,2 \pm 1,1$ бала, у 2 групі до $2,3 \pm 0,4$ бала, а в 3 групі – до $2,0 \pm 0,2$ бала. Через 12 місяців після лікування індекс РМА в 1 групі був найвищим і становив $8,5 \pm 1,4$ бала, в 2 групі був достовірно кращим – $2,6 \pm 0,5$ бала, а в 3 групі залишався найкращим і становив $2,2 \pm 0,3$ бала.

Індекс Silness- Loe до лікування становив $1,88 \pm 0,2$ бала у хворих 1 групи, яким для лікування використовувалися металокерамічні незнімні мостоподібні протези, $1,95 \pm 0,2$ бала у 2 групі хворих, яким лікування

проводилося з застосуванням протезів з покриттям ZrO_2 , і $1,75 \pm 0,1$ бала у 3 групі хворих із незнімними протезами на основі ZrO_2 . Через 3 місяці після лікування цей показник зменшився до $0,55 \pm 0,1$ бала у 1 групі хворих, до $0,42 \pm 0,1$ бала у 2 групі хворих, і до $0,38 \pm 0,1$ бала у 3 групі, що свідчить про покращення стану маргінального пародонта. Через 6 місяців показники у 1 групі хворих, зросли до $0,94 \pm 0,2$ бала, у 2 групі хворих становили $0,62 \pm 0,1$ бала відповідно, а у 3 групі були найкращими з показником $0,52 \pm 0,1$ бала. Через 12 місяців показники у хворих 1 групи зросли до $1,5 \pm 0,2$ бала, що свідчить про погіршення стану тканин маргінального пародонта. У 2 групі хворих ці показники були достовірно кращими і становили $0,65 \pm 0,2$ бала, а у 3 групі мали найкраще значення $0,54 \pm 0,1$ бала відповідно. Індекс гігієни вказує на вплив гальванозу і непереносимості сплавів металів на стан пародонту опорних зубів, а також високу гігієнічність запропонованої незнімної конструкції із покриттям сплаву металу диоксидом циркону.

Проба Шиллера – Писарєва до лікування становила $2,08 \pm 0,1$ бала у 1 групі хворих та $2,12 \pm 0,2$ бала у 2 групі хворих, яким лікування проводилося запропонованими конструкціями. У 3 групі хворих даний показник складав $2,1 \pm 0,2$ бала. Через 3 місяці після ортопедичного лікування цей показник зменшився до $0,47 \pm 0,1$ бала у 1 групі хворих, яким було проведено лікування загальноприйнятими незнімними протезами, до $0,43 \pm 0,1$ бала у 2 групі хворих, і був найкращим $0,38 \pm 0,1$ бала у групі хворих із незнімними протезами на основі ZrO_2 . Через 6 місяців показники у всіх групах хворих незначно зростали, але залишалися найкращими в 2 і 3 групах. Через 12 місяців показники у хворих 1 групи були найгіршими і становили $0,81 \pm 0,2$ бала; у 2 групі хворих, показник був кращим і складав $0,49 \pm 0,1$ бала, а в 3 групі $0,45 \pm 0,1$ бала відповідно.

Нами доведено, що перевагами конструкції із диоксид цирконовим покриттям є стійкість до корозії металевих частин протезу, відсутність проявів гальванізму і гальванозу, позитивний вплив на стан тканин ясен і пародонту та на організм в цілому, висока біоінертність матеріалу,

відсутність електропровідності покриття, немає необхідності девіталізувати опорні зуби, необхідне незначне препарування твердих тканин вітальних опорних зубів у пришийковій ділянці.

Отже, нами встановлено, що у пацієнтів 2 і 3 груп спостерігаються достовірно кращі показники стану пародонту і гігієни, що вказує на позитивний вплив конструкцій незнімних протезів із покриттям каркасу діоксидом циркону на стан маргінального пародонту опорних зубів.

Також, при обстеженні пацієнтів нами проводилась серія замірів гальванометричних показників металовмісних протезів і визначались найбільші показники величини сили струму між цими протезами. Наявність високих показників гальванометрії у ротовій порожнині пацієнтів із штамповано-паяними та суцільнолитими незнімними конструкціями протезів, сприяла погіршенню клінічної картини. Нами отримано результати, які вказують, що показники сили струму під час гальванометрії становили від 10мкА до 70мкА у пацієнтів із штамповано-паяними конструкціями, і в межах від 0 до 50мкА у пацієнтів із суцільнолитими незнімними протезами.

У пацієнтів першої групи, які користувалися штамповано-паяними мостоподібними протезами впродовж тривалого часу, відзначали погіршення загального стану через 3-6 місяців після фіксації протезів. Погіршення самопочуття і прояви гальванозу спостерігалися у 75,0% пацієнтів 1А підгрупи. У пацієнтів, які використовували суцільнолиті комбіновані незнімні мостоподібні протези ознаки гальванозу виникали майже у 50,0% пацієнтів. Пацієнти 1 групи скаржилися на порушення смакових якостей, присмак металу в ротовій порожнині, ксеростомію, головні болі. У пацієнтів, які звернулися через рік після виникнення перших симптомів захворювання відзначали порушення загального стану, головні болі, порушення тривалості та якості сну, загальну слабкість, швидку втомлюваність, зниження працездатності, роздратованість, тривожність, перепади настрою. У пацієнтів виникали місцеві зміни слизової оболонки

ротової порожнини і ясен запального характеру у вигляді гінгівіту, папіліту, стоматиту, прояви алергічних реакцій, лейкоплакія. Нами встановлено, що показники сили гальванічних струмів до лікування складали в 1А підгрупі $46,33 \pm 1,88$ мкА, а в 1Б підгрупі $-51,43 \pm 2,56$ мкА. Показник рН слини в 1А підгрупі був зсунутий в кислу сторону і складав $5,99 \pm 0,24$, а в 1Б підгрупі - $5,89 \pm 0,22$.

До другої групи було відібрано пацієнтів із клінічними ознаками гальванозу, які користувалися штамповано-паяними мостоподібними протезами та суцільнолитими комбінованими мостоподібними протезами, виготовленими загальноприйнятим способом. Цим пацієнтам було проведено зняття мостоподібних протезів і виготовлено запропоновані металокерамічні незнімні протези на основі КХС, із захисним ZrO_2 покриттям, яке володіє біосумісними і діелектричними властивостями. У пацієнтів II групи показник гальванометрії до лікування складав $47,50 \pm 1,72$ мкА. Показник рН слини склав у 2 групі $-6,00 \pm 0,24$.

Через 3 місяці після протезування суцільнолитими незнімними протезами із ZrO_2 покриттям відбулося зникнення симптомів гальванозу, а середні показники гальванометрії складали 0 ± 0 мкА. Показники у третій групі залишалися в межах 0 ± 0 мкА. Через 6 місяців після протезування у пацієнтів другої групи не виявлялись симптоми гальванозу, середні показники гальванометрії складали 0 ± 0 мкА. Показники у третій групі були також в межах 0 ± 0 мкА. Через 1 рік після протезування суцільнолитими незнімними протезами із ZrO_2 покриттям у пацієнтів не відмічалось проявів гальванізму, пацієнти добре себе почували, середні показники гальванометрії складали 0 ± 0 мкА, а показник рН – $7,19 \pm 0,34$. У третій групі пацієнтів через 12 місяців після лікування показник рН ротової рідини становив $7,23 \pm 0,32$, а середні показники гальванометрії складали - 0 ± 0 мкА.

Показник в'язкості ротової рідини перед лікуванням складав у ІА підгрупі $1,88 \pm 0,13$ відносних одиниць, у ІБ підгрупі $1,91 \pm 0,07$, а в 2 групі пацієнтів $1,8 \pm 0,1$. У пацієнтів цих груп було виявлено явища гальванозу і

в'язкість ротової рідини була підвищеною, що характерно для цієї патології. У пацієнтів 3 групи показники в'язкості ротової рідини були достовірно кращими і складали показник норми $1,24 \pm 0,05$ відносних одиниць, що вказує на відсутність проявів гальванозу. Через 3 місяці після спостереження за пацієнтами ІА підгрупи досліджуваний показник залишався на досягнутому рівні і складав $1,87 \pm 0,12$, а у ІБ підгрупі – $1,91 \pm 0,08$. Однак, слід зазначити, що у пацієнтів ІІ групи, яким виготовляли запропоновані конструкції з покриттям каркасу діоксидом циркону цей показник достовірно покращувався і складав $1,44 \pm 0,09$. У ІІІ групі пацієнтів із конструкціями з діоксиду циркону через 3 місяці після лікування в'язкість ротової рідини була на попередньому рівні норми і складала $1,25 \pm 0,05$. Через півроку після протезування в'язкість ротової рідини у ІІ групі хворих достовірно покращилася і склала $1,3 \pm 0,06$, а в ІІІ групі – $1,22 \pm 0,04$. Через 1 рік після протезування у ІІ групі пацієнтів показник в'язкості ротової рідини склав $1,25 \pm 0,07$, а в ІІІ групі – $1,2 \pm 0,03$ відносних одиниць.

Запропонована конструкція незнімних естетичних протезів із покриттям каркасу ZrO_2 має переваги над суцільнолитими незнімними протезами, виготовленими за загальноприйнятими методиками, сприяє усуненню проявів гальванозу і гальванізму. За результатами роботи нами встановлено основні клінічні і діагностичні критерії обстеження пацієнтів із гальванозом та непереносимістю сплавів металів, які включають оцінку гігієни ротової порожнини, показники гальванометрії і рН-метрії ротової рідини. Клінічних проявів гальванозу і ознак гальванізму у пацієнтів ІІ і ІІІ груп не спостерігалось, показники різниці потенціалів у віддалені терміни після протезування становили 0 ± 0 мкА, а рН змішаної слини - показники норми.

Отже, аналіз клінічного обстеження пацієнтів, показників різниці потенціалів і показники рН ротової рідини вказують на переваги запропонованої методики ортопедичного лікування з покриттям каркасу

незнімного металокерамічного протеза ZrO_2 над штамповано-паяними і суцільнолитими мостоподібними протезами. Встановлено, що після зняття даних конструкцій у пацієнтів відсутні клінічні прояви гальванозу, нормалізуються показники різниці потенціалів, які у віддалені терміни досягають показників групи пацієнтів, протезованих незнімними конструкціями на основі ZrO_2 . Запропонована незнімна конструкція за клінічними етапами виготовлення, клінічними показниками стану пародонту опорних зубів, показниками гальванометрії має суттєві переваги над загальноприйнятими незнімними конструкціями та за своїми біоінертними характеристиками максимально наближена до конструкцій, виготовлених із диоксиду циркону.

Отже, за результатами роботи нами встановлено основні клінічні і діагностичні критерії обстеження пацієнтів із гальванозом та непереносимістю сплавів металів, які включають оцінку гігієни ротової порожнини, показники гальванометрії і рН-метрії.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі наведено вирішення актуальної проблеми ортопедичної стоматології, а саме – підвищення ефективності ортопедичного лікування хворих із дефектами зубних рядів з використанням естетичних незнімних суцільнолитих комбінованих зубних протезів, шляхом нанесення покриття ZrO_2 , з метою усунення і попередження розвитку гальванозу.

1. Нами встановлено, що серед обстежених пацієнтів, які звернулися в клініку кафедри з ускладненнями при користуванні незнімними протезами у 42,0% були прояви гальванозу та непереносимості сплавів металів. Нами виявлено злами каркасів незнімних протезів на основі диоксиду циркону у 2,0% пацієнтів, а також відколи кераміки на оклюзійних поверхнях таких каркасів у 4,0% пацієнтів. Відколи кераміки у металокерамічних конструкціях були виявлені у 12,0% пацієнтів, а найбільший відсоток серед ускладнень незнімних протезів із каркасами неблагородних сплавів металів займали запалення маргінального пародонту і ясен опорних зубів, які було виявлено у 84,0% пацієнтів та оголення шийок опорних зубів, виявлене у 46,0% пацієнтів.

2. Нами запропоновано незнімні мостоподібні протези з нанесеним біоінертним покриттям із ZrO_2 , що дозволяє підвищити стійкість неблагородних стоматологічних сплавів металів до корозії, покращити їх біоінертні та механічні властивості і підвищити естетичність конструкції, зменшити токсичний вплив на слизову оболонку ясен та пародонт опорних зубів.

3. За допомогою експериментальних методів вивчено корозійну стійкість біоінертного ZrO_2 покриття, та доведено ефективність використання даного покриття у клінічній практиці. Встановлено, що покриття ZrO_2 має дещо гіршу адгезію до зразків з КХС сплаву, у порівнянні зі зразками з НХС сплавів. Переваги нанесення ZrO_2 покриття полягають у

тому, що дане покриття володіє біоінертними та діелектричними властивостями, характеризується стійкістю до корозії та механічних навантажень. Нанесення покриття з ZrO_2 товщиною 5 мкм дозволяє отримати гладку поверхню та рівномірне покриття поверхні кобальто-хромових і нікель-хромових сплавів металів.

4. Запропонована конструкція незнімних естетичних протезів з покриттям каркасу ZrO_2 має переваги над суцільнолитими незнімними протезами, виготовленими за загальноприйнятими методиками, сприяє усуненню проявів гальванозу і гальванізму. Клінічних проявів гальванозу і ознак гальванізму у пацієнтів 2 і 3 груп не спостерігалось, показники різниці потенціалів у віддалені терміни після лікування становили 0 ± 0 мкА, а рН ротової рідини - показники норми.

5. Нами встановлено, що у пацієнтів 2 і 3 груп спостерігалися достовірно кращі показники стану пародонту і гігієни, що вказує на позитивний вплив конструкцій незнімних металокерамічних протезів із нанесенням плівки диоксиду циркону на стан маргінального пародонту опорних зубів. Проаналізувавши результати проведених досліджень можна стверджувати про те, що у пацієнтів 2 групи, яким були запропоновані ортопедичні конструкції виготовлені із КХС та НХС із біоінертним покриттям ZrO_2 , показники стану тканин пародонту, були близькими до показників які спостерігались у пацієнтів 3 групи із безметалевими конструкціями і відбувалося достовірне покращення показників індексів РМА, Silness - Loe, проби Шиллера-Писарева.

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. При виявленні у пацієнтів гальванозу і непереносимості сплавів металів рекомендовано використовувати металокерамічні незнімні мостоподібні протези із покриттям диоксиду циркону, які мають високі біоінертні і механічні властивості, корозійну стійкість і вимагають мінімального препарування твердих тканин вітальних зубів у пришийковій ділянці, можуть застосовуватись при дефектах зубних рядів.

2. При обстеженні хворих із проявами гальванозу і непереносимості сплавів металів слід враховувати суб'єктивні методи обстежень і застосовувати гальванометрію, визначати кислотність і в'язкість ротової рідини перед лікуванням та у віддалені терміни після лікування. Для оцінки стану пародонту опорних зубів рекомендовано використовувати індекси гігієни ротової порожнини і аналіз ступеня запалення маргінального пародонту і ясен.

3. Найбільш оптимальним методом нанесення ZrO_2 покриття є проведення підігріву сплавів металів до $300^{\circ}C$, що покращує зв'язок покриття зі сплавами металів, а для підвищення якості покриття металевий каркас потрібно попередньо полірувати. Нанесене покриття на неpolірований рельєф поверхні сплавів металів при подальших методах обробки, призведе до часткового зняття покриття із рельєфних виступів, що не дасть бажаного захисту стоматологічних сплавів металів від окисно-відновних процесів і корозії.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Аболмасов НГ, Аболмасов НН, Бычков ВА, Аль-Хаким А. Ортопедическая стоматология. М: МЕДпресс-информ, 2011: 512.
2. Алешина ОА, Гажва СИ, Пашиян ГА. Анализ ошибок и осложнений при протезировании с применением несъемных ортопедических конструкций. Стоматология. 2010; 2: 7-8.
3. Амираев УА, Амираев РУ. Состояние иммунитета у пациентов с непереносимостью к зубным протезам из разнородных сплавов металлов. Современная ортопедическая стоматология. 2009; 1(11): 28-29.
4. Анисимова СВ. Изучение зоны контакта и прочности сцепления наноструктурированной керамики на основе диоксида циркония с облицовочным материалом в цельнокерамических зубных протезах. Российский стоматологический журнал. 2014; 2: 4– 8.
5. Арутюнов СД, Лебеденко ИЮ, Перевезенцева АА. Оптимизация протезирования при комбинации временной и двухэтапной дентальной имплантации. Стоматология. 2013; 92(3): 21– 24.
6. Арутюнов СД, Лебеденко ИЮ, Максимовский ЮМ. Гальванические процессы в стоматологии. М:Издательство МГМСУ. 2012; 172.
7. Аتماзов ИД. Изменения состава ротовой жидкости у больных, страдающих хроническими заболеваниями у больных, страдающих хроническими заболеваниями слюнных желез и подлежащих несъемному протезированию. Український стоматологічний альманах. 2012; 6: 51-54.
8. Беда ВИ, Ярифа МА. Гигиена полости рта при несъемном зубном протезировании. Современная стоматология. 2009; 4: 124– 128.
9. Беда ВИ, Ярифа МА. Гальванизм у больных с несъемными металлическими зубными протезами. Современная стоматология. 2010; 1: 122– 128.
10. Бібен АВ, Ожоган ЗР. Трибологічне випробовування стоматологічних естетичних конструкційних матеріалів. Вісник стоматології. 2018; 3: 41-46.

11. Біда ВІ, Савчук І Ю. Результати вивчення біосумісності конструкційних стоматологічних матеріалів в експерименті. Дентальные технологии. 2010; 1:35– 40.
12. Біда ВІ, Бакшутова НО, Паливода П. Підвищення ефективності ортопедичного лікування хворих з дефектами коронок зубів і зубних рядів незнімними конструкціями зубних протезів шляхом профілактики рецесії ясенного краю. Современная стоматология. 2009; 5: 104– 106.
13. Біда ВІ, Бакшутова НО, Паливода П. Застосування засобів медикаментозної профілактики рецесії ясенного краю при виготовленні незнімних ортопедичних конструкцій. Дентальные технологии. 2009; 2-3: 45– 46.
14. Біда ВІ, Леоненко ГП, Леоненко ПВ, Новошицький ВС. Вивчення основних електрометричних показників гальванічної форми непереносимості сплавів металів ортодонтичних апаратів та зубних протезів для визначення оптимального алгоритму лікувально-профілактичних заходів у пацієнтів з ортодонтичною патологією. Український стоматологічний альманах. 2011; 3: 3– 7.
15. Біда ОВ. Гігієнічний стан порожнини рота осіб, які перебувають на ортодонтичному лікуванні, з використанням знімної та незнімної техніки і його зміни в процесі лікування. Український стоматологічний альманах. 2007; 3: 63–66.
16. Богатиренко МВ. Порівняльна характеристика різних способів ізоляції контактуючого середовища від акрилату холодного твердіння на стадіях полімеризації. Вісник стоматології. 2013; 3: 52– 54.
17. Ботабаев БК. Особенности протезирования на дентальных имплантатах у пациентов старшей возрастной группы. Клиническая стоматология. 2009; 2: 54– 59.
18. Бреславец НН. Микроструктура полимерных облицовочных материалов для несъемных конструкций зубных протезов. Український стоматологічний альманах. 2010; 4: 41– 43.

19. Бурьянский ЕП, Гордеева СЮ, Наумова ЯЛ. Гальваноз в ротовой полости. Международный студенческий научный вестник. 2016; 4(2): 168-168.
20. Вафин СМ, Хван ВИ, Ланина ОА. Точность прилегания опорных коронок цельнокерамических зубных протезов. Современная ортопедическая стоматология. 2011; 2: 86– 87.
21. Воложин АИ. Аллергия к металлам, используемым для зубного протезирования и методы её диагностики. Стоматология. 2004; 5: 57– 61.
22. Гажва СИ, Пашиян ГА, Алешина ОА. Анализ ошибок и осложнений при протезировании с применением несъемных ортопедических конструкций. Стоматология. 2010; 89(2): 65–66.
23. Ганчо ОВ, Ющенко ПЛ, Король МД. Мікробна заселеність ротової рідини за умов застосування силіконових відбиткових матеріалів при виготовленні незнімних конструкцій зубних протезів. Український стоматологічний альманах. 2012; 6: 4– 7.
24. Гасюк ПА, Киндий ДД, Калашников ДВ. Причины непереносимости съёмных зубных протезов. Вестник проблем биологии и медицины. – 2011; 1(2): 221–222.
25. Гасюк ПА, Радчук ВБ. Роль цифрового об'ємного сканування при підготовці опорних зубів до протезування незнімними ортопедичними конструкціями. Вісник проблем біології і медицини. 2016; 2(1): 171– 173.
26. Гасюк ПА, Росоловська СО, Град АО. Безметалева кераміка на основі оксиду цирконію як пріоритет незнімного протезування в ортопедичній стоматології. Клінічна стоматологія. 2013; 3-4: 23– 24.
27. Гожая ЛД, Ножницкая ЯМ, Исакова ТГ. Влияние гальваноза на развитие кандидоза полости рта. Стоматология для всех. 2007; 1: 22– 26.
28. Гожая ЛД, Талалай ТЮ, Арунов ТИ и др. Гальваноз – показатель нарушения стоматологического здоровья. Cathedra. 2011; 38: 30–33.
29. Голик ВП, Рузин ГП. Качество несъемного протезирования как фактор развития воспалительных процессов челюстно-лицевой области. Український стоматологічний альманах. 2012; 4: 72-74.

30. Голік ВП, Ярова АВ, Янішен ІВ. Оцінка впливу на імунометаболічний профіль пацієнтів на етапах ортопедичного лікування незнімними зубними протезами з застосуванням тимчасових коронок. Український медичний альманах. 2014;17(2): 22– 25.
31. Горох ОГ. Клінічні форми непереносимості до металевих включень в порожнині рота. Галицький лікарський вісник. 2005; 12(1): 20– 23.
32. Гречишников Н.С. Методы диагностики гальваноза. Научное обозрение. Медицинские науки. 2017;4:7-11.
33. Гризодуб ДВ. Оценка микробной обсемененности полости рта пациентов при непереносимости материалов несъемных зубных протезов. Медичні перспективи. 2015; 20(3): 95– 100.
34. Гризодуб ДВ. Роль фиксационных цементов в развитии осложнений несъемного зубного протезирования. Український стоматологічний альманах. 2015; 6: 32– 35.
35. Гризодуб ДВ. Определение распространенности непереносимости зубных протезов среди лиц, пользующихся различными несъемными конструкциями. Проблеми безперервної медичної освіти та науки. 2013; 2: 29– 31.
36. Гришанин ГГ, Кричка НВ, Кажоцина МВ Нормативні тести-ознаки функціональних проб та їх застосування під час перевірки конструкцій протезів на беззубі щелепи. Архів клінічної медицини. 2009; 2: 69– 70.
37. Гришанин ГГ, Кричка НВ, Кажоцина МВ. Вдосконалення функціональних проб при моделюванні базисів протезів у хворих, що страждають на повну адентію. Вісник стоматології. 2009; 1: 93– 95.
38. Гуща ДК, Неспрядько ВП. Роль оклюзійно-артикуляційних порушень щелепно-лицьового апарату в розвитку симптомокомплексу нестерпності сплавів металів зубних протезів. Современная стоматология. 2007;1: 112– 114.
39. Дамианиди ВВ. Циркониевый каркас на винтовой фиксации с цементируемыми коронками. Стоматолог-ИНФО. 2016; 1-2: 27– 29.

40. Данилина ТФ, Жидовинов АВ, Порошин АВ. Диагностические возможности гальваноза полости рта у пациентов с металлическими ортопедическими конструкциями. Современные наукоемкие технологии. 2012; 2: 49–51.
41. Данилина ТФ, Жидовинов АВ. Гальваноз как фактор возникновения и развития предраковых заболеваний слизистой оболочки полости рта. Волгоградский научно-медицинский журнал. 2012; 3: 37–39.
42. Данилина ТФ, Михальченко ДВ, Жидовинов АВ и др. Способ диагностики непереносимости ортопедических конструкций в полости рта. Современные наукоемкие технологии. 2013; 1: 46–48.
43. Данилина ТФ, Наумова ВН, Жидовинов АВ. и др. Литье в ортопедической стоматологии. Монография. Волгоград, 2011: 132.
44. Данилина ТФ, Жидовинов АВ, Наумова ВН. и др. Измерение электрохимических потенциалов как метод диагностики гальваноза полости рта. Здоровье и образование в XXI веке (Серия медицина). 2012; 14(2): 135–136.
45. Данилина ТФ. Профилактика гальваноза полости рта у пациентов с металлическими зубными протезами. Вестник новых медицинских технологий. 2012; 19(3): 15 –19.
46. Джойт ГЮ. Огромный потенциал диоксида циркония премиум-класса. Зубной техник. 2016; 3: 48– 51.
47. Диев ЕВ. Продолжительность клинических этапов изготовления несъемных конструкций зубных протезов с опорой на имплантанты с вкручиваемыми монолитными абатментами. Архів клінічної медицини. 2016; 1: 39– 42.
48. Димитрова ЮВ. Методы профилактики гиперэстезии зубов при протезировании несъемными ортопедическими конструкциями. Уральский медицинский журнал. 2012; 1: 58– 63.
49. Дорошенко МВ. Ступінь дисбіозу ротової порожнини при травматичних ураженнях крайового пародонту, що виникають у результаті протезування

- незнімними конструкціями зубних протезів. Современная стоматология. 2011; 3: 153–154.
50. Дьяконенко ЕЕ, Лебедеко ИЮ. Сравнительная оценка монолитных и облицованных зубных протезов на основе диоксида циркония. Зубной техник. 2016; 6: 30-43.
 51. Дьяконенко ЕЕ, Лебедеко ИЮ. Эстетика монолитных зубных протезов на основе диоксида циркония. Зубной техник. 2018; 3: 22-32.
 52. Ершов СА. Усовершенствование современной технологии изготовления цельнокерамических конструкций с использованием циркониевого каркаса. Дентальные технологии. 2009; 2-3: 59-60.
 53. Ершов СА. Сучасний погляд на протезування незнімними ортопедичними конструкціями (огляд літератури). Дентальные технологии. 2009; 4: 22– 24.
 54. Жеребцов ВВ, Семенюк ВМ, Симахов РВ. Оценка состояния тканей, органов и сред полости рта человека, длительно пользовавшегося несъёмными мостовидными протезами. Проблемы стоматологии. 2005; 3: 15– 17.
 55. Жидовинов АВ, Данилина ТФ, Порошин АВ, Хвостов СН. Профилактика гальваноза полости рта у пациентов с металлическими зубными протезами. Вестник новых медицинских технологий. 2012; (3): 121–122.
 56. Жидовинов АВ, Данилина ТФ, Порошин АВ. и др. Диагностические возможности гальваноза полости рта у пациентов с металлическими ортопедическими конструкциями. Современные наукоемкие технологии. 2012; 2: 49–51.
 57. Жолудев СЕ, Семенчишина ВС, Назаров УК. Совершенствование формы выпуска заготовок сплава КХС для профилактики явлений непереносимости и гальванозов. Уральский медицинский журнал. 2011; 5: 81– 83.
 58. Жолудев СЕ, Семенчишина ВС. Применение заготовок сплава КХС в виде гранул для профилактики гальванозов полости рта. Уральский медицинский журнал. 2015; 6: 48– 51.

59. Жулев ЕН, Дёмин ДН, Айвазян МГ. Распределение интенсивности напряжений под влиянием функциональной нагрузки в мостовидном протезе с двухсторонней опорой. *Фундаментальные исследования*. 2014; 10: 1704–1708.
60. Жулев ЕН, Арутюнов СД, Лебеденко ИЮ. и др. Конструирование несъемных протезов с применением вкладок. Нижний Новгород: НГМА, 2005: 116.
61. Жулев ЕН. Несъемные протезы: Теория, клиника и лабораторная техника. 5-е изд. М: МИА, 2010: 488.
62. Захаров ДЗ. Современные керамические материалы, используемые в ортопедической стоматологии для изготовления зубных протезов. *Стоматология*. 2009; 88(2): 80– 82.
63. Иванченко ВГ, Ошкадеров СП, Павленко АВ, Северина СН. К вопросу о выборе сплавов оптимального состава для изготовления зубных протезов. *Вісник інженерної академії України*. 2013; 1: 140 – 142.
64. Измайлов АВ. Проблема сколов на циркониевых каркасах(ZrO_2) решена. *Зубное протезирование*. 2009; 2: 12– 14.
65. Иорданишвили АК, Толмачева ИА, Бобунов ДН. и др. Дефекты и осложнения при протезировании несъемными зубными протезами. *Институт стоматологии*. 2010; 3: 54– 57.
66. Иорданишвили АК. Непереносимость зубоврачебных и зубопротезных конструкций в полости рта. М.: МЕДпресс-информ, 2007: 248.
67. Казачкова МА, Поюровская ИЯ. Формовочные материалы для литья зубных протезов и имплантатов из титановых сплавов. *Зубной техник*. 2009; 4: 59– 66.
68. Казачкова МА, Туркбаев А, Живушкин АА. Исследование свойств кобальтовых и никелевых сплавов, применяемых в стоматологии. *Зубной техник*. 2005; 3: 18–20.

69. Караян АС, Назарян ДН, Сенюк АН. и др. Особенности реконструкции челюстей для подготовки к несъемному протезированию. Стоматология. 2011; 90(5): 27– 35.
70. Кирманов ОС. Клінічні дослідження матеріалів для тимчасового незнімного протезування. Український стоматологічний альманах. 2015; 3: 66-70.
71. Козин ВН. Использование стоматологических сплавов с минимальным риском возникновения проявлений непереносимости. Зубной техник. 2006; 3: 42– 44.
72. Кордіяк АЮ, Ключковська НР, Ключковський ОП. Біомеханічне обґрунтування вибору балкової системи фіксації зубних протезів та клінічна оцінка результатів лікування. Новини стоматології. 2012; 2: 91– 95.
73. Кордіяк АЮ, Щерба ПВ. Запобігання ускладненням у пацієнтів при застосуванні металевих зубних протезів. Новини стоматології. 2003; 4 : 64– 66.
74. Кордіяк АЮ. Діагностично-лікувальний супровід пацієнтів при користуванні зубними протезами зі сплавів металів з використанням стоматологічної експертної системи "дентексп ". Современная стоматология. 2011; 2: 130– 133.
75. Кордіяк АЮ. Клінічні форми місцевих та загальних розладів у пацієнтів при користуванні металевими зубними протезами. Вісник стоматології. 2003; 1: 53– 56.
76. Кордіяк АЮ. Місцеві ознаки гальванічно-запального процесу в осіб з металевими зубними протезами. Львівський медичний часопис. 2004; 10(3-4): 12– 16.
77. Кордіяк АЮ. Оцінка придатності до застосування зубних протезів зі сплавів металів за показниками біосумісності та стану поверхні. Современная стоматология. 2011; 4: 117– 120.
78. Кордіяк АЮ. Реакції несприйняття зубних протезів зі сплавів металів серед основних за визначеннями МКХ-10-станів як одна з причин звертання

- пацієнтів за стоматологічною допомогою. Вісник стоматології. 2012; 1: 75–77.
79. Коробейникова ЮЛ. Особенности фиксации конструкций зубных протезов при помощи сомарий-кобальтовых магнитов (обзор литературы). Український стоматологічний альманах. 2012; 1(3): 37– 39.
 80. Котов КС, Гуськов АВ. Клиническое исследование ближайших и отдаленных результатов протезирования паяными и цельнолитыми протезными конструкциями с защитно-декоративным покрытием нитридом титана и нитридом циркония. Российский стоматологический журнал. 2014; 18(6): 43– 45.
 81. Кочубейник АВ. Функциональное состояние жевательных мышц и отдельных факторов местного иммунитета полости рта при пользовании несъемными протезами. Стоматология. 2010; 2: 67–69.
 82. Кравец ТП, Кравец МЮ. Непереносимость металлических зубных протезов. Стоматолог. 2008; 4 (53): 30–35.
 83. Кристаль ЕА, Левицкая МВ. Диагностика и лечение гальванизма. Современные научные исследования и инновации. 2017; 3:664-666.
 84. Кудина ЛБ, Осинцева АВ, Щепинов ВП. Исследование деформирования костной ткани верхней челюсти в области опорных зубов методом голографической интерферометрии при различной протяженности мостовидных протезов. Российский стоматологический журнал. 2009; 1: 4– 6.
 85. Кузнецов ОЕ, Новичкова МС. Состояние опорных зубов по данным рентгенологического обследования при пользовании несъемными зубными протезами. Стоматология для всех. 2013; 4: 26-29.
 86. Куц ПВ, Неспрядко ВП, Гонтар НО, Парій ВВ. Клініко-функціональна оцінка ефективності протезування з опорою на внутрішньокісткові імпланти при адентії. Експериментальна і клінічна медицина. 2013; 4: 149– 156.

87. Кюн М. Монолітна кераміка на основі діоксиду цирконію як матеріал для незнімного протезування. Новини стоматології. 2014; 3: 66– 72.
88. Лабунец ВА, Диева ТВ, Ступницкий РН. Сравнительный анализ продолжительности изготовления несъемных зубных протезов в зависимости от объема и структуры. Современная стоматология. 2011; 1: 120– 121.
89. Лабунец ВА, Сенников ОН, Семенов ЕИ. Анализ осложнений, возникающих при протезировании несъемными конструкциями зубных протезов, фиксированных на двухэтапных остеointегрированных винтовых имплантатах, их устранение и профилактика. Вісник стоматології. 2009; 3: 82– 84.
90. Лабунец ВА. Основы научного планирования и организации ортопедической стоматологической помощи на современном этапе ее развития. Одесса, 2006: 428.
91. Лебедев КА, Максимовский ЮМ, Саган НН и др. Принципы определения гальванических токов в полости рта и их клиническое обоснование. Стоматология. 2007; 3: 11–16.
92. Лебедев КА, Янушевич ОО, Митронин АВ. и др. К вопросу аллергонепереносимости на стоматологические материалы у пациентов с синдромом гальванизма. Современная стоматология – эффективность профилактики и лечения. Нанотехнологии в стоматологии. Тверь, 2014: 167 - 172.
93. Лебедев КА. Сочетание высоких гальванических токов и очага воспаления - основная причина возникновения синдрома гальванизма. Клиническая стоматология. 2013; 4: 50 – 56.
94. Лебедеенко ИЮ, Анисимова СВ, Мальгинов НН, Румянцев МА. Специфика ортопедического лечения цельнокерамическими мостовидными зубными протезами. Российский стоматологический журнал. 2005; 4: 43 – 47.
95. Лебедеенко ИЮ, Каливрадзян ЭС. Ортопедическая стоматология: учебник. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012: 640.

96. Лебеденко ИЮ, Назарян РГ, Романкова НВ. Сопоставительный анализ современных методов изготовления мостовидных зубных протезов на основе диоксида циркония. Российский стоматологический журнал. 2015; 2: 6– 9.
97. Лебеденко ИЮ, Лебеденко АИ, Деев МС, Хван ВИ. Опыт применения диоксида циркония в стоматологии. Российский стоматологический журнал. 2008; 5: 60– 65.
98. Леоненко ПВ. Диагностика реакций непереносимости на сплавы металлов зубных протезов. Современная стоматология. 2003; 2: 110– 116.
99. Леоненко ПВ. Дифференциально-диагностические критерии клинических форм непереносимости, сплавов металлов зубных протезов. Современная стоматология. 2003; 1: 104– 108.
100. Леоненко ПВ. Прогнозирование реакций непереносимости сплавов металлов зубных протезов. Современная стоматология. 2004; 3: 117–124.
101. Лианидис И.М. Гальванизм и гальваноз в стоматологической практике Новая наука: Стратегии и векторы развития. 2016;11: 24-28.
102. Максимов М, Пхакадзе И, Павлышин С. Клинический случай. Применение коронок с фрезерованными окклюзионными поверхностями и мостовидных протезов с каркасом из диоксида циркония. Зубное протезирование. 2013; 4: 32– 35.
103. Малый АЮ. Клинико-эпидемиологический анализ результатов лечения несъёмными конструкциями пациентов с частичным отсутствием зубов. Стоматология. 2006; 5: 56– 59.
104. Манкузо А. Огромный потенциал диоксида циркония премиум-класса. Зубной техник. 2016; 3: 48-51.
105. Марков БП. Комплексный подход к проблеме индивидуальной непереносимости стоматологических конструкций из различных материалов. Стоматология. 2003; 3: 47– 50.
106. Марсенкова МЛ. Изучение физико-механических свойств поверхностной структуры сплавов, широко применяемых в ортопедической

- стоматологии для изготовления металлокерамических конструкций .Зубной техник. 2010; 2: 58– 61.
107. Мау О. Диоксид циркония в сочетании со спекаемым металлом. Новое в стоматологии. 2018; 7: 32-36.
 108. Михайлов АА. Порівняльна характеристика проміжних частин незнімних мостоподібних зубних протезів та їх мікробна контамінація .Вісник стоматології. 2012; 2: 96– 99.
 109. Михайлова ЕС, Зайцева АГ, Гайкова ОН. Экспериментальное исследование действия на ткани различных сплавов металлов или их сочетаний, моделирующих гальваническую ситуацию. Институт стоматологии. 2005; 4: 96–99.
 110. Михальченко ДВ, Данилина ТФ, Верстаков ДВ. Протезирование зубов с низкой коронкой несъемными мостовидными протезами. Фундаментальные исследования. 2013; 6-9 : 35–39.
 111. Мороз ЮЮ, Неспрядько ВП, Лисейко НВ. Розробка та клінічне впровадження алгоритму адаптації пацієнтів до незнімних зубних протезів з використанням функціонально-діагностичного комплексу TScan III/BioPak EMG. Вісник стоматології. 2018; 2: 42-46.
 112. Морозова ЛВ, Калинина МВ, Дроздова ИА. Получение нанокерамики на основе диоксида циркония для реставрационной стоматологии. Институт стоматологии. 2014; 3: 98– 99.
 113. Мунтян ЛМ, Кулигін ОБ. Динаміка біофізичних та біохімічних змін показників ротової рідини в процесі ортопедичного лікування хворих незнімними конструкціями зубних протезів та їх прогностичне значення. Новини стоматології. 2010; 1: 47– 51.
 114. Назарян РС, Огурцов АС, Прасол АС. Динамика изменений гигиенического и пародонтологического статуса пациентов с несъемной ортодонтической техникой до и после проведения профилактических мероприятий. Вісник проблем біології і медицини. 2014; 3(4): 324– 327.

115. Неспрядько ВП, Борисенко ДА. Найближчі результати протезування з використанням композиційного цементу подвійного твердіння. Современная стоматология. 2011; 4: 108– 109.
116. Неспрядько ВП, Мороз ЮЮ. Зміни зубощелепного апарату, які виникають внаслідок оклюзійних порушень у період адаптації пацієнтів до незмінних зубних протезів. Буковинський медичний вісник. 2017; 21(3): 146-153.
117. Неспрядько ВП, Борисенко ДА. Віддалені результати протезування з використанням композиційного цементу подвійного твердіння. Современная стоматология. 2012; 1: 98– 100.
118. Неспрядько ВП, Михайлов АА, Костюк ТМ. Особливості клінічної діагностики стану гігієни ротової порожнини пацієнтів, що користуються незмінними зубними протезами. Вісник проблем біології і медицини. 2014; 1(4): 376– 380.
119. Нідзельський МЯ, Цветкова НВ. Клініко-морфологічна характеристика ушкоджень міжзубних ясенних сосочків після зішліфування зубів під незнімні протези. Вісник проблем біології і медицини. 2017; 4(2): 230-232.
120. Никонов АЮ. Особенности влияния кобальто-хромовых сплавов металлов и биоэнергетические процессы у экспериментальных животных Современная стоматология. 2011; 2: 146–148.
121. Никонов АЮ. Прогнозирование индивидуального подбора стоматологических конструкционных сплавов металлов при лечении пациентов с дефектами зубов и зубных рядов. Медицина сегодня и завтра. 2011; 1: 68– 71.
122. Оганян АИ, Апресян СВ, Акулович АВ. Штифтовые конструкции из диоксида циркония, применяемые в различных участках зубного ряда. Российский стоматологический журнал. 2017; 3: 135-137.

123. Ожоган ЗР, Бібен АВ. Часові аспекти якості незнімних протезів: поєднання конструкційних матеріалів. Галицький лікарський вісник. 2014; 21(4): 128– 130.
124. Ожоган ЗР, Бібен АВ. Клінічні аспекти поєднання незнімних естетичних ортопедичних конструкцій. Галицький лікарський вісник. 2016; 23(2): 32– 33.
125. Ожоган ЗР, Яковин ОМ. Клінічна й експериментальна порівняльна оцінка вдосконалених методів виготовлення естетичних незнімних конструкцій зубних протезів. Український стоматологічний альманах. 2014; 2: 53-56.
126. Олесов ЕЕ, Ремизова АА, Лернер АЯ. Трудоемкость и себестоимость керамических мостовидных протезов на фрезерованных каркасах из диоксида циркония. Российский стоматологический журнал. 2017; 2: 108-111.
127. Омеляненко НД. Гальваноз в стоматологии: измерения электрических величин, связанных с МЗП. Инженерный подход к методам и точности измерений. Зубное протезирование. 2009; 4: 46– 51.
128. Онищенко ВС, Біда ВІ, Леоненко ПВ., та ін. Особливості лікування хворих з різними клінічними формами непереносимості сплавів металів зубних протезів. Зб. наук. праць співробітників Нац. мед. акад. післядиплом. освіти ім. П. Л. Шупіка. 2007: 16(2): 680– 687.
129. Онищенко ВС, Леоненко ПВ, Савчук ОВ, Андрієнко ДС. Результаты дослідження електроактивності готових до використання металевих зубних протезів. Современная стоматология. 2011; 1: 108–111.
130. Оранский ЯИ, Полосухин НН. Диоксид циркония и бескаркасная керамика. Совершенство безметалловых реставраций. Новое в стоматологии. 2009; 5: 61-64.
131. Ошкадеров СП, Волосевич ПЮ, Северина СН, Гурин ПА. Качественная оценка долговечности ортопедических протезов из сплавов на

- основе никеля и кобальта. Металлофизика и новейшие технологии. 2002; 24(9): 1187 – 1197.
132. Ошкадеров СП, Павленко АВ, Северина СН, Янченко ВВ. Лазерная обработка поверхности сплавов для ортопедической стоматологии. Металлофизика и новейшие технологии. 2010; 32(7): 889 – 900.
 133. Павленко АВ, Денисенко ММ, Березовская ОВ. Степень адгезии микроорганизмов к разным конструктивным материалам, используемым при изготовлении несъемных зубных протезов. Дентальные технологии. 2010; 1: 42– 44.
 134. Павленко АВ, Тимофеев АА. Неспецифическая общая резистентность организма при использовании металлических конструкций несъемных зубных протезов. Современная стоматология. 2004; 1: 122–124.
 135. Павленко АВ, Тимофеев АА. Изменения в организме пациента, наблюдаемые при длительном использовании несъемных зубных протезов. Збірник наукових праць Інституту стоматології КМАПО ім. П.Л. Шупика. 2004; 1: 126 – 128.
 136. Павленко ІС, Павленко МО, Климентьев ВГ. Протезування на імплантатах незнімними конструкціями у протоколі негайного навантаження як альтернатива знімного протезування. Імплантологія. Пародонтологія. Остеологія. 2013; 1: 39– 41.
 137. Пантелеев ВД, Червинец ВМ, Трошин АВ. Микробиоценоз рта на этапах протезирования ортопедическими конструкциями из диоксида циркония. Стоматология. 2015; 94(1): 50– 53.
 138. Перепелова ТВ, Силенко ЮІ, Хребор МВ, Помаренко ВО, Силенко БЮ. Кількісний склад мікрофлори у хворих з гальванозом, що користуються незнімними ортопедичними конструкціями. Вісник проблем біології і медицини. 2013; 4: 330-334.
 139. Перепелова ТВ, Силенко ЮІ, Хребор МВ. Удосконалення ортопедичних методів профілактики та лікування гальванозу. Клінічна стоматологія. 2014; 3: 93.

140. Перепелова ТВ, Силенко ЮІ, Хреборта МВ. та ін. Стан мікробного балансу у хворих із гальванозом, які користуються незнімними ортопедичними конструкціями. Український стоматологічний альманах. 2013; 2: 58 – 60.
141. Перепелова ТВ, Міщенко СВ, Хміль ТА. та ін. Особливості електропровідності й опору фіксуючих цементів для незнімних ортопедичних конструкцій. Український стоматологічний альманах. 2017; 2: 36-38.
142. Петренко РВ, Фенко АГ, Петренко АИ. и др. Биомеханическое обоснование выбора конструкции раннего протеза при протезировании включенных дефектов зубных рядов. Український стоматологічний альманах. 2016; 2(3): 15– 19.
143. Петрушанко АМ, Германчук СМ. Зміни властивостей ротової рідини під дією розроблених методів лікування запалення тканин пародонта в пацієнтів із незнімними конструкціями зубних протезів у порожнині рота в динаміці. Український стоматологічний альманах. 2015; 4: 54– 60.
144. Пешко Т. Отдаленные результаты эстетического восстановления временных зубов стандартными коронками из оксида циркония. ДентАрт. 2018; 4: 42-44.
145. Пономаренко В, Камалов Р. Эстетика и функция при протезировании на имплантатах с циркониевыми абатментами. ДентАрт. 2010; 3: 59-62.
146. Понякина ИД, Лебедев КА, Максимовский ЮМ. рН слюны и течение гальванических токов в тканях и жидкости полости рта. Стоматология. 2009; 1: 32–37.
147. Потапчук АМ, Криванич ВМ, Русин ВВ. Клініко-інструментальний аналіз успішності ортопедичного лікування дефектів зубних рядів незнімними протезами з опорою на цирконієві імплантати. Імплантологія.Пародонтологія.Остеологія. 2015; 3: 58–66.

148. Разуменко МВ. Частота клинических проявлений воспалительных состояний слизистой оболочки полости рта у лиц с мостовидными зубными протезами. Вісник стоматології. 2010; 2: 34–35.
149. Рединов ИС, Кожевников СВ. Критерии непереносимости металлических конструкций в полости рта. Клиническая стоматология. 2010; 4: 40–41.
150. Рогожников АГ, Гилева ОС, Ханов АМ.и др. Применение цифровых технологий для изготовления диоксидциркониевых зубных протезов с учетом индивидуальных параметров зубочелюстной системы пациента. Российский стоматологический журнал. 2015; 1: 46-51.
151. Рогожников АГ. Способ получения и физико-механические испытания отечественных керамических материалов на основе диоксида циркония из наноструктурированных порошков. Уральский медицинский журнал. 2015; 10: 113-119.
152. Рогожников ГИ, Рогожников АГ, Асташина НБ. Возможности использования непосредственной имплантации и ортопедических конструкций на основе диоксида циркония при замещении дефектов зубного ряда в эстетически значимой зоне. Институт стоматологии. 2012; 3: 48–51.
153. Рогожников ГИ, Рогожников АГ, Кульметьева ВБ. Возможности клинического использования конструкции на основе диоксида циркония и оценка основных свойств нового керамического материала стоматологического назначения. Уральский медицинский журнал. 2012; 8: 63–65.
154. Рожко ММ, Михайленко ТМ, Онищенко ВС. Довідник з ортопедичної стоматології. К: Книга плюс, 2004: 296.
155. Рожко ММ, Неспрядько ВП, Палійчук ІВ. та інш. Зубопротезна техніка : підручник для студентів стоматологічного факультету вищих навч. закладів. К:Книга плюс, 2016: 604.

156. Рожко ММ, Неспрядько ВП. Ортопедична стоматологія. К: Книга плюс, 2008:576.
157. Розенштиль С Ф, Лэнд МФ, Фуджимото Ю. Ортопедическое лечение несъемными протезами : пер. с англ. ; под ред.И. Ю. Лебеденко. М: Рид Элсивер, 2010: 939.
158. Розуменко АП, Розуменко МВ.Состояние местного иммунитета при воспалении слизистой оболочки полости рта, обусловленном эксплуатацией мостовидных протезов. Вісник стоматології. 2012; 2: 99–100.
159. Рубаненко ВВ, Кузь ГМ. Шкідлива дія матеріалів при протезуванні незнімними конструкціями зубних протезів. Український стоматологічний альманах. 2006; 4: 45–46.
160. Ряховский АН, Карапетян АА,Аваков ГС. Сравнительное исследование различных CAD/CAM - систем для изготовления каркасов несъемных зубных протезов. Стоматология. 2011; 90(2): 57–61.
161. Саган НН, Лебедев КА, Понякина ИД. Выявление гальванических токов в полости рта.Стоматология. 2005; 5: 35–42.
162. Садовник И. Протезирование постоянными конструкциями с опорой на имплантанты на основе диоксида циркония. Зубное протезирование. 2010; 3: 10–14.
163. Сапронова ОН. Факторы травмирования десневого края опорных зубов на ранних этапах протезирования несъемными конструкциями. Современная стоматология. 2007; 1: 126–130.
164. Светлов АВ. Методика фиксации несъемных ортопедических конструкций. Проблемы стоматологии. 2008; 1: 45–49 .
165. Свиринов ВВ, Саперова НР, Заславский СА. Определение степени трудности комплекса подготовительных мероприятий при применении современных видов несъемных протезов. Стоматология для всех.2010; 1: 18–20.
166. Северина СМ, Иванченко ВГ, Ошкадеров СП, Северина СН. Определение оптимальных составов литых сложнолегированных с

- твердорастворным упрочнением сплавов на основе никель-хром для ортопедической стоматологии. Металлофизика и новейшие технологии. 2012; 34(8): 1133 – 1143.
167. Семенюк ВМ, Жеребцов ВВ, Жеребцова ОЕ. Состояние органов, тканей и сред полости рта у лиц, пользующихся длительно несъемными зубными протезами. Институт стоматологии. 2008; 2: 48–50.
 168. Семенюк ВМ, Тытарь ДВ. Минеральная насыщенность нижней челюсти около корней опорных зубов у лиц, пользующихся длительно несъемными мостовидными металлокерамическими протезами . Институт стоматологии. 2010; 2: 32–33.
 169. Сергеев ЮВ, Гусева ТП. Аллергия к материалам, применяемым в ортопедической стоматологии. Стоматолог. 2005; 6: 68–73.
 170. Скібіцький ВС. Ефективність різних методів захисту пульпи фронтальних зубів при їх глибокому препаруванні під суцільнолітій незнімні конструкції протезів. Современная стоматология. 2011; 2: 126 – 128.
 171. Скрипнікова ТП, Хавалкіна ЛМ, Іленко НМ. Гальваноз, його прояви в порожнині рота, особливості обстеження хворих, принципи лікування та профілактики. Світ медицини та біології. 2014; 2(44): 77-80.
 172. Смит Б, Хоу Л. Коронки и мостовидные протезы в ортопедической стоматологии; под ред. Е. Ю. Новикова ; пер. с англ. М: МЕДпресс- информ, 2010: 343.
 173. Суржанский СК, Воронина ЛА, Шелякова ИП. Клинико-лабораторные характеристики зубных протезов из титана,изготовленных методом литья с дозированным температурным режимом расплава. Український медичний альманах. 2009;1(2):185 – 186.
 174. Сухоребський ЮІ, Ерстенюк ГМ, Ожоган ЗР. Вплив стоматологічних сплавів на показники ротової рідини. Галицький лікарський вісник. 2008;15(1): 56 – 58.
 175. Тимофеев АА, Беда ВИ, Ярифа МА. Потенциометрические показатели у больных гальванозом. Современная стоматология. 2010; 5: 82 – 87.

176. Тимофеев АА, Круть АГ. Электрогальванические показатели у пациентов с наличием в полости рта несъемных ортодонтических аппаратов. Современная стоматология. 2010; 3: 161–167.
177. Тимофеев АА, Тимофеев АА. Особенности атрофии челюстей при гальванизме и гальванозе. Современная стоматология. 2012; 4: 99 – 104.
178. Тимофеев АА, Тимофеев АА. Гальванические проявления в полости рта. Современная ортопедическая стоматология. 2012; 18(2): 72 – 75.
179. Тимофеев АА, Ярифа МА. Гальванические изменения в полости рта посленесъемного зубного протезирования: потенциометрия и состояние неспецифической резистентности. Современная ортопедическая стоматология. 2014; 21: 66–75.
180. Тимофеев АА, Ярифа МА. Неспецифическая резистентность организма при гальванозе. Современная стоматология. 2011; 3: 147 – 150.
181. Тимофеев АА. Клиническая классификация гальванических проявлений, возникающих в полости рта. Современная стоматология. 2011; 5: 59 – 63.
182. Тимофеев АА. Гальванические проявления в полости рта. Стоматолог–практик. 2014; 4: 64–67.
183. Тимофеев АА. Лейкоплакии слизистых оболочек полости рта при гальванической патологии. Современная ортопедическая стоматология. 2014; 22: 68–73.
184. Тимофеев АА. Особенности диагностики, клинического течения и лечения пациентов с металлическими включениями в полости рта. Современная стоматология. 2006; 1: 106 – 110.
185. Тимофеев АА, Васадзе Н. Иммунокоррегирующая терапия больных с посттравматическим остеомиелитом нижней челюсти, развивающимся на фоне гальваноза Современная стоматология. 2014; 1: 90-98.
186. Тимофеев АА. Изменение чувствительности слизистой оболочки полости рта при гальванозе. Современная стоматология. 2013; 4: 122 – 129.

187. Тимофеев АА. Состояние разных видов чувствительности слизистой оболочки полости рта, при гальванизме. Современная стоматология. 2013; 3: 102 – 108.
188. Трезубов ВН, Сапронова ОН, Колесов ОЮ. и др. Клинические осложнения при протезировании несъемными конструкциями. Институт стоматологии. 2007; 3: 44– 45.
189. Удод АА, Драмарецкая СИ. Усовершенствованная методика изготовления адгезивных мостовидных протезов. Український стоматологічний альманах. 2012; 6: 58– 60.
190. Феретт Ф, Никастро М. Облицовка цирконовых каркасов. Зубной техник. 2009; 4: 28-37.
191. Филиппенкова Л. Новые возможности протезирования на каркасе из диоксида циркония. Зубное протезирование. 2010; 3: 34– 35.
192. Филиппенкова Л. Виды диоксида циркония – выбор конструкции в зависимости от клинической ситуации. Зубное протезирование. 2015; 1: 26– 29.
193. Филиппенкова Л. Диоксид циркония - выбор конструкции в зависимости от клинической ситуации. Зубное протезирование. 2012; 4: 16– 25.
194. Филиппенкова Л. Особенности обработки каркасов из диоксида циркония. Зубное протезирование. 2013; 3: 22– 24.
195. Філіппенкова ЛО, Галатенко НА, Рожнова РА. та ін. Порівняння біосумісності зразків матеріалів для виготовлення незнімних ортопедичних стоматологічних конструкцій за допомогою імплантаційного тесту. Современная стоматология. 2016; 4: 92-94.
196. Філіппенкова ЛО. Комп'ютерне моделювання та виготовлення постійних шинуючих конструкцій з діоксиду цирконію на ортопедичному етапі лікування захворювань пародонту. Клінічна та експериментальна патологія. 2016;15(3): 97– 99.

197. Філяк ЄЗ, Кордіяк АЮ, Філяк ОС. та ін. Цитостатична та цитотоксична дія у культурі клітин витяжок стоматологічних сплавів на основі заліза кобальту нікелю хрому. Вісник проблем біології і медицини. 2004; 4: 30–36.
198. Чайка ЕН. Принципы легирования, элементный состав и свойства дентальных сплавов на основе кобальта и никеля. Український стоматологічний альманах. 2012; 6: 100-104.
199. Чанквон Ч. Циркониевый абатмент и безметалловая реставрация. Стоматолог-практик. 2018; 2: 8-13.
200. Чулак ЛД, Розуменко МВ. Розробка методу профілактики і лікування ускладнень при користуванні незнімними мостоподібними зубними конструкціями. Мед. реабілітація, курортologia, фізіотерапія. 2008; 1: 45–47.
201. Шулятнікова ОА, Рогожников ГИ, Рогожников АГ. Оптимизация замещения дефектов твердых тканей жевательных зубов микропротезами из сплава циркония. Уральский медицинский журнал. 2014; 3: 57–61.
202. 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: 65–71.
203. Яковин ОМ, Ожоган ЗР. Клінічне обґрунтування запропонованих методів ортопедичного лікування естетичними незнімними протезами пацієнтів з гальванічними проявами у ротовій порожнині. Вісник стоматології. 2018; 3: 36-41.
204. Яковин ОМ, Ожоган ЗР. Клінічні аспекти результатів протезування хворих незнімними протезами із ZrO_2 покриттям. Український стоматологічний альманах. 2017; 1: 61-64.
205. Яковин ОМ, Ожоган ЗР. Вивчення поверхні стоматологічних сплавів металів із ZrO_2 покриттям для виготовлення естетичних незнімних протезів. Современная стоматология. 2011; 2: 134-136.

206. Яловой ИЛ, Смолич ЮИ, Хаенко ДС, Номеровский ОП. Полирование зубных протезов из неблагородных сплавов: сравнительная характеристика различных методов. Зубное протезирование. 2010; 3: 4–9.
207. Янішен ІВ. Забезпечення клініко-технологічної якості допоміжного стоматологічного матеріалу гіпсу: порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей. Клінічна стоматологія. 2015; 2: 25–29.
208. Янішен ІВ. Аналіз взаємозв'язків факторів, які визначають якість ортопедичних стоматологічних конструкцій. Експериментальна і клінічна медицина. 2016; 1: 162–166.
209. Янішен ІВ. Оцінка якості незнімних конструкцій зубних протезів. Український стоматологічний альманах. 2016; 1(1): 70–74.
210. Ярифа МА. Неспецифическая резистентность организма при гальванизме. Современная стоматология. 2011; 1 :103– 106.
211. Ярифа МА. Прогнозирование возникновения осложнений при протезировании несъёмными конструкциями зубных протезов. Современная стоматология. 2012; 1: 85– 92.
212. Ярифа МА. Аллергические реакции на металлы при гальванозе. Современная стоматология. 2011; 2: 122–124.
213. Ярова АВ. Удосконалення методики застосування тимчасових коронок: оцінка впливу на імунометаболічний профіль пацієнтів із незнімними зубними протезами. Український стоматологічний альманах. 2010; 4: 27– 32.
214. Ярова АВ. Тимчасові коронки як фактор забезпечення адаптації тканин протезного ложа при ортопедичному лікуванні незнімними конструкціями. Вісник проблем біології і медицини. 2010; 3: 294– 300.
215. Arola DD, McCain ML. Abrasive waterjet peening: a new method of surface preparation for metal orthopedic implants . J. Biomed. Mater. Res. 2000; 53(5): 536– 546.

216. Aziz-Kerrzo M, Conroy KG, Fenelon AM. Electrochemical studies on the stability and corrosion resistance of titanium-based implant materials. *Biomaterials*. 2001; 22(12): 1531–1539.
217. Baldassarri M, Zhang Y, Thompson VP. et al. Reliability and failure modes of implant-supported zirconium-oxide fixed dental prostheses related to veneering technique. *J Dent*. 2011; 39(7): 489–498.
218. Bartsch T. Многофункциональный ZrO₂. Новое в стоматологии. 2014; 2: 67-70.
219. Belcastro S, Staffolani N, Guerra M. Effects of organic acids on corrosion of orthodontic appliances. *Minerva Stomatol*. 2001; 50(1-2): 15–20.
220. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig*. 2009; 13(4): 445–451.
221. Blocker TO, Moss Ch. Цементная фиксация керамических реставраций из диоксида циркония. Ч. 1. Новое в стоматологии. 2012; 7: 2-15.
222. Blocker TO, Moss Ch. Цементная фиксация керамических реставраций из диоксида циркония. Ч. 2. Новое в стоматологии. 2012; 8: 2-16.
223. Borgonovo A, Censi R, Dolci M. et al. Use of endosseous one-piece yttrium-stabilized zirconia dental implants in premolar region: a two-year clinical preliminary report. *Minerva Stomatol*. 2011; 60: 229–241.
224. Borgonovo AE, Vavassori V, Censi R. et al. Behavior of endosseous one-piece yttrium stabilized zirconia dental implants placed in posterior areas. *Minerva Stomatol*. 2013; 62: 247–257.
225. Brueckner A. Линия инструментов NTI Z-Cut для обработки реставраций из циркония. Новое в стоматологии. 2010; 2: 17-18.
226. Brueckner A. KR-столик - новое решение актуальных проблем изготовления первичных коронок из диоксида циркония. Новое в стоматологии. 2010; 6: 68-69.

227. Cannizzaro G, Torchio C, Felice P. et al. Immediate occlusal versus non-occlusal loading of single zirconia implants. A multicentre pragmatic randomised clinical trial. *Eur J Oral Implantol*. 2010; 3: 111–120.
228. Cannizzaro G, Torchio C, Felice P. et al. Immediate occlusal versus non-occlusal loading of single zirconia implants. A multicentre pragmatic randomised clinical trial. *European Journal of Oral Implantology*. 2010; 3: 111–120.
229. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Dental implants inserted in fresh extraction sockets versus healed sites: a systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2015; 43: 16–41.
230. Ciszewski A, Baraniak M, Urbanek–Brychczynska M. Corrosion by galvanic coupling between amalgam and different chromium–based alloys. *Dental Materials: Official Publication of The Academy of Dental Matherials*. 2007; 23(10): 1256–1261.
231. De Giglio E, Guascito MR, Sabbatin L. et al. Electropolymerization of pyrrole on titanium substrates for the future development of new biocompatible surfaces. *Biomaterials*. 2001; 22(9): 2609–2616.
232. De Silva BD, Doherty VR. Nickel allergy from orthodontic appliances. *Contact Dermatitis*. 2000; 42(2): 102–103.
233. Depprich R, Naujoks C, Ommerborn M. et al. Current findings regarding zirconia implant t. *Clin Implant Dent Relat Res J*. 2014; 16: 124–137.
234. Dondi L, Dondi M, Agnini A. Эра цифровой стоматологии: новейшие концепции. Новые Циркониевые реставрации: Zirconia Inside Laminate - Z.I.L. Зубной техник. 2015; 2: 33-37.
235. Eliades T, Athanasiou AE. In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. *Angl. Orthod*. 2002; 72(3): 222–237.
236. Ermolli M, Menne C, Pozzi G. Nickel, cobalt and chromium-induced cytotoxicity and intracellular accumulation in human hacat keratinocytes. *Toxicology*. 2001; 159(1): 23–31.

237. Falsafi-Amin H, Lundeberg L, Bakhiat M. DNA synthesis and cytokine expression in the nickel activation of peripheral blood mononuclear cells in nickel-allergic subjects. *Int. Arch. Allergy Immunol.* 2000;123(2): 170–176.
238. Fei GU, Wei-dong CU, Yuan-liang HU, et al. Clinical application of modified casting post with zirconia crown in restoration of anterior teeth. *Shanghai Journal of Stomatology.* 2014; 23(1): 83–86.
239. Fors R, Persson M. Nickel in dental plaque and saliva in patients with and without orthodontic appliances. *European Journal of Orthodontics.* 2006; 28(3): 292–297.
240. Fovet Y, Pourreyron L, Gal JY. Corrosion by galvanic coupling between carbon fiber posts and different alloys. *Dent. Mater.* 2000; 16(5): 364–373.
241. Gahlert M, Burtscher D, Pfundstein G, et al. Dental zirconia implants up to three years in function: a retrospective clinical study and evaluation of prosthetic restorations and failures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013; 28: 896–904.
242. Grimaudo NJ. Biocompatibility of nickel and cobalt dental alloys. *Gen. Dent.* 2001;49(5): 498–503.
243. Gruber C. Эмоции, воплощенные в диоксиде циркония. Новое в стоматологии. 2008; 8: 91-103.
244. Hankoglu Gungor M, Aydin C, Yilmaz H, Gul EB. An overview of zirconia dental implants: basic properties and clinical application of three cases. *J Oral Implantol.* 2014; 40: 485–494.
245. Hornez JC, Lefevre A, Joly D. Multiple parameter cytotoxicity index on dental alloys and pure metals. *Biomol. Eng.* 2002; 19: 103–117.
246. House K, Sernetz F, Dymock D. Corrosion of orthodontic appliances – should we care? *American Journal of orthodontists, Its Constituent Societies, And The American Board of Orthodontics.* 2008; 133(4): 584-592.
247. Karov J, Hinberg I. Galvanic corrosion of selected dental alloys. *J. Oral Rehabil.* 2001; 28(3): 212–219.

248. Klinke T, Daboul A, Maron J. et al. Artifacts in magnetic resonance imaging and computed tomography caused by dental material. *PLoS One*. 2012; 7: 317-366.
249. Kohal RJ, Wolkewitz M, Tsakona A. The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: an in vitro investigation. *Clin Oral Implant Res*. 2011; 22: 808–814.
250. Kohal RJ, Knauf M, Larsson B. et al. One-piece zirconia oral implants: one-year results from a prospective cohort study. 1. Single tooth replacement. *J Clin Periodontol*. 2012; 39: 590–597.
251. Kohal RJ, Knauf M, Larsson B. et al. One-piece zirconia oral implants: one-year results from a prospective cohort study. 1. Single tooth replacement. *Journal of Clinical Periodontology*. 2012; 39: 590–597.
252. Kohal RJ, Patzelt SB, Butz F, Sahlin H. One-piece zirconia oral implants: one-year results from a prospective case series. 2. Three-unit fixed dental prosthesis (FDP) reconstruction. *J Clin Periodontol*. 2013; 40: 553–562.
253. Kolokitha OE, Chatzistavrou E. A severe reaction to ni-containing orthodontic appliances. *The Angle Orthodontist*. 2009; 79(1): 186-192.
254. Kuphasuk C, Oshida Y, Andres CJ. et al. Electrochemical corrosion of titanium and titanium-based alloys. *J. Prosthet Dent*. 2001; 85(2): 195– 202.
255. Loginov A, Saranchina E, Gorchakov V. Comparative characteristics of microanatomical organization of regional lymph node following the insertion of implants made of different alloys. *Morfologiya*. 2003; 123(3): 57– 59.
256. Milosev I, Minovic A. Corrosion of Cu-xZn alloys in slightly alkaline chloride solutions studied by stripping voltammetry and microanalysis. *Ann Chim*. 2001; 91(5): 343– 354.
257. Mueller HJ, Hirthe RW. Electrochemical characterization and immersion corrosion of a consolidated silver dental biomaterial. *Biomaterials*. 2001; 22(19): 2635– 2646.
258. Mueller HJ. In vitro tarnish and corrosion of a consolidated silver material for direct filling applications. *Dent. Mater*. 2001; 17(1): 60– 70.

259. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2010; 23: 299–309.
260. Nakayama M, Ando N. Corrosion behavior of dental alloys coupled with titanium. The area ratio dependence in five solutions. *Dent. Mater. J.* 2001; 20 (1): 75–89.
261. Nevins M, Camelo M, Nevins ML. et al. Pilot clinical and histologic evaluations of a two-piece zirconia implant. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2011; 31: 157–163.
262. Noble J, Ahing SI, Karaikos NE, Wilthire WA. Nickel allergy and orthodontics, a review and report of two cases. *British Dental Journal*. 2008; 204(6): 297–300.
263. Omar H, Atta O, El-Mowafy O. Difference between selected and obtained shade for metalceramic crown systems.(eng; includes abstract). *Operative Dentistry*. 2008; 33(5): 502–507.
264. Osman RB, Swain MV. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials*. 2015; 8: 932–958.
265. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantol*. 2011; 37: 367–376.
266. Palacios R. P. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent*. 2006; 96(2): 104 -114.
267. Peláez J, Cogolludo P, Serrano B. et al. A prospective evaluation of zirconia posterior fixed dental prostheses: Three-year clinical results. *J Prosthet Dent*. 2012; 10(6): 373–379.
268. Petoumeno E, Kislyuk M, Hoederath H. Corrosion susceptibility and nickel release of nickel titanium wires during clinical application. *J. of Orofacial Orthopedist*. 2008; 69(6): 411–423.
269. Pirker W, Kocher A. Immediate, non-submerged, root-analogue zirconia implant in single tooth replacement. *J Oral Maxillofac Surg*. 2008; 3: 293–295.

270. Pirker W, Kocher A. Immediate, non-submerged, root-analogue zirconia implants placed into single-rooted extraction sockets: 2-year follow-up of a clinical study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009; 38: 1127–1132.
271. Probst Y, Probst Y. Возможности диоксида циркония . Новое в стоматологии. 2010; 4: 50-59.
272. Reclaru L, Lerf R, Eschler PY. Corrosion behavior of a welded stainless-steel orthopedic implant. *Biomaterials*. 2001; 22(3): 269–279.
273. Reham B, Osman RB, Michael V. A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. *SwainMaterials (Basel)* 2015; 8(3): 932–958.
274. Rincic N, Baucic I, Miko S. Corrosion behaviour of the Co-Cr-Mo dental alloy in solutions of different composition and different pH values. *Coll. Antropol.* 2008; 27: 99–106.
275. Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. *Int J Prosthodont*. 2010; 23(2): 141–148.
276. Sancho-Puchades M, Hämmerle CH, Benic GI. In vitro assessment of artifacts induced by titanium, titanium-zirconium and zirconium dioxide implants in cone-beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2015; 26: 1222–1228.
277. Siargos B, Bradley T, Darabara M. Galvanic corrosion of metal injection molded (MIM) and conventional brackets with nickel–titanium and copper-nickel-titanium archwires. *The Angle Orthodontist*. 2007; 77(2): 355–360.
278. Siddiqi A, Kieser JA, De Silva RK. et al. Soft and hard tissue response to zirconia versus titanium one-piece implants placed in alveolar and palatal sites: a randomized control trial. *Clin Implant Dent Relat Res J*. 2015; 17: 483–496.
279. Sinseder F, Stadelmann M. Диоксид циркония в сочетании с диоксидом циркония. Новое в стоматологии. 2014; 6: 66-73.

280. Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mater.* 2011; 27(10): 1045–1053.
281. Syverud M, Dahl JE, Hero H. Corrosion and biocompatibility testing of palladium alloy castings . *Dent. Mater.* 2001; 17(1): 7–13.
282. Thomssen H, Hoffmann B, Schank M. Cobalt-specific T lymphocytes in synovial tissue after an allergic reaction to a cobalt alloy joint prosthesis. *J. Rheumatol.* 2001; 5: 1121 –1128.
283. Vamnes JS, Lygre GB, Gronningsaeter AG. Four years of clinical experience with an adverse reaction unit for dental biomaterials. *Commute Dent. Oral Epidemiol.* 2004; 32(2): 150–157.
284. Van de Velde T, Collaert B, Sennerby L, De Bruyn H. Effect of implant design on preservation of marginal bone in the mandible. *Clinical Implant Dentistry and Related Research.* 2010; 12: 134–141.
285. Van Kampen V, Merget R, Bruning T. Immediate type allergies due to metal-nickel. *Pneumologie.* 2003; 57(11): 667–670.
286. Volkman KK, Inda MJ, Reichi PG, Zacharisen MC. Adverse reactions to orthodontic appliances in nickelallergic patients. *Allergy And Astma Proceedings: The Official Journal of Regional and State Allergy Societies.* 2007; 28(4): 480–484.
287. Zilio A. Диоксид циркония - Сила света. *Зубной техник.* 2016;1: 36-40.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Список наукових праць

1. Яковин О.М, Ожоган З.Р. Вивчення поверхні стоматологічних сплавів металів із ZrO_2 покриттям для виготовлення естетичних незнімних протезів. Современная стоматология. 2011; 2(56): 134-136.
2. Яковин О.М, Ожоган З.Р. Клінічна й експериментальна порівняльна оцінка вдосконалених методів виготовлення естетичних незнімних конструкцій зубних протезів. Український стоматологічний альманах. 2014; 2: 53-56.
3. Яковин О.М, Ожоган З.Р., Литвин О.С., Корчовий А.А. Захисні властивості ZrO_2 , нанесеного на сплави металів при виготовленні ортопедичних конструкцій зубних протезів. Український стоматологічний альманах. 2012; 6: 65-71.
4. Яковин О.М, Ожоган З.Р. Клінічне обґрунтування запропонованих методів ортопедичного лікування естетичними незнімними протезами пацієнтів з гальванічними проявами у ротовій порожнині. Вісник стоматології. 2018; 3:36-46.
5. Яковин О.М, Ожоган З.Р. Клінічні аспекти результатів протезування хворих незнімними протезами із ZrO_2 покриттям. Український стоматологічний альманах. 2017; 1: 61-64.

ДОДАТОК Б

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації

1. Яковин О.М. Захисні властивості плівок ZrO_2 , нанесених на ортопедичні сплави магнетронним напиленням. Матеріали ювілейної науково-практичної конференції із міжнародною участю. Сучасна стоматологія та перспективні напрямки розвитку. 2012:142. Ужгород.
2. Яковин О.М., Ожоган З.Р., Бугерчук О.В., Дмитренко І.А. Клінічні дані протезування незнімними протезами із ZrO_2 покриттям. Матеріали науково-практичної конференції із міжнародною участю “Інноваційні технології в сучасній стоматології”, VI стоматологічний форум, Медвін: стоматологія. 2017:103. Івано-Франківськ.
3. Яковин О.М., Ожоган З.Р., Обідняк В.З., Сухоребський Ю.І. Клінічні аспекти гальванічних проявів у ротовій порожнині. Матеріали науково-практичної конференції із міжнародною участю “Інноваційні технології в сучасній стоматології”, VII стоматологічний форум, Медвін: стоматологія. 2018:97. Івано-Франківськ.
4. Патент на корисну модель № 73281, ПМК А61С 13/00. Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесення антикорозійного покриття / Яковин О.М. Ожоган З.Р.— опубл. 25.09.2012; Бюл. №18.
5. Патент на корисну модель № 72831, ПМК G0N3/20. Спосіб визначення тріщиностійкості твердих сплавів, керамічних матеріалів та покриттів/ Яковин О.М., Роп'як Л.Я., Рогаль О.В., Барило І.Г.— опубл. 27.08.2012;

ДОДАТОК В

КЛІНІЧНА КАРТА ОБСТЕЖЕННЯ ХВОРИХ ІЗ ДЕФЕКТАМИ ТВЕРДИХ ТКАНИН ЗУБІВ ТА ВКЛЮЧЕНИМИ ДЕФЕКТАМИ ЗУБНИХ РЯДІВ

1. Прізвище, ім'я, по батькові

2. Домашня адреса

3. Вік

4. Місце роботи, професія

5. Скарги

6. Зубна формула:

18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28
48	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37	38

7. Прикус

8. Стан СОРП

9. Показники перед лікуванням

9.1. Індекс РМА

9.2. Показники гальванометрії

9.3. В'язкість слини

9.4. рН-метрія

10. Метод лікування

10.1. Суцільнолиті металокерамічні конструкції із ZrO₂ покриттям

11. Показники через 3 місяці

11.1. Індекс РМА

11.2. Показники гальванометрії

11.3. В'язкість слини

11.4. рН-метрія

13. Показники через 6 місяців

12.1. Індекс РМА

12.2. Показники гальванометрії

12.3. В'язкість слини

12.4. рН-метрія

15. Показники через 12 місяців

13.1. Індекс РМА

13.2. Показники гальванометрії

13.3. В'язкість слини

13.4. рН-метрія

ДОДАТОК Г

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Проректор з наукової роботи
Івано-Франківського
національного
медичного університету
проф., д.мед.н. Вакалюк І.П.

«21» 01 2020 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва впровадження:** Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням антикорозійного покриття
2. **Установа-розробник:** Івано-Франківський національний медичний університет, кафедра ортопедичної стоматології
3. **Джерело інформації:** патент № 73281 UA, МПК (2012.12) A61C 13/00. Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням антикорозійного покриття/ Ожоган З.Р., Яковин О.М. – Заявка № u 2011 12450, заявл. 24.10.2011; опубл. 25.09.2012, Бюл. №18 2012 р.
4. **Автор:** Яковин О.М.
5. **Впроваджено у педагогічний процес** кафедри ортопедичної стоматології
6. **Термін впровадження:** з вересня 2019 по жовтень 2019 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 виникнення гальванозу.
9. **Пропозиції:** рекомендовано видати інформаційний лист

Завідувач кафедри
стоматології ПО ІФНМУ
д.мед.н., професор



«23» 01 2020 р.

І.В. Палійчук

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
 Проректор з наукової роботи
 Івано-Франківського
 національного
 медичного університету
 проф., д.мед.н. Вакалюк І.П.
 « 27 »  2020 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва впровадження:** Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням антикорозійного покриття
2. **Установа-розробник, автор:** Івано-Франківський національний медичний університет, кафедра ортопедичної стоматології, Яковин Олег Мирославович
3. **Джерело інформації:** патент № 73281 UA, МПК (2012.12) A61C 13/00. Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням антикорозійного покриття/ Ожоган З.Р., Яковин О.М. – Заявка № u 2011 12450, заявл. 24.10.2011; опубл. 25.09.2012, Бюл. №18 2012 р.
4. **Назва установи, де відбулось впровадження:** кафедра стоматології ПО Івано-Франківського національного медичного університету.
5. **Форма впровадження:** лікувальна робота кафедри ортопедичної стоматології
6. **Термін впровадження:** з вересня 2019 по жовтень 2019 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 антикорозійним покриттям із діоксиду цирконію, що забезпечує профілактику гальванозу	у 85,7 %	у 83,4 %

9. **Зауваження, пропозиції - немає**

Завідувач кафедри
 стоматології ПО ІФНМУ
 д.мед.н., професор



« 23 » 01 2020 р.

І.В. Палійчук

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Перший проректор

НМАПО імені П. Л. Шупика

Міжкор. НАМН України

професор Ю. П. Вдовиченко

2019 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва впровадження: Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням антикорозійного покриття
2. Установа-розробник, автор: Івано-Франківський національний медичний університет, кафедра ортопедичної стоматології, Яковин Олег Мирославович
3. Джерело інформації: патент № 73281 UA, МПК (2012.12) A61C 13/00. Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням антикорозійного покриття/ Ожоган З.Р., Яковин О.М. – Заявка № u 2011 12450, заявл. 24.10.2011; опубл. 25.09.2012, Бюл. №18 2012 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 2019 по жовтень 2019 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 антикорозійним покриттям із діоксиду цирконію, що забезпечує профілактику гальванозу	у 86,3 %	у 85,6 %

9. Зауваження, пропозиції - немає

“15” 11 2019 р.

Відповідальний за впровадження
Завідувач кафедри ортопедичної
стоматології
НМАПО імені П.Л. Шупика
д.мед.н., професор,
Заслужений діяч науки і техніки України

В.І. Біда

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Перший проректор

НМАПО імені П. Л. Шупика

чл.-кор. НАМН України

професор Ю. П. Вдовиченко

2019 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва впровадження:** Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням антикорозійного покриття
2. **Установа-розробник:** Івано-Франківський національний медичний університет, кафедра ортопедичної стоматології
3. **Джерело інформації:** патент № 73281 UA, МПК (2012.12) A61C 13/00. Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням антикорозійного покриття/ Ожоган З.Р., Яковин О.М. – Заявка № u 2011 12450, заявл. 24.10.2011; опубл. 25.09.2012, Бюл. №18 2012 р.
4. **Автор:** Яковин О.М.
5. **Впроваджено у педагогічний процес** кафедри ортопедичної стоматології
6. **Термін впровадження:** з вересня 2019 по жовтень 2019 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 виникнення гальванозу.
9. **Пропозиції:** рекомендовано видати інформаційний лист

“15 ” 11 2019 р.

Відповідальний за впровадження

Завідувач кафедри ортопедичної стоматології

НМАПО 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
професор Б.С. Зіменковський

“22” 11 2019 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

2. Назва впровадження: Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням покриття з діоксиду циркону
3. Установа-розробник, автор: Івано-Франківський національний медичний університет, кафедра ортопедичної стоматології, Яковин Олег Мирославович
4. Джерело інформації: патент № 73281 UA, МПК (2012.12) A61C 13/00. Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням антикорозійного покриття/ Ожоган З.Р., Яковин О.М. – Заявка № u 2011 12450, заявл. 24.10.2011; опубл. 25.09.2012, Бюл. №18 2012 р.
5. Назва установи, де відбулось впровадження: кафедра ортопедичної стоматології
6. Форма впровадження: лікувальна робота кафедри ортопедичної стоматології
7. Термін впровадження: з вересня 2018 по жовтень 2019 року
8. Загальна кількість спостережень: 11
9. 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 антикорозійним покриттям із діоксиду циркону, що забезпечує профілактику гальванозу	у 86,3 %	у 84,6 %

9. Зауваження, пропозиції - немає

“14” 11 2019 р.

Відповідальний за впровадження

Професор кафедри ортопедичної стоматології

Львівського національного

медичного університету ім. Данила Галицького

д.мед.н., професор,

В.Ф. Макєєв

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Ректор Івано-Франківського
національного медичного
університету
професор М.М. Рожко
« 13 » 01 2020 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва впровадження:** Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням антикорозійного покриття
2. **Установа-розробник, автор:** Івано-Франківський національний медичний університет, кафедра ортопедичної стоматології, Яковин Олег Мирославович
3. **Джерело інформації:** патент № 73281 UA, МПК (2012.12) А61С 13/00. Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням антикорозійного покриття/ Ожоган З.Р., Яковин О.М. – Заявка № u 2011 12450, заявл. 24.10.2011; опубл. 25.09.2012, Бюл. №18 2012 р.
4. **Назва установи, де відбулось впровадження:** кафедра стоматології ПО Івано-Франківського національного медичного університету.
5. **Форма впровадження:** лікувальна робота кафедри ортопедичної стоматології
6. **Термін впровадження:** з вересня 2019 по жовтень 2019 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 антикорозійним покриттям із діоксиду цирконію, що забезпечує профілактику гальванозу	у 85.7%	у 84,9 %

9. **Зауваження, пропозиції** - немає

Відповідальний за впровадження
к.мед.н., доцент
кафедри ортопедичної стоматології
Івано-Франківського національного
медичного університету
МОЗ України

« 13 » 01 2020 р.



В.3. Обідняк

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Ректор Івано-Франківського
національного медичного
університету
професор М.М. Рожко
«13» 01 2020 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва впровадження:** Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням антикорозійного покриття
2. **Установа-розробник:** Івано-Франківський національний медичний університет, кафедра ортопедичної стоматології
3. **Джерело інформації:** патент № 73281 UA, МПК (2012.12) A61C 13/00. Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням антикорозійного покриття/ Ожоган З.Р., Яковин О.М. – Заявка № u 2011 12450, заявл. 24.10.2011; опубл. 25.09.2012, Бюл. №18 2012 р.
4. **Автор:** Яковин О.М.
5. **Впроваджено у педагогічний процес** кафедри ортопедичної стоматології
6. **Термін впровадження:** з вересня 2019 по жовтень 2019 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 виникнення гальванозу.
9. **Пропозиції:** рекомендовано видати інформаційний лист

Відповідальний за впровадження
к.мед.н., доцент
кафедри ортопедичної стоматології
Івано-Франківського національного
медичного університету
МОЗ України

«13» 01 2020 р.

Mizjuk

Л.В. Мізюк

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Перший проректор

НМАПО імені П. Л. Шупика

чл.-кор. НАМН України

професор Ю. П. Вдовиченко

12 2019 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

- Назва впровадження:** Комбінований незнімний зубний протез з повною анатомією оклюзійної поверхні з діоксиду цирконію
- Установа-розробник, автор:** Івано-Франківський національний медичний університет, кафедра ортопедичної стоматології
Яковин Олег Мирославович.
- Джерело інформації:** патент № 73281 UA, МПК (2012.12) A61C 13/00. Спосіб обробки зубних протезів, виготовлених із сплавів неблагородних металів з нанесенням антикорозійного покриття/ Ожоган З.Р., Яковин О.М. – Заявка № u 2011 12450, заявл. 24.10.2011; опубл. 25.09.2012, Бюл. №18 2012 р.
- Назва установи, де відбулось впровадження:** кафедра стоматології Інституту стоматології НМА післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика
- Форма впровадження:** лікувальна робота кафедри стоматології
- Термін впровадження:** з вересня 2019 по листопад 2019 року
- Загальна кількість спостережень:** 12
- 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 86,2 %	у 84,8 %

- Зауваження, пропозиції - немає**

"12" 12 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