

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
УКРАЇНСЬКА МЕДИЧНА СТОМАТОЛОГІЧНА АКАДЕМІЯ

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

Кузь Віталій Сергійович

УДК 616.314-76-085.463

ДИСЕРТАЦІЯ

**ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА ТА ПРОГНОЗУВАННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ЗУБНОГО
ПРОТЕЗУВАННЯ ЗНІМНИМИ ПРОТЕЗАМИ З РІЗНИХ БАЗИСНИХ
МАТЕРІАЛІВ**

Спеціальність 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

_____ Кузь В. С.
(підпис, ініціали та прізвище здобувача)

Науковий керівник: Дворник Валентин Миколайович,
доктор медичних наук, професор

Полтава-2020

АНОТАЦІЯ

Кузь В.С. Порівняльна оцінка та прогнозування результатів зубного протезування знімними протезами з різних базисних матеріалів. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук за спеціальністю 14.01.22 «Стоматологія». – Українська медична стоматологічна академія, МОЗ України. – Полтава, 2020.

Актуальність обраної теми дослідження зумовлена появою останнім часом значної кількості нових базисних матеріалів, які потребують апробації в клінічній практиці і вивчення їх фізико-механічних властивостей та біологічної дії, порівняння їх ефективності з іншими матеріалами, що застосовуються в ортопедичній стоматології, особливо у пацієнтів з повною відсутністю зубів.

Дисертаційну роботу присвячено вивченню фізико-механічних властивостей різних базисних матеріалів, клінічній оцінці безпосередніх та віддалених результатів протезування пацієнтів конструкціями повних знімних протезів при використанні базисних матеріалів, що застосовувалися. Проведено аналіз вітчизняних та зарубіжних наукових досліджень, присвячених результативності використання різних базисних матеріалів в клініці ортопедичної стоматології при протезуванні пацієнтів з повною відсутністю зубів. На підставі узагальнення ретроспективних досліджень визначена на близьку та віддалену перспективу орієнтовна потреба населення Полтавської області в повному знімному протезуванні. Проведена порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей різних базисних матеріалів та експериментально досліджена вірогідність їх токсичного впливу за показниками перекісного окислення ліпідів та антиоксидантного захисту.

Мета даного дослідження полягала в порівняльній оцінці фізико-механічних властивостей стоматологічних матеріалів і їх біологічної дії за умов протезування 59-ти пацієнтів конструкціями повних знімних протезів з різних базисних матеріалів.

Визначити реальну потребу населення України в повному знімному протезуванні на сьогодні неможливо в зв'язку з відсутністю диспансеризації, страхової медицини, об'єктивних статистичних даних державного та недержавного сектору стоматології. Тому в наших дослідженнях ми використали методику оцінки орієнтовної потреби осіб похилого та старечого віку в ортопедичній стоматологічній допомозі, зокрема в повному знімному протезуванні. Ця методика ґрунтується на вивченні демографічної ситуації ретроспективно та на сьогодні, при використанні інформаційних ресурсів статистичного аналізу стосовно даної проблеми в країні.

Згідно шкали демографічного старіння Ж. Божьо-Гарніє-Е. Россета виділяють 4 рівня демографічної старості суспільства за відсотком осіб похилого і старечого віку – початковий (12-14%), середній (14-16%), високий (16-18%) та дуже високий (18-20%) рівень. Українське суспільство останнє десятиріччя знаходиться в межах дуже високого рівня демографічної старості (20,3 - 21,5%). Так як основний контингент, що потребує повного знімного протезування, це люди похилого і старечого віку, то орієнтовно можна охарактеризувати потребу в даному виді стоматологічної допомоги як високу.

В роботі були використані наступні базисні стоматологічні матеріали:

- «Фторакс» виробник АТ «СТОМА», Україна, як традиційний для України базисний стоматологічний матеріал для часткових та повних знімних протезів.

Як матеріали порівняння в дослідженнях використані:

- «Vertex ThermoSens» виробник фірма «Vertex Dental», Нідерланди, матеріал на основі нейлону (поліамід) – термопласт. Новий для України базисний стоматологічний матеріал. ISO №9001:2009.

- «Deflex Acrylato» виробник фірма «Deflex», Аргентина. Новий для України базисний стоматологічний матеріал. Спеціально призначений для виготовлення повних знімних протезів. ISO 13485:2012.

- «Ліпол» виробник ЗАО «ЛИНИК» (Лисичанський НПЗ), Україна термопластичний матеріал на основі поліпропілену ТУ У 24.1-32292929-003:2007.

Відмінності у фізико-механічних властивостях різних базисних матеріалів (позитивного і негативного характеру) вивчали методами випробування зразків на розрив, стиснення, мікротвердість та водопоглинання.

Отримані в роботі результати показують, що базисний матеріал «Фторакс» володіє найбільшою абсолютною здатністю до водопоглинання, на другому місці стоїть «Vertex ThermoSens», на третьому – «Deflex Acrylato» і найменшою здатністю до водопоглинання володіє «Ліпол».

Динаміка водопоглинання досліджених зразків показала, що найбільша кількість води на 7 добу була поглинута матеріалом «Фторакс» – 1,12% від ваги зразка, матеріал «Deflex Acrylato» накопичив 0,86% від початкової ваги, зразок матеріалу «Vertex ThermoSens» накопичив 0,78%, а зразок базисного матеріалу «Ліпол» – 0,34%. Дані про поглинання води зразками базисних матеріалів за наступні 7 діб демонструють дещо іншу динаміку її накопичення, а саме: зразок матеріалу «Фторакс» – 0,29%, «Vertex ThermoSens» – 0,2%, «Ліпол» – 0,11%, «Deflex Acrylato» – 0,09%.

Порівняльна оцінка показників середніх значень мікротвердості зразків представлених матеріалів – «Vertex ThermoSens», «Фторакс», «Ліпол» та «Deflex Acrylato», показала, що найбільшим ступенем мікротвердості відзначається матеріал «Фторакс» ($311,6 \pm 6,43$ Н_v, МПа), на другому місці за цим показником – матеріал «Vertex ThermoSens» ($138,8 \pm 2,93$ Н_v, МПа), на третьому місці – матеріал «Deflex Acrylato» ($130,9 \pm 2,09$ Н_v, МПа), і на останньому – матеріал «Ліпол» ($115,8 \pm 3,67$ Н_v, МПа). Його показник мікротвердості майже вдвічі нижчий за аналогічний показник матеріалу «Фторакс».

Аналіз результатів дослідження фізичних властивостей матеріалу «Ліпол» показав, що він є малосприйнятливим в якості базисного

стоматологічного матеріалу внаслідок високого ступеню пластичності на розтяг і стискання та недостатнього ступеню міцності. Тому з подальших досліджень матеріал «Ліпол» був виключений.

Однією з найважливіших вимог до базисних стоматологічних матеріалів є біоінертність. Дослідження біологічної дії досліджуваних матеріалів «Фторакс», «Deflex Acrylato» та «Vertex ThermoSens» проводили шляхом підшивання зразків внутрішньо-м'язово в передню стінку черевної порожнини білим лабораторним щурам під наркозом з використанням тіопенталу натрію, що відповідає принципам біоетики та гуманного поводження з лабораторними тваринами. Речовину для наркозу вводили внутрішньоочеревинно. Для дослідів використовували тільки свіжо виготовлені зразки досліджуваних матеріалів, так як максимальне виділення мономеру відбувається в перші 7 діб після їх полімеризації. Контрольну групу склали «псевдооперовані» тварини, яким виконували аналогічні оперативні втручання, але без підшивання досліджуваних зразків.

Результати впливу внутрішньом'язової імплантації зразків матеріалів «Фторакс», «Deflex Acrylato» та «Vertex ThermoSens», які оцінювали за показниками вільно радикального окислення та активності ферментів антиоксидантного захисту в крові дослідних тварин не виявили статистично вірогідних відмінностей в порівнянні з контрольною групою тварин. Отримані дані свідчать про достатню біоінертність використаних матеріалів.

Таким чином, виходячи з отриманих даних доклінічного вивчення для подальших клінічних випробувань нами були відібрані нові базисні матеріали «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato», які продемонстрували фізико-механічні характеристики, які найбільш підходять для протезування, та біоінертність. В якості матеріалу порівняння ми використали традиційний стоматологічний базисний матеріал «Фторакс».

Було проведено протезування 59 осіб похилого та старечого віку (60 років і старіше) з повною відсутністю зубів, які звернулися в клініку ортопедичної стоматології з метою повторного виготовлення нових повних

знімних пластинкових протезів для верхньої і нижньої щелеп. Контрольну групу склали 25 осіб (студенти IV та V курсів стоматологічного факультету УМСА) з інтактними зубними рядами та ортогнатичним прикусом.

На клінічному прийомі ми відбирали тих пацієнтів, умови в порожнині рота яких відповідали на верхній щелепі I типу за Шредером, а на нижній щелепі – I типу за Келлером. Стан слизової оболонки відповідав I класу за класифікацією Суппле.

Протягом останніх 3-5 років вони користувалися повними знімними пластинковими протезами, виготовленими з акрилових пластмас. Всі пацієнти відзначали незадовільну фіксацію і стабілізацію протезів, деякі з них відмічали подразнення і дискомфорт з боку слизової оболонки протезного ложа, деякі звернулися з приводу поломки протезів. Їм було запропоновано виготовлення повних знімних пластинкових протезів з термопластичної пластмаси, яка не містить мономерів.

Пацієнти, яким були виготовлені нові знімні протези, нами були поділені на три клінічні групи: до першої увійшли особи, яким повторно були виготовлені протези із акрилового базисного матеріалу «Фторакс».

Другій групі протези виготовлялися із безакрилового поліаміду (нейлону) «Vertex ThermoSens».

Пацієнтам третьої групи були виготовлені протези з базисного матеріалу на основі поліметилметакрилату «Deflex Acrylato».

Всі пацієнти нами були обстежені в повному обсязі клінічно (згідно протоколу обстеження в клініці ортопедичної стоматології). Додатково було проведено об'єктивно-суб'єктивний тест «БОФСАЗ», електроміографічні дослідження фізіологічного стану жувальних м'язів та жувальна проба за І.С. Рубіновим до виготовлення нових протезів.

Оцінка якості повних знімних протезів в нашій роботі була проведена за допомогою аналогічних досліджень через місяць користування конструкціями, 6 місяців та рік.

Згідно суб'єктивної оцінки адаптація пацієнтів до протезів, виготовлених із базисного матеріалів «Vertex ThermoSens» в середньому склала $16,00 \pm 0,39$ доби, із «Deflex Acrylato» – $18,00 \pm 0,35$ доби. Скорочення цих термінів у порівнянні з протезами з акрилової пластмаси «Фторакс» ($20,96 \pm 0,40$ доби) продемонструвало переваги термопластичних мас в якості базисних матеріалів стосовно періодів адаптації.

Відновлення жувальної ефективності (за І.С. Рубіновим) у всіх групах спостережень через рік відбулось в повному обсязі. Однак, треба відмітити, що час досягнення повноцінного пережовування (до появи рефлексу ковтання) був найменший у групі пацієнтів з протезами, виготовленими з матеріалу «Vertex ThermoSens» ($19,8 \pm 0,87$ сек.), більш тривалий у групі пацієнтів з протезами, виготовленими з матеріалу «Deflex Acrylato» ($20,82 \pm 0,75$ сек.) у порівнянні з групою пацієнтів з протезами із «Фторакса» ($25,48 \pm 0,45$ сек.).

Оцінка інтегрального показника електроміографічного дослідження (коефіцієнт «К») характеру нервово-рефлекторної діяльності жувальних м'язів у пацієнтів, що користувались протезами з матеріалу «Deflex Acrylato», показала тенденцію до позитивної динаміки зміни цього показника у порівнянні з групою пацієнтів з протезами із матеріалу «Фторакс».

У групі пацієнтів, які користувались протезами, виготовленими з матеріалу «Vertex ThermoSens», електроміографічний коефіцієнт «К» вірогідно позитивно відрізнявся через 6 місяців ($1,17 \pm 0,03$) проти $1,3 \pm 0,05$ при користуванні протезами з матеріалу «Фторакс», та відповідно через 1 рік ($1,06 \pm 0,02$, проти $1,25 \pm 0,03$), і практично наблизився до показників контрольної групи.

Об'єктивним критерієм оцінки якості протезування є відновлення фізіологічного функціонування жувальних м'язів. Виходячи з даних електроміографічних досліджень можна констатувати наступне: протези, виготовлені з матеріалів «Vertex ThermoSens», «Deflex Acrylato» виявились більш прийнятними в порівнянні з традиційним матеріалом «Фторакс».

Найкращі характеристики були отримані при використанні базисного матеріалу «Vertex ThermoSens». Через 1 рік користування конструкціями з даного матеріалу коефіцієнт «К» зменшився в 2,32 рази у порівнянні з результатами до протезування і максимально наближається до показників норми.

На підставі суб'єктивної оцінки адаптації пацієнтів до нових протезів, показників відновлення жувальної ефективності та інтегральної оцінки електроміографічних показників жувальних м'язів доведено, що матеріали «Vertex ThermoSens», «Deflex Acrylato», з яких виготовлялись ортопедичні конструкції, виявились більш прийнятними в порівнянні з традиційним матеріалом «Фторакс». Найкращі характеристики були отримані при використанні базисного матеріалу «Vertex ThermoSens».

Ключові слова: Термопластичні стоматологічні матеріали «Vertex ThermoSens», «Deflex Acrylato», «Фторакс», «Ліпол», повна відсутність зубів, електроміографія.

SUMMARY

Kuz V.S. Comparative assessment and prediction of outcomes of prosthetic rehabilitation with removable dentures having bases made from different materials. – Qualification scientific work. Manuscript.

The thesis for a Candidate Degree in Medical Sciences; Specialty 14.01.22 «Dentistry» – Ukrainian Medical Stomatological Academy, Ministry of Healthcare of Ukraine, Poltava, 2020.

The relevance of the research presented is determined by appearing new denture base materials on the market: they require an approbation in clinical practice and in-depth study of their physical and mechanical properties, their biological effects, as well as detailed comparative assessment with materials commonly used in prosthetic dentistry in recent years. This can considerably contribute to obtaining high-quality teeth replacement outcomes in edentulous patients.

This dissertation is devoted to the study of physical and mechanical properties of various denture base materials and the clinical assessment of short-term and long-term outcomes of prosthetic rehabilitation with complete removable dentures having bases fabricated from different materials. The research describes the results of clinical evaluation of the prosthetic rehabilitation outcomes and effects of different denture base materials on the patients' adaptation to denture wearing. The analysis of the national and international studies regarding the issues on using various denture base materials in prosthetic practice for replacing teeth in edentulous patients has been carried out. The retrospective research enables to predict the approximate need for prosthetic rehabilitation with complete removable dentures for the population of the Poltava region in the immediate and long-term future. The dissertation also presents the results of the comparative assessment of physical and mechanical properties of different denture base materials as well as their possible toxic effects studied in the experiments by evaluating indices of lipid peroxidation and antioxidant systems.

The aim of this dissertation research was to carry out a comparative assessment of physical and mechanical properties, and the biological effects of various denture base materials; to assess the outcomes of prosthetic rehabilitation with complete removable dentures for 59 edentulous patients.

At present, an attempt to determine the real needs of the population of Ukraine in complete removable dentures seems to be quite difficult because of a lack of mass health examination, absence of health insurance coverage, and inadequate statistics within the governmental and non-governmental sectors of dental care. In our research we applied a methodology for assessing the tentative needs of advanced-age and elderly people in prosthetic treatment, and, in particular, in complete removable denture placement. This methodology is based on investigating the demographic situation retrospectively and at present time by using databases and information resources of statistical analysis of this problem in the country.

According to the criteria of J. Beaujeu Garnier and E. Rosset's Demographic Aging Scale, there are 4 levels of population ageing by the percentage of the advanced-aged and elderly individuals: the initial level, when the share of this age group makes up 12-14%, the medium level, when the share of aged people makes up 14-16%, the high level and the highest level, which are made up by the shares of 16-18% and 18-20%, respectively. Through the past decade, Ukraine is demonstrating a steady shift towards the highest level of population aging (20.3-21.5%). As this population group requires teeth replacement with complete removable dentures, we can outline the needs in this type of dental care as high.

In this research the following denture base materials were used:

- «Ftoraks», manufactured by JSC «STOMA», Ukraine as a standard denture base material in Ukraine for partial and complete removable dentures.
- «Vertex ThermoSens» by «Vertex Dental», the Netherlands, thermoplastic material, based on nylon (polyamide). This denture base material is rather new for Ukrainian prosthetic dentistry. ISO 9001: 2009.
- «Deflex Acrylato» by «Deflex», Argentina. This denture base material can also be described as new one for Ukrainian prosthetic dentistry. It is specially designed for fabricating complete removable dentures. ISO 13485: 2012.
- «Lipol» by «LINIK» CJSC (Lysychansk Petroleum Refinery), Ukraine. This is thermoplastic material based on polypropylene TU U 24.1-32292929-003: 2007.

Differences in the physical and mechanical properties of various denture base materials, their advantages and disadvantages, were investigated by the methods of sample testing for breaking, compression, microhardness, and for water-absorbing capacity.

The results obtained show that the reference material «Ftoraks» possesses the highest absolute water-absorbing capacity, in this term «Vertex ThermoSens» ranks the second position, and «Deflex Acrylato» occupies the third place. «Lipol» demonstrates the lowest water-absorbing capacity.

The dynamics of water absorption of the investigated samples has shown that the largest amount of water for 7 days is absorbed by the denture base material «Ftoraks», i. e. it absorbs 1.12% of the sample weight. Denture base material «Deflex Acrylato» absorbs 0.86% of water to the sample weight; «Vertex ThermoSens» absorbs 0.78% of water, and «Lipol» demonstrates the lowest water-absorbing capacity – it takes in 0.34% of water to the sample weight. Data on water absorption capacity of the samples studied over the next 7 days demonstrate somewhat different dynamics of water absorption: a «Ftoraks» sample absorbs 0.29% of water to the total sample weight, «Vertex ThermoSense» absorbs 0.2% of water, «Lipol» and «Deflex Acrylato» absorb 0.11% of water and 0.09% of water to the sample weight respectively.

The comparative assessment of the mean microhardness values of the denture base material samples «Vertex ThermoSens», «Ftoraks», «Lipol», and «Deflex Acrylato» has demonstrated that the «Ftoraks» possesses the highest microhardness (311.6 ± 6.43 Hv, MPa); «Vertex ThermoSens» is the second by this parameter (138.8 ± 2.93 Hv, MPa), and the base material «Deflex Acrylato» is the third (130.9 ± 2.09 Hv, MPa). The denture base material «Lipol» (115.8 ± 3.67 Hv, MPa) has the lowest microhardness value: its microhardness value is almost twice lower than the relevant parameter of denture material «Ftoraks».

The analysis of the physical properties of the denture base material «Lipol» has demonstrated that it possesses the high ductility (elastic deformation) for tension and compression, and insufficient strength; therefore, this material can not be recommended for denture manufacturing and was excluded from the further assessment.

One of the most important demands for denture base materials is their bioinertness. The study of the biological effects produced by three denture base materials «Ftoraks», «Deflex Acrylato» and «Vertex ThermoSens» was carried out by implanting samples of the denture base materials intramuscularly into the anterior abdominal wall of white test rats. The procedure was performed under thiopental sodium anaesthesia that is consistent with the principles of bioethics and

humane treatment of laboratory animals. Freshly prepared specimens of the studied materials were used in the experiment, as the maximum release of the monomer occurs over the first 7 days after the polymerization. The control group was made up of «pseudo-operated» animals, which were performed on similar surgical interventions without implanting denture base material samples.

The results of the effects after the intramuscular implantation of «Ftoraks», «Deflex Acrylato» and «Vertex ThermoSens» materials that were assessed by the indices of free radical oxidation and activity of antioxidant enzymes in the blood of the test animals did not reveal statistically significant differences compared to the control animals. The data obtained evidence the sufficient bioinertness of the materials tested.

Thus, based on the data obtained by the preclinical study of three denture base materials, we have selected two new materials, «Vertex ThermoSens» and «Deflex Acrylato», for further clinical trial as they have demonstrated satisfactory physical characteristics, suitable for dentures characteristics and bio-inertness. The standard denture base material «Ftoraks» is used as a reference material.

59 fully edentulous patients of advanced and elderly age (60 years and over), who applied to the dental clinic for having new complete removable plate denture fabricated for the upper and lower jaws, received prosthetic rehabilitation. The control group was formed by 25 individuals (fourth and fifth year students of the Faculty of Dentistry, Ukrainian Medical Stomatological Academy) with intact dentition and orthognathic bite.

At the clinical admission, we selected those patients, whose oral conditions met the following requirements: type I alveolar atrophy by Schroeder for the upper jaw, and type I by Keller for the lower jaw; class I by the Suplee classification for the oral mucosa condition.

Over the past 3-5 years, the patients were wearing full removable plastic dentures fabricated from acrylic plastics. All they noted unsatisfactory fixation and stabilization of their dentures, some of them complained of irritation and discomfort in the foundation area, some others sought for prosthetic aid because of

denture breakage. The patients were offered to have new complete removable laminar dentures fabricated from thermoplastic, which does not contain monomers.

Thus, the 59 patients, who obtained new removable dentures, were divided into three clinical groups: the first group included patients, who had prostheses re-manufactured from the acrylic reference material «Ftoraks».

The second group included patients, whose dentures were made from «Vertex ThermoSens», a non-acrylic polyamide (nylon).

The third group involved the patients, whose dentures were fabricated from «Deflex Acrylato», polymethyl methacrylate material.

All of the patients were subjected to comprehensive clinical examination (according to the examination protocol in the clinic of orthopaedic dentistry). Additionally we used such methods as the «BOFSAS» (B – Base; O – occlusion; F – fixation; S – stabilization; A – Adaptation; S – satisfaction) test, including both subjective and objective criteria, electromyographic studying of the physiological state of masticatory muscles, and by chewing efficiency test by I.S. Rubinov.

The assessment of the quality of complete removable denture in the research presented was carried out by using the same methods in different terms of denture wearing (in a month, half a year and a year).

The subjective patients' adaptation to wearing dentures made from the base materials «Vertex ThermoSens» lasted $16,00 \pm 0,39$ days versus $18,00 \pm 0,35$ days for «Deflex Acrylato» that points out the shortening of the adaptation period when compared to the dentures made from «Ftoraks» ($20,96 \pm 40$ days).

Complete restoration of chewing efficiency according to I.S. Rubinov in all groups studied was observed in a year since the denture placement. However, it should be noted that the shortest time interval to achieve full chewing (prior swallowing reflex) was found out in the group of patients wearing dentures made from «Vertex ThermoSens» material (19.8 sec.), and longer time interval was shown by the group of patients wearing dentures made from «Deflex Acrylato» (20.82 ± 0.75 sec.) compared with the group of patients having dentures made from «Ftoraks» (25.48 ± 0.45 sec.).

The estimation of the integral electromyography index («K» coefficient) of the neuro-reflectory activity of chewing muscles in the patients wearing the dentures made from «Deflex Acrylato» showed a tendency towards the positive dynamic change of this index compared with the group of patients wearing the dentures made from «Ftoraks».

In the group of patients wearing the dentures made from «Vertex ThermoSens» material, the electromyography «K» coefficient became significantly positively different in 6 months, with values 1.17 ± 0.03 versus 1.3 ± 0.05 , when using the dentures made from the «Ftoraks». In a year of follow-up period it reached the following values: 1.06 ± 0.02 versus 1.25 ± 0.03 , respectively, and approximately approached the indices of the control group.

An objective criterion for assessing the quality of prosthetic rehabilitation is the complete restoration of the physiological functioning of the masticatory muscles. Based on the data, obtained by electromyography, the following conclusion can be drawn: the dentures made from «Vertex ThermoSens» and «Deflex Acrylato» have been found out as possessing better characteristics and, thus, are more acceptable compared with those made of standard material «Ftoraks». The best characteristics were obtained using the denture base material «Vertex ThermoSens». In a year of wearing dentures made from this material, the «K» coefficient decreased by 2,32 times compared with the results obtained before the denture placement and approximated the normal values.

The results of the investigation of prosthetic rehabilitation outcomes with complete removable dentures for the edentulous patients based on their subjective assessment of adaptation to denture wearing, on indices of masticatory efficiency restoration, and on the integral assessment of masticatory muscles by electromyography have demonstrated that «Vertex ThermoSens» and «Deflex Acrylato» denture base materials are more acceptable in comparison with the standard material «Ftoraks» used as a reference material in this research. The denture base material «Vertex ThermoSens» has been found out to possess the best characteristics.

Keywords: Thermoplastic dental materials, anodontia, electromyography, «Vertex ThermoSens», «Deflex Acrylato», «Ftorax», «Lipol».

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА

1. Кузь В.С. Базисні стоматологічні матеріали, історія розвитку та перспектива їх використання в ортопедичній стоматології / **В.С. Кузь**, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2012. – Том 12, випуск 4 (40). – С. 216-218. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив статтю.*

2. Кузь В.С. Характеристика сучасних базисних стоматологічних матеріалів та їх вплив на тканини порожнини рота / **В.С. Кузь**, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2015. – Т.14, №2 (46). – С. 179-183. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив статтю.*

3. Кузь В.С. Оцінка демографічної ситуації в Україні та Полтавській області для вивчення потреби населення області в знімному протезуванні при частковій та повній втраті зубів / **В.С. Кузь** // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2015. – Том 15, випуск 1 (49). – С. 20-23.

4. Кузь В.С. Водопоглинання різних груп базисних стоматологічних матеріалів / **В.С. Кузь** // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2015. – №3 (51), частина 1. – С. 18-22.

5. Кузь В.С. Визначення показників міцності та пластичності різних груп базисних стоматологічних матеріалів / **В.С. Кузь** // Актуальні проблеми

сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2016. – №2 (54). – С. 28-32.

6. Кузь В.С. Використання сучасних безакрилових базисних матеріалів у клініці ортопедичної стоматології / **В.С. Кузь**, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Український стоматологічний альманах. – 2016. – №3 (том 2). – С. 40-46. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив статтю.*

7. Кузь В.С. Повышение качества полного съемного протезирования стоматологических больных путем использования новых базисных материалов / **В.С. Кузь**, В.Н. Дворник, А.И. Тесленко, Г.М. Кузь, И.Н. Мартыненко // *Widomości Lekarskie: Czasopismo Polskiego Towarzystwa Lekarskiego*. – 2016. – TOM LXIX, Nr 2 (cz. II). – С. 197-203. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив статтю.*

8. Кузь В.С. Відновлення жувальної ефективності у пацієнтів з повними знімними протезами, виготовленими з різних груп базисних матеріалів / **В.С. Кузь**, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2017. – Том 17, випуск 3 (59). – С. 224-226. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив статтю.*

9. Кузь В.С. Вплив базисних стоматологічних пластмас на показники крові білих щурів (експериментальне дослідження) / **В.С. Кузь**, В.М. Дворник, Г.М. Кузь, О.Є Акімов // Український стоматологічний альманах. – 2017. – №4. – С. 5-8. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив статтю.*

10. Кузь В.С. Порівняльна характеристика мікротвердості різних груп базисних стоматологічних пластмас / **В.С. Кузь**, В.М. Дворник, Г.М. Кузь,

І.М. Мартиненко, О.С. Шеметов // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2018. – Том 18, випуск 2 (62). – С. 201-205. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив статтю.*

11. Кузь В.С. Результати лікування пацієнтів із повною відсутністю зубів протезами з термопластичного базисного матеріалу «Deflex Acrylato» / **В.С. Кузь**, В.М. Дворник, Г.М. Кузь., І.М. Мартиненко, Г.М. Баля // Український стоматологічний альманах. – 2018. – №3. – С. 11-20. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив статтю.*

12. Кузь В.С. Влияние базисных стоматологических материалов на показатели свободнорадикального окисления и антиоксидантный потенциал крови белых крыс (экспериментальное исследование) / **В.С. Кузь**, В.Н. Дворник, В.А. Костенко, Г.М. Кузь, О.Е. Акимов // *Widomości Lekarskie: Czasopismo Polskiego Towarzystwa Lekarskiego*. – 2018. – TOM LXXI, Nr 2 (cz. II). – С. 318-322. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив статтю.*

13. Патент України на корисну модель №70372 МПК А61В 5/0488. Кутомір / Рубаненко В.В., Семененко Ю.І., **Кузь В.С.**; заявл. 14.11.11; опубл. 11.06.12; Бюл. №11. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, провів апробацію методики та проаналізував результати дослідження.*

14. Рубаненко В.В. Кутомір для стандартизації визначення моторних точок жувальних м'язів / В.В. Рубаненко, Ю.І. Семененко, **В.С. Кузь** // Нововведення. Реєстр. № 464/1/14 Реєстр галузевих нововведень. – 2015. – Том 2, випуск 1. – С. 280-281. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, провів апробацію методики та проаналізував результати дослідження.*

15. Семененко Ю.И. Идентификация точек отведения биопотенциалов жевательных мышц в повторных исследованиях / Ю.И. Семененко, **В. С. Кузь**, В.В. Рубаненко // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. Матеріали Всеукраїнської науково-практичної конференції «Медична наука – 2010». – 2010. – Том 10, випуск 4 (32). – С. 252-254. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

16. Кузь Г.М. Вплив знімних протезів на тканини протезного ложа / Г.М. Кузь, В.М. Дворник, **В.С. Кузь** // Інноваційні технології – в стоматологічну практику: матеріали III (X) з'їзду асоціації стоматологів України, 16-18 жовтня 2008 року. – Полтава, 2008. – С. 398-399. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

17. Кузь Г. М. Реакція тканин протезного ложа на знімні протези / Г. М. Кузь, **В. С. Кузь** // Актуальні питання та проблеми розвитку стоматології на сучасному етапі. Збірник наукових праць. – Полтава, 2011. – С. 44-45. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

18. Кузь В. С. Развитие та методи удосконалення стоматологічних базисних матеріалів / **В. С. Кузь** // Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: материалы научно-практической конференции с международным участием «Гофунговские чтения» (Выпуск 11, часть 2), 10 февраля 2015 г. – Харьков, 2015. – С. 32-35.

19. Кузь В.С. Прогнозування потреби знімного протезування за оцінкою демографічної ситуації в Україні та Полтавській області / **В. С. Кузь**, В. М. Дворник, Г. М. Кузь // Стоматологічні новини: зб. праць за матеріалами міжнародної науково-практичної конференції «Актуальні проблеми стоматології», 15-16 жовтня 2015 р., Львів / Львівський

національний медичний університет імені Данила Галицького. – Львів: Львівський нац. мед. ун-т імені Данила Галицького, 2015. – Вип. 14. – С. 43. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

20. Кузь В.С. Исследование базисных стоматологических материалов по показателям водопоглощения / **В. С. Кузь** // Сборник трудов Национального конгресса с международным участием «Паринские чтения 2016», 5-6 мая 2016 г. – Минск, 2016. – С. 432-433.

21. Кузь В. С. Підвищення якості виготовлення знімних протезів у пацієнтів з повною втратою зубів шляхом використання нових базисних стоматологічних матеріалів / **В. С. Кузь** // Міжнародна науково-практична конференція «Сучасні погляди на актуальні питання теоретичної, експериментальної та практичної медицини», 25 листопада 2016 р. – Харків, 2016. – С. 135-137. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

22. Кузь В.С. Изучение физических свойств различных групп базисных стоматологических материалов / **В. С. Кузь**, В.Н. Дворник, Г.М. Кузь // Питання експериментальної та клінічної стоматології: матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Гофунговські читання» (Випуск 12), 6-7 жовтня 2016 р. – Харків, 2016. – С. 373-378.

23. Кузь В.С. Изучение потребности населения Украины и Полтавской области в съемном протезировании после частичной и полной потерей зубов путем оценки демографической ситуации / **В.С. Кузь**, В.Н. Дворник // Науково-практична конференція студентів і молодих вчених із міжнародною участю «Інновації в медицині», 23-24 березня 2017 р. – Івано-Франківськ, 2017. – С. 114-115. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	23
ВСТУП.....	24
РОЗДІЛ 1. ЗУБНЕ ПРОТЕЗУВАННЯ ПАЦІЄНТІВ ПОВНИМИ ЗНІМНИМИ ПРОТЕЗАМИ З РІЗНИХ БАЗИСНИХ МАТЕРІАЛІВ, ОЦІНКА ЕФЕКТИВНОСТІ ТА РЕЗУЛЬТАТІВ ОРТОПЕДИЧНОГО ЛІКУВАННЯ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ).....	31
1.1 Характеристика сучасних базисних стоматологічних матеріалів, що застосовуються для виготовлення знімних ортопедичних конструкцій.....	31
1.2 Механічні властивості базисних полімерних матеріалів та їх вплив на тканини протезного ложа.....	44
1.3 Функціональні методи визначення ефективності жування.....	54
1.4 Обґрунтування вибраного напрямку роботи.....	58
РОЗДІЛ 2. ОБ'ЄКТИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	62
2.1 Методики вивчення потреби населення в повному знімному протезуванні.....	62
2.2 Загальна характеристика матеріалів, використаних в роботі.....	63
2.3 Методи виготовлення зразків та методики визначення фізико-механічних властивостей базисних пластмас.....	66
2.3.1 Методика вивчення водопоглинання пластмасами.....	67
2.3.2 Методика вивчення пластмас на мікротвєдїсть.....	68
2.3.3 Методика вивчення властивості пластмас на розтяг та стискання.....	70
2.4 Характеристика груп спостереження.....	74
2.5 Особливості виготовлення повних знімних протезів з різних базисних матеріалів.....	75
2.6 Клініко-лабораторні методи обстеження пацієнтів.....	77
2.6.1 Оцінка якості протезування за допомогою тесту	

«БОФСАЗ».....	77
2.6.2 Електроміографічні дослідження.....	78
2.6.3 Визначення жувальної ефективності за І.С. Рубіновим.....	80
2.7 Методика вивчення біологічної дії базисних стоматологічних пластмас на білих щурах.....	81
2.8 Статистичні методи дослідження.....	85
РОЗДІЛ 3. ОРІЄНТОВНА ПОТРЕБА В ПОВНОМУ ПЛАСТИНКО- ВОМУ ПРОТЕЗУВАННІ НАСЕЛЕННЯ ПОЛТАВСЬКОЇ ОБЛАСТІ.....	87
РОЗДІЛ 4. ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА ФІЗИКО-МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ РІЗНИХ БАЗИСНИХ МАТЕРІАЛІВ.....	93
4.1 Результати вивчення водопоглинання пластмасами в експерименті.....	93
4.2 Результати дослідження мікротвездості пластмас.....	99
4.3 Результати дослідження базисних пластмас на розтяг та стискання.....	105
4.4 Результати вивчення біологічної дії базисних стоматологічних пластмас на білих щурах.....	108
РОЗДІЛ 5. КЛІНІЧНА ОЦІНКА ЯКОСТІ РЕЗУЛЬТАТІВ ПРОТЕЗУВАННЯ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ РІЗНИХ БАЗИСНИХ МАТЕРІАЛІВ.....	114
5.1 Результати клінічного застосування стоматологічного базисного матеріалу «Фторакс» у пацієнтів з повною втратою зубів.....	114
5.2 Результати клінічного застосування базисного матеріалу «Vertex ThermoSens» у пацієнтів з повною відсутністю зубів.....	125
5.3 Результати клінічного застосування стоматологічного базисного матеріалу «Deflex Acrylato» в клініці ортопедичної стоматології у пацієнтів з беззубими щелепами.....	133
АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ ОТРИМАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ.....	143

ВИСНОВКИ.....	154
ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ.....	157
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ ЛІТЕРАТУРИ.....	158
ДОДАТКИ.....	192

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

- АОЗ – антиоксидантний захист;
«БОФСАЗ» – базис, оклюзія, фіксація, стабілізація, адаптація, задоволеність;
в/щ – верхня щелепа;
Гц – герц;
ЕМГ – електроміографія;
«К» – коефіцієнт активності;
кН – кілоньютон;
КП – комунальне підприємство;
мкВ – мікрвольт;
МПа – мегапаскаль;
мсек. – мілісекунда;
Н – ньютон;
н/щ – нижня щелепа;
Па – паскаль;
ПОЛ – перекісне окислення ліпідів;
Р – сила;
сек. – секунда;
СНЩС – скронево-нижньощелепний суглоб;
СОД – супероксиддисмутаза;
СФ – спектрофотометр;
ТБК – тіобарбітурова кислота;
УМСА – Українська медична стоматологічна академія;
ЦС – центральне співвідношення.

ВСТУП

Актуальність теми. Впровадження акрилових пластмас в клініку ортопедичної стоматології в свій час було революційним кроком у протезуванні повними та частковими пластинковими протезами [59, 144, 145, 146, 155]. Це дозволило скоротити терміни та покращити його якість, здешевити процес виготовлення конструкцій та забезпечити доступ широких верств населення в знімному протезуванні. Довгий час використання акрилових пластмас залишалося безальтернативним [51, 55, 131, 159, 216, 232]. Вони володіють високою хімічною стійкістю і малою водопоглинаючою здатністю. Не позбавлені акрилові пластмаси і деяких недоліків, основним з яких є недостатня їх міцність [63, 117, 195, 196, 201]. Внаслідок цього багато виробів, в тому числі і протези, ламаються і мають досить нетривалий термін служби. Низька теплопровідність та наявність залишкового мономера після полімеризації пластмаси нерідко є причиною запалення слизової оболонки протезного ложа [29, 30, 31, 39, 42, 66, 101, 166]. Недостатня еластичність обмежує застосування цієї пластмаси як базисного матеріалу при атрофії альвеолярних відростків і слизової оболонки та за наявності гострих кісткових виступів в ділянці розташування базису протеза [38, 81, 86, 129, 140].

Проте сьогодні 98% усієї зубопротезної знімної продукції виготовляється саме з пластмас, а потреба в пластинковому протезуванні постійно зростає в зв'язку з прогресуючим старінням населення України. За даними окремих авторів у різних регіонах України вона досягає 53,8% для осіб вікової категорії старше 50 років, а для осіб похилого та старечого віку вона зростає практично до 100% [32, 50, 58, 124, 135, 154, 183]. Не являються виключенням і особи молодшого віку, у яких знімні протези використовуються також доволі часто – від 15 до 20% [33, 37, 67, 111, 115].

Розвиток вітчизняного та закордонного матеріалознавства йде шляхом удосконалення характеристик існуючих базисних пластмас та створення

нових матеріалів. Покриття і деякі технологічні особливості виготовлення пластмасових протезів дозволяють зменшити кількість залишкового мономеру, збільшити механічну міцність готової продукції, але це не є остаточним вирішенням проблеми [5, 26, 80, 99, 101, 112]. Найбільш перспективним залишається напрямок, що дозволяє забезпечити необхідні властивості базисного матеріалу шляхом створення нової рецептури композицій [126, 222, 237, 264]. Динамічний розвиток ринку стоматологічних матеріалів сприяє появі нових сучасних матеріалів та технологій стосовно їх використання [8, 95, 113, 167, 230, 269]. Невідповідність між рекламними характеристиками та практичними реаліями застосування нових стоматологічних базисних матеріалів спонукає до ретельного вивчення та порівняння їх фізико-механічних, біологічних властивостей і обґрунтування рекомендацій щодо їх широкого впровадження в клініку ортопедичної стоматології [52, 88, 134, 179, 242, 265].

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертація є фрагментом комплексних ініціативних тем кафедри ортопедичної стоматології з імплантологією УМСА: «Нові технології, сучасні і удосконалені зуботехнічні матеріали в реабілітації хворих з патологією зубощелепної системи» (державний реєстраційний номер 0111U006304) та «Застосування сучасних технологій діагностики та лікування для реабілітації стоматологічних хворих ортопедичними методами» (державна реєстрація № 0117U004778).

Мета даного дослідження полягала в порівняльній оцінці фізико-механічних властивостей стоматологічних матеріалів і їх біологічної дії за умов протезування 59-ти пацієнтів конструкціями повних знімних протезів з різних базисних матеріалів.

Завдання дослідження:

1. Вивчити орієнтовну потребу в знімному пластинковому протезуванні населення Полтави та Полтавської області на підставі проведення ретроспективного аналізу змін демографічної ситуації в Україні.

2. Дослідити основні відмінності фізико-механічних властивостей різних базисних матеріалів та провести порівняльну оцінку їх позитивних та негативних характеристик;

3. Експериментально дослідити вірогідність токсичного впливу різних базисних матеріалів на організм білих лабораторних щурів за показниками змін системи вільнорадикального окислення та антиоксидантного захисту;

4. Вивчити ступінь відновлення жувальної ефективності при протезуванні повними знімними протезами, виготовленими з різних базисних матеріалів безпосередньо та у визначені віддалені терміни;

5. Дослідити ступінь адаптації жувальних м'язів пацієнтів при протезуванні повними знімними протезами, виготовленими з різних базисних матеріалів безпосередньо та у визначені віддалені терміни.

Об'єктом дослідження були конструкції повних знімних протезів, які виготовлялися з використанням різних базисних матеріалів.

Предметом дослідження стало проведення порівняння фізико-механічних властивостей різних базисних матеріалів та встановлення їх клінічної і функціональної ефективності.

Методи дослідження.

Для оцінки демографічної ситуації (вивчення потреби осіб похилого та старечого віку в ортопедичній стоматологічній допомозі) на даний час та в перспективі з урахуванням змін демографічної ситуації були використані інформаційні ресурси: ретроспективний аналіз демографічної ситуації в Україні та в Полтавській області за 2007-2017 рр.; шкала демографічного старіння Ж. Божьо-Гарн'є-Е. Россета; шкала демографічного старіння ООН; інформаційна база ВООЗ за інтернет-ресурсом: www.euro.who.int.

Для порівняння фізико-механічних властивостей базисних матеріалів були проведені дослідження на стискання, розтяг, водопоглинання та мікротвердість з використанням стандартних методик.

Для дослідження вірогідного токсичного впливу різних базисних матеріалів на організм білих лабораторних щурів вивчали показники системи

вільнорадикального окислення та антиоксидантного захисту як маркерів біологічної дії.

Для оцінки клінічної ефективності протезування застосовували методики загальноприйнятого клінічного обстеження стоматологічних пацієнтів, тест «БОФСАЗ», досліджували ступінь відновлення жувальної ефективності за допомогою функціональної проби І.С. Рубінова, проводили оцінку змін біопотенціалів жувальних м'язів електроміографічним методом.

Статистичний аналіз отриманих результатів проводився за допомогою інструментів програмного пакету Microsoft Excel. Перевірку відповідності розподілу варіант Гаусовій дисперсії проводили за методом Шапіро-Уїлка. При відповідності розподілу Гаусовій дисперсії для визначення статистичної значущості відмінностей між групами застосовували критерій Стюдента-Фішера. При невідповідності Гаусовій дисперсії для визначення статистичної значущості відмінностей між групами застосовували U-критерій Манна-Уїтні. Різницю між групами вважали статистично значущою при $p < 0,05$. Для уникнення феномену множинних порівнянь застосовували поправку за методом Бонфероні.

Наукова новизна.

Вперше за авторською методикою стандартизовано координатне визначення моторних точок власне жувальних м'язів при проведенні електроміографічних досліджень.

Доповнені наукові дані щодо фізико-механічних властивостей різних груп базисних матеріалів на сучасному етапі розвитку стоматології.

Комплексно оцінені функціональні характеристики жувального апарату, відновленого протезами із різних сучасних базисних матеріалів.

Доведена клінічна ефективність застосування протезів з сучасних базисних матеріалів у порівнянні з акриловими пластмасами.

Вперше на сучасному етапі розвитку суспільства проведена оцінка демографічного стану населення в Україні та в Полтавській області з

використанням методики Ж. Божьо-Гарн'є-Е. Россета та шкали демографічного старіння ООН.

Теоретична та практична цінність. Отримані в роботі результати можуть стати підґрунтям для широкого впровадження в практику ортопедичної стоматології сучасних термопластичних базисних матеріалів, що забезпечить скорочення термінів адаптації до протезів, дозволить покращити їх функціональну цінність, а також збільшити тривалість терміну експлуатації пацієнтами.

Особистий внесок здобувача. На підставі вивчення джерел літератури, патентно-інформаційного пошуку сформульована тема дисертації, визначені її мета і завдання досліджень. Спільно з кафедрами медичної та біологічної фізики і медичної інформатики; загальної гігієни, екології та охорони праці в медицині; патологічної фізіології; ортопедичної стоматології з імплантологією Української медичної стоматологічної академії; зуботехнічною лабораторією «МІКС-ЛАБ» та КП «Полтавський обласний центр стоматології – стоматологічна клінічна поліклініка» вивчені фізико-механічні властивості та клініко-технологічні характеристики сучасних базисних стоматологічних матеріалів та можливість широкого впровадження їх в практику ортопедичної стоматології.

Самостійно виконаний весь об'єм клінічної роботи з пацієнтами, проведені клінічні і лабораторні дослідження. Автором систематизовані отримані результати, написані всі розділи дисертації, сформульовані висновки і практичні рекомендації.

Апробація матеріалів дисертації. Матеріали дисертації були представлені на:

1. Науково-практичній конференції з міжнародною участю «Гофунговські читання» (Харків, 2015).
2. Науково-практичній конференції з міжнародною участю «Мультидисциплінарний підхід в лікуванні ортодонтичних пацієнтів» (Полтава, 2015).

3. Всеукраїнській науково-практичній конференції «Медична наука в практику охорони здоров'я» (Полтава, 2015).

4. Науково-практичній конференції з міжнародною участю «Комплексний підхід до реабілітації стоматологічних хворих у сучасних умовах» (Полтава, 2016).

5. Міжнародній заочній науково-практичній конференції, присвяченій 90-річчю від дня народження професора Л.П. Григор'євої «Ортодонтичний статус – показник стоматологічного здоров'я» (Полтава, 2017).

Публікації. Результати роботи відображені у 23 наукових працях, з яких – 10 статей у наукових фахових виданнях України, 2 – за кордоном у наукометричному журналі (цитування Scopus, PubMed, Medline), 9 тез доповідей на науково-практичних конференціях. Отримано деклараційний патент України на корисну модель № 70372, МПК А61В 5/0488. Зареєстровано нововведення «Кутомір для стандартизації визначення моторних точок жувальних м'язів». Реєстр. № 464/1/14 галузевих нововведень.

Впровадження результатів роботи:

Основні результати досліджень впроваджені в навчальний процес кафедр: ортопедичної стоматології з імплантологією УМСА; післядипломної підготовки лікарів стоматологів-ортопедів Навчально-наукового інституту післядипломної освіти УМСА; ортопедичної стоматології Львівського національного медичного університету ім. Данили Галицького; ортопедичної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету; ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету.

Результати роботи впроваджені в **практику охорони здоров'я** у:

відділенні ортопедичної стоматології КП «Полтавський обласний центр стоматології – стоматологічна клінічна поліклініка»; навчально-науково-лікувальному підрозділі «Стоматологічний центр» Української медичної стоматологічної академії; стоматологічному медичному центрі Львівського

національного медичного університету ім. Данила Галицького; КЗ Києво-Святошинської районної ради «Києво-Святошинська районна стоматологічна поліклініка»; КЗ «Черкаська обласна стоматологічна поліклініка» Черкаської обласної ради; Університетському стоматологічному центрі Харківського національного медичного університету.

Структура та обсяг дисертації. Дисертаційна робота викладена українською мовою, загальним обсягом 212 сторінок. Складається із вступу, аналітичного огляду літератури та розділу, у якому викладені матеріали і методи дослідження, а також трьох розділів з результатами власних досліджень, з їх аналізом та узагальненням, висновків, практичних рекомендацій, бібліографічного списку використаної літератури, який містить 272 найменування (210 кирилицею та 62 латиницею; обсяг – 35 сторінок). Матеріали дисертації ілюстровано 26 рисунками, 36 таблицями, додатки (21 сторінка).

РОЗДІЛ 1

ЗУБНЕ ПРОТЕЗУВАННЯ ПАЦІЄНТІВ ПОВНИМИ ЗНІМНИМИ ПРОТЕЗАМИ З РІЗНИХ БАЗИСНИХ МАТЕРІАЛІВ, ОЦІНКА ЕФЕКТИВНОСТІ ТА РЕЗУЛЬТАТІВ ОРТОПЕДИЧНОГО ЛІКУВАННЯ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)

1.1 Характеристика сучасних базисних стоматологічних матеріалів, що застосовуються для виготовлення знімних ортопедичних конструкцій

Ще більше 2,5 тис. років тому робилися перші спроби замістити дефекти зубних рядів, використовуючи при цьому різноманітні природні матеріали: дерево, мінерали, кістки тварин, панцирі черепах [101, 157]. Цілеспрямований пошук матеріалів для виготовлення функціональних та естетичних протезів почався в кінці XVIII століття [160], коли французький аптекар Дюшато виготовив перший протез з порцеляни. На початку XIX століття робилися спроби виготовлення базису протеза із золота. Тоді ж було запропоновано спосіб штампування золотих базисів по металевій моделі. Справді революційним кроком у розвитку зубного протезування було відкриття Нильсоном Гудіером в 1839 р. способу вулканізації каучуку, а вже в 1848 р. Делабор застосував його як базисний матеріал для виготовлення знімного протеза [101, 162]. З тих пір каучук протягом майже 100 років залишався незамінним матеріалом для виготовлення базисів протезів. У протезів із каучуку значно покращилися естетичні якості і в той же час вони були досить функціональними. Каучук для свого часу виявився дуже технологічним матеріалом. В якості альтернативи каучуку братами Хайт був запропонований целулоїд. Але із-за різкого запаху камфори, слабкої адгезії до слизової оболонки порожнини рота і досить складної технології виготовлення целулоїд не отримав широкого поширення в практиці зубного протезування. На початку XX століття були розроблені матеріали на основі фенолформальдегідних смол - бакеліт, люксин, феноглас, валькерит, які

знайшли застосування в зубному протезуванні [214]. У 1934 р. С.С. Шведовим була створена перша вітчизняна пластмаса «Ефнеліт», в 1938 р. В.О. Новіком – «Стомаліт», а в 1940 р. група вчених (О.М. Баркман, И.Б. Лукомский, Я.Л. Раев, М.С. Шнейдер), що працювали в Московській поліклініці ім. Н.А. Семашко, запропонували фенолформальдегідну пластмасу «Альдоніт» [101, 189]. Але і ці пластмаси не відповідали вимогам, що пред'являються до базисних матеріалів [40]. Протези, виготовлені з фенолформальдегідних пластмас, мали запах фенолу, були крихкими, а технологія їх виробництва була досить складною.

Якісний прорив у зубному протезуванні стався в 1935 р., після того як було запропоновано спосіб переробки акрилатів у вигляді полімер-мономерної композиції. У нашій країні дослідження в цій області почалися в 1938 р. Перша радянська акрилова пластмаса для зубного протезування «Стомакс» була створена в 1940 р. в Горьківському медичному інституті, потім з'явилися пластмаси «Стомакс-1» і «Стомакс-2». В 1941 р. радянські вчені – співробітники ЦІТО і експериментального заводу пластмас – створили пластмасу «АКР-7», яка довгий час використовувалася для виготовлення зубних протезів [33, 78, 130]. Пізніше з'явилася більш сучасна пластмаса «АКР-10» [59]. Акрилові пластмаси досить швидко витіснили каучук насамперед завдяки своїй технологічності, гігієнічності, прекрасним естетичним якостям. Протези, виготовлені з акрилових пластмас, стали більш функціональними [55, 155].

Однак вони мали цілий ряд недоліків, серед яких перше місце займала недостатня механічна міцність [207, 230]. В середині 50-х років був запропонований метод сополімеризації, на основі якого був отриманий сополімер метилметакрилату, етилметакрилату і метилакрилату, що отримав назву «АКР-15» («Етакрил»), який перевершував попередні пластмаси за фізико-механічними характеристиками. Поряд з акриловими пластмасами досліджувалися матеріали інших груп [98, 129]. Проводилися дослідження по застосуванню термопластів як базисних матеріалів [128]. Був випробуваний

цілий ряд матеріалів: полікарбонат, поліпропілен, поліамід, полістирол, вінілові сополімери акрилатів [73]. В середині 50-х років у США був створений матеріал «Erocolon» на основі полістиролу [159]. Він мав набагато меншу усадку, ніж інші полімери, однак відрізнявся високим водопоглинанням і крихкістю. У 1968 р. В.П. Гроссман створив литтєвий полімер на основі поліпропілену і поліформальдегіду [78]. За даними М.М. Гернера і співавт. [101], поліпропілен відрізняється підвищеною ударною в'язкістю, але такі його негативні властивості, як погана якість поліровки, недостатньо міцне з'єднання з штучними зубами, термолабільність, не дозволили широко застосовувати його на практиці [20, 226]. І.Я. Поюровська і Т.Ф. Суругіна в 1973 р. створили термопластичний литтєвий полімер «МСН-У» який являв собою сополімер монометилметакрилату, стиролу і ударостійкого бутадієнстирольного каучуку [160]. За фізико-механічними характеристиками він значно перевершив попередні, але клінічні випробування показали, що протези з цього матеріалу з часом змінюють колір; також відзначався досить великий відсоток поломок [5, 21, 73, 82]. Оскільки ці матеріали в силу об'єктивних причин не знайшли широкого застосування в ортопедичній стоматології, зусилля вчених були спрямовані на подальше поліпшення якості акрилових пластмас, з яких, за даними літератури, виготовляється до 98% пластинкових протезів, а також пошук нових базисних матеріалів [76, 101].

До таких методів можна віднести ливарне пресування [218, 219] з направленою полімеризацією пластмаси, застосування технології процесів світлоотвердіння, мікрохвильова полімеризація, армування базису протезу [52, 79].

Ливарне пресування з направленою полімеризацією пластмаси - кращий спосіб виготовлення пластмасових базисів протезів [254]. Дослідження показали, що базиси протезів, отримані за такою технологією, в 1,5 разу міцніші, ніж виготовлені загальноприйнятим методом. Клінічні

спостереження переконують у тому, що якісні показники протезів поліпшуються [98, 99].

Професор Варес Е.Я. (1992) для виготовлення базисів зубних протезів запропонував використовувати ливарні термопласти поліпропілен і поліетилен [30]. На основі поліпропілену ним був розроблений базисний термопластичний матеріал «Ліпол». Цей матеріал досліджувався в Львівському політехнічному університеті. Дослідження автора доводять, що даний біологічно нейтральний литтєвий термопласт по відношенню до тканин організму і стійкий до середовища порожнини рота [29, 118].

Основними своїми характеристиками поліпропілен наближений до нейлону [84], але поступається останньому за деякими фізико-хімічними параметрами. В даний час в ортопедичній стоматології поліпропілен використовують як дешеву альтернативу нейлону при виготовленні знімних конструкцій протезів [149, 175].

Новим напрямком удосконалення базисних матеріалів є застосування технології процесів світлоотвердіння. Жуков К. В. підкреслює, що перевагами цього методу є точно задане виробником співвідношення компонентів і високий ступінь полімеризації [68]. Але ці матеріали досить дорогі, мають високий ступінь усадки, вимагають застосування спеціальних фотополімеризаторів [126].

Мікрохвильова полімеризація, на думку багатьох авторів, є ефективним методом вирішення комплексу завдань, пов'язаних із підвищенням якості пластинкових протезів, оскільки властивості променів СВЧ дозволяють полімеризувати пластмасу відразу у всьому об'ємі, забезпечувати тісніший зв'язок молекул у масі, що полімеризується, дотримуватися високої точності режиму; покращують фізико-механічні властивості пластмас базисів протезів [92]. Це також дає можливість зменшити кількість залишкового мономера і витрату часу на процес виготовлення пластинкового протеза.

Нідзельський М.Я. та інші автори, вивчаючи вплив електромагнітного поля на показники міцності акрилових пластмас, дійшли висновку, що

електромагнітне поле розміром 215,5 Ерстед і з часом дії 1 сек. є оптимальним і дає підстави вважати вплив електромагнітних полів при твердненні базисних матеріалів важливим для їхніх фізико-механічних властивостей [143, 144, 145].

Питання про технологічні особливості виготовлення базисів знімних пластинкових протезів остаточно не вирішене, особливо це стосується методик підвищення міцності базису [253]. 91,22% зубних техніків використовували і використовують метод компресійного пресування, і тільки 5,84% - інші методи.

Тому все більше поширюється механічний спосіб підвищення міцності базисних матеріалів шляхом їх армування. У ролі армувального компонента використовують різноманітні матеріали - як природні (бавовна, льон, джут, метал), так і синтетичні (скловолокно, азбест, нейлон та ін.), виготовлені індивідуально чи зі стандартних заготовок. У результаті отримують матеріал, який є композитом, арматура забезпечує йому міцність і жорсткість, а полімерна основа – монолітність і високу технологічність. Іншими словами, арматура служить для передачі основного потоку механічної напруги, а полімерна матриця забезпечує надійний зв'язок між окремими компонентами композиту і простоту обробки у виробі [63, 173].

Все ж таки, найбільш перспективним залишається направлення, що дозволяє забезпечити необхідні властивості базисного матеріалу за рахунок покращення його хімічного складу, тобто шляхом створення рецептури нових базисних композицій [23, 117, 121, 205].

На сьогоднішній час такі базисні матеріали існують. Це категорія напівжорстких поліамідів, які з'явилися після вирішення ряду істотних недоліків попередніх матеріалів [36]. Поліамідні протези, завдяки їх жорсткості, адекватно розподіляють жувальне навантаження і зберігають стабільність форми при вживанні гарячої їжі [11, 16, 24].

Вони відрізняються високою міцністю та механічною стійкістю, мають мінімальну усадку, гарну текучість для пропаковки тонких ділянок [190].

Однією з головних позитивних властивостей цієї групи матеріалів є те, що вони не містять токсичних речовин, таких як кадмій, а також відсутність мономеру, не змінюють колір та не насичуються запахами [167, 191]. Також їм властива висока щільність структури, що робить їх більш технологічним і дозволяє легко відполірувати протези до дзеркального блиску, як і акрилові пластмаси [103].

Крім поліамідів на сьогоднішній день з'явилося багато груп інших базисних матеріалів, але на сучасному етапі розвитку ортопедичної стоматології вони потребують подальшого вивчення їх властивостей [17, 85, 140, 142]. В наш час ортопедична стоматологія з різноманіттям матеріалів дозволяє досягти високих функціональних і естетичних результатів протезування [40]. Відновлення цілісності зубного ряду сприяє не тільки нормалізації основних функцій щелепно-лицевого апарату, а також, повертаючи естетичність зовнішнього вигляду, позитивно впливає на загальний психоемоційний стан пацієнта [37, 154]. Вибір конструкцій протезів, що застосовуються сьогодні в ортопедичній стоматології, досить різноманітний, а широкий вибір матеріалів дає можливість практичному лікарю при наданні ортопедичної стоматологічної допомоги здійснювати їх індивідуальний підбір [97, 116, 153].

Завдяки розробці та впровадженню в практичну медицину нових матеріалів і технологій, спектр можливостей ортопедичного лікування постійно збільшується [98, 99]. Вибір конкретного базисного матеріалу в кожному індивідуальному випадку визначається медичними показаннями, особливостями пацієнта, його фінансовими можливостями, а також рівнем технічного оснащення лікувальної установи [5, 73].

Найбільш поширеними серед базисних матеріалів є акрилові полімери. За даними літератури з них виготовляється 98% знімних протезів [12, 207].

Акрилові полімери

Досвід багаторічного застосування акрилових базисних пластмас показав, що для них характерні такі позитивні якості, як технологічність,

доступність, дешевизна [33, 237]. В той же час відомо про серйозні недоліки акрилових пластмас, що призводять до частих поломок протезів. До них можна віднести недостатню міцність при статичному вигині, низьку питому ударну в'язкість та ін.. Акрилові пластмаси мають досить велику усадку (6-8%), через що можлива невідповідність внутрішньої поверхні базису протеза і протезному ложе [73]. Навіть ретельне дотримання всієї технології полімеризації може зменшити відсоток усадки лише до 1,5% [17].

Багато років ведеться пошук шляхів покращення якості акрилових пластмас [29, 30].

З метою зменшення токсичності акрилатів пропонувалося піддавати протези дії ультразвуку. З цією ж метою був запропонований метод екстракції домішкових сполук з базисів знімних протезів за допомогою надкритичного двоокису вуглецю та фреону [98].

Свердлов Е.Ю. для запобігання частих поломок пластинкових протезів пропонував вварювати в протези металеві прокладки, сітки, дріт [176]. Однак, на думку деяких авторів (Тулатової Н.А., Nagai E., Otani K. та інших), через різницю термічного розширення пластмаси та металу в базисі, який армований металевими елементами, виникають ділянки підвищеної напруги, що призводить до розтріскування або поломки протеза [249].

Л.А. Єлізарова використовувала метод армування акрилової пластмаси скловолокном. При цьому автор відзначає значне зниження частоти поломок таких протезів [63]. Роботи з армування пластмаси скловолокном були проведені і рядом зарубіжних дослідників (Chen S.Y., Liang W.M., Yen P.S. 2001). При цьому автори відзначали значне підвищення питомої ударної в'язкості і міцності при статичному вигині. Інша група авторів пропонувала армувати базиси протезів капроном, лавсаном [227].

А.Н. Ряховский з співавторів. для збільшення фізико-механічних властивостей базисних пластмас розробив метод їх армування арамідними нитками. Встановлено що оптимальні властивості армованого матеріалу у дуже великій мірі залежать від правильного вибору складу, розташування і

змісту армуючих ниток. В останні роки Д.Ф. Остроголов займався питанням підвищення ефективності ортопедичного лікування хворих за рахунок зміцнення пластмасових базисів знімних зубних протезів шляхом армування [148, 173].

Рядом авторів був запропонований метод виготовлення акрилових знімних протезів, заснований на вільному заливанні полімер-мономерної композиції в гідрокolloїдну форму. Затвердіння цієї композиції відбувається під впливом окислювально-відновлювальної реакції. Однак у пластмас, які були отримані за цією методикою, спостерігається підвищене зношування полірованих поверхонь і наявність великої кількості залишкового мономеру [254].

З метою компенсації усадки пластмаси в процесі полімеризації, підвищення якості протезів, були запропоновані спеціальні полімеризатори з інжекційними елементами [159].

Для зниження кількості залишкового мономеру та зменшення пористості було запропоновано проводити полімеризацію базисних пластмас у сушильній шафі при $t = 120-130^{\circ}\text{C}$. Після цього пластмаса стає більш міцною та монолітною [51, 160].

Компресійне і литтєве пресування під тиском, на ряду з традиційними методами полімеризації акрилових пластмас на водяній бані, вимагають суворого дотримання режиму та великих витрат часу [79, 254]. Однак отримана пластмаса має високий вміст залишкового мономера і низькі характеристики міцності [162]. Поліпшення фізико-механічних властивостей можна досягти за рахунок інфрачервоної, ультрафіолетової та ультразвукової обробки та інших методів [175, 180, 248].

В Україні (АТ «СТОМА», м. Харків) був розроблений фторвмісний акриловий сополімер «Фторакс», який застосовують у стоматології для виготовлення базисів знімних зубних протезів. Пластмаса «Фторакс» володіє хорошими фізико-хімічними властивостями: підвищеною міцністю, хімічною стійкістю. Вона напівпрозора і за кольором найбільшою мірою відповідає м'яким тканинам порожнини рота. Формування та полімеризація

проводиться за загальними правилами для всіх акрилових базисних пластмас. Суворе дотримання умов застосування базисних матеріалів і режиму їх полімерізації гарантує високу якість зубних протезів. Дефекти, які бувають помітні в базисі зубного протеза, в більшості випадків викликані порушеннями в процесі виготовлення протезів [117, 118].

На теперішньому етапі розвитку ортопедичної стоматології, значно зросли вимоги до базисних стоматологічних матеріалів, якість яких значною мірою визначає функціональну цінність знімних зубних протезів [24, 112, 113].

Дуже велике різноманіття базисних стоматологічних матеріалів існує зараз на ринку [189]. Це такі, як: «Dental-D» Quattro Ti (Італія) і «TSM Acetal Dental» (Сан-Марино) на основі поліоксиметілена; «Vertex ThermoSense», (Нідерланди) «Valplast», «Flexite» (США), «Flexy-Nylon» (Ізраїль) на основі нейлону; «Deflex Acrylato», (Аргентина), «Bre.crystal», «Polyan» Bredent (Німеччина) на основі поліметилметакрилату; «Ліпол» (Україна) на основі поліпропілену та інші [52]. Всім вище зазначеним матеріалам характерна відсутність залишкового мономера, матеріали не містять алергенних або токсичних компонентів, мають високу біосумісність, що є важливим при виготовленні протезів пацієнтам із захворюваннями імунної, ендокринної, нервової системи, шлунково-кишкового тракту і мають алергічний статус [8, 159, 167, 190, 196, 240, 243]. Крім того, точність при виготовленні, здатність запам'ятовування форми, високий ступінь пластичності, наявність широкої колірної гамми дозволяють розширити можливості для виготовлення різних видів конструкцій знімних протезів і підвищення їх естетичної якості [128, 129, 130, 210].

Відомо, що деякі автори, такі як R. Barsties (2005), C. Gaven, J. Pasquet (2006), використовували термопластичні матеріали для виготовлення абатментів в імплантології і для виготовлення тимчасових ортопедичних конструкцій при тривалому постхірургічному періоді загоєння. Інші автори, такі як S. Leukel (2007), A. Battistelli (2005), M. Bellanda (2005), розглядали

особливості протезування незнімними конструкціями, які були виготовлені з термопластичних матеріалів [218, 219].

За даними вітчизняної літератури по проблемі використання термопластичних матеріалів існують лише окремі журнальні статті, поява яких носить епізодичний характер, як правило, з характеристикою матеріалу однієї якої-небудь фірми виробника [214, 219, 245, 253]. У деяких монографіях докладно висвітлені основні властивості термопластичних базисних матеріалів [85, 86, 263].

Відомо, що використання еластичних базисних пластмас дозволяє нівелювати і амортизувати жувальний тиск, сприяє уповільненню процесів резорбції і атрофії альвеолярних гребенів щелеп, скорочує терміни адаптації до протезів, роблячи їх більш сприятливими для пацієнтів [82].

Термопласти являють собою композиції органічних речовин (сополімерів) та наповнювачів [81]. Сополімери володіють термопластичними властивостями, а наповнювачі забезпечують стійкість кольору матеріалів [189, 190, 191].

Для виготовлення конструкцій знімних протезів з використанням безмономерних матеріалів за допомогою термоін'єкційних систем буде потрібно проведення традиційних клінічних та лабораторних етапів, як і при виготовленні звичайних пластинкових протезів. Але до цих етапів включаються невеликі доповнення в технології, що дозволяє одержувати більш якісний результат [76, 172, 218].

Основними характеристиками, які відрізняють термопластичні матеріали на основі метилметакрилату від акрилових мономерів, є відсутність вільного мономеру, досить висока естетичність і міцність. Це дозволяє виготовляти особливо тонкі знімні протези без металевих конструкцій [175, 189, 190, 196].

Одним з представників безмономерних матеріалів на основі поліметилового метакрилату є «Deflex Acrylato» (Аргентина).

Поліметилметакрилат можна розчинити власним мономером та іншими складними ефірами та кислотами, утворюючи дуже в'язкі розчини. Він не розчинний у воді, спиртах, простих ефірах і аліфатичних вуглеводнях. Полімер стійкий до дії розбавлених луг і кислот. Поліметилметакрилат фізіологічно нешкідливий і стійкий до біологічних середовищ [197].

При нагріванні матеріалу до температури вище 120°C поліметилметакрилат розм'якшується, переходить у високоеластичний стан і легко формується. При нагріванні понад 200°C починається помітна деполімеризація поліметилметакрилату, яка з достатньо високою швидкістю протікає при температурах понад 300°C [198, 202].

Останнім часом завдяки впровадженню в клінічну практику сучасних матеріалів та технологій в знімному протезуванні з'являються можливості підняти якість знімних зубних протезів на новий рівень [269]. Багато фахівців починають поступово відмовлятися від традиційної технології і переходити на новий рівень зуботехнічного виробництва [131, 135].

Постійно робляться численні спроби зробити знімні зубні протези більш комфортними та естетичними. Одна з таких – впровадження протезів на основі нейлону [187, 222, 223, 250].

З тих часів як винайшли нейлон (1947-48 роки) хіміки та підприємці шукали сфери застосування для волокнистих полімерів. Серед цих сфер була і стоматологія. У післявоєнні роки виробництво знімних протезів з термопластичних матеріалів становило лише кілька відсотків. Перші університетські та клінічні дослідження, які проводилися на основі матеріалу Греламід, відбулися у 1955 році. За результатами цих досліджень була складена таблиця позитивних і негативних властивостей для протезів, які були виготовленні з Греламіду [98, 159, 160].

До негативних властивостей можна віднести втрату кольору, втрату фізичних властивостей, сильну абсорбцію органіки та інше. При цьому дослідження виявили і один дуже важливий позитивний момент - пацієнти

характеризували такі протези як дуже якісні, відзначали дуже швидку адаптацію, зручність та комфорт при користуванні протезами [94, 120, 139].

На сьогоднішній день нейлони є одними з числа найбільш поширених полімерів [80]. В Європі та Україні вони відомі як поліамідами, оскільки матеріал містить характерні амідні групи у своїх основних ланцюжках. Ці амідні групи мають полярність і можуть утворювати один з одним міцні водневі зв'язки [84].

Базисні пластмаси на основі нейлону в клініці ортопедичної стоматології являють собою біосумісний термопластичний матеріал з високими фізичними та естетичними характеристиками [78, 84].

Знімні зубні протези, виготовлені з матеріалу на основі нейлону, мають досить високу гнучкість. Протез з нейлоновим базисом добре протистоїть розламуванню і самобалансується на тканинах протезного ложа, що сприяє швидкій адаптації до нього [41, 67, 120]. Такі протези міцніші за акрилові, більш безпечні і естетичні. Нейлон перевершує всі відомі в стоматології матеріали за своїми характеристиками. Він не викликає алергії, до його складу не входить мономер, не змінює колір, не потребує повторних полірувань, якщо його чищення буде проводитись за допомогою спеціальних засобів [29, 50, 92].

Пацієнти, які користувалися і акриловими і нейлоновими протезами, відмічають, що протези, виготовленні на основі нейлону, більш комфортні та натуральні, вони непомітні для оточуючих завдяки чудовій естетиці та утриманню їх в порожнині рота [29, 117].

Матеріали для виготовлення нейлонових протезів виробляють такі країни, як Нідерланди (Vertex ThermoSense), США (Valplast, Flexite), Ізраїль (Flexu-Nylon), та інші.

Протези, виготовленні з нейлону, нині стають неоднозначною альтернативою повним знімним пластинковим протезам, які виготовленні із акрилової пластмаси [64, 232].

Проте деякі практикуючі лікарі-стоматологи відзначають і недоліки нейлонових знімних зубних протезів:

- складність виготовлення та поліровки;
- гнучкість та еластичність протезу прискорює атрофію і травмування слизової оболонки;
- неможливість або складність проведення лагодження або перебазування нейлонових протезів, на відміну від акрилових;
- неможливість застосовувати класичні засоби для очищення протезів на основі нейлону. Якщо чистити протези зубною пастою і жорсткою щіткою на ньому утворюються подряпини. Вони сприяють швидкому накопиченню нальоту на базисі протезу, так як пасти містять абразивні речовини [138]. Тому для догляду за такими протезами слід застосовувати тільки спеціальні засоби та м'які щітки [18, 78].

У зв'язку з вище згаданими перевагами та недоліками, протези на основі нейлону розглядаються багатьма лікарями-стоматологами як тимчасові конструкції [12, 99].

Нажаль, більшість конструкційних матеріалів, що застосовуються сьогодні, не є індеферентна для організму людини [38]. Через це в 4-11% випадків після проведення протезування знімними конструкціями хворі відзначають неприємні відчуття в порожнині рота, що в свою чергу призводить до непереносимості зубних протезів [31, 48, 77, 100]. У клініці ортопедичної стоматології більшість знімних протезів виготовляються з жорстким базисом не зважаючи на те, що ці конструкції не завжди призводять до позитивних результатів лікування [7]. При використанні таких протезів функціональний тиск з штучного зубного ряду передається нерівномірно на тканини протезного ложа, що прискорює атрофію альвеолярних гребенів беззубих щелеп [82, 101].

Дані сучасної літератури свідчать про те, що останніми десятиліттями в ортопедичній стоматології з'явилося безліч нових зарубіжних матеріалів [103, 112].

Багаторічний клінічний досвід, накопичений в нашій країні та за кордоном, показує, що якість ортопедичного лікування при повній та частковій відсутності зубів багато в чому залежить від якості базисного матеріалу, який використовується для виготовлення знімних протезів [81, 100, 101, 102].

Отже, проаналізувавши дані літератури, можна зробити висновок, що розвиток вітчизняного та закордонного матеріалознавства йде шляхом усунення шкідливих властивостей існуючих пластмас і створення нових базисних матеріалів. Покриття і деякі технологічні особливості виготовлення пластмасових протезів (наприклад, литтєве пресування) дозволяють зменшити кількість залишкового мономера, збільшити механічну міцність готової конструкції. На ринку стоматологічних матеріалів з'являються нові вітчизняні представники групи базисних стоматологічних матеріалів, які потребують детального вивчення та порівняння із закордонними аналогами.

1.2 Механічні властивості базисних полімерних матеріалів та їх вплив на тканини протезного ложа

Знання фізичних та механічних властивостей базисних матеріалів, що використовуються в ортопедичній стоматології, має величезне значення [264, 265]. Практичний досвід та наукові дослідження показали, що якісне протезування пов'язане з певними властивостями матеріалів, що використовуються, тому що вони піддаються дії сил жування та впливу середовища порожнини рота [86, 167, 195, 209].

В наш час сучасні методи досліджень дозволяють отримати повне уявлення про властивості матеріалу, його склад і будову, взаємодію з біологічними середовищами та іншими матеріалами [88, 200, 268].

Для оцінки основних механічних властивостей високомолекулярних речовин, що застосовуються в клініці ортопедичної стоматології, визначають такі показники, як пружність, жорсткість, твердість, пластичність, в'язкість, довговічність, крихкість, тощо [78, 202].

Механічні властивості полімерів – комплекс властивостей, що визначає механічну поведінку матеріалу при дії на нього зовнішніх сил [21, 34, 252].

До механічних властивостей полімерів можна віднести здатність розвивати великі оборотні (високо-еластичні) деформації під дією зовнішніх механічних сил. Ця здатність властива тільки полімерним матеріалам [79, 158].

Також полімерам характерна релаксаційна реакція тіла на механічний вплив, тобто залежність деформації і напруження від тривалості (частоти) впливу. Ця залежність обумовлена відставанням деформації від напруги і може виявлятися надзвичайно широким часовим діапазоном (від часток секунди до багатьох років) [5, 73].

Механічні властивості полімерних матеріалів залежать від умов отримання, способу переробки та їх попередньої обробки [17, 242].

Полімери можуть набувати різку анізотропію механічних властивостей під дією анізотропного механічного впливу і зберігати її після припинення останнього. Вони здатні зазнавати хімічних перетворень під дією механічних сил [11, 16].

За даними фахівців загальний характер механічної поведінки конкретного полімерного тіла визначається фізичним станом, в якому воно знаходиться [179]. Лінійні і розгалужені полімери мають три основних аморфних стани - склоподібний, високо-еластичний і в'язко-текучий. Просторові (тривимірні, зшиті) полімери можуть знаходитись тільки в перших двох з цих станів. Деякі полімери також можуть перебувати в кристалічному стані [62]. Істотною особливістю їх є те, що в полімерному тілі практично завжди поряд зі строго впорядкованими кристалічними ділянками зберігаються ділянки з аморфною структурою. Строго кристалічний стан можна реалізувати тільки в полімерних монокристалах [24, 234].

Пружність і еластичність – це властивості тіла відновлювати свою форму і розміри після припинення дії зовнішніх сил [63]. У вузькому

розумінні під «пружними» часто мають на увазі тільки миттєво-пружні деформації (ті, що відбуваються зі швидкістю звуку), яким відповідають модулі пружності порядку 10^3 - 10^5 Мн/м² (10^4 - 10^6 кгс/см²). Істотно менші модулі пружності відповідають запізнілим механічно-оборотним деформаціям, для яких зазвичай використовують термін «високо-еластичні». Його також відносять і до малих деформацій цих тіл [173, 175].

Окремо вирізняють таке поняття, як вимушена високо-еластичність. Це властивість твердих полімерних тіл відчувати великі деформації. Вони мають той же самий механізм, що і механізм еластичних деформацій, але відновлення після зняття напруги відбувається лише при підвищенні температури зразка або його набуханні. Для розвитку вимушеної високо-еластичної деформації необхідно, щоб напруга перевищила певне значення - межу вимушеної високо-еластичності. Це значення збільшується разом з зростанням швидкості або частоти впливу [23, 84, 206].

Жорсткість і м'якість відносяться до якісних характеристик деформування твердих тіл. Жорсткими зазвичай називають полімерні матеріали, що мають модуль Юнга вище 10^3 Мн/м² (10^2 кгс/мм²), а м'якими - менше 10^2 Мн/м² (10 кгс/мм²) [73, 216].

Пластичність - властивість твердих тіл розвивати незворотні (істинно залишкові) деформації. Незворотні деформації твердих тіл вимагають досягнення деякої найменшої напруги, так званої межі плинності. Практично за межу плинності прийнято значення напруги, при якому на кривій залежності напруги від деформації спостерігається так звана точка максимуму. Нерідко межею плинності називають межу вимушеної високо-еластичності [92, 101, 102].

Пласт-еластичні властивості - здатність полімерних матеріалів деформуватися. У практиці пласт-еластичні властивості характеризуються співвідношенням пластичної (незворотної) та переважно високо-еластичної (оборотної) складовими деформації [134]. Від пласт-еластичності залежать такі технологічні властивості полімерів, як гладкість поверхні, швидкість

обробки та здатність зберігати надану форму. Крім того, визначення пласт-еластичних властивостей служить для контролю відповідності їх вимогам [94, 176].

Не слід забувати про такі властивості полімерних матеріалів, як внутрішнє тертя, крихкість, довговічність та ін. [29, 30].

Внутрішнє тертя - властивість твердих полімерних тіл, що характеризує розсіювання в них енергії при пружній і високо-еластичній деформаціях. Ця властивість обумовлює релаксаційний характер розвитку цих деформацій [161, 162].

Крихкість - властивість твердих тіл руйнуватися при малих пружних деформаціях. Прояв крихкості визначається не тільки властивостями самих тіл, а й часом впливу: тіла, що руйнуються при великих короткочасних впливах, можуть пластично деформуватися до руйнування при більш слабких тривалих впливах [118, 215].

Довговічність - властивість міцності, що характеризує тривалість часу від моменту навантаження до руйнування полімерного тіла при збереженні постійної напруги. При збільшенні температури і напруги довговічність різко зменшується [180, 181, 211].

Так як знімні зубні протези більшу частину часу знаходяться в порожнині рота, багатьох науковців цікавить, як вони себе ведуть у вологому середовищі. Тому одним з дуже важливих показників є водостійкість і водопоглинення [45].

Водостійкістю називається здатність полімерних матеріалів зберігати свої властивості під тривалим впливом води. При контакті з полімерами вода проникає через поверхню вглиб матеріалу протезу, де відбувається набухання полімерів. Іноді поглинання води призводить до спотворення форми виробу, зменшення його показників міцності та інших властивостей [60, 270].

У багатьох випадках водостійкість характеризується водопоглинанням. Водопоглинання – це кількість води, яку поглинає матеріал за 24 години

перебування в ній при температурі 18-22°C [217]. Найчастіше водопоглинання виражають у відсотках від маси зразка. Процес поглинання води має дифузійний характер і залежить від відношення площі поверхні виробу до його об'єму [267]. Тому в ряді випадків водопоглинання визначається за масою поглиненої води, віднесеної до площі поверхні [45, 85].

Таким чином, водостійкість і водопоглинання полімерів залежать від природи полімеру, його структури, складу полімерної композиції, товщини і пористості протезу [106, 110, 256].

Здатність матеріалу проводити тепло має назву теплопровідність. Цією властивістю володіють в різній мірі всі матеріали, проте за еталон прийнято вважати срібло, що має найбільшу теплопровідність. Пластмаси та керамічні матеріали володіють поганою теплопровідністю [59].

Відзначено, що пацієнти, які користуються знімними протезами, відмічають виникнення неприємних відчуттів, пов'язаних з порушенням терморцепції тканин, покритих пластмасовим базисом. У таких випадках показано виготовлення знімних протезів з металевим базисом, що у порівнянні з пластмасовим має кращу теплопровідність [95, 98, 99].

Всі матеріали при нагріванні та охолодженні можуть змінювати свій об'єм і лінійні розміри. Ці властивість у різних матеріалів проявляються неоднаково і характеризуються коефіцієнтами лінійного і об'ємного розширення [261].

Величина, яка характеризує зміну довжини зразка в 1 м при нагріванні його на 1°C при температурі 20°C, має назву коефіцієнт лінійного розширення.

Коефіцієнт об'ємного розширення буде дорівнювати потроєному коефіцієнту лінійного розширення. Цей показник фізичних властивостей матеріалів має велике практичне значення особливо тоді, коли виникає необхідність з'єднання різнорідних матеріалів з використанням адгезії [157].

У тих випадках, коли коефіцієнти лінійного розширення матеріалів, що з'єднуються, близькі, при коливаннях температури їх розміри змінюються майже однаково і це практично ніяк не впливає на міцність їх зв'язку. Якщо коефіцієнти лінійного розширення з'єднаних матеріалів різні, то при нагріванні і охолодженні зміни розмірів будуть неоднаковими, що призводить до зникнення сили міжмолекулярного тяжіння поверхонь прилягання і зчеплення досягається лише за рахунок механічного контакту нерівностей кожної з поверхонь [98].

Для кількісної оцінки міцності можуть бути використані різні характеристики. При статичному навантаженні основною з них є міцність (або межа міцності) - напруга, при якій відбувається руйнування зразка або виникають пластичні деформації [227]. При динамічних (циклічних) навантаженнях характеристиками міцності є: втомна міцність - амплітудне значення напруги, при якому руйнування зразка настає після заданого числа циклів, та витривалість - кількість циклів навантаження до руйнування зразка при заданій амплітудній нарузі [224]. Значення характеристик міцності залежить від виду напруженого стану (розтягнення, зрушення, вигин та ін.), швидкості навантаження та інших факторів [43, 46, 102, 109, 251, 262, 266].

Розрізняють такі види міцності, як тривалу і короткочасну. Короткочасна міцність – визначене при одновісному розтягуванні на розривних машинах при заданій швидкості навантаження або швидкості деформації [224, 255]. Тривала міцність – напруга, що викликає руйнування зразка після заданої тривалості дії навантаження, що при практичних випробуваннях може досягати до 1 року; її визначають при значно менших напруженнях порівняно з короткочасною міцністю [102, 109, 114, 257].

Стосовно проблеми взаємовідносин тканин та органів порожнини рота зі стоматологічними матеріалами, що використовуються для виготовлення знімних зубних протезів, вона є однією з основних на сучасному етапі розвитку ортопедичної стоматології. В здорових тканинах порожнини рота всі біохімічні, фізіологічні та мікробіологічні процеси врівноважені та

сбалансовані, тому вони зберігають та підтримують взаємозв'язок органів та функцій в цілому і забезпечують нормальну діяльність останніх [27]. Стоматологічні матеріали, що використовуються в клініці ортопедичної стоматології, самі по собі є чужорідними тілами та мають негативний вплив на організм [112, 113, 119, 120].

В ортопедичній стоматології для виготовлення знімних протезів використовуються, зазвичай, дві групи матеріалів – мономерні та безмономерні базисні пластмаси [239]. В стоматологічній практиці частіше використовують мономерні пластмаси гарячої полімерізації, через їх відносну дешеву вартість та недороге обладнання для їх виготовлення [58]. Хоча вони мають ряд серйозних загальновідомих недоліків, а саме акрилові пластмаси викликають алергічні реакції слизової оболонки порожнини рота через наявність в них залишкового мономера [31, 42, 66, 125, 133, 165, 166, 246]. Мікропориста структура акрилу порушує кількісний та якісний склад мікрофлори порожнини рота та його стан, так як протез виконує роль адсорбенту для залишків їжі та бактерій, котрі колонізують мікропори протезів, а їх токсини та продукти життєдіяльності здатні порушити не тільки стан слизової оболонки порожнини рота, а й, навіть, міцність та цілісність протезів [25, 163, 171, 197, 198, 203]. Протягом останнього десятиріччя в ортопедичній стоматології часто використовують термопластичні матеріали. Результати детального дослідження впливу термопластів на слизову оболонку порожнини рота, виявлення їх позитивних та негативних властивостей, дозволяють лікарям-ортопедам збільшити показання до виготовлення зубних протезів із вищевказаних матеріалів при лікуванні часткової та повної втрати зубів [64, 193]. В даний час на ринку стоматологічних послуг представлені різноманітні види термопластичних базисних матеріалів для виготовлення знімних зубних протезів. До них можна віднести такі матеріали, як «Dental-D» Quattro Ti (Італія) і «TSM Acetal Dental» (Сан-Марино) на основі поліоксиметілена; «Vertex ThermoSense», (Нідерланди) «Valplast», «Flexite» (США), «Flexy-Nylon»

(Ізраїль) на основі нейлону; «Deflex Acrylato», (Аргентина), «Bre.crystal», «Polyan» Bredent (Німеччина) на основі поліметилметакрилату; «Ліпол» (Україна) на основі поліпропілену та інші [118, 225].

Загально відомим фактором є те, що термопластичні матеріали по відношенню до акрилових пластмас мають наступні переваги: вони – біологічно нейтральні, не володіють токсичною та алергічною дією на слизову оболонку порожнини рота, вони більш монолітні, легкі та гнучкі [31, 42, 65, 75, 125, 246].

Як і будь-який інший лікувальний засіб, знімні пластинкові протези мають терапевтичний та профілактичний вплив. Але в той же час ці протези є чужорідним тілом, що обумовлює таку реакцію організму, як відторгнення та подразнення [105]. То ж, нажаль, знімні пластинкові протези мають і побічну дію [3, 10].

Слід відмітити декілька різновидів побічної дії, обумовленні використанням знімних протезів. До першої групи можна віднести фізіологічні зміни в стані органів та слизової оболонки порожнини рота [199]. Накладання знімних протезів призводить до підвищення секреції слини та підвищення в її складі кількості муцину і зростанню її ферментативної активності під час звикання та адаптації до протезів [2, 4, 35, 41, 50, 53]. Варто зазначити, що клінічні результати використання знімних зубних протезів на основі термопластичних матеріалів свідчать про швидку адаптацію пацієнтів до них, на відміну від акрилових пластмас [32, 33]. Збільшення ферментативної активності слини – це підвищення рН рідини, що в свою чергу призводить до зростання кількості мікроорганізмів на слизовій оболонці язика, протезного ложа та базисі протеза [139, 229, 244]. Також користування знімними протезами впливає на зменшення титру лізоциму в слині, котрий має бактерицидну дію [28]. Таким чином, використання зубних протезів має безпосередній вплив на функцію слинних залоз та опосередковану дію на склад ротової рідини, зміни якої здатні впливати на розмноження мікрофлори, котра здатна в тій чи іншій мірі викликати

погіршення стану слизової оболонки порожнини рота [13, 34, 56, 57, 64, 71, 91, 143, 147].

До другої групи побічної дії знімних протезів, обумовлених вибором пластмас для їх виготовлення, можна віднести фізико-механічні властивості протезів, що здатні викликати порушення у структурі та нормальному функціонуванні слизової оболонки порожнини рота [258]. Дані зміни слизової обумовлені тим, що філогенетично тканини протезного ложа не пристосовані до сприйняття такого жувального навантаження, що виникає під час користування знімними протезами [241]. В даний час більшість протезів виготовляється з жорстким базисом (на основі акрилових пластмас). При користуванні ними функціональний тиск з штучного зубного ряду на опорні тканини протезного ложа передається нерівномірно, що прискорює процеси резорбції і атрофію альвеолярних гребенів беззубих щелеп [113, 119, 120].

Термопластичні базисні пластмаси в порівнянні з акриловими більш монолітні, гнучкі та легкі, відповідно, володіють більшими амортизаційними здатностями при передачі жувального навантаження. За фізико-механічними та експлуатаційними здатностями термопластичні пластмаси значно відрізняються від акрилових. При визначенні міцності на вигин зразка з термопластичного матеріалу отримані результати вдвічі менші, ніж у акрилових матеріалів, але відбувається не злам зразка, а його вигин та зісковзування з опор [39, 186].

Порушення терморегуляції слизової оболонки, що покрита знімним протезом, а також компресійний ефект протезів призводять до її розрихлення та збільшення проникності. Важливо зазначити необхідність підтримання високого рівня гігієни порожнини рота для осіб, що користуються знімними протезами, адже один з недоліків конструкції в цілому є порушення самоочищення слизової оболонки порожнини рота [18, 25, 87].

Вивчення структури акрилових та термопластичних пластмас вказує на більшу монолітність протезів, виготовлення яких виконується шляхом литва

під тиском, а не шляхом гарячої полімеризації. Дана технологія є більш сучасною та обумовлює кращі якісні характеристики матеріалу. Газова гранулярна пористість та множинна пористість при виготовленні знімних протезів із акрилових пластмас може призводити до утворення шорсткості, що при поганому догляді за протезом сприяє проникненню мікроорганізмів порожнини рота в базис акрилового протезу, що в свою чергу стимулюють утворення нальоту на поверхні протезу, в якому містяться вуглеводи, білки, клітини епітелію, лейкоцити, залишки їжі, які створюють сприятливе середовище для розвитку мікроорганізмів, особливо роду *Candida albicans* [184, 213]. Проте при дотриманні технології виготовлення та полірування знімні протези із акрилових матеріалів мають більш гладку поверхню, ніж знімні протези, виготовленні з термопластичних матеріалів [194, 212, 221].

При порівнянні результатів досліджень різних авторів було виявлено, що грибкова абсорбція на протезах з обох видів пластмас приблизно однакова, проте інвазія їх в слизову оболонку протезного ложа втричі більша у знімних протезів з акрилових матеріалів [69, 70]. Це обумовлено порушенням структури та збільшенням проникності оболонки порожнини рота у осіб, що користуються акриловими протезами, за рахунок цитотоксичної властивості складників даної базисної пластмаси [6]. А от адгезія факультативних аеробних та анаеробних мікроорганізмів до базису знімних протезів, за даними дослідників, в чотири рази нижча у пацієнтів, що користуються протезами із термопластичних пластмас, ніж у осіб, що користуються акриловими протезами [123, 228, 238, 248, 259].

У процесі старіння акрилатів з них виділяються барвники, замутнювачі, пластифікатори, стабілізатори та інші компоненти, які разом із місцево-подразнюючими, можуть чинити загальну токсичну та алергічну дію [31, 42, 125, 246]. Значною проблемою акрилових пластмас є наявність залишкового мономеру, що може досягати 8%, який негативно впливає на тканини протезного ложа та організм в цілому [72, 260]. Встановлено, що саме мономер знижує титр лізоциму в слині. На думку ряду авторів, мономер є

протоплазматичною отрутою, надзвичайно активний при контакті з тканинами і здатний чинити подразнюючу та токсичну дію на весь організм в цілому [74, 235].

Вищевказані характеристики базисних пластмас можна віднести до третьої групи побічної дії знімних протезів. Подразнюючі властивості базисних пластмас можуть бути обумовлені безпосередньо їх хімічним складом та дією продуктів життєдіяльності мікроорганізмів, що в умовах природного термостата розмножуються під базисом знімних протезів. При порівнянні даних дослідників виявлено, що протезний стоматит у осіб, що користуються акриловими знімними протезами виникає в три рази частіше, ніж у осіб, що використовують протези із термопластичних пластмас [42, 64, 66, 83, 133, 165, 166, 231].

Отже, за даними літератури можна зробити висновок, що механічні властивості полімерних матеріалів залежать від багатьох факторів і розраховуються на основі різних реологічних моделей, вводячи в них елемент розриву хімічних зв'язків. Заявлені фізико-механічні параметри базисних стоматологічних матеріалів не є однаково вираженими у продукції різних виробників, а більшість важливих параметрів таких, як міцність на розтяг, взагалі залишаються поза увагою. Гіпотетична можливість подразнювальної дії та потенційний вплив базисних стоматологічних матеріалів на біоценоз ротової порожнини диктують необхідність у застосуванні комплексу діагностичних засобів з метою профілактики та раннього виявлення патологічних змін тканин пародонту.

1.3 Функціональні методи визначення ефективності жування

До теперішнього часу запропоновано досить багато методів визначення ефективності жування. Однією з перших методик була жувальна проба, яку запропонував Christiansen в 1923 р., коли давав жувати пацієнту три однакових циліндри з кокосового горіха. При цьому пацієнт повинен здійснити 50 жувальних рухів. Після чого досліджуваний спльовує в лоток

розжовані горіхи, їх промивають, висушують і просівають через сито з квадратними отворами розміром 0,1 мм. За кількістю частинок, що не просіялися, судять про ефективність жування [104, 170].

У 1932 р С.Є. Гельман запропонував визначати ефективність жування наступним чином: випробуваний жує 5 г ядер мигдалю протягом 50 секунд, спльовує це в лоток, полоסקає рот теплою водою, спльовуючи також в лоток. Вміст лотка проціджують через серветки марлі над лійкою. Залишки мигдалю на марлі ставлять на водяну баню для просушування. Сухі залишки просіюють через сито з отворами діаметром 2,4 мм. Якщо на ситі залишаються частинки мигдалю, їх зважують і визначають відсоток порушення ефективності жування. Рубінов І.С. вважає більш фізіологічним використовувати для жування одне ядро лісового горіха вагою 800 мг до появи акту ковтання. Після цього масу спльовують в лоток. Подальшу обробку проводять за методикою Гельмана [104, 170]. За даними І.С. Рубінова у дорослих з повноцінним жувальним апаратом тривалість жування 1 ядра горіха до появи рефлексу ковтання складає в середньому 14 секунд, а залишок на ситі не визначається.

При різних патологічних станах в порожнині рота, в тому числі при наявності повних і часткових знімних пластинкових протезів, період жування подовжується, а жувальна ефективність знижується. Інакше кажучи, вищенаведеними пробами можна встановити ефективність протезування в залежності від конструкції протезів і якості їх виготовлення [12, 35, 247].

В той же час ці методи мають недоліки. Аналіз недоліків жувальних проб послужив підставою для розробки нових методик визначення жувальної ефективності з урахуванням: а) тривалості жування; б) величини жувальних зусиль; в) обсягу тестової порції; г) енерговитрати м'язів, що беруть участь в процесі жування [15, 104].

Запропонована К.Н. Косенко та О.В. Громовим (2011) [49] модифікація жувальної проби, де в якості тестового матеріалу використовують два циліндри 20% желатини, яка затверділа у формаліні. Обчислення

проводиться математично по аналогії роботи подрібнення корисних копалин. В повсякденній практиці ортопедичної стоматології відтворення методики проведення вищевказаної жувальної проби утруднене через свою складність, трудомісткість і дорожнечу [49, 182].

Отже, наведені вище методи дослідження показують, що жувальний процес триває з актом ковтання, а не завершується до нього. Тому існують припущення, що у всіх наведених вище пробах процес жування триває до настання акту ковтання, і, якщо розжована їжа спльовується в лоток, це слід вважати недоліком цих методик [41, 50, 271].

У зв'язку з цим протягом багатьох років розроблялися все нові і нові методи для вивчення функціонального стану зубощелепної системи.

У 1954 році Рубінов І.С. створив прилад – мастикаціограф і розробив методику запису на кімографі рефлекторних рухів нижньої щелепи під час жування, назвавши її мастикаціографією [104, 170].

Мастикаціодінамометрія (МДМ) вперше введена І.С. Рубіновим в 1957 році і заснована на графічних записах жувальних рухів нижньої щелепи при використанні природніх харчових продуктів певної твердості [104, 170].

Міотонометрією вимірюють тонус жувальних і м'язів, який змінюється при різних відхиленнях від норми. Прилад складається з щупа і шкали вимірювання в грамах, і їм виявляють показники тонусу м'язів в стані фізіологічного спокою і при стисканні зубних рядів [104, 170, 192].

Міографія застосовується в процесі жування різних харчових продуктів, коли товщина м'язів змінюється в зв'язку з підвищенням або пониженням їх тонусу [131, 132].

Електроміографія (ЕМГ) дозволяє вирішити завдання об'єктивної характеристики акту жування і є одним з найбільш об'єктивних в даний час методів дослідження стану нервово-м'язового апарату [140, 142, 177]. Методика постановки досліджень протягом багатьох років випробовувалася на кафедрі ортопедичної стоматології з імплантологією Української медичної стоматологічної академії і передбачає дотримання не тільки методичних

підходів, але і принципів комп'ютерного аналізу і трактування отриманих результатів [113, 151, 152, 169].

За допомогою електроміографії можна вивчити функції і активність жувальних і м'язів у функціональному спокої, напрузі і при стисканні зубних рядів, а також виявити зміни, пов'язані з аномаліями і деформаціями прикусу, дефектами зубних рядів, коли функція м'язів жувального апарату змінюється. Для цього використовують багатоканальний ЕМГ і спеціальні датчики – електроди, що кріпляться на шкіру [1, 9, 96, 136, 141, 178, 188, 220, 233].

При окремих фазах жування метод ЕМГ поєднувався з мастикаціографією (ЕММГ – електроміомастикаціографія) для уточнення показників електричних біопотенціалів м'язів [236]. Використовується ЕММГ для контролю ефективності як лікувальних заходів, так і оцінювання якості протезування [12, 122, 127, 170].

Останнім часом все частіше для визначення стану жувального апарату використовуються сучасні цифрові технології. Король Д.М. зі співавторами (2016) запропонував методику визначення жувальної ефективності як інструмент аналізу функціональної адаптації до знімних протезів. Суть методики полягає в комбінації «агар-агару», що максимально відповідає сучасним вимогам до тестового матеріалу, та застосуванні програми «ImageJ», яка дозволяє отримати миттєвий розподіл фрагментів жувальної проби на фракції, за розмірами яких і проводиться визначення жувальної ефективності [90, 150, 272].

Якість знімних конструкцій також можна оцінити за допомогою використання такого методу дослідження, як об'єктивно-суб'єктивний тест «БОФСА3» Цей тест носить об'єктивно-суб'єктивний характер і зводиться до визначення ступеню задоволеності пацієнтів виготовленими конструкціями. Хоча цей тест, запропонований авторами для оцінки якості щелепно-лицьових протезів, окремі його елементи адаптуються з якістю виготовлення повних знімних протезів [20].

Отже, функції зубощелепної системи треба вивчати в сукупності, маючи на увазі рухові і секреторні рефлекси. При цьому, в якості субстрату повинні використовуватись натуральні продукти харчування різної твердості, що вживаються частіше в побуті, з огляду на ступінь подрібнення їжі, час жування і формування харчової грудки перед ковтанням, кількість жувальних рухів і енерговитрати м'язів з використанням сучасних діагностичних методів і апаратів [54, 67].

Наведені вище функціональні методи дослідження органів щелепно-лицевої ділянки, що беруть участь в процесі жування і ковтання в нормі та при патологічних станах, безумовно, не включають всі наявні методи і не вичерпують нові можливості їх виявлення, особливо в умовах широкої мережі наукової інформації [146, 201, 204, 208].

І все ж, незважаючи на різноманіття різних методів дослідження, можна відзначити відносну непрактичність деяких з них для застосування в повсякденній клінічній практиці. Тому є необхідність пошуку алгоритмів для застосування різних методів дослідження в конкретному клінічному випадку, а також більш практичних методів дослідження, які можуть дати конкретний вихід, тобто допомагають визначити комплексний план лікування хворого.

1.4. Обґрунтування вибраного напрямку роботи

З того моменту, як з'явилися акрилові пластмаси, їх широке впровадження довгий час залишалося безальтернативним, але вони мають свої позитивні і негативні властивості [12, 73].

Акрилові пластмаси володіють високою хімічною стійкістю, малою водопоглинаючою здатністю (набухання), антимікробною дією [17, 34].

Акрилові пластмаси не позбавлені і деяких недоліків, основним з яких є недостатня їх міцність [61]. Внаслідок цього багато виробів, в тому числі і протези, ламаються і мають досить нетривалий термін служби [68]. Низька теплопровідність та наявність залишкового мономера після полімеризації пластмаси нерідко є причиною запалення у слизовій оболонці, що покриває

тканини протезного поля [3, 39, 72, 231]. Недостатня еластичність обмежує застосування цієї пластмаси як базисного матеріалу, а саме: при атрофованій слизовій оболонці та наявності гострих кісткових виступів в ділянці розташування базису протеза [118, 120, 144, 260].

Розвиток вітчизняного та закордонного матеріалознавства йде шляхом усунення шкідливих властивостей існуючих пластмас і створення нових базисних матеріалів. Покриття і деякі технологічні особливості виготовлення пластмасових протезів (наприклад, литтєве пресування) дозволяють зменшити кількість залишкового мономера, збільшити механічну міцність готової продукції, але це не надає остаточного вирішення проблеми [93, 98, 99, 251, 268].

В даний час все частіше і частіше лікарі стоматологи-ортопеди використовують безакрилові термопластичні базисні матеріали [29, 30, 52, 113].

Знімні протези із термопластичних пластмас більш легкі та гнучкі, що зумовлює швидшу адаптацію до них, відповідно в меншій мірі впливають на порушення роботи органів порожнини рота (в т.ч. слинні залози, СНЩС) [4, 35, 41, 50, 67, 139]. Окрім того, за рахунок своїх фізико-механічних властивостей вони менш схильні до поломок [21, 86, 88, 109, 119].

Сучасні технології виготовлення знімних протезів із термопластичних пластмас забезпечують монолітність структури матеріалу та його поверхні [79].

Мікробна адгезія термопластичних пластмас значно менша, ніж акрилових [14, 56, 57, 87, 163, 171, 198]. Не зважаючи на те, що грибкова адгезія порівняно однакова для обох груп матеріалів, грибкова інвазія в слизову оболонку протезного ложа відносно менша у пацієнтів, що користуються протезами із термопластичних матеріалів, що, відповідно, сприяє тому, що у осіб, які користуються знімними протезами із термопластів набагато менша ймовірність виникнення протезних стоматитів [194, 212, 221, 228, 229, 238, 248]. В цілому, показники мікробної та

грибкової колонізації порожнини рота доводять, що термопласти не поступаються акрилатам, що не обмежує показання до їх використання [112, 128].

За рахунок своєї біоінертності знімні протези із термопластичних пластмас не проявляють цитотоксичного впливу на тканини протезного ложа, на відміну від акрилатів, тим самим не порушують їх структуру та проникність [64, 186]. Термопластичні пластмаси незамінні для осіб, що мають непереносимість акрилових пластмас (алергічні реакції зумовлені їх хімічним складом) [31, 42, 83, 125, 133, 166, 246]. Підвищення якості протезування можна забезпечити шляхом використання найбільш біоінертних матеріалів [29, 30, 103, 253].

Отже, питання вибору базисних стоматологічних матеріалів для виготовлення знімних ортопедичних конструкцій у комплексі безпеки для пацієнта залишається відкритим, а отже, створення та впровадження нових базисних стоматологічних матеріалів цієї групи залишається одним із пріоритетних напрямків стоматологічного матеріалознавства.

Результати досліджень, висвітлених у цьому розділі, опубліковано в таких наукових працях:

1. Кузь В.С. Базисні стоматологічні матеріали, історія розвитку та перспектива їх використання в ортопедичній стоматології / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2012. – Том 12, випуск 4 (40). – С. 216-218.

2. Кузь В.С. Характеристика сучасних базисних стоматологічних матеріалів та їх вплив на тканини порожнини рота / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2015. – Т.14, №2 (46). – С. 179-183.

3. Кузь В.С. Визначення показників міцності та пластичності різних груп базисних стоматологічних матеріалів / В.С. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2016. – №2 (54). – С. 28-32.

4. Кузь В.С. Використання сучасних безакрилових базисних матеріалів у клініці ортопедичної стоматології / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Український стоматологічний альманах. – 2016. – №3 (том 2). – С. 40-46.

РОЗДІЛ 2

ОБ'ЄКТИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1 Методики вивчення потреби населення в повному знімному протезуванні

Основним підходом у плануванні охорони здоров'я обов'язковими є наявність блоку об'єктивних відомостей про структуру та стан захворюваності населення певного регіону, що базується на статистичних даних органів охорони здоров'я за тривалий період часу (мінімум 7-10 років), ретроспективних та прогностичних даних змін демографічної ситуації у регіоні спостереження [19, 22, 111, 164]. Об'єму необхідної та проведеної медичної допомоги з урахуванням нозологічних форм захворювань, забезпеченості медичними кадрами лікувальних закладів різної форми власності; науково-обґрунтованих нормативів лікарського навантаження, нормативної потреби населення у відповідних формах медичної допомоги та задоволеності населення за кількісними та якісними показниками охорони здоров'я [22, 89, 108, 124, 168].

Попри суттєві науково-практичні досягнення в питаннях організації охорони здоров'я (ООЗ), у плануванні ортопедичної стоматологічної допомоги державними структурами в Україні, виникають значні труднощі, пов'язані з постійним розширенням приватного сектору стоматології, невизначеністю направленості змін демографічної ситуації в регіонах, погіршенням матеріального стану осіб похилого і старечого віку, які в першу чергу потребують допомоги лікарів стоматологів-ортопедів у виготовленні знімних конструкцій протезів [115, 164, 174, 183, 185]. Також потрібно враховувати, що протезування повними знімними протезами є критичним, коли мова йде не про якість життя, а про аліментарне виживання особи в принципі.

Для оцінки демографічної ситуації (вивчення потреби осіб похилого та старечого віку в ортопедичній стоматологічній допомозі) в Україні, зокрема в

Полтаві та Полтавській області, на даний час та в перспективі з урахуванням змін демографічної ситуації а також шляхом медичного прогнозування розрахунку перспективи змін цієї потреби на найближчі роки нами були використані наступні інформаційні ресурси: ретроспективний аналіз демографічної ситуації в Україні та в Полтавській області за 2007-2017 рр.. Шкала демографічного старіння Ж. Божьо-Гарн'є-Е. Россета. Шкала демографічного старіння ООН. Статистична база ВООЗ за інтернет-ресурсом: www.euro.who.int.

2.2 Загальна характеристика матеріалів, використаних в роботі

Для дослідження були обрані чотири види базисних матеріалів, що використовуються в ортопедичній стоматології:

1. «Фторакс» виробник АТ «СТОМА», Україна. Пластмаса гарячого твердіння на основі фторвмісних акрилових сополімерів по типу порошок-рідина для базисів протезів. ISO 9001:2009.

2. «Vertex ThermoSens» виробник фірма «Vertex Dental», Нідерланди, матеріал на основі нейлону (поліамід) – термопласт, ISO №9001:2009.

3. «Deflex Acrylato» виробник фірма «Deflex», Аргентина, термопластичний матеріал на основі поліметилметакрилату ISO 13485:2012.

4. «Ліпол» виробник ЗАО «ЛИНИК» (Лисичанський НПЗ), Україна термопластичний матеріал на основі поліпропілену, сорт вищий за ТУ У 24.1-32292929-003:2007.

«Фторакс» – пластмаса гарячого затвердіння типу порошок – рідина на основі фторовмісних акрилових сополімерів. Порошок дрібнодисперсний, пофарбований у рожевий колір, суспензійний щеплений сополімер метилового ефіру метакрилової кислоти і фторкаучуку.

Рідина – метиловий ефір метакрилової кислоти, стабілізований і містить зшиваючий агент – діметакріловий ефір дифенілолпропану (рис. 2.1).



Рис. 2.1 Вигляд упаковки матеріалу «Фторакс» виробник АТ «СТОМА», Україна

В Україні та Європі нейлони називають поліамідами (рис. 2.2), так як вони містять у своїх основних ланцюжках характерні амідні групи. Ці амідні групи можуть утворювати один з одним міцні водневі зв'язки, так як вони мають полярність.

Поліаміди – це гетероланцюгові полімери, що містять в основному ланцюзі макромолекули – амідні групи.



Рис. 2.2 Вигляд упаковки матеріалу «Vertex ThermoSens» виробник фірма «Vertex Dental», Нідерланди

Поліаміди можуть бути ароматичними або аліфатичними в залежності від того з якими радикалами пов'язані групи – CO-NH-. Основну групу поліамідів складають гомополіаміди, одержувані шляхом поліконденсації з діаміну і дикарбонової кислоти.

Хороші фізико-механічні властивості обумовлені високою кристалічністю поліамідів. Адсорбція вологи і ударна в'язкість дещо зменшуються, в той час як міцність при розтягуванні і твердість зростають зі збільшенням ступеня кристалічності.

«Deflex Acrylato» – це сополімер термо-ін'єктуємого поліметилметакрилату $[-CH_2-C(COOCH_3)(CH_3)-]_n$. Спеціально призначений

для виготовлення повних знімних протезів. (рис. 2.3). Він випускається в алюмінієвих картриджах, які вже призначені для інжекції.

Основні характеристики термопластичних матеріалів на основі метилметакрилатів – це відсутність вільного мономера, значна міцність, додавання до складу стійких барвників, що здатні забезпечити високу естетичність ортопедичної конструкції.



Рис. 2.3 Вигляд упаковки матеріалу «Deflex Acrilato» виробник фірма «Deflex», Аргентина

«Ліпол» – матеріал на основі поліпропілену. Ліпол виготовляють двох кольорів – рожевий та прозорий. Шляхом їх змішування можна досягнути бажаного відтінку для забезпечення необхідних естетичних якостей протеза (рис. 2.4).

Поліпропілен $[-\text{CH}_2-\text{CH}(\text{CH}_3)-]_n$ – це прозорий полімер без кольору, запаху та смаку. Існує двох типів: актинічний поліпропілен (бокові метильні групи розташовані у випадковому порядку) та ізоактинічний (бокові метильні групи розташовані регулярно). Останній і використовується для виготовлення матеріалу «Ліпол». Основні характеристики поліпропілену наближені до відповідних характеристик нейлону, проте, деякі фізико-хімічні властивості останнього все ж дещо кращі.



Рис. 2.4 Вигляд упаковки матеріалу «Ліпол» виробник ЗАО «ЛИНИК» (Лисичанський НПЗ), Україна

2.3 Методи виготовлення зразків та методики визначення фізико-механічних властивостей базисних пластмас

Зразки для вивчення фізико-механічних властивостей з матеріалу «Фторакс» виготовлялись у зуботехнічній лабораторії кафедри ортопедичної стоматології з імплантологвею УМСА. Зразки з термопластичних матеріалів виготовлялися на базі зуботехнічної лабораторії «МІКС-ЛАБ» (м. Полтава). Безпосередньо дослідження властивостей базисних матеріалів проводили на кафедрі медичної та біологічної фізики і медичної інформатики УМСА.

Полімерізацію зразків акрилового базисного матеріалу «Фторакс» проводили на водяній бані, а зразки з термопластичних матеріалів «Vertex ThermoSens», «Deflex Acrylato» та «Ліпол» готували методом литтєвого пресування в точній відповідності з інструкцією до застосування.

Згідно до стандартів зразки повинні складатися з окремої упаковки або упаковок, які містять кількість базисного матеріалу, достатню для проведення запланованих випробувань, а також додаткову кількість матеріалу для повторних випробувань у разі необхідності. Якщо потрібно більше однієї упаковки, то весь базисний матеріал повинен бути з однієї партії. Зразки для випробувань виготовлялись, якщо немає інших вказівок у методиці приготування зразків, згідно до інструкцій та рекомендацій фірми-виробника. Після виготовлення проводили візуальний огляд зразків для випробувань з метою визначення їх відповідності щодо технічних вимог.

Модель зразка із матеріалу «Фторакс» загіпсовують у стоматологічну

кювету так, щоб краї зразка знаходились на відстані не менш, ніж 5 мм від стінок кювети відповідно інструкції виробника. Зразки інших базисних матеріалів виготовляють відповідно до інструкції виробників щодо застосування базисних матеріалів.

Зразки формують і надають твердості відповідно до інструкції виробника. Затверділі зразки обробляють. Шліфування та полірування поверхонь зразків проводять не більше 1 хвилини за допомогою фальцу з пемзою і щіткою з полірувальної сумішшю на шліфувальному моторі з частотою обертів 1500/хв. Після полірування та очищення перевіряють поверхні на відповідність до вимог.

Краї зразків обробляють на шліфувальному моторі, намагаючись уникати їх перегріву. Надають необхідні розміри по ширині, товщині та довжині шляхом вологого шліфування всіх поверхонь і країв зразків наждачним папером. Тричі проводять вимірювання розмірів зразків з похибкою вимірювання $\pm 0,01$ мм.

2.3.1 Методика вивчення водопоглинання пластмасами. Суть даного методу полягає у визначенні маси води, яка поглинається зразком в результаті його перебування в воді протягом точно встановленого часу при певній температурі.

Для визначення здатності пластмас до водопоглинання використана методика визначення відносного збільшення маси зразків з плином часу.

Методика проведення та виготовлення для цього зразків відповідають ГОСТ 4650-80 [45]. Зразки однакової форми і розмірів (диски діаметром $(10,5\pm 1)$ мм і висотою (3 ± 1) мм), масою від 0,25 до 0,35 грама в кількості 40 штук, розділені на серії дослідів по 10 зразків в кожному, були витримані в дистильованій воді протягом семи і чотирнадцяти діб при температурі (37 ± 1) °С в сухоповітряному термостаті (рис. 2.5).



Рис. 2.5 Зразки матеріалів для вивчення водопоглинання (а – «Фторакс»; б – «Vertex ThermoSens»; в – «Deflex Acrylato»; д – «Ліпол»)

Перед проведенням випробування зразки висушували у термошафі при температурі 50 °С протягом 24 годин. Висушені зразки охолоджувалися в ексикаторі, заповненому хлористим кальцієм, зважувалися з точністю до 0,001 грама. Через певний час (сім та чотирнадцять діб) зразки виймали з води, витирали насухо фільтрувальним папером і негайно зважували.

Коефіцієнт водопоглинання матеріалу W_B (у мкг/мм³) розраховується за формулами:

$$W_{B1} = \frac{m_0 - m_1}{V} \quad \text{та} \quad W_{B2} = \frac{m_0 - m_2}{V}, \quad \text{де:}$$

m_0 – початкова маса зразка (мкг); m_1 – маса зразка після витримки в воді протягом 7 діб (мкг); m_2 – маса зразка після витримки в воді протягом 14 діб (мкг); V – об'єм зразка (мм³). В свою чергу об'єм зразка вираховується за формулою: $V = \frac{\pi d^2 h}{4}$, де:

π – математична константа, що дорівнює відношенню довжини кола до довжини його діаметру; d – діаметр зразка; h – висота зразка.

2.3.2 Методика вивчення пластмас на мікротвердість. Мікротвердість матеріалів визначалась відповідно до ГОСТ 9450-76 [47]. Згідно цього документу дану властивість можна визначити за допомогою двох методів: за відновленим відбитком (основний метод) та за невідновленим відбитком (додатковий метод). Ми використовували методику за відновленим відбитком. Дослідження проводились на портативному мікротвердомірі «ПМТ-3» зі стандартною 136-градусною алмазною пірамідою з квадратною основою.

Для проведення даного випробування було виготовлено по 20 зразків кожного з досліджуваних матеріалів. Зразки мають форму дисків діаметром (10 ± 1) мм і висотою $(3 \pm 0,5)$ мм. Всі зразки пройшли ретельне шліфування та полірування (рис. 2.6).



Рис. 2.6 Зразки матеріалів для вивчення мікротвердість (a – «Фторакс»; b – «Vertex ThermoSens»; c – «Deflex Acrylato»; d – «Ліпол»)

Випробування на мікротвердість вдавненням за методом відновленого відбитка полягає в нанесенні на випробувану поверхню зразка відбитка під дією статичного навантаження, прикладеного до алмазного наконечника протягом певного часу.

Зразок попередньо досліджувався під мікроскопом, обирались місце для дослідження, до цього місця підводили алмазний наконечник, прикладали навантаження, після чого навантаження знімали, зразок повертали в поле зору об'єктиву мікроскопа і проводили вимір відбитка. Довжину діагоналі вимірювали в центрі поля зору мікроскопа з метою уникнення недоліків оптичної системи приладу, які найбільше проявляються на краю поля.

Для вимірювання величини діагоналі перехрестя ліній при обертанні барабана переміщували тільки уздовж однієї з діагоналей відбитка. Для цього повертали барабан окулярного мікрометра доти, поки співпадуть перехрестя із однією з вершин відбитка.

Потім перехрестя підводили завжди одним і тим же способом, наприклад, справа наліво, до правого кута відбитка і знімали показники за шкалами барабана, потім перехрестя підводили до лівого кута відбитка і також знімали показники за шкалами. Далі знаходили різницю обох показань, а отриманий результат множили на ціну поділки шкали в мікронах

і отримують довжину діагоналі в мікронах. Технологія вимірювання довжини діагоналі відбитка досить трудомістка, а ймовірність внесення похибки, особливо при вимірюванні відбитків невеликих розмірів, досить істотна.

Вимірювання окулярним мікрометром на приладі «ПМТ-3» проводиться з точністю до $\pm 0,5$ поділки шкали або, з урахуванням масштабу збільшення, з точністю до 0,15 мкм.

При випробуваннях на мікротвердість чисельним значенням результату вимірювання є частка від ділення навантаження на бічну поверхню в мм^2 в припущенні, що кути у відбитка такі ж, як у самої піраміди.

Після зняття навантаження та вимірювання параметрів отриманого відбитка число мікротвердості визначали за формулою:

$$H_V = \frac{1.854 * m * 9.8}{d^2}, \text{ де:}$$

H_V – твердість за Вікерсом; d – середня довжина діагоналі; m – маса зразка (0,02 кг).

$$d_1 = d_{1, \text{под.}} * \text{масштаб} \quad \text{та} \quad d_2 = d_{2, \text{под.}} * \text{масштаб}, \quad \text{де:}$$

d_1 та d_2 – довжина діагоналі; $d_{1, \text{под.}}$ та $d_{2, \text{под.}}$ – довжина діагоналі в поділках; Масштаб = 0,00031

$$d = \frac{d_1 + d_2}{2}, \text{ де:}$$

d – середня довжина діагоналі; d_1 – довжина діагоналі; d_2 – довжина діагоналі.

2.3.3 Методика вивчення властивості пластмас на розтяг та стискання. Суть методу досліджень на розтяг полягає у визначенні модуля пружності при розтягуванні як відношення приросту напруги до відповідного збільшенню відносного подовження. Метод проведення досліджень на стиск заснований на навантаженні випробуваного зразка навантаженням, що стискає та зростає, при встановленій швидкості деформування. Експерименти проводилися на установці «Деформаційна установка МРК-1».

Зразки для випробування на розтяг виготовляються відповідно до ГОСТ 11262-80 [43]. З кожного матеріалу виготовлялося по 10 зразків у формі лопатки. За розмірами зразки відповідають таким числовим значенням: довжина зразків (l) дорівнює $(16,5 \pm 1)$ мм, товщина зразків (a) – $(3,5 \pm 0,5)$ мм, ширина (b) – $(5,5 \pm 0,5)$ мм (рис. 2.7).



Рис. 2.7 Зразки матеріалів для вивчення їх на розтяг (a – «Фторакс»; b – «Vertex ThermoSens»; c – «Deflex Acrylato»; d – «Ліпол»)

Зразки для випробування на стиск виготовляються відповідно до ГОСТ 4651-82 [46]. З кожного матеріалу також виготовлялося по 10 зразків у формі циліндру, які за розмірами дорівнювали: висота зразків (h) дорівнює (11 ± 1) мм, діаметр зразків (d) – (5 ± 1) мм та площа (S) – (18 ± 1) мм (рис. 2.8).



Рис. 2.8 Зразки матеріалів для вивчення їх на стиск (a – «Фторакс»; b – «Vertex ThermoSens»; c – «Deflex Acrylato»; d – «Ліпол»)

Перед випробуваннями зразки кондиціонують за ГОСТ 12423-66 не менше ніж 16 годин (при температурі (23 ± 2) °C та відносній вологості $50 \pm 5\%$), якщо у нормативно-технічній документації на конкретну продукцію немає інших вказівок. Розміри зразків вимірюють з похибкою $\pm 0,01$ мм не менше ніж у трьох місцях [44].

При проведенні досліджень на розтяг зразок закріплювався у захватах таким чином, щоб повздовжня вісь зразка та захватів установки співпадали. Далі прилад налаштовують на вимірювання видовження. Деформацію зразка

здійснювали зі швидкістю $(1,0 \pm 0,5) \%$ за хвилину і вона склала $0,25$ мм/хв. Навантаження здійснювали до руйнування.

Випробування на стиск проводять в умовах кондиціонування за ГОСТ 12423-66 [44]. При проведенні досліджень зразок розташовували на столику таким чином, щоб поздовжня вісь зразка та пристрою для стиску співпадали. Деформацію зразка здійснювали зі швидкістю $(1,0 \pm 0,5) \%$ за хвилину і вона склала $0,25$ мм/хв. Навантаження здійснювали до руйнування.

Деформація розтягу та стиску фіксувалася на самописці КСП-4.

За діаграмою визначалися показники міцності і пластичності. До показників міцності можна віднести такі величини, як модуль Юнга – поздовжня пружність (E), межа пружності ($\sigma_{пр.}$), межа плинності ($\sigma_{02.}$), межа міцності ($\sigma_{мц.}$), а до показників пружності – відносну залишкову деформацію до руйнування (δ).

Модуль Юнга матеріалів E (у МПа) розраховується за формулою:

$$E = \frac{\Delta y * l_0 * F / y}{S_0 * \Delta x * \Delta l / x}, \quad \text{де:}$$

E – модуль поздовжньої пружності (Модуль Юнга); Δy – зміна координати по осі Y ; l_0 – початкова довжина зразка; F/y – масштаб по осі Y ; S_0 – площа зразка; Δx – зміна координати по осі X ; $\Delta l/x$ – масштаб по осі X . В свою чергу площа зразків вираховується за формулами:

$$S_0 = a * b \quad (\text{для випробувань на розтяг}), \text{ та}$$

$$S_0 = \frac{\pi * d^2}{4} \quad (\text{для випробувань на стиск}), \text{ де:}$$

S_0 – площа зразка; a – товщина зразка; b – ширина зразка; π – математична константа, що дорівнює відношенню довжини кола до довжини його діаметру; d – середній діаметр зразків.

Межа пружності матеріалів ($\sigma_{пр.}$) розраховується за формулою:

$$\sigma_{пр} = \frac{F / y * y_{пр.}}{S_0}, \quad \text{де:}$$

$\sigma_{\text{пр.}}$ – межа пружності; F/y – масштаб по осі Y (чутливість по осі Y); $y_{\text{пр.}}$ – координати точки діаграми, що відповідає межі пружності; S_0 – площа зразка.

Межу плинності (σ_{02} .) вираховуємо за формулою:

$$\sigma_{02} = \frac{F/y * y_{02}}{S_0}, \text{ де:}$$

σ_{02} – умовна межа плинності; F/y – масштаб по осі Y (чутливість по осі Y); y_{02} – координати точки діаграми, що відповідає умовній межі плинності; S_0 – площа зразка.

Межа міцності ($\sigma_{\text{мц.}}$) розраховуємо за формулою

$$\sigma_{\text{мц.}} = \frac{F/y * y_{\text{мц.}}}{S_0}, \text{ де:}$$

$\sigma_{\text{мц.}}$ – межа міцності; F/y – масштаб по осі Y (чутливість по осі Y); $y_{\text{мц.}}$ – координати точки діаграми, що відповідає межі міцності; S_0 – площа зразка.

Відносну залишкову деформацію до руйнування (δ) обчислюємо за формулою:

$$\delta = \frac{\Delta l/x * x_{\delta}}{l_0} * 100\%, \text{ де:}$$

δ – відносна залишкова деформація до руйнування; $\Delta l/x$ – масштаб по осі X ; x_{δ} – абсциса точки, що відповідає відносній залишковій деформації до руйнування; l_0 – початкова довжина зразка. В свою чергу масштаб по осі X визначали наступним чином:

$$\Delta l/x = \frac{1}{V_{\text{стр.}} / V_{\text{гв.}}}, \text{ де:}$$

$\Delta l/x$ – масштаб по осі X ; $V_{\text{стр.}}$ – швидкість стрічки (може змінюватися); $V_{\text{гв.}}$ – швидкість гвинта.

2.4 Характеристика груп спостереження

З метою клінічної оцінки якості результатів протезування різними базисними матеріалами у пацієнтів, що потребують повного знімного протезування, нами були набрані клінічні групи спостереження.

Було проведено протезування 59 осіб похилого та старечого віку (60 років і старіше) з повною відсутністю зубів, які звернулися в клініку ортопедичної стоматології з метою повторного виготовлення нових повних знімних пластинкових протезів для верхньої і нижньої щелеп. Контрольну групу склали 25 осіб (студенти IV та V курсів стоматологічного факультету УМСА) з інтактними зубними рядами та ортогнатичним прикусом.

На клінічному прийомі ми відбирали тих пацієнтів, умови в порожнині рота яких відповідали на верхній щелепі I типу за Шредером, а на нижній щелепі – I типу за Келлером. Стан слизової оболонки відповідав I класу за класифікацією Суппле.

Протягом останніх 3-5 років вони користувалися повними знімними пластинковими протезами, виготовленими з акрилових пластмас. Всі пацієнти відзначали незадовільну фіксацію і стабілізацію протезів, деякі з них відмічали подразнення і дискомфорт з боку слизової оболонки протезного ложа, деякі звернулися з приводу поломки протезів. Їм було запропоновано виготовлення повних знімних пластинкових протезів з термопластичної пластмаси, яка не містить мономерів.

Пацієнти, яким були виготовлені нові знімні протези, нами були поділені на три клінічні групи: до першої увійшли особи, яким повторно були виготовлені протези із акрилового базисного матеріалу «Фторакс».

Другій групі протези виготовлялися із безакрилового поліаміду (нейлону) «Vertex ThermoSens».

Пацієнтам третьої групи були виготовлені протези з базисного матеріалу на основі поліметилметакрилату «Deflex Acrylato» (табл. 2.1).

Таблиця 2.1

Розподіл осіб, що знаходились під спостереженням, контрольної та клінічних груп

	Контрольна група	I клінічна група	II клінічна група	III клінічна група
	25 осіб	–	–	–
«Фторакс»	–	24 особи	–	–
«Vertex ThermoSens»	–	–	19 осіб	–
«Deflex Acrylato»	–	–	–	16 осіб
Всього		59 осіб		
		84 особи		

Всі пацієнти нами були обстежені в повному обсязі клінічно (згідно протоколу обстеження в клініці ортопедичної стоматології). Для цього використані традиційні огляд і пальпація. Лабораторно було проведено визначення біопотенціалів жувальних м'язів за допомогою електроміографії до і після протезування, визначення ступеня відновлення жувальної ефективності в різні терміни користування виготовленими протезами (через місяць, півроку та рік користування виготовленими протезами). При цьому, дані анамнезу, огляду і інших досліджень заносилися в спеціальну розроблену нами «Карту обстеження ортопедичного хворого» (додаток 1). Це дало можливість комплексно оцінити стан зубо-щелепної системи, погодити план лікування і перевірити ефективність протезування кожного з пацієнтів.

2.5 Особливості виготовлення повних знімних протезів з різних базисних матеріалів

Всім пацієнтам виготовлялися повні знімні пластинкові протези з акрилового базисного матеріалу «Фторакс», безакрилового поліаміду (нейлону) «Vertex ThermoSens» та базисного матеріалу на основі поліметилметакрилату «Deflex Acrylato». Всі конструкції виготовлялися з

використанням однакових клініко-лабораторних етапів. Клінічні етапи виготовлення протезів: 1) зняття повних анатомічних відбитків з обох щелеп для виготовлення індивідуальних ложок; 2) припасування індивідуальних ложок та зняття функціональних відбитків з обох щелеп; 3) визначення та фіксація центрального співвідношення (ЦС) щелеп за методикою ЦІТО; 4) перевірка воскової репродукції протезів, правильності визначення ЦС та постановки штучних зубів; 5) корекція та накладання повних знімних протезів.

Після перевірки воскових репродукцій протезів в клініці подальше їх лабораторне виготовлення дещо відрізняється. Полімеризацію конструкцій, які виготовлялися з матеріалу «Фторакс», проводили на водяній бані. Температуру води в бані від кімнатної підвищували до (45-50) °С протягом (15-20) хв і потім доводять до кипіння за (40-45) хв. При температурі кипіння витримували до 30 хв. Витягували кювету з водяної бані і охолоджували на повітрі до кімнатної температури. З гіпсової форми витягають повністю охолоджений протез. Протези з термопластичних матеріалів «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato» виготовлялися методом литтєвого пресування в точній відповідності з інструкцією до застосування. Для цього застосовують спеціальні трансферні гідравлічні преси. Матеріал вприскується поршнем, що переміщається в осьовому напрямку, з завантажувальної камери через литтєві канали в попередньо замкнуту прес-форму. Питомий тиск вприскування (150-200) Мпа, тиск в прес-формі (50-65) МПа.

Для постановки зубів в повних знімних протезах використовувалися стандартні пластмасові гарнітури штучних зубів. В протезах з матеріалу «Фторакс» штучні зуби кріпляться в базисі протезу за допомогою хімічних з'єднань, а в протезах з матеріалів «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato» їх фіксація відбувається за рахунок механічних з'єднань, тому стандартні пластмасові гарнітури штучних зубів потребували спеціальної підготовки

зубними техніками (в штучних зубах попередньо робили перфораційні отвори для механічного з'єднання з базисом протезу).

2.6 Клініко-лабораторні методи обстеження пацієнтів

Оцінка якості повних знімних протезів в нашій роботі була проведена за допомогою використання таких методів досліджень, як об'єктивно-суб'єктивний тест «БОФСАЗ», електроміографічні дослідження та жувальна проба за І.С. Рубіновим.

2.6.1 Оцінка якості протезування за допомогою тесту «БОФСАЗ».

Цей тест носить об'єктивно-суб'єктивний характер і зводиться до визначення ступеню задоволеності пацієнтів виготовленими конструкціями [20]. Хоча цей тест, запропонований авторами для оцінки якості щелепно-лицьових протезів, окремі його елементи адаптуються з якістю виготовлення повних знімних протезів. З даного тесту ми визнали за можливе використовувати наступні критерії:

«Б» – оцінка стану базису і відповідність його межах протезного ложа;

«О» – характер зімкнення зубів і правильність визначення центральної оклюзії;

«Ф» – фіксація протеза в стані спокою нижньої щелепи;

«С» – стабілізація протеза при виконанні різних жувальних рухів нижньої щелепи;

«А» – адаптація до протеза на підставі суб'єктивних відчуттів пацієнта;

«З» – задоволеність пацієнта виготовленим протезом.

Якість протезування оцінювалася по двох параметрах: «задовільне» і «незадовільне». Першому з них відповідали: вільне накладання протеза, точне прилягання до слизової оболонки протезного ложа, правильно визначене центральне положення нижньої щелепи, множинні оклюзійні контакти, хороша фіксація і стабілізація протеза, достатньо швидке звикання до протеза і задоволеність ним пацієнта.

Відхилення хоч би від одного з параметрів вважалось «незадовільним» і вимагало переробки протеза.

Згідно приведених критеріїв оцінено якість всіх виготовлених нами протезів, що знайшло віддзеркалення в «картах обстеження ортопедичного хворого».

2.6.2 Електроміографічні дослідження. Електроміографія дозволяє вирішити завдання об'єктивної характеристики акту жування і є одним з найбільш об'єктивних в даний час методів дослідження стану нервово-м'язового апарату.

У нашій роботі електроміографічні дослідження виконані на багатофункціональному комп'ютерному комплексі «Нейро-МВП», виготовленого фірмою «Нейро-Софт».

Методика постановки досліджень протягом багатьох років випробовувалася на кафедрі ортопедичної стоматології з імплантологією Української медичної стоматологічної академії і передбачає дотримання не тільки методичних підходів, але і принципів комп'ютерного аналізу і трактування отриманих результатів.

У нашому випадку для отримання електроміограми використані біполярні срібні електроди округлої форми, діаметром 7 мм. Жорстка плата для закріплення електродів гарантує постійну міжелектродну відстань 15 мм. (рис. 2.9).

Смужками лейкопластиру плати кріпляться на шкірі обличчя в ділянці моторних точок власне жувальних м'язів. Координати розташування моторних точок визначаються індивідуально у кожного випробовуваного за допомогою спеціального пристрою, розробленого на кафедрі [177], і заносяться в «карту обстеження ортопедичного хворого» для ідентифікації в подальших дослідженнях (рис. 2.10).



Рис. 2.9 Вигляд біполярних електродів для проведення електроміографічних досліджень

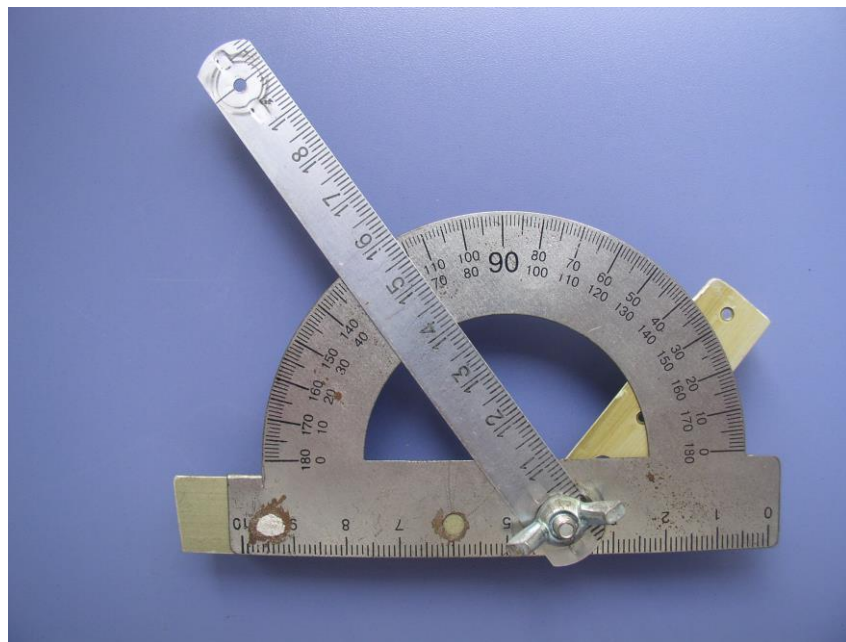


Рис. 2.10 Вигляд пристрою для визначення моторних точок жувальних м'язів

У даних електроміографічних дослідженнях постановка електродів допускала наступну схему записів:

- стан відносного фізіологічного спокою нижньої щелепи;
- вольове стиснення щелеп протягом п'яти секунд;

– довільне жування харчового подразника.

Для останнього використовувався чорний хліб вчорашньої випічки розміром 1 см³.

Принципи аналізу електроміограм описані багато років тому і трактують якісні оцінки записів і характеристики електричної активності. У наших дослідженнях електроміограми оцінювалися візуально за характером нервово-рефлекторної діяльності жувальних м'язів. Цифрові параметри електроміограм фіксовані за допомогою комп'ютерної програми, користуючись якою в протокол випробувань заносяться:

- амплітуда коливань біопотенціалів по обидва боки від ізометричної лінії і середня її величина (у мкВ) - як показник сили збудливих процесів;
- частота коливань біопотенціалів як показник концентрації електричної активності в часі;
- тривалість фаз електричної активності і відносного біоелектричного спокою (у мс) - як показник активності рухових одиниць;
- співвідношення тривалості фаз активності і періодів спокою (коефіцієнт «К») - як показник співвідношень між збудливими і гальмівними процесами.

2.6.3 Визначення жувальної ефективності за І.С. Рубіновим. Автор пропонує хворому розжовувати 0,8 г горіха, що приблизно дорівнює вазі одного ядра. Проба проводиться наступним чином. Випробуваному дають 0,8 г лісового горіха і просять його розжовувати до появи рефлексу ковтання. Як тільки у випробуваного з'явиться бажання проковтнути розжований горіх, йому пропонують сплюнути вміст порожнини рота в чашку. Подальшу обробку проводять так, як при пробі Гельмана, тобто промивають, висушують і просівають через сито з круглими отворами 2,4 мм, отриманий залишок зважують. Час жування горіха відраховують за секундоміром. В результаті функціональної проби отримують два показники: відсоток розжованої їжі (жувальна здатність) і час розжовування.

Дослідження показали, що при ортогнатичному прикусі та інтактних зубних рядах ядро горіха повністю пережовується за 14 секунд. По мірі втрати зубів час жування подовжується; одночасно збільшується залишок на ситі. При аналізі результату проби завжди слід враховувати час жування та відсоток розжованої їжі. Оцінка лише за одним показником може призвести до помилкових висновків.

За даними Г.Б. Шиловой (1960) звикання до повних знімних протезів при повторному протезуванні настає в більш короткі терміни, оскільки має значення накопичений досвід користування подібними конструкціями. Функціональна ефективність жування через півроку становить 84,4% і через рік – зростає до 89,4%.

2.7 Методика вивчення біологічної дії базисних стоматологічних пластмас на білих щурах

Експериментальні дослідження проведені на 20 білих щурах-самцях лінії Вістар масою 160-200 грам.

Тварин утримували в умовах акредитованого віварію в оптимальних умовах (з забезпеченням температурного, світлового режиму, повноцінного харчування, захисту від інфекцій, шуму та інших негативних чинників навколишнього середовища) згідно зі «Стандартними правилами по упорядкуванню, устаткуванню та утриманню експериментальних біологічних клінік (віваріїв)».

Вибір даного виду тварин ґрунтувався на даних літератури щодо використання білих щурів при вивченні біологічної дії пластмас, розчинників, барвників та ін.

Для утримання тварин використовували просторі клітки, кожна з яких мала відповідну позначку, що свідчила про ту чи іншу дослідну групу тварин. При роботі з тваринами дотримувались вимог «Європейської конвенції щодо захисту хребетних тварин, які використовуються в експерименті та інших наукових цілях» (Страсбург, 18.03.1986 р.), «Загальних принципів

експериментів на тваринах», ухвалених Першим національним конгресом з біоетики (Київ, 2000). Комісією з питань біоетики Вищого державного навчального закладу України «Українська медична стоматологічна академія» (протокол № 160 від 14.12.2017 р.) порушень морально-етичних норм при проведенні науково-дослідної роботи не виявлено.

Всі тварини були розділені на 4 групи (табл. 2.2).

Таблиця 2.2

Розподіл експериментальних груп тварин

№	Характеристика груп	К-сть
1	Контрольна (псевдооперовані тварини)	5
2	Дослідна (підшивання зразка матеріалу «Фторакс»)	5
3	Дослідна (підшивання зразка матеріалу «Vertex ThermoSens»)	5
4	Дослідна (підшивання зразка матеріалу «Deflex Acrylato»)	5

Оперативні втручання проводили під тіопенталовим наркозом з розрахунку 5 мг/кг маси тварини внутрішньоочеревинно. Підшивання зразка досліджуваного матеріалу проводили внутрішньом'язово в передню черевну стінку.

В дослідях використовували свіжо виготовлені зразки досліджуваних матеріалів, так як максимальне виділення мономеру відбувається в перші 7 діб після полімеризації [42, 107]. В основу розрахунку ваги досліджуваних зразків покладений кількісний пропорційний принцип застосування базисного полімерного матеріалу для виготовлення одного комплексу повного знімного протезу для людини вагою 75 кг, що складає в середньому 15 грам. Для лабораторного щура вагою в середньому 180 грам ця величина складає 0,036 грама, а при десятикратному збільшенні в умовах експерименту – 0,36 грам. Розміри зразків були в межах 0,7×0,7×0,1 см.

Псевдооперовані тварини (контрольна група) підлягали аналогічному оперативному втручання, але без підшивання досліджуваних зразків

матеріалів, що дало можливість виключити вплив операції на показники ПОЛ та АО-захисту.

Евтаназію тварин проводили через 7 діб після оперативного втручання під тіопенталовим наркозом шляхом забору крові з правого шлуночка. Об'єктом дослідження служила венозна кров експериментальних тварин. Показники, що вивчалися, наведено в таблиці 2.3.

Таблиця 2.3

Біохімічні методи дослідження

Параметр, що вивчався	Автори методу, літературні джерела
Спонтанний гемоліз еритроцитів	Покровский А.А., Аббаров А.А. (1964) [156]
ТБК-реактанти	Кайдашев І.П. і співавт. (2003) [137]
СОД	Брусов О.С. и соавт. (1976) [26]
Каталаза	Кайдашев І.П. і співавт. (2003) [137]
Церулоплазмін	Кайдашев І.П. і співавт. (2003) [137]

Визначення спонтанного гемолізу еритроцитів. Готують суспензію еритроцитів шляхом змішування 0,1 мл крові з 7,5 мл забуференого ізотонічного розчину хлориду натрію. Двічі відмивають шляхом центрифугування. В три центрифужні пробірки наливають по 1 мл суспензії; в перші дві пробірки додають по 4 мл забуференого ізотонічного розчину хлориду натрію; а в третю – 4 мл дистильованої води (для повного гемолізу). Проби перемішують та ставлять на 2 години в термостат при 38 °С.

По закінченню інкубації вміст пробірок перемішують, центрифугують 10 хв при 1000 об/хв та вимірюють екстинкцію всіх проб проти дистильованої води при 540 нм в кюветі товщиною 1 см.

Розрахунок проводять за формулою:

$$x = \frac{(E_1 + E_2)100}{2E_3},$$

де x – ступінь гемолізу, %; E_1 та E_2 – екстинкції першої та другої проб; E_3 – екстинкція третьої проби [156].

Визначення концентрації ТБК-реактантів. Концентрацію ТБК-реактантів визначали тіобарбітуровим методом [137]. Принцип методу базується на здатності 2-тіобарбітурової кислоти (ТБК) утворювати стійкий забарвлений комплекс із малоновим діальдегідом та іншими проміжними оксопродуктами ПОЛ. Приріст концентрації ТБК-реактантів після 1,5-годинної інкубації тканин дає інформацію про потенціал АОЗ.

Визначення активності супероксиддисмутази. Визначення активності супероксиддисмутази (СОД) проводили за методом О.С. Брусова та співавт. [26]. Принцип методу полягає в тому, що СОД інгібує автоокиснення адреналіну. За різницею швидкості реакції без додавання біологічного матеріалу та з його додаванням обчислюють активність ферменту.

Визначення активності каталази. Визначення активності каталази проводили за методом О.Г. Архипової [105, 137], в основі якого знаходиться здатність каталази, що міститься в біоматеріалі, розкласти пероксид водню. Кількість пероксиду водню, що залишився в пробі, визначають титруванням 0,1 н розчином калію перманганату.

Визначення церулоплазміну.

Принцип методу: церулоплазмін здатний окисляти діамін. Окислений діамін дає рожеве забарвлення при реакції з дифенілпарафенілендіаміном, інтенсивність якого пропорційна ферментній активності.

Виконання дослідження відбувається за наступною схемою:

Дослід	Контроль
3 мл буферного розчину	3 мл буферного розчину
0,1 мл сироватки крові	0,1 мл сироватки крові
1 мл 0,9% хлориду натрію	1 мл 0,1% азиду натрію
Проби перемішати та витримати при кімнатній температурі 20 хвилин. Додати в обидві проби по 1 мл дифенілпарафенілендіаміну, після чого витримати в термостаті 30 хвилин при температурі 37 °С.	
1 мл 0,1% азиду натрію	1 мл 0,9% хлориду натрію

Проби колориметрують на СФ при довжині хвилі 530 нм в кюветах товщиною 10 мм проти дистильованої води.

Розрахунок: $(E \text{ досліджу} - E \text{ контролю}) \times 100 = \text{од. активності [105, 137]}$.

2.8 Статистичні методи дослідження

При вивченні потреби населення в повному знімному протезуванні були використані наступні інформаційні ресурси: ретроспективний аналіз демографічної ситуації в Україні та в Полтавській області за 2007-2017 рр.; шкала демографічного старіння Ж. Божьо-Гарн'є-Е. Россета; шкала демографічного старіння ООН; інформаційна база ВООЗ за інтернет-ресурсом: www.euro.who.int.

Статистичний аналіз отриманих результатів проводився за допомогою інструментів програмного пакету Microsoft Excel. Перевірку відповідності розподілу варіант Гаусовій дисперсії проводили за методом Шапіро-Уїлка. При відповідності розподілу Гаусовій дисперсії для визначення статистичної значущості відмінностей між групами застосовували критерій Стьюдента-Фішера. При невідповідності Гаусовій дисперсії для визначення статистичної значущості відмінностей між групами застосовували U-критерій Манна-Уїтні. Різницю між групами вважали статистично значущою при $p < 0,05$. Для уникнення феномену множинних порівнянь застосовували поправку за методом Бонфероні.

Всі методики, задіяні в даних дослідженнях, цілком відповідають поставленій меті. Є адекватними для вирішення завдань дисертаційної роботи та дозволяють на сучасному рівні провести вивчення характеристик матеріалів та явищ, надати аргументовану оцінку результатам клінічних спостережень, зробити логічні обґрунтовані висновки.

Результати досліджень, висвітлених у цьому розділі, опубліковано в таких наукових працях:

1. Семененко Ю.И. Идентификация точек отведения биопотенциалов жевательных мышц в повторных исследованиях / Ю.И. Семененко, В. С. Кузь, В.В. Рубаненко // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. Матеріали Всеукраїнської науково-практичної конференції «Медична наука – 2010». – 2010. – Том 10, випуск 4 (32). – С. 252 – 254.

2. Патент України на корисну модель №70372 МПК А61В 5/0488. Кутомір / Рубаненко В.В., Семененко Ю.І., Кузь В.С.; заявл. 14.11.11; опубл. 11.06.12; Бюл. №11.

3. Рубаненко В.В. Кутомір для стандартизації визначення моторних точок жувальних м'язів / В.В. Рубаненко, Ю.І. Семененко, В.С. Кузь // Нововведення. Реєстр. № 464/1/14 Реєстр галузевих нововведень. – 2015. – Том 2, випуск 1. – С. 280-281.

4. Кузь В.С. Исследование базисных стоматологических материалов по показателям водопоглощения / В.С. Кузь // Сборник трудов Национального конгресса с международным участием «Паринские чтения 2016», 5-6 мая 2016 г. – Минск, 2016. – С. 432-433.

5. Кузь В.С. Изучение физических свойств различных групп базисных стоматологических материалов / В.С. Кузь, В.Н. Дворник, Г.М. Кузь // Питання експериментальної та клінічної стоматології: матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Гофунговські читання» (Випуск 12), 6-7 жовтня 2016 р. – Харків, 2016. – С. 373-378.

РОЗДІЛ 3

ОРІЄНТОВНА ПОТРЕБА В ПОВНОМУ ПЛАСТИНКОВОМУ ПРОТЕЗУВАННІ НАСЕЛЕННЯ ПОЛТАВСЬКОЇ ОБЛАСТІ

Для вирішення поставленого завдання ми провели ретроспективні хронологічні дослідження динаміки демографічної ситуації в Україні за 2007-2017 рр. з урахуванням відсотку осіб похилого і старечого віку.

Таблиця 3.1

Динаміка змін демографічної ситуації в Україні за останнє десятиліття з урахуванням відсотку осіб похилого і старечого віку (станом на 1 січня 2018р.)

Роки	Загальна чисельність населення України	60 років і старше	65 років і старше
2007	46646,0	9447,8 (20,3%)	7603,1 (16,3%)
2008	46372,7	9382,8 (20,2%)	7506,7 (16,3%)
2009	46143,7	9372,4 (20,3%)	7317,4 (15,9%)
2010	45962,9	9471,4 (20,6%)	7168,8 (15,6%)
2011	45778,5	9532,4 (20,8%)	6965,2 (15,3%)
2012	45633,6	9618,0 (21,1%)	6928,5 (15,2%)
2013	45553,0	9702,1 (21,3%)	6905,3 (15,2%)
2014	45426,2	9753,3 (21,5%)	6928,8 (15,3%)
2015 ¹	42929,3	9330,4 (21,7%)	6675,8 (15,6%)
2016 ¹	42760,5	9417,2 (22%)	6768,9 (15,8%)
2017 ¹	42584,5	9545,9 (22,4 %)	6867,5 (16,1%)

¹Без урахування мешканців тимчасово окупованої території, Автономної Республіки Крим та м. Севастополя.

Як видно з даних, представлених в таблиці 3.1, частка осіб похилого віку (60-64 роки) коливається від 20,3% (2007 рік) до 21,1% (2012 рік). За останні 5 років спостерігається стала одно направлена тенденція до

збільшення відсотка осіб похилого віку в Україні: від 21,3% у 2013 році до 22,4% у 2017 році.

Для ретроспективного аналізу демографічної ситуації в Україні нами була використана шкала демографічного старіння Ж. Божьо-Гарн'є-Е. Россета [22]. Згідно цієї шкали Українське суспільство характеризується дуже високим рівнем демографічної старості, коли доля осіб у віці 60 років і старші складає 18% і вище (табл. 3.2).

Таблиця 3.2

Шкала демографічного старіння Ж. Божьо-Гарн'є-Е. Россета

Етап	Доля осіб у віці 60 років і старші, %	Етапи старіння та рівні старості населення
1	<8	Демографічна молодість
2	8-10	Перше переддвір'я старості
3	10-12	Власно переддвір'я старості
4	12 і вище	Демографічна старість
5	12-14	Початковий рівень демографічної старості
6	14-16	Середній рівень демографічної старості
7	16-18	Високий рівень демографічної старості
8	18 і вище	Дуже високий рівень демографічної старості

При аналізі демографічної ситуації в Україні за показником частки старечого населення (65 років та старші) нами використана шкала демографічного старіння ООН (табл. 3.3) [22].

Таблиця 3.3

Шкала демографічного старіння ООН

Доля осіб у віці 65 років та старші, %	Етапи старіння та рівні старості населення
<4	Молоде населення
4-7	Населення на порозі старості
>7	Старе населення

Згідно цієї шкали якщо доля осіб 65 років та старші складає більше 7% відсотків, то населення характеризується як «старе». У випадку Українського суспільства доля осіб старечого віку коливається за останнє десятиліття від 15,2 до 16,3%.

Важливим прогностичним критерієм демографічних змін в суспільстві з плином часу є середня очікувана тривалість життя при народженні (табл. 3.4).

Таблиця 3.4

Середня очікувана тривалість життя при народженні

Період, за який розраховані показники (роки)	Середня очікувана тривалість життя при народженні		
	обидві статі	чоловіки	жінки
2007 ¹	68,25	62,51	74,22
2008 ¹	68,27	62,51	74,28
2009 ¹	69,29	63,79	74,86
2010 ¹	70,44	65,28	75,50
2011	71,02	65,98	75,88
2012	71,15	66,11	76,02
2013	71,37	66,34	76,22
2014 ²	71,37	66,25	76,37
2015 ³	71,38	66,37	76,25

¹Дані розраховано за два суміжні роки.

²Без урахування мешканців тимчасово окупованої території Автономної Республіки Крим, м. Севастополя та адміністративних даних по частині тимчасово окупованих територій у Донецькій та Луганській областях.

³Без урахування мешканців тимчасово окупованої території Автономної Республіки Крим, м. Севастополя та даних по Донецькій і Луганській областях.

Виходячи з даних, представлених в таблиці 3.4, в Україні очікується суттєве збільшення середньої тривалості життя, а відповідно і відсоток осіб похилого та старечого віку.

Таблиця 3.5

Хронологічний розподіл постійного населення України за віковою групою 65 років і старше (станом на 1 січня 2018 р.)

Регіон України	Загальна кількість	65 років і старше	%
м. Київ	2 893 215	421 941	14,6
Вінницька	1 568 723	274 351	17,5
Волинська	1 035 729	134 400	13,0
Дніпропетровська	3 227 831	540 548	16,7
Донецька	4 187 576	839 033	20,0
Житомирська	1 232 008	201 226	16,3
Закарпатська	1 255 322	147 002	11,7
Запорізька	1 722 382	297 808	17,3
Івано-Франківська	1 374 770	193 880	14,1
Київська	1 748 505	268 093	15,3
Кіровоградська	949 835	170 456	17,9
Луганська	2 163 205	438 635	20,3
Львівська	2 511 238	367 536	14,6
Миколаївська	1 140 609	183 611	16,1
Одеська	2 372 015	365 241	15,4
Полтавська	1 405 991	248 252	17,7
Рівненська	1 159 587	143 342	12,4
Сумська	1 092 092	194 627	17,8
Тернопільська	1 049 061	162 570	15,5
Харківська	2 678 371	446 278	16,7
Херсонська	1 045 549	163 832	15,7

Продовж. табл. 3.5

Хмельницька	1 271 246	215 027	16,9
Черкаська	1 216 734	225 254	18,5
Чернівецька	903 636	127 841	14,1
Чернігівська	1 011 536	196 486	19,4

Як видно з даних, представлених в таблиці 3.5, Полтавська область входить до першої десятки в Україні за кількістю осіб старечого віку.

Висновки до розділу.

1. Виходячи з даних ретроспективного аналізу стосовно демографічної ситуації в Україні з використанням шкали демографічного старіння Ж. Божьо-Гарн'є-Е. Россета, Українське суспільство характеризується дуже високим рівнем демографічної старості у відношенні осіб похилого віку (60-64 роки). За показником частки старечого населення (65 років та старші), з використанням шкали демографічного старіння ООН, населення характеризується як «старе».

2. Прогностичний критерій демографічних змін в суспільстві України вказує на можливість суттєвого збільшення в майбутньому середньої тривалості життя, а відповідно і відсотку осіб похилого та старечого віку, за даним критерієм Полтавська область входить до першої десятки в Україні за кількістю осіб старечого віку (17,7 %).

3. Вищевикладене є підґрунтям для активізації досліджень щодо зростаючої потреби населення України загалом, та Полтавської області зокрема, в знімному протезуванні при частковій та повній втраті зубів та прийнятті адміністративних рішень для своєчасного вирішення цієї проблеми.

Результати досліджень, висвітлених у цьому розділі, опубліковано в таких наукових працях:

1. Кузь В.С. Оцінка демографічної ситуації в Україні та Полтавській області для вивчення потреби населення області в знімному протезуванні при частковій та повній втраті зубів / В.С. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2015. – Том 15, випуск 1 (49). – С. 20-23.

2. Кузь В.С. Прогнозування потреби знімного протезування за оцінкою демографічної ситуації в Україні та Полтавській області / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Стоматологічні новини: зб. праць за матеріалами міжнародної науково-практичної конференції «Актуальні проблеми стоматології», 15-16 жовтня 2015 р., Львів / Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького. – Львів: Львівський нац. мед. ун-т імені Данила Галицького, 2015. – Вип. 14. – С. 43.

3. Кузь В.С. Изучение потребности населения Украины и Полтавской области в съёмном протезировании после частичной и полной потерей зубов путем оценки демографической ситуации / В.С. Кузь, В.Н. Дворник // Науково-практична конференція студентів і молодих вчених із міжнародною участю «Інновації в медицині», 23-24 березня 2017 р. – Івано-Франківськ, 2017. – С. 114-115.

РОЗДІЛ 4
ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА ФІЗИКО-МЕХАНІЧНИХ
ВЛАСТИВОСТЕЙ РІЗНИХ БАЗИСНИХ МАТЕРІАЛІВ

4.1 Результати вивчення водопоглинання пластмасами в експерименті

У дослідження на водопоглинання були включені такі базисні стоматологічні пластмаси для знімних протезів, як: фторвмісний акриловий сополімер «Фторакс», (Україна); поліамід (нейлон) «Vertex ThermoSens», (Нідерланди); термопластичний матеріал на основі поліметилметакрилату «Deflex Acrylato», (Аргентина); поліпропілен «Ліпол», (Україна).

Для визначення здатності пластмас до водопоглинання використана методика визначення відносного збільшення маси зразків з плином часу.

Фактичні та відносні дані водопоглинання зразків матеріалу «Фторакс» представлені в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1

Основні характеристики зразка матеріалу «Фторакс» та показники водопоглинання на 7 та 14 добу досліді ($M \pm m$, $n=10$)

№ з/п	Назва матеріалу	d, мм	h, мм	V, мм ³	m ₀ , мг	m ₁ , мг	m ₂ , мг	W _{B1} , мкг/мм ³	W _{B2} , мкг/мм ³
1.	Фторакс	10,71	2,89	260,4	274,0	277,0	278,0	0,012	0,015
2.	Фторакс	10,52	3,32	288,9	337,0	342,0	342,0	0,017	0,014
3.	Фторакс	10,52	2,97	258,3	384,0	386,5	388,0	0,010	0,015
4.	Фторакс	11,00	2,99	284,5	315,0	319,0	320,0	0,014	0,018
5.	Фторакс	10,53	2,90	252,6	285,0	287,0	289,0	0,008	0,016
6.	Фторакс	11,04	2,82	270,1	295,0	298,0	299,0	0,011	0,015
7.	Фторакс	10,61	3,17	280,5	324,0	328,0	329,0	0,014	0,018
8.	Фторакс	10,60	2,70	238,7	271,0	275,0	275,0	0,017	0,017
9.	Фторакс	10,59	3,22	283,4	322,0	325,0	326,0	0,011	0,014

Продовж. табл. 4.1

10.	Фторакс	10,85	3,03	280,2	317,0	321,0	322,0	0,014	0,018
	Середнє значення	10,70 ±0,02	3,01 ±0,02	269,8 ±1,8	312,4 ±3,6	315,9 ±3,6	316,8 ±3,6	0,0128 ±0,0003	0,0160 ±0,0002

Як видно з даних, представлених в таблиці 4.1, усереднений об'єм зразків матеріалу «Фторакс» склав $(269,8 \pm 1,8)$ мм³, а усереднена маса склала $(312,4 \pm 3,6)$ мг. Ці величини були використані як вихідні дані для проведення дослідження водопоглинання зразків. Через 7 діб перебування зразків у дистильованій воді при температурі (37 ± 1) °С усереднена маса зразків зросла до $(315,9 \pm 3,6)$ мг, а через 14 діб – до $(316,8 \pm 3,6)$ мг. Відповідно коефіцієнти водопоглинання склали: на 7 добу $(0,0128 \pm 0,0003)$ мкг/мм³, а на 14 добу $(0,0160 \pm 0,0002)$ мкг/мм³.

Фактичні та відносні дані водопоглинання зразків, які були виготовлені з матеріалу «Vertex ThermoSens» представлені в таблиці 4.2.

Таблиця 4.2

Основні характеристики зразка матеріалу «Vertex ThermoSens» та показники водопоглинання на 7 та 14 добу досліді ($M \pm m$, $n=10$)

№ з/п	Назва матеріалу	d, мм	h, мм	V, мм ³	m ₀ , мг	m ₁ , мг	m ₂ , мг	W _{B1} , мкг/мм ³	W _{B2} , мкг/мм ³
1.	Vertex	11,22	3,73	369,2	343,0	346,0	346,2	0,008	0,009
2.	Vertex	11,41	3,51	358,9	331,0	333,0	334,8	0,005	0,010
3.	Vertex	11,17	3,91	382,8	360,0	364,0	364,0	0,010	0,010
4.	Vertex	11,15	3,78	369,1	343,0	345,7	346,0	0,007	0,008
5.	Vertex	10,95	3,75	353,4	333,0	336,0	336,3	0,008	0,009
6.	Vertex	11,28	3,87	387,1	368,0	370,0	371,0	0,005	0,008
7.	Vertex	11,25	3,57	354,9	332,0	334,6	335,0	0,007	0,008
8.	Vertex	11,13	3,86	375,9	356,0	359,5	360,0	0,009	0,011

Продовж. табл. 4.2

9.	Vertex	11,12	3,91	380,3	348,5	351,8	352,0	0,009	0,009
10.	Vertex	11,21	3,93	388,5	362,5	363,0	365,3	0,009	0,007
Середнє значення		11,19 ±0,01	3,78 ±0,02	372,0 ±1,4	347,7 ±1,4	350,4 ±1,4	351,1 ±1,4	0,0077 ±0,0002	0,0089 ±0,0001

Виходячи з даних, представлених в таблиці 4.2, усереднений об'єм зразків, виготовлених з матеріалу «Vertex ThermoSens» склав $(372,0 \pm 1,4)$ мм³, а усереднена маса склала $(347,7 \pm 1,4)$ мг. Через 7 діб перебування зразків усереднена маса їх зросла і склала $(350,4 \pm 1,4)$ мг, а через 14 діб змінилася до $(351,1 \pm 1,4)$ мг. Згідно розрахунків коефіцієнти водопоглинання відповідають таким значенням: на 7 добу $(0,0077 \pm 0,0002)$ мкг/мм³, а на 14 добу $(0,0089 \pm 0,0001)$ мкг/мм³.

Фактичні та відносні дані водопоглинання зразків, що були виготовлені з матеріалу «Deflex Acrylato» представлені в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3

Основні характеристики зразка матеріалу «Deflex Acrylato» та показники водопоглинання на 7 та 14 добу дослід (M±m, n=10)

№ з/п	Назва матеріалу	d, мм	h, мм	V, мм ³	m ₀ , мг	m ₁ , мг	m ₂ , мг	W _{B1} , мкг/мм ³	W _{B2} , мкг/мм ³
1.	Deflex	11,03	3,89	372,2	343,5	346,7	347,0	0,008	0,009
2.	Deflex	11,27	4,19	418,1	372,5	375,3	376,0	0,007	0,008
3.	Deflex	11,42	3,81	390,8	347,0	350,0	350,0	0,008	0,008
4.	Deflex	11,16	3,93	383,9	354,0	357,0	357,0	0,008	0,008
5.	Deflex	11,10	4,19	404,9	373,0	376,5	377,0	0,007	0,006
6.	Deflex	11,33	3,52	354,8	328,0	330,5	331,2	0,005	0,009
7.	Deflex	11,25	3,85	383,0	342,0	345,0	345,0	0,008	0,008
8.	Deflex	10,99	3,71	351,8	324,0	326,7	326,8	0,008	0,008

Продовж. табл. 4.3

9.	Deflex	11,15	3,93	383,2	340,0	343,0	343,8	0,008	0,010
10.	Deflex	11,67	3,63	387,9	357,0	360,0	360,0	0,008	0,008
Середнє значення		11,24 ±0,02	3,87 ±0,02	383,1 ±2,2	348,1 ±1,8	351,1 ±1,8	351,4 ±1,8	0,0075 ±0,0001	0,0082 ±0,0001

Як видно з даних, представлених в таблиці 4.3, усереднений об'єм зразків, виготовлених з матеріалу «Deflex Acrylato» склав $(383,1 \pm 2,2)$ мм³, а усереднена маса склала $(348,1 \pm 1,8)$ мг. Через 7 діб усереднена маса зразків незначно збільшилася і склала $(351,1 \pm 1,8)$ мг, а через 14 діб зросла до $(351,4 \pm 1,8)$ мг. Відповідно коефіцієнти водопоглинання даного матеріалу склали: на 7 добу $(0,0075 \pm 0,0001)$ мкг/мм³, а на 14 добу $(0,0082 \pm 0,0001)$ мкг/мм³.

Фактичні та відносні дані водопоглинання зразків, що були виготовлені з матеріалу «Ліпол» представлені в таблиці 4.4.

Таблиця 4.4

Основні характеристики зразка матеріалу «Ліпол» та показники водопоглинання на 7 та 14 добу дослід (M±m, n=10)

№ з/п	Назва матеріалу	d, мм	h, мм	V, мм ³	m ₀ , мг	m ₁ , мг	m ₂ , мг	W _{B1} , мкг/мм ³	W _{B2} , мкг/мм ³
1.	Ліпол	10,96	3,16	298,2	240,5	241,3	241,8	0,003	0,004
2.	Ліпол	11,00	3,54	336,9	290,5	291,0	291,0	0,001	0,001
3.	Ліпол	10,77	3,29	299,8	247,0	248,0	248,0	0,003	0,003
4.	Ліпол	10,30	3,80	315,8	269,0	270,2	270,2	0,004	0,004
5.	Ліпол	10,70	3,46	311,1	268,0	269,0	269,7	0,005	0,003
6.	Ліпол	10,85	3,55	328,6	269,5	270,2	270,2	0,002	0,002
7.	Ліпол	10,77	3,65	332,9	279,5	280,2	280,5	0,002	0,003
8.	Ліпол	10,99	3,24	307,0	264,0	265,0	265,0	0,003	0,003

Продовж. табл. 4.4

9.	Ліпол	10,88	3,69	343,6	279,0	280,0	281,5	0,003	0,007
10.	Ліпол	10,58	3,52	309,6	258,0	259,0	259,0	0,003	0,003
Середнє значення		10,78	3,49	318,4	266,5	267,4	267,7	0,0029	0,0033
		$\pm 0,02$	$\pm 0,02$	$\pm 1,7$	$\pm 1,6$	$\pm 1,6$	$\pm 1,6$	$\pm 0,0001$	$\pm 0,0002$

За даними, представленими в таблиці 4.4, усереднений об'єм зразків, виготовлених з матеріалу «Ліпол» склав $(318,4 \pm 1,7)$ мм³, а усереднена маса склала $(266,5 \pm 1,6)$ мг. Через 7 діб перебування зразків у дистильованій воді усереднена маса зразків незначно збільшилася і склала $(267,4 \pm 1,6)$ мг, а через 14 діб зросла до $(267,7 \pm 1,6)$ мг. Отже коефіцієнти водопоглинання даного матеріалу становлять: на 7 добу $(0,0029 \pm 0,0001)$ мкг/мм³, а на 14 добу $(0,0033 \pm 0,0002)$ мкг/мм³.

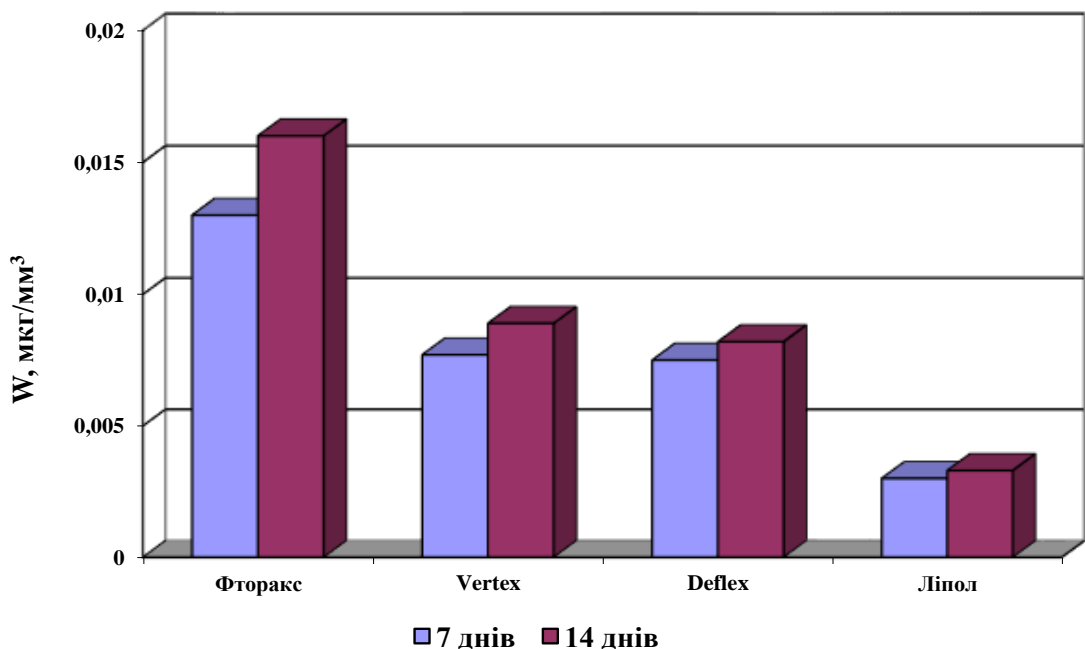


Рис. 4.1 Порівняльна оцінка залежності водопоглинання зразків різних базисних матеріалів з урахуванням часу експозиції

Як видно з представленої графіка (рис. 4.1) базисний матеріал «Фторакс» володіє найбільшою абсолютною здатністю до водопоглинання,

на другому місці стоїть «Vertex ThermoSens», на третьому – «Deflex Acrylato», і найменшою здатністю до водопоглинання володіє «Ліпол».

Важливою характеристикою водопоглинання базисних матеріалів є не тільки абсолютна здатність накопичувати воду, але й динаміка цього процесу, що представлено в таблиці 4.5.

Таблиця 4.5

Динаміка накопичення води в зразках базисних матеріалів на 7 та 14 добу спостереження

	«Фторакс»	«Vertex ThermoSens»	«Deflex Acrylato»	«Ліпол»
Через 7 діб	101,12%	100,78%	100,86%	100,34%
Водопоглинання за перші 7 діб	1,12%	0,78%	0,86%	0,34%
Через 14 діб	101,41%	100,98%	100,95%	100,45%
Водопоглинання за другі 7 діб	0,29%	0,2%	0,09%	0,11%

Як впливає з даних таблиці 4.5, найбільша кількість води на 7 добу була поглинута матеріалом «Фторакс» – 1,12% від ваги зразка, матеріал «Deflex Acrylato» накопичив 0,86% від початкової ваги, зразок матеріалу «Vertex ThermoSens» накопичив 0,78%, а зразок базисного матеріалу «Ліпол» – 0,34%. Дані водопоглинання зразків базисних матеріалів за наступні 7 діб демонструють дещо іншу динаміку накопичення води, а саме: зразок матеріалу «Фторакс» – 0,29%, «Vertex ThermoSens» – 0,2%, «Ліпол» – 0,11%, «Deflex Acrylato» – 0,09%.

4.2 Результати дослідження мікротвердості пластмас

У дослідженнях на мікротвердість були використані зразки, виготовлені з таких базисних стоматологічних матеріалів для знімних протезів, як: фторвмісний акриловий сополімер «Фторакс», (Україна); поліамід (нейлон) «Vertex ThermoSens», (Нідерланди); поліпропілен «Ліпол», (Україна); термопластичний матеріал на основі поліметилметакрилату «Deflex Acrylato», (Аргентина).

Випробування на мікротвердість вдавненням за методом відновленого відбитка полягає в нанесенні на випробувану поверхню зразка відбитка під дією статичного навантаження, прикладеного до алмазного наконечника протягом певного часу.

Фактичні та відносні дані мікротвердості зразків матеріалу «Фторакс» представлені в таблиці 4.6.

Таблиця 4.6

Основні характеристики зразків матеріалу «Фторакс» та показники мікротвердості ($M \pm m$, $n=20$)

№ з/п	Назва матеріалу	D_1 , мм	D_2 , мм	$D_{\text{сер.}}$, мм	m , кг	H_v , МПа
1.	Фторакс	0,03813	0,03627	0,0372	0,02	262,6
2.	Фторакс	0,03224	0,03162	0,03193	0,02	356,4
3.	Фторакс	0,03565	0,0341	0,034875	0,02	298,8
4.	Фторакс	0,03658	0,03782	0,0372	0,02	262,6
5.	Фторакс	0,03472	0,03627	0,035495	0,02	288,4
6.	Фторакс	0,03534	0,03193	0,033635	0,02	321,2
7.	Фторакс	0,03131	0,0341	0,032705	0,02	339,7
8.	Фторакс	0,03255	0,03751	0,03503	0,02	296,1
9.	Фторакс	0,03317	0,03565	0,03441	0,02	306,9

Продовж. табл. 4.6

10.	Фторакс	0,0341	0,03658	0,03534	0,02	291,0
11.	Фторакс	0,03379	0,03441	0,0341	0,02	312,5
12.	Фторакс	0,03348	0,0341	0,03379	0,02	318,3
13.	Фторакс	0,02604	0,03193	0,028985	0,02	432,5
14.	Фторакс	0,03224	0,03627	0,034255	0,02	309,7
15.	Фторакс	0,03255	0,03348	0,033015	0,02	333,4
16.	Фторакс	0,03193	0,03379	0,03286	0,02	336,5
17.	Фторакс	0,03224	0,03751	0,034875	0,02	298,8
18.	Фторакс	0,03255	0,03193	0,03224	0,02	349,6
19.	Фторакс	0,03813	0,03875	0,03844	0,02	245,9
20.	Фторакс	0,03658	0,03658	0,03658	0,02	271,6
Середнє значення		0,033666± 0,000425	0,03503± 0,000341	0,034348± 0,001772	0,02	311,6± 6,43

Як видно з даних, представлених в таблиці 4.6, середнє значення показника мікротвердості 20 досліджених зразків матеріалу «Фторакс» склало $(311,6 \pm 6,43)$ Н_v, МПа.

Фактичні та відносні дані мікротвердості зразків матеріалу «Vertex ThermoSens» представлені в таблиці 4.7.

Таблиця 4.7

Основні характеристики зразків матеріалу «Vertex ThermoSens» та показники мікротвердості ($M \pm m$, $n=20$)

№ з/п	Назва матеріалу	D ₁ , мм	D ₂ , мм	D _{сер.} , мм	m, кг	H _v , МПа
1.	Vertex	0,05084	0,06355	0,057195	0,02	111,1
2.	Vertex	0,05084	0,05859	0,054715	0,02	121,4

Продовж. табл. 4.7

3.	Vertex	0,05022	0,04526	0,04774	0,02	159,4
4.	Vertex	0,05084	0,04898	0,04991	0,02	145,9
5.	Vertex	0,05177	0,05084	0,051305	0,02	138,1
6.	Vertex	0,05456	0,05394	0,05425	0,02	123,5
7.	Vertex	0,0527	0,05208	0,05239	0,02	132,4
8.	Vertex	0,05053	0,04681	0,04867	0,02	153,4
9.	Vertex	0,05084	0,05487	0,052855	0,02	130,1
10.	Vertex	0,05301	0,04929	0,05115	0,02	138,9
11.	Vertex	0,04619	0,05921	0,0527	0,02	130,8
12.	Vertex	0,0496	0,0527	0,05115	0,02	138,9
13.	Vertex	0,05611	0,05921	0,05766	0,02	109,3
14.	Vertex	0,05642	0,05983	0,058125	0,02	107,6
15.	Vertex	0,05363	0,05146	0,052545	0,02	131,6
16.	Vertex	0,04371	0,05022	0,046965	0,02	164,7
17.	Vertex	0,04588	0,04588	0,04588	0,02	172,6
18.	Vertex	0,04991	0,04774	0,048825	0,02	152,4
19.	Vertex	0,05053	0,04712	0,048825	0,02	152,4
20.	Vertex	0,04805	0,04712	0,047585	0,02	160,5
Середнє значення		0,050809± 0,000502	0,052235± 0,000838	0,051522± 0,000558	0,02	138,8± 2,93

Як видно з даних, представлених в таблиці 4.7, середнє значення показника мікротвердості 20 досліджених зразків матеріалу «Vertex ThermoSens» склало $(138,8 \pm 2,93)$ Н_v, МПа.

Фактичні та відносні дані мікротвердості зразків матеріалу «Deflex Acrylato» представлені в таблиці 4.8.

Таблиця 4.8

**Основні характеристики зразків матеріалу «Deflex Acrylato» та
показники мікротвердості ($M \pm m$, $n=20$)**

№ з/п	Назва матеріалу	D_1 , мм	D_2 , мм	$D_{\text{сер.}}$, мм	m , кг	H_v , МПа
1.	Deflex	0,05394	0,05208	0,05301	0,02	129,3
2.	Deflex	0,05177	0,04526	0,048515	0,02	154,4
3.	Deflex	0,05332	0,05239	0,052855	0,02	130,1
4.	Deflex	0,0558	0,05704	0,05642	0,02	114,2
5.	Deflex	0,05518	0,05704	0,05611	0,02	115,4
6.	Deflex	0,05704	0,05332	0,05518	0,02	119,3
7.	Deflex	0,0527	0,04681	0,049755	0,02	146,8
8.	Deflex	0,05053	0,04774	0,049135	0,02	150,5
9.	Deflex	0,05208	0,04805	0,050065	0,02	145,0
10.	Deflex	0,05115	0,05208	0,051615	0,02	136,4
11.	Deflex	0,06169	0,05425	0,05797	0,02	108,1
12.	Deflex	0,05177	0,05487	0,05332	0,02	127,8
13.	Deflex	0,05363	0,05301	0,05332	0,02	127,8
14.	Deflex	0,05487	0,05425	0,05456	0,02	122,1
15.	Deflex	0,05611	0,05363	0,05487	0,02	120,7
16.	Deflex	0,05983	0,04836	0,054095	0,02	124,2
17.	Deflex	0,05332	0,04433	0,048825	0,02	152,4
18.	Deflex	0,05425	0,04836	0,051305	0,02	138,1
19.	Deflex	0,05642	0,0527	0,05456	0,02	122,1
20.	Deflex	0,05828	0,0465	0,05239	0,02	132,4
	Середнє значення	$0,054684 \pm 0,000457$	$0,051104 \pm 0,000599$	$0,052894 \pm 0,000418$	0,02	$130,9 \pm 2,09$

Як впливає з даних, представлених в таблиці 4.8, середнє значення показника мікротвердості 20 досліджених зразків матеріалу «Deflex Acrylato» склало $(130,9 \pm 2,09) H_v$, МПа.

Фактичні та відносні дані мікротвердості зразків матеріалу «Ліпол» представлені в таблиці 4.9.

Таблиця 4.9

Основні характеристики зразків матеріалу «Ліпол» та показники мікротвердості ($M \pm m$, $n=20$)

№ з/п	Назва матеріалу	D_1 , мм	D_2 , мм	$D_{\text{сер.}}$, мм	m, кг	H_v , МПа
1.	Ліпол	0,05177	0,05766	0,054715	0,02	121,4
2.	Ліпол	0,04774	0,05797	0,052855	0,02	130,1
3.	Ліпол	0,0589	0,05704	0,05797	0,02	108,1
4.	Ліпол	0,05611	0,06107	0,05859	0,02	105,9
5.	Ліпол	0,05456	0,05394	0,05425	0,02	123,5
6.	Ліпол	0,05704	0,06076	0,0589	0,02	104,7
7.	Ліпол	0,05053	0,05487	0,0527	0,02	130,8
8.	Ліпол	0,03782	0,05022	0,04402	0,02	187,5
9.	Ліпол	0,04309	0,05332	0,048205	0,02	156,4
10.	Ліпол	0,06076	0,05704	0,0589	0,02	104,7
11.	Ліпол	0,05394	0,05456	0,05425	0,02	123,5
12.	Ліпол	0,05301	0,06541	0,05921	0,02	103,7
13.	Ліпол	0,05859	0,05673	0,05766	0,02	109,3
14.	Ліпол	0,05115	0,05642	0,053785	0,02	125,6
15.	Ліпол	0,05921	0,06169	0,06045	0,02	99,4
16.	Ліпол	0,05952	0,06262	0,06107	0,02	97,4
17.	Ліпол	0,06355	0,06789	0,06572	0,02	84,1
18.	Ліпол	0,05828	0,06355	0,060915	0,02	97,9
19.	Ліпол	0,06014	0,0651	0,06262	0,02	92,7

Продовж. табл. 4.9

20.	Ліпол	0,05549	0,05983	0,05766	0,02	109,3
	Середнє значення	0,05456± 0,000979	0,058885± 0,000715	0,056722± 0,000781	0,02	115,8± 3,67

Як видно з даних, представлених в таблиці 4.9, середнє значення показника мікротвердості 20 досліджених зразків матеріалу «Ліпол» склало $(115,8 \pm 3,67) \text{ Н}_v$, МПа.

Середні значення показників мікротвердості зразків з представлених матеріалів – «Vertex ThermoSens», «Фторакс», «Ліпол» та «Deflex Acrylato», надані в таблиці 4.10.

Таблиця 4.10

**Середні значення показників мікротвердості зразків з
представлених матеріалів ($M \pm m$, $n=20$)**

№ з/п	Назва матеріалу	D_1 , мм	D_2 , мм	$D_{\text{сер.}}$, мм	m , кг	Н_v , МПа
1.	«Фторакс»	0,033666± 0,000425	0,03503± 0,000341	0,051522± 0,000558	0,02	311,6± 6,43
2.	«Vertex ThermoSens»	0,050809± 0,000502	0,052235± 0,000838	0,051522± 0,000558	0,02	138,8± 2,93
3.	«Deflex Acrylato»	0,054684± 0,000457	0,051104± 0,000599	0,052894± 0,000418	0,02	130,9± 2,09
4.	«Ліпол»	0,05456± 0,000979	0,058885± 0,000715	0,056722± 0,000781	0,02	115,8± 3,67

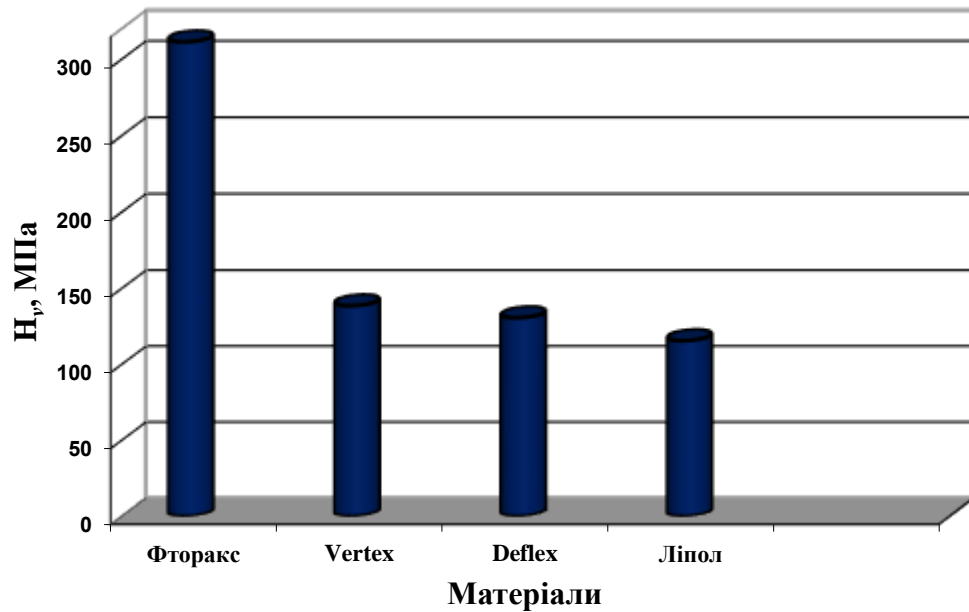


Рис. 4.2 Порівняльна оцінка мікротвердості зразків різних базисних матеріалів

Порівняльна оцінка показників мікротвердості зразків з представлених матеріалів показала (рис. 4.2), що найбільшим ступенем мікротвердості відзначається матеріал «Фторакс» ($311,6 \pm 6,43$ H_v , МПа), на другому місці за цим показником – матеріал «Vertex ThermoSens» ($138,8 \pm 2,93$ H_v , МПа), на третьому місці – матеріал «Deflex Acrylato» ($130,9 \pm 2,09$ H_v , МПа), і на останньому – матеріал «Ліпол» ($115,8 \pm 3,67$ H_v , МПа). Його показник мікротвердості майже вдвічі нижчий за аналогічний показник матеріалу «Фторакс».

4.3 Результати дослідження базисних пластмас на розтяг та стискання.

У нашому дослідженні були використані такі матеріали для базисів знімних протезів, як: фторвмісний акриловий сополімер «Фторакс», (Україна); поліамід (нейлон) «Vertex ThermoSens», (Нідерланди); термопластичний матеріал на основі поліметилметакрилату «Deflex Acrylato», (Аргентина); поліпропілен «Ліпол», (Україна).

Після проведення нами експериментальних досліджень зразків на розтяг та стиск, ми порівняли показники міцності та пластичності деяких базисних матеріалів, що виготовлялися в умовах окремо взятої зуботехнічної лабораторії з дотриманням всіх технологічних вимог інструкції виробника.

Середні значення показників міцності та пластичності вивчених зразків базисних стоматологічних матеріалів представлені в таблицях 4.11 та 4.12.

Таблиця 4.11

Середні значення показників міцності та пластичності зразків з представлених матеріалів при дослідженні на розтяг ($M \pm m$, $n=10$)

Назва матеріалу	Модуль Юнга, E, МПа	$\sigma_{пр.}$, МПа	σ_{02} , МПа	$\sigma_{мц.}$, МПа	δ , %
Фторакс	1053,91± 4,05	64,90± 0,61	70,98± 0,37	90,34± 0,94	1,53± 0,13
Vertex ThermoSens	701,70± 4,66	49,40± 0,56	55,22± 0,41	75,54± 0,54	4,77± 0,10
Deflex Acrylato	621,31± 5,20	42,62± 0,55	46,68± 0,48	69,79± 0,39	6,72± 0,16
Ліпол	440,41± 4,51	20,59± 0,27	22,41± 0,26	37,96± 0,28	14,76± 0,15

Виходячи з даних, представлених в таблиці 4.11, можна відмітити досить значну різницю в показниках пружності зразків базисних стоматологічних матеріалів: матеріал «Фторакс» за показником пружності (Модуль Юнга) займає лідируючу позицію з величиною (1053,91±4,05) МПа, що майже на 30% перевищує відповідні показники матеріалів «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato», і більш ніж на 60% – показник матеріалу «Ліпол». Цей показник для реалізації кінцевої мети застосування базисного матеріалу – забезпечення максимально можливої фіксації повного знімного

протезу на протезному ложі пацієнта в стадії спокою – має позитивне значення. Однак для досягнення максимальних значень стабілізації протезу при його функціональному використанні в процесі пережовування їжі, цей показник не є вирішальним, тому що не дозволяє повному знімному протезу пристосовуватися до змінних різновекторних навантажень. Такі навантаження при жуванні досягають значних величин, що може викликати не лише скидання протезу з протезного ложа, а й призводити до його поломок. Таке припущення ґрунтується на визначенні величини δ % (відносна залишкова деформація до руйнування зразка), що для матеріалу «Фторакс» складає лише $(1,53 \pm 0,13)$ МПа (мінімальна пружність та податливість на розривне зусилля), в той час як для матеріалів «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato» – $(4,77 \pm 0,10)$ МПа та $(6,72 \pm 0,16)$ МПа відповідно.

Таблиця 4.12

Середні значення показників міцності та пластичності зразків з представлених матеріалів при дослідженні на стиск ($M \pm m$, $n=10$)

Назва матеріалу	Модуль Юнга, Е, МПа	$\sigma_{пр.}$, МПа	σ_{02} , МПа	$\sigma_{мц.}$, МПа
Фторакс	$1885,08 \pm 15,25$	$100,73 \pm 1,53$	$113,51 \pm 1,27$	$167,51 \pm 1,49$
Vertex ThermoSens	$1263,96 \pm 17,99$	$59,93 \pm 1,18$	$64,20 \pm 1,15$	$79,97 \pm 1,78$
Deflex Acrylato	$1248,78 \pm 18,30$	$60,50 \pm 0,70$	$65,77 \pm 0,68$	$93,46 \pm 1,18$
Ліпол	$973,39 \pm 15,99$	$41,33 \pm 0,58$	$45,55 \pm 0,52$	$72,71 \pm 0,70$

Як показали результати дослідження показників міцності та пластичності зразків з представлених матеріалів на стиск, опірність зразка

матеріалу «Фторакс» складає $(1885,08 \pm 15,25)$ МПа, а матеріалів «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato» $(1263,96 \pm 17,99)$ МПа та $(1248,78 \pm 18,30)$ МПа. Відповідно податливість зразка матеріалу «Фторакс» приблизно на 30% нижча ніж термопластичних матеріалів. Для функціональної стабілізації повного знімного протезу цей показник є критичним, тому що у матеріалу «Фторакс» практично відсутня плинність при динамічному навантаженні (величина – $(113,51 \pm 1,27)$ МПа), в той час як плинність матеріалів «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato» складає $(64,20 \pm 1,15)$ МПа та $(65,77 \pm 0,68)$ МПа відповідно. Ці величини показників плинності термопластичних матеріалів майже вдвічі перевищують аналогічний показник матеріалу «Фторакс».

4.4 Результати вивчення біологічної дії базисних стоматологічних пластмас на білих щурах

Після вивчення фізико-механічних властивостей матеріалу «Ліпол» було прийнято рішення, що він є мало прийнятним в якості базисного стоматологічного матеріалу і виключили його з подальших досліджень.

Підшивання зразків досліджуваних матеріалів проводили внутрішньом'язово в передню черевну стінку білим лабораторним щурам. Оперативні втручання проводили під гексеналовим наркозом з розрахунку 10 мг/кг маси тварини. В дослідках використовували свіжовиготовлені зразки досліджуваних матеріалів, так як максимальне виділення мономеру відбувається в перші 7 діб після полімеризації. Контрольну групу склали «псевдо оперовані» тварини, яким виконували аналогічні оперативні втручання без підшивання досліджуваних зразків.

Результати впливу внутрішньом'язової імплантації зразків матеріалів «Фторакс», «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato» на показники вільно радикального окислення в крові дослідних тварин представлені в таблиці 4.13.

Таблиця 4.13

**Вплив внутрішньом'язової імплантації зразків матеріалів
«Фторакс», «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato» на показники
вільно радикального окислення в крові дослідних тварин (M±m, n=20)**

Показники	Контрольна група	Дослідні групи (підшивання зразка матеріалу)		
		Фторакс	Vertex ThermoSens	Deflex Acrylato
Спонтанний гемоліз еритроцитів (%)	4,6±0,3	5,8±0,5 p > 0,05	4,9±0,4 p > 0,05	5,4±0,3 p > 0,05
ТБК-реактанти до інкубації, мкмоль/л	20,5±0,6	23,1±0,6 p > 0,05	22,4±0,3 p > 0,05	21,1±0,7 p > 0,05
ТБК-реактанти після інкубації, мкмоль/л	23,5±0,6	27,6±0,8 p > 0,05	24,5±0,5 p > 0,05	23,3±0,6 p > 0,05
Приріст ТБК-реактантів, мкмоль/л	3,02±0,41	4,48±0,28 p > 0,05	2,06±0,28 p > 0,05	2,1±0,2 p > 0,05

Примітка. Порівняння проведено з показниками контрольної групи тварин.

Як видно з даних таблиці 4.13, на сьому добу після підшивання зразків базисних матеріалів «Фторакс», «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato» внутрішньом'язово в передню черевну стінку білим лабораторним щурам не призводило до вираженої реакції організму тварин. Незначне підвищення значення показника спонтанного гемолізу еритроцитів (5,8±0,5 %) в групі тварин, яким підшивали зразок матеріалу «Фторакс» в порівнянні з контрольною групою (4,6±0,3 %) не має статистично вірогідної відмінності. Аналогічно спостерігається несуттєвий приріст накопичення ТБК-реактантів в цій групі до величини 4,48±0,28 мкмоль/л в порівнянні з групою «псевдо оперованих тварин» (3,02±0,41 мкмоль/л), що не є статистично вірогідним. Отже, можна констатувати, що за показниками вільно радикального

окислення не виявлено біологічної реакції організму тварин на інкорпорацію вищезазначених матеріалів.

Результати впливу внутрішньом'язової імплантації зразків матеріалів «Фторакс», «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato» на показники активності ферментів антиоксидантного захисту в крові дослідних тварин представлені в таблиці 4.14.

Таблиця 4.14

**Вплив внутрішньом'язової імплантації зразків матеріалів
«Фторакс», «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato» на показники
активності ферментів антиоксидантного захисту в крові дослідних
тварин (M±m, n=20)**

Показники	Контрольна група	Дослідні групи (підшивання зразка матеріалу)		
		Фторакс	Vertex ThermoSens	Deflex Acrylato
СОД (од. акт.)	1,81±0,02	2,01±0,03 p > 0,05	1,88±0,03 p > 0,05	1,90±0,03 p > 0,05
Каталаза (мкат/л)	0,95±0,02	1,24±0,04 p > 0,05	1,09±0,05 p > 0,05	1,11±0,09 p > 0,05
Церулоплазмін (мг/л)	23,5±0,7	25,8±0,6 p > 0,05	24,5±0,8 p > 0,05	23,9±0,5 p > 0,05

Примітка. Порівняння проведено з показниками контрольної групи тварин.

Як видно з даних таблиці 4.14, на сьому добу після інкорпорації зразків базисних матеріалів «Фторакс», «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato» внутрішньом'язово в передню черевну стінку білим лабораторним щурам не призводило до вираженої реакції організму тварин, оцінку якої проводили за

показниками активності антиоксидантних ферментів. Результати не мали статистично вірогідної різниці з показниками псевдооперованих тварин.

Висновки до розділу:

1. Дослідження фізичних властивостей матеріалу «Ліпол» показало, що він є мало прийнятним в якості базисного стоматологічного матеріалу внаслідок високого ступеню плинності на розтяг та стискання, та недостатнього ступеню міцності.

2. Порівняльна оцінка зразків термопластичних базисних стоматологічних матеріалів «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato» з акриловим базисним матеріалом «Фторакс» за показниками міцності та пластичності у дослідженнях на розтяг та стискання показала, що для реалізації кінцевої мети застосування базисного матеріалу – забезпечення максимально можливої фіксації та стабілізації повного знімного протезу на протезному ложі пацієнта більш прийнятними виявилися характеристики термопластичних матеріалів.

3. Отримані в роботі результати показують, що базисний матеріал «Фторакс» володіє найбільшою абсолютною здатністю до водопоглинання, на другому місці стоїть «Vertex ThermoSens», на третьому – «Deflex Acrylato», і найменшою здатністю до водопоглинання володіє «Ліпол».

4. Динаміка водопоглинання досліджених зразків показала, що найбільша кількість води на 7 добу була поглинута матеріалом «Фторакс» – 1,12% від ваги зразка, матеріал «Deflex Acrylato» накопичив 0,86% від початкової ваги, зразок матеріалу «Vertex ThermoSens» накопичив 0,78%, а зразок базисного матеріалу «Ліпол» – 0,34%. Дані водо поглинання зразків базисних матеріалів за наступні 7 діб демонструють дещо іншу динаміку накопичення води, а саме: зразок матеріалу «Фторакс» – 0,29%, «Vertex ThermoSens» – 0,2%, «Ліпол» – 0,11%, «Deflex Acrylato» – 0,09%.

5. Порівняльна оцінка показників середніх значень мікротвердості зразків з представлених матеріалів – «Vertex ThermoSens», «Фторакс»,

«Ліпол» та «Deflex Acrylato», показала, що найбільшим ступенем мікротвердості відзначається матеріал «Фторакс» ($311,6 \pm 6,43$ Н_v, МПа), на другому місці за цим показником – матеріал «Vertex ThermoSens» ($138,8 \pm 2,93$ Н_v, МПа), на третьому місці – матеріал «Deflex Acrylato» ($130,9 \pm 2,09$ Н_v, МПа), і на останньому – матеріал «Ліпол» ($115,8 \pm 3,67$ Н_v, МПа). Його показник мікротвердості майже вдвічі нижчий за аналогічний показник матеріалу «Фторакс».

6. Результати вивчення біологічної дії базисних стоматологічних пластмас на білих щурах, шляхом підшивання зразків досліджуваних матеріалів внутрішньо-м'язово в передню черевну стінку, що оцінювались за показниками вільно радикального окислення та активністю антиоксидантних ферментів, не виявили статистично вірогідних відмінностей в порівнянні з контрольною групою тварин.

Результати досліджень, висвітлених у цьому розділі, опубліковано в таких наукових працях:

1. Кузь В.С. Водопоглинання різних груп базисних стоматологічних матеріалів / В.С. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2015. – №3 (51), частина 1. – С. 18-22.

2. Кузь В.С. Визначення показників міцності та пластичності різних груп базисних стоматологічних матеріалів / В.С. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2016. – №2 (54). – С. 28-32.

3. Кузь В.С. Вплив базисних стоматологічних пластмас на показники крові білих щурів (експериментальне дослідження) / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь, О.Є Акімов // Український стоматологічний альманах. – 2017. – №4. – С. 5-8.

4. Кузь В.С. Порівняльна характеристика мікротвердості різних груп базисних стоматологічних пластмас / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь,

І.М. Мартиненко, О.С. Шеметов // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2018. – Том 18, випуск 2 (62). – С. 201-205.

5. Кузь В.С. Исследование базисных стоматологических материалов по показателям водопоглощения / В.С. Кузь // Сборник трудов Национального конгресса с международным участием «Паринские чтения 2016», 5-6 мая 2016 г. – Минск, 2016. – С. 432-433.

6. Кузь В.С. Изучение физических свойств различных групп базисных стоматологических материалов / В.С. Кузь, В.Н. Дворник, Г.М. Кузь // Питання експериментальної та клінічної стоматології: матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Гофунговські читання» (Випуск 12), 6-7 жовтня 2016 р. – Харків, 2016. – С. 373-378.

РОЗДІЛ 5

КЛІНІЧНА ОЦІНКА ЯКОСТІ РЕЗУЛЬТАТІВ ПРОТЕЗУВАННЯ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ РІЗНИХ БАЗИСНИХ МАТЕРІАЛІВ

5.1 Результати клінічного застосування стоматологічного базисного матеріалу «Фторакс» у пацієнтів з повною втратою зубів

З метою проведення наукових досліджень нами було виготовлено 48 повних знімних пластинкових протезів із акрилового матеріалу «Фторакс» для 24 пацієнтів. Всі особи, яким були виготовлені протези, певний час вже користувалися знімними конструкціями.

Оцінка якості виготовлених нами протезів була проведена за допомогою об'єктивно-суб'єктивного тесту «БОФСАЗ», визначення біопотенціалів жувальних м'язів за допомогою електроміографії та визначення жувальної ефективності за І.С. Рубіновим.

Об'єктивно-суб'єктивний тест полягає у встановленні ступеня задоволеності пацієнта результатами лікування. Послідовність і ретельність його вивчення дозволяє визначити обсяг необхідної корекції протезів. Після проведення тесту ми отримали наступні результати, які представлені в таблиці 5.1.

Таблиця 5.1

Результати проведення тесту «БОФСАЗ» після протезування пацієнтів знімними протезами із базисного матеріалу «Фторакс»

Щелепа, на яку виготовляється протез	Кількість протезів	Якість протезування			Пере- роблено протезів
		Добра	Задовіль на	Незадо вільна	
Верхня щелепа	24	22	2	—	—
Нижня щелепа	24	20	4	—	—
Всього:	48	42	6	—	—

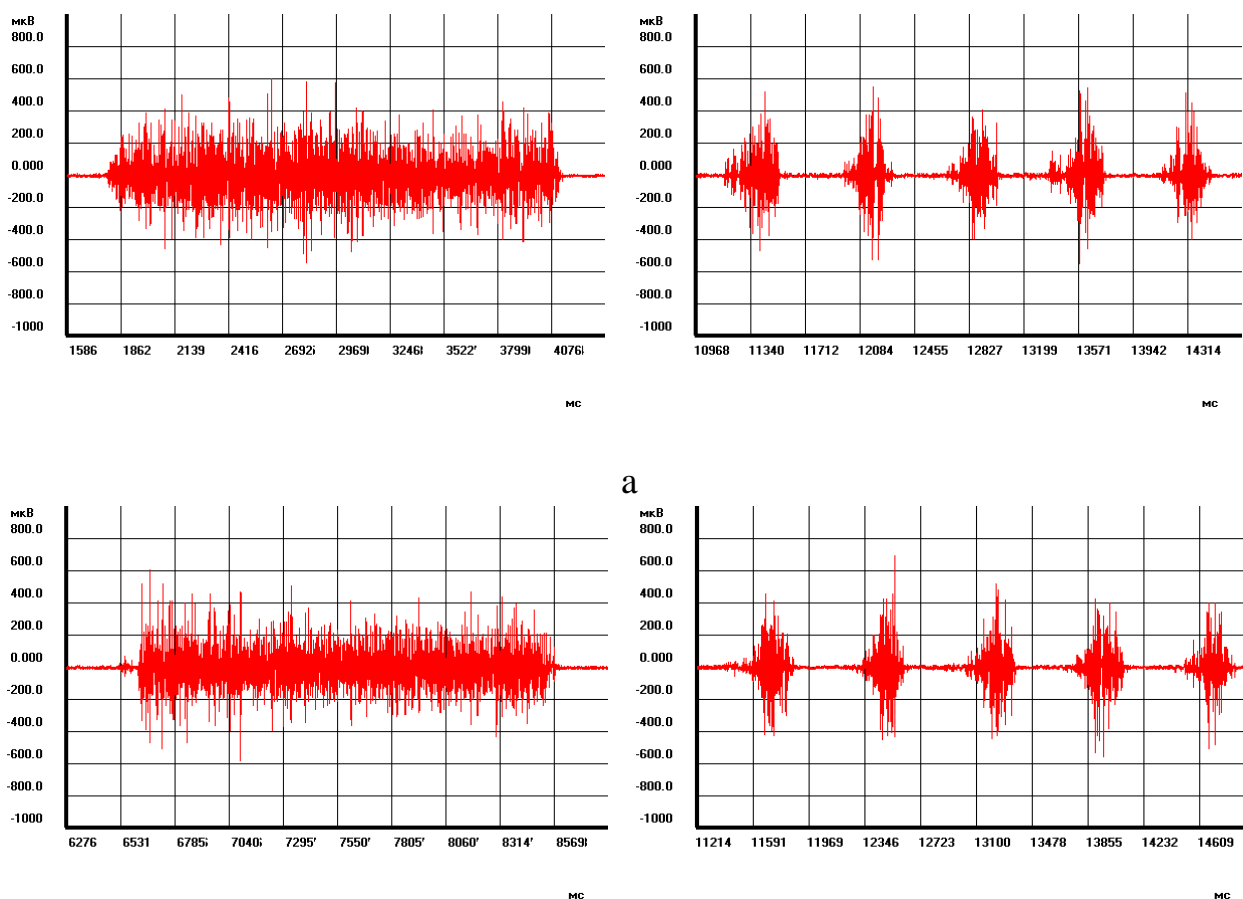
Виходячи з даних таблиці можна зробити висновок, що більшість виготовлених конструкцій виявилась цілком якісними і вистачило лише однієї корекції під час накладання протезів. Шість протезів потребували двох або трьох корекцій. Терміни звикання пацієнтів до нових протезів склали в середньому $20,96 \pm 0,40$ доби.

В нашій роботі окрім суб'єктивного методу, використовувалися і об'єктивні. Одним з таких методів є електроміографія жувальних м'язів, яка проводилася пацієнтам як до початку лікування, так і через визначені строки після протезування.

З метою проведення даного дослідження нами була окремо сформована контрольна група, яку склали 25 осіб (студенти IV та V курсів стоматологічного факультету Української медичної стоматологічної академії) з інтактними зубними рядами для порівняння відновлення жувальної ефективності після протезування. Всім особам, що знаходились під спостереженням, проводили функціональні проби – «вольове стискання» та «довільне жування».

У контрольній групі при вольовому стисненні спостерігається швидке виникнення високоамплітудних коливань з поступовим згасанням до закінчення проби. У стані відносного фізіологічного спокою нижньої щелепи біоелектрична активність не реєструвалася, відповідно на електроміограмі спостерігається ізометрична лінія.

Проба «довільне жування» характеризується чіткою послідовністю залпів активності з періодами спокою. Біоелектрична активність відрізняється досить високою амплітудою на початку періоду жування з поступовим зниженням її до кінця в міру зменшення твердості харчового подразника. Електроміографічна норма функціонального стану обох жувальних м'язів представлена на рисунку 5.1.



б

Рис. 5.1 Фрагмент електроміограми власне жувальних м'язів пацієнта Л., 21 рік, амбулаторна картка №1 (інтактний жувальний апарат)

а – лівий жувальний м'яз; б – правий жувальний м'яз

Кількісний аналіз та статистична обробка показників електроміограм пацієнтів контрольної групи представлені в таблиці 5.2.

Таблиця 5.2
Середні показники електричної активності жувальних м'язів у осіб контрольної групи ($M \pm m$) (n=25)

Показники ЕМГ	Лівий жувальний м'яз	Правий жувальний м'яз
Амплітуда стискання	608,96±8,50	641,58±10,01
Частота коливань (вольове стискання)	244,29±4,88	262,24±3,45

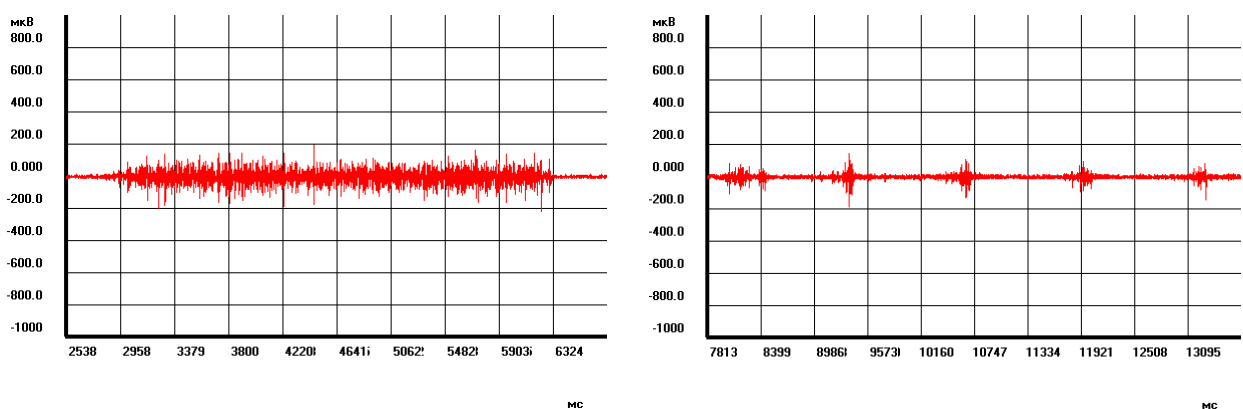
Продовж. табл. 5.2

Амплітуда жування	597,08±9,33	643,92±9,11
Частота коливань (довільне жування)	247,56±2,85	262,25±2,66
Час активності	476,61±7,41	489,32±7,24
Час спокою	464,74±6,92	477,62±6,66
Коефіцієнт «К»	1,02±0,01	1,02±0,01

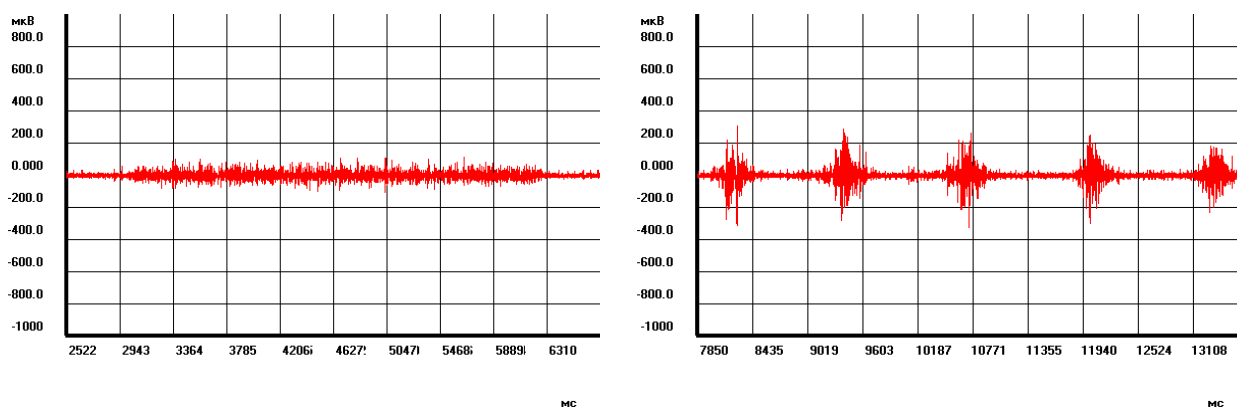
З показників таблиці видно, що сила збуджувальних процесів в жувальних м'язах коливається в рамках до (641,58±10,01) мкВ при вольовому стисканні щелеп. Аналогічна залежність частоти і величини амплітуди біотоків спостерігається і при виконанні проби довільного жування.

Аналіз часових показників електроміограм не виявив помітної різниці в протяжності окремих фаз активності і спокою, про що свідчить цифрове значення коефіцієнта «К», який у осіб з інтактними зубними рядами наближається до одиниці.

Дещо інша картина спостерігається у людей, які довгий час користуються повними знімними протезами. Електроміографічна картина такого пацієнта представлена на рисунку 5.2.



а



b

Рис. 5.2 Фрагмент електроміограми власне жувальних м'язів пацієнта Г., 81 рік, амбулаторна картка №10 (до початку ортопедичного лікування)

a – лівий жувальний м'яз; b – правий жувальний м'яз

Кількісний аналіз електроміограм, отриманих у хворих до початку ортопедичного лікування, наведені в звідній таблиці 5.3.

Таблиця 5.3

Середні величини показників електричної активності жувальних м'язів у пацієнтів до початку ортопедичного лікування ($M \pm m$) (n=59)

Показники ЕМГ	Лівий жувальний м'яз	Правий жувальний м'яз
Амплітуда стискання	188,04±5,12	207,90±6,26
Частота коливань (вольове стискання)	352,95±7,75	376,54±9,04
Амплітуда жування	203,21±5,74	220,16±5,88
Частота коливань (довільне жування)	352,29±8,45	368,84±9,54
Час активності	654,25±10,18	676,86±10,25
Час спокою	550,27±10,63	579,72±10,67
Коефіцієнт «К»	2,44±0,09	2,35±0,09

Примітка. Всі показники клінічної групи достовірно відрізняються від контролю ($p < 0,01$).

Виходячи з кількісних показників електроміографічних досліджень можна сказати, що амплітуда стискання знизилася до $(188,04 \pm 5,12)$ мкВ при вольовому стисненні та до $(203,21 \pm 5,74)$ мкВ при довільному жуванні, що суттєво відрізняється від показників норми. Що стосується коефіцієнта «К», який має бути максимально наближений до одиниці, то його показник збільшився в двічі і склав $2,44 \pm 0,09$.

Також пацієнтам проводились записи електроміограм через місяць користування протезами, півроку та рік.

Електроміограми пацієнта, який користувався протезами з акрилового базисного матеріалу протягом місяця, представлені на рисунку 5.3.

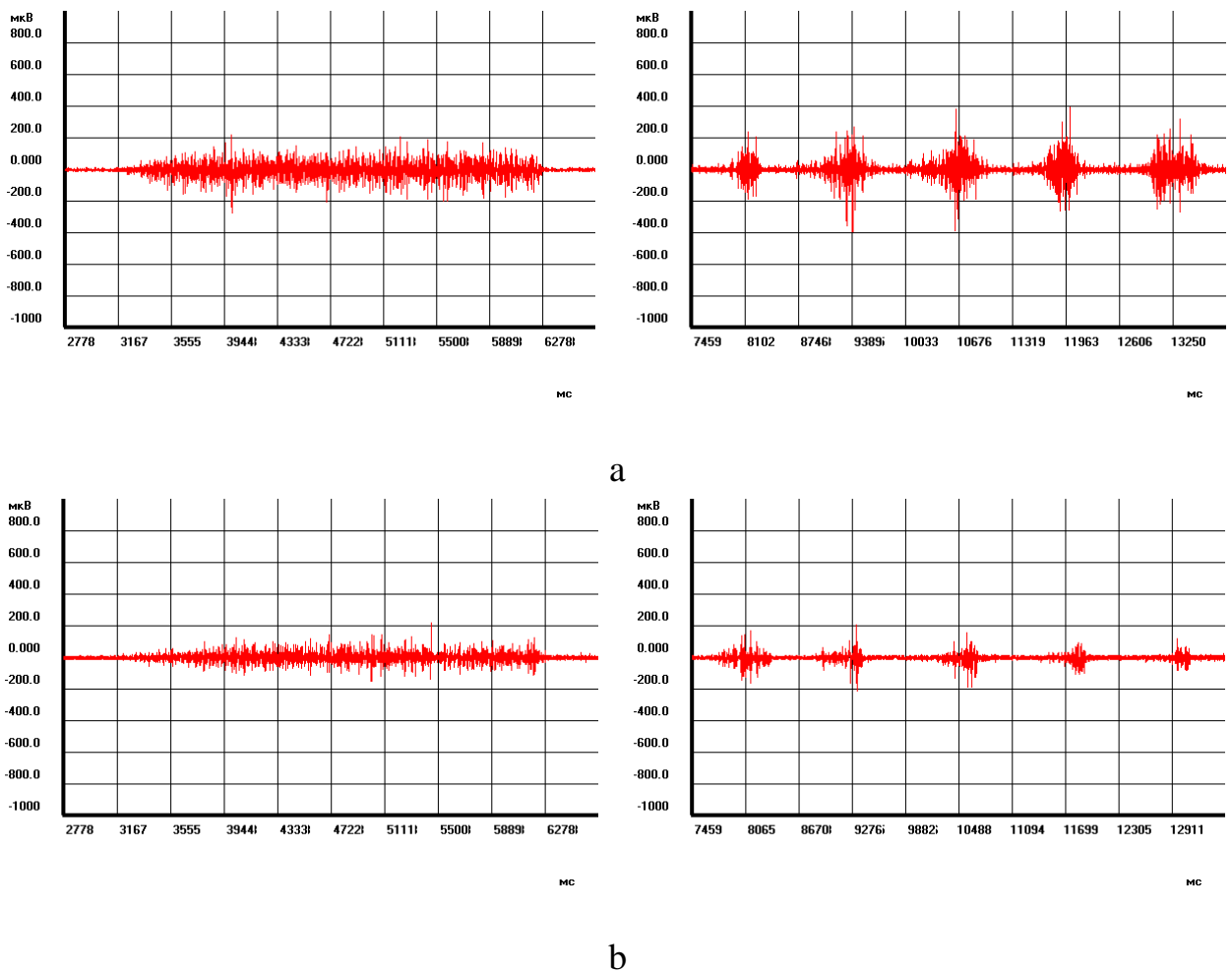


Рис. 5.3 Фрагмент електроміограми власне жувальних м'язів пацієнта Г., 81 рік, амбулаторна картка №10 (через 1 місяць користування протезами з матеріалу «Фторакс»)

а – лівий жувальний м'яз; б – правий жувальний м'яз

Кількісний аналіз електроміограм, отриманих у пацієнтів через 1 місяць користування ортопедичними конструкціями, наведені в зведеній таблиці 5.4.

Таблиця 5.4

Середні величини показників електричної активності жувальних м'язів у пацієнтів через 1 місяць користування протезами з матеріалу «Фторакс» ($M \pm m$) (n=24)

Амплітуда стискання	Лівий жувальний м'яз	Правий жувальний м'яз
Амплітуда стискання	294,76±10,02	363,08±11,77
Частота коливань (вольове стискання)	216,88±7,84	234,47±8,01
Амплітуда жування	336,65±15,89	369,73±13,73
Частота коливань (довільне жування)	237,85±8,99	252,96±8,79
Час активності	445,78±17,00	457,06±14,88
Час спокою	345,42±12,81	362,23±12,00
Коефіцієнт «К»	1,36±0,09	1,35±0,09

Примітка. Всі показники клінічної групи достовірно відрізняються від контролю ($p < 0,01$).

Виходячи з показників, представлених в таблиці 5.4, можна сказати, що амплітуда стискання порівняно з цим же показником до протезування зросла до (363,08±11,77) мкВ при вольовому стисненні та до (369,73±13,73) мкВ при довільному жуванні, а в порівнянні з нормою залишається низькою. Що стосується коефіцієнта «К», який в нормі має бути максимально наближений до одиниці, то його показник зменшився до 1,35±0,09 порівняно з 2,44±0,09 до протезування.

Електроміограма пацієнта, який користувався протезами з акрилового базисного матеріалу протягом 6 місяців, представлені на рисунку 5.4.

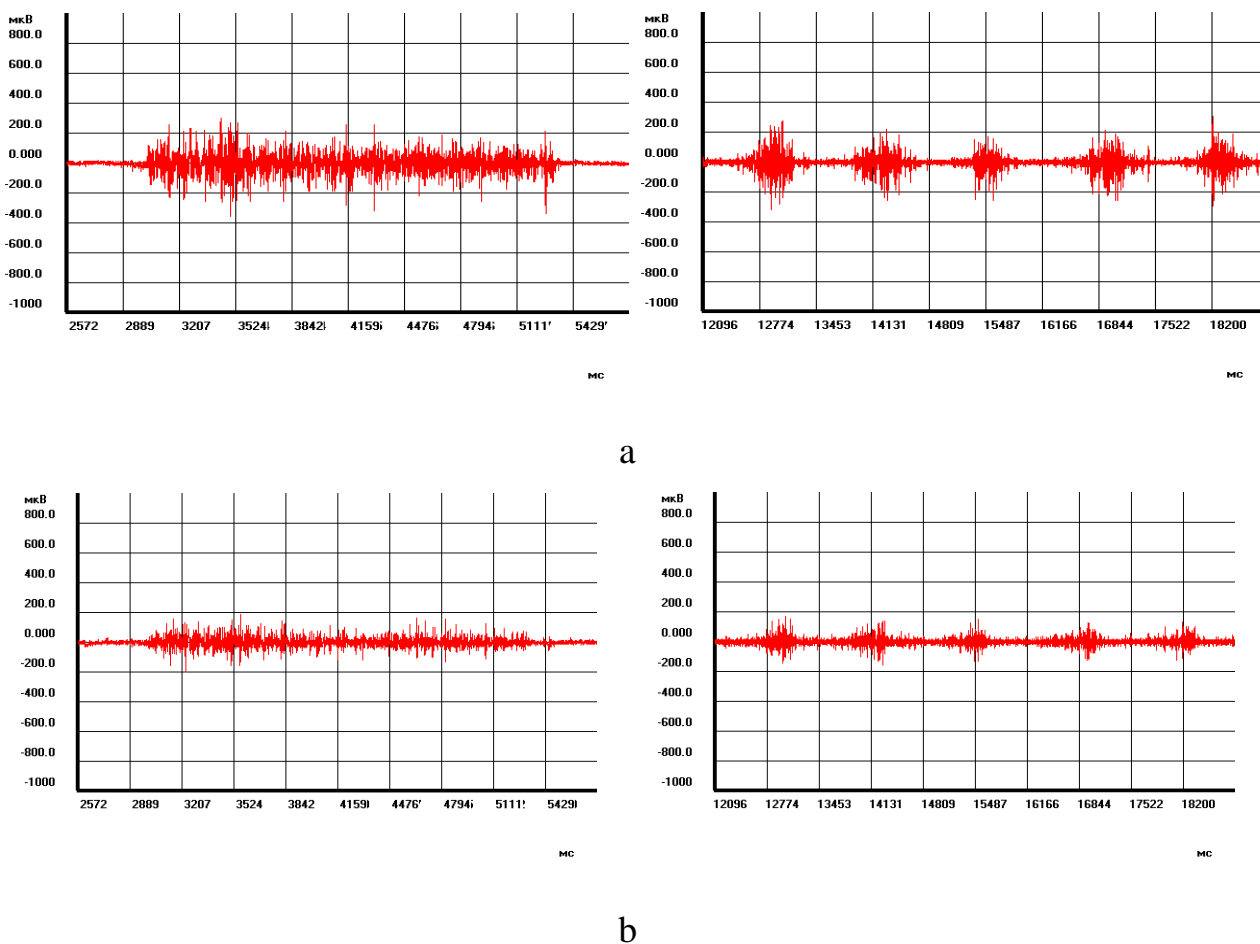


Рис. 5.4 Фрагмент електроміограми власне жувальних м'язів пацієнта Г., 81 рік, амбулаторна картка №10 (через 6 місяців користування протезами з матеріалу «Фторакс»)

а – лівий жувальний м'яз; б – правий жувальний м'яз

Кількісний аналіз електроміограм, отриманих у пацієнтів, які користуються протезами 6 місяців, наведені в зведеній таблиці 5.5.

Таблиця 5.5

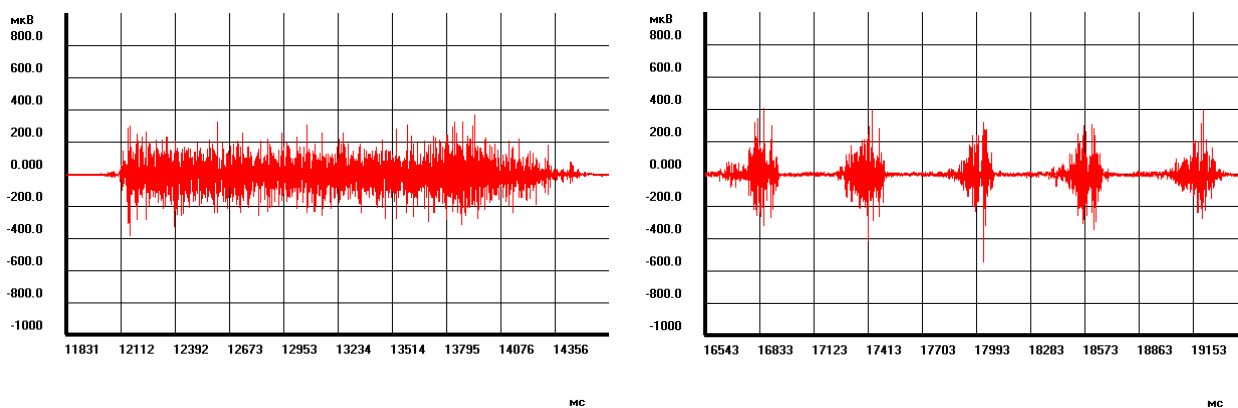
Середні величини показників електричної активності жувальних м'язів у пацієнтів через 6 місяців користування протезами з матеріалу «Фторакс» ($M \pm m$) (n=24)

Амплітуда стискання	Лівий жувальний м'яз	Правий жувальний м'яз
Амплітуда стискання	402,68±9,97	417,19±10,04
Частота коливань (вольове стискання)	231,42±5,37	243,48±5,64
Амплітуда жування	446,14±11,98	458,41±11,18
Частота коливань (довільне жування)	241,55±6,60	251,71±5,81
Час активності	442,41±11,59	457,98±10,75
Час спокою	418,65±11,77	444,16±12,17
Коефіцієнт «К»	1,30±0,05	1,30±0,05

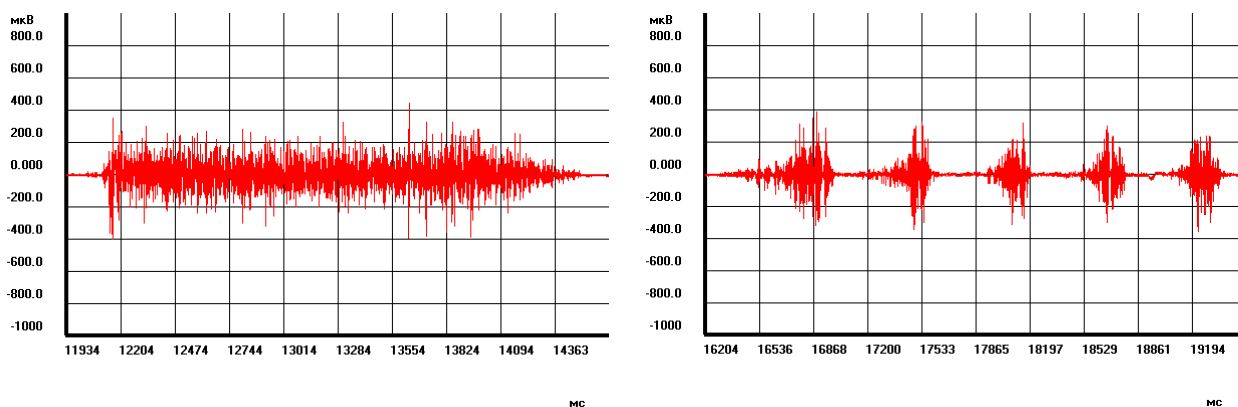
Примітка. Всі показники клінічної групи достовірно відрізняються від контролю ($p < 0,01$).

З даних таблиці видно, що амплітуда стискання у порівнянні з цим же показником до протезування поліпшилась і становить (417,19±10,04) мкВ при вольовому стисненні та (458,41±11,18) мкВ при довільному жуванні. Коефіцієнт «К» дещо зменшується і становить 1,30±0,05 у порівнянні з цим же показником до протезування.

Електроміограма пацієнта, який користувався протезами з акрилового базисного матеріалу протягом року, представлені на рисунку 5.5.



а



b

Рис. 5.5 Фрагмент електроміограми власне жувальних м'язів пацієнта Г., 81 рік, амбулаторна картка №10 (через 1 рік користування протезами з матеріалу «Фторакс»)

а – лівий жувальний м'яз; б – правий жувальний м'яз

Кількісний аналіз електроміограм, отриманих у пацієнтів через 1 рік користування протезами, наведені в зведеній таблиці 5.6.

Таблиця 5.6

Середні величини показників електричної активності жувальних м'язів у пацієнтів через рік користування протезами з матеріалу «Фторакс» ($M \pm m$) (n=24)

Амплітуда стискання	Лівий жувальний м'яз	Правий жувальний м'яз
Амплітуда стискання	542,75±10,19	556,90±8,72
Частота коливань (вольове стискання)	259,45±3,92	272,06±4,1
Амплітуда жування	536,91±8,51	547,32±8,43
Частота коливань (довільне жування)	252,30±4,05	266,15±4,19
Час активності	437,59±7,18	442,81±7,26
Час спокою	423,70±6,78	428,82±6,37
Коефіцієнт «К»	1,25±0,03	1,25±0,03

Примітка. Всі показники клінічної групи достовірно відрізняються від контролю ($p < 0,01$).

Дивлячись на результати дослідження через 1 рік користування конструкціями можна зробити висновок, що показник амплітуди при вольовому стисненні становить (556,90±8,72) мкВ, що наближається до норми ((641,58±10,01) мкВ) і майже в чотири рази більше, ніж до протезування ((188,04±5,12) мкВ). Подібна картина спостерігається і при довільному жуванні: амплітуда наближається до норми ((643,92±9,11) мкВ) і становить (547,32±8,43) мкВ у порівнянні з результатами до протезування (203,21±5,74 мкВ). Що стосується коефіцієнта «К», то його значення зменшилось у порівнянні з результатами до протезування (2,44±0,09) майже у двічі і становить 1,25±0,03, що значною мірою наближається до норми (1,02±0,01).

Окрім цих досліджень в нашій роботі ми проводили оцінку ефективності відновлення функції жування за допомогою класичної

фізіологічної проби за І.С. Рубіновим, яка відноситься до динамічних методів визначення жувальної ефективності.

Пацієнтам ми пропонували жувати одне ядро лісового горіха вагою $0,8 \pm 0,05$ гр. до появи рефлексу ковтання, при цьому фіксували витрачений на це час. Пережовану масу пацієнти спльовували в чашку, рот ополіскували водою і спльовували в ту ж чашку. Надалі масу ми промивали, висушували і просіювали через сито з круглими отворами діаметром 2,4 мм, після чого отриманий залишок зважували.

Після проведення досліджень були отриманні результати які свідчать про те, що вага сухого залишку лісового горіха, який зважувався, у пацієнтів контрольної групи (з інтактними зубними рядами), пацієнтів до проведеного лікування (зі старими протезами) та у пацієнтів у різні терміни після протезування була приблизно однакова і складала (0,5-0,8) гр. Але час, який пацієнти втрачали на пережовування одного ядра горіха до появи рефлексу ковтання, помітно варіював.

Так, середній час, який пацієнти з інтактними зубними рядами витрачали на пережовування подразника склав приблизно $(12,97 \pm 0,13)$ сек., а середній час пацієнтів до протезування (зі старими протезами) склав приблизно $(45,16 \pm 0,41)$ сек.

Час, який пацієнти витрачали на пережовування горіха через 1 місяць після протезування склав $(28,97 \pm 0,42)$ сек., через 6 місяців – $(26,94 \pm 0,44)$ сек. та через 1 рік користування протезами – $(25,48 \pm 0,45)$ сек.

5.2 Результати клінічного застосування базисного матеріалу «Vertex ThermoSens» у пацієнтів з повною відсутністю зубів

Із поліамідного термопластичного матеріалу «Vertex ThermoSens» нами було виготовлено 38 повних знімних пластинкових протезів для 19 пацієнтів. Всі особи, яким були виготовлені протези, певний час вже користувалися знімними конструкціями.

Оцінка якості всіх виготовлених нами конструкцій також проводилась за допомогою об'єктивно-суб'єктивного тесту «БОФСАЗ», визначення біопотенціалів жувальних м'язів за допомогою електроміографії та визначення жувальної ефективності за І.С. Рубіновим.

Об'єктивно-суб'єктивний тест полягає у встановленні ступеня задоволеності пацієнта результатами лікування. Послідовність і ретельність його вивчення дозволяє визначити обсяг необхідної корекції протезів. Після проведення об'єктивно-суб'єктивного тесту «БОФСАЗ» нами були отримані наступні результати, які представлені в таблиці 5.7.

Таблиця 5.7

Результати проведення тесту «БОФСАЗ» після протезування пацієнтів знімними протезами із базисного матеріалу «Vertex ThermoSens»

Щелепа, на яку виготовляється протез	Кількість протезів	Якість протезування			Перероблено протезів
		Добра	Задовільна	Незадовільна	
Верхня щелепа	19	19	—	—	—
Нижня щелепа	19	18	1	—	—
Всього:	38	37	1	—	—

Виходячи з даних, представлених в таблиці, можна зробити висновок, що майже всі виготовлені нами конструкції виявились гарної якості і вистачило лише однієї корекції під час накладання протезів і лише один протез потребував двох або трьох корекцій. Терміни звикання пацієнтів до нових протезів складали в середньому $16,00 \pm 0,39$ доби.

Також пацієнтам проводились записи електроміограм через місяць користування протезами, півроку та рік.

Електроміограми пацієнта, що користується протезами із поліамідного термопластичного матеріалу «Vertex ThermoSens» протягом місяця, представлені на рисунку 5.6.

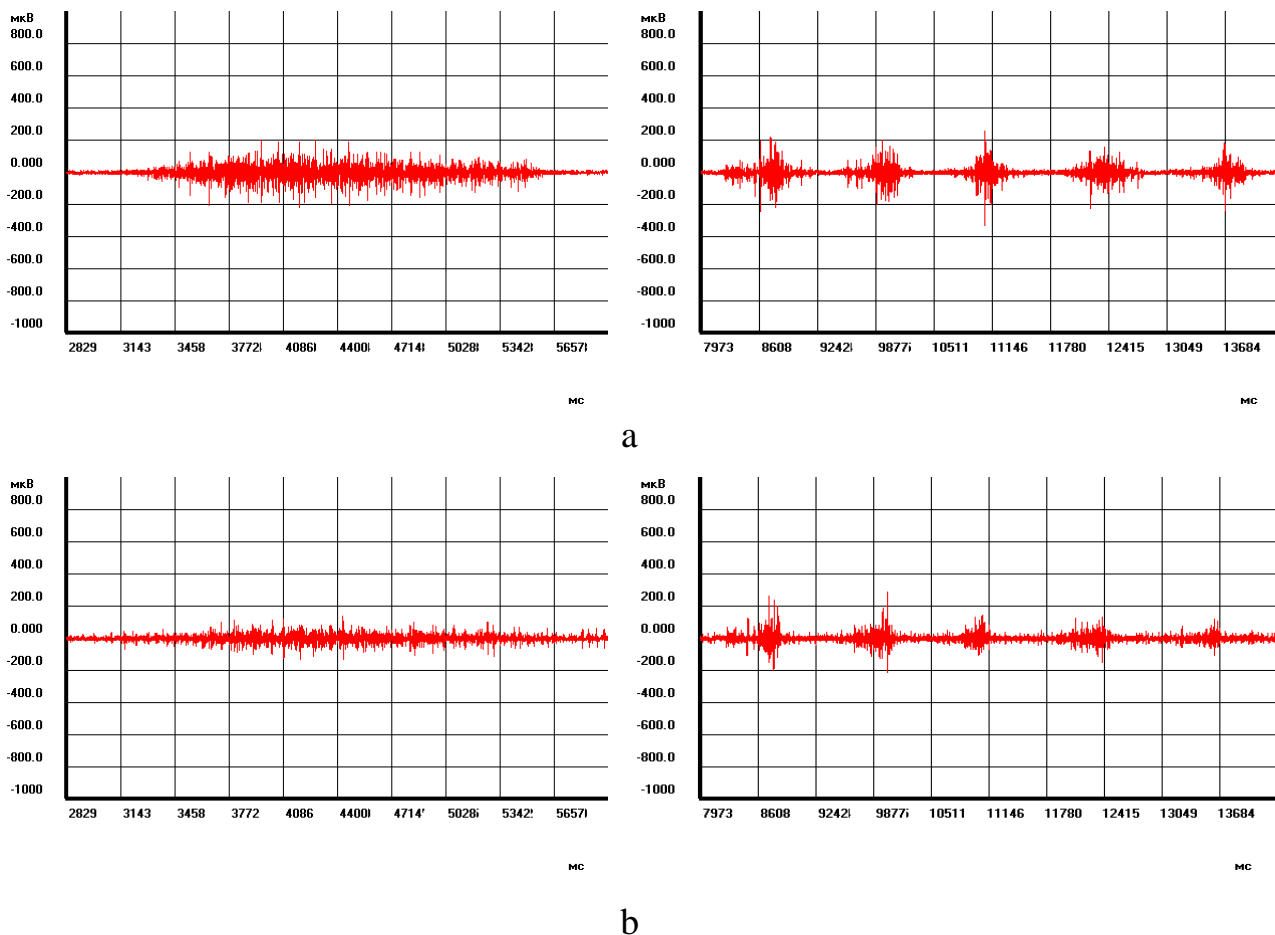


Рис. 5.6 Фрагмент електроміограми власне жувальних м'язів пацієнта М., 69 років, амбулаторна картка №13 (через 1 місяць користування протезами з матеріалу «Vertex ThermoSens»)

а – лівий жувальний м'яз; б – правий жувальний м'яз

Кількісний аналіз електроміограм, отриманих у пацієнтів через 1 місяць користування ортопедичними конструкціями, наведені в зведеній таблиці 5.8.

Таблиця 5.8

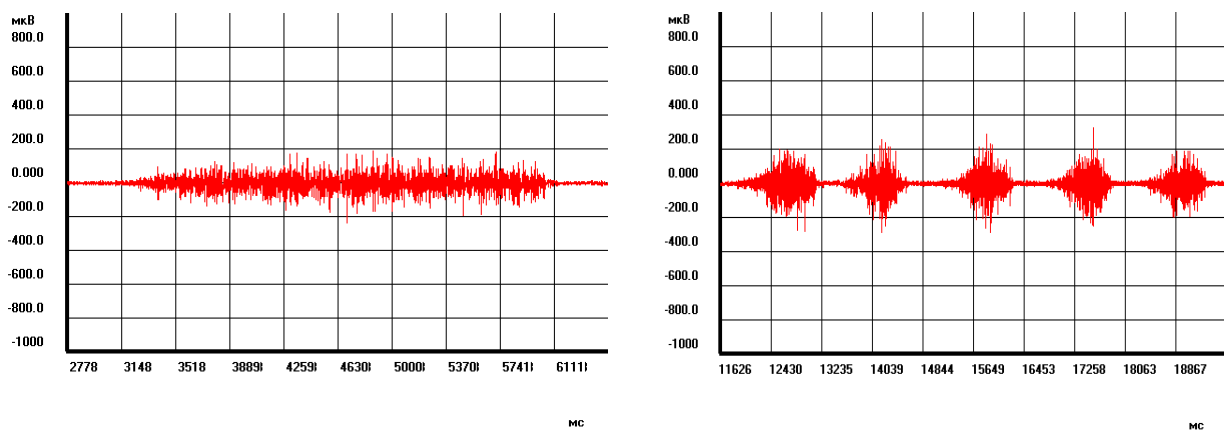
Середні величини показників електричної активності жувальних м'язів у пацієнтів через 1 місяць користування протезами з матеріалу «Vertex ThermoSens» ($M \pm m$) (n=19)

Амплітуда стискання	Лівий жувальний м'яз	Правий жувальний м'яз
Амплітуда стискання	309,96±10,26	364,96±11,62
Частота коливань (вольове стискання)	229,50±7,82	244,54±8,31
Амплітуда жування	322,58±11,69	378,56±12,30
Частота коливань (довільне жування)	246,74±7,91	262,34±9,26
Час активності	439,52±14,27	452,38±16,51
Час спокою	341,45±11,88	353,19±11,39
Коефіцієнт «К»	1,28±0,06	1,28±0,06

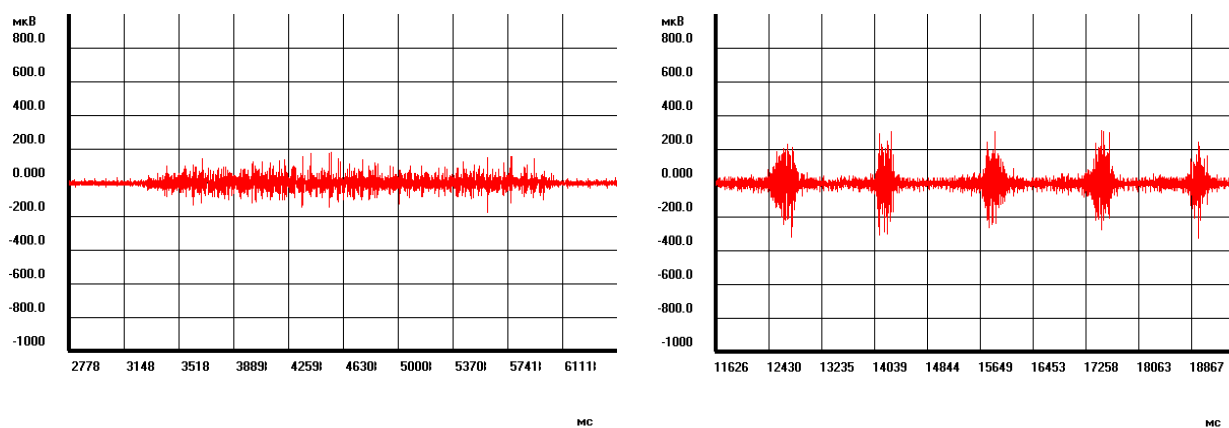
Примітка. Всі показники клінічної групи достовірно відрізняються від контролю ($p < 0,01$).

Виходячи з показників, представлених в таблиці, можна сказати, що амплітуда стискання зросла до (364,96±11,62) мкВ при вольовому стисненні та до (378,56±12,30) мкВ при довільному жуванні. Що стосується коефіцієнта «К», який при інтактних зубних рядах наближений до одиниці, то його показник зменшився до 1,28±0,06 порівняно з 2,44±0,09 до протезування.

Електроміограми пацієнта, що користується протезами із поліамідного термопластичного матеріалу «Vertex ThermoSens» протягом 6 місяців, представлені на рисунку 5.7.



а



б

Рис. 5.7 Фрагмент електроміограми власне жувальних м'язів пацієнта М., 69 років, амбулаторна картка №13 (через 6 місяців користування протезами із матеріалу «Vertex ThermoSens»)

а – лівий жувальний м'яз; б – правий жувальний м'яз

Кількісний аналіз електроміограм, отриманих у пацієнтів, які користуються протезами 6 місяців, наведені в звідній таблиці 5.9.

Таблиця 5.9

Середні величини показників електричної активності жувальних м'язів у пацієнтів через 6 місяців користування протезами з матеріалу «Vertex ThermoSens» (M±m) (n=19)

Амплітуда стискання	Лівий жувальний м'яз	Правий жувальний м'яз
Амплітуда стискання	505,92±12,49	527,76±12,49
Частота коливань (вольове стискання)	241,97±6,53	256,67±6,49
Амплітуда жування	518,79±13,16	549,10±13,68
Частота коливань (довільне жування)	249,15±6,13	262,15±6,28
Час активності	448,55±11,16	466,21±12,26
Час спокою	382,33±10,59	396,58±10,07
Коефіцієнт «К»	1,17±0,03	1,16±0,03

Примітка. Всі показники клінічної групи достовірно відрізняються від контролю ($p < 0,01$).

З даних, які представлені в таблиці, можна сказати, що амплітуда стискання у порівнянні з цим же показником до протезування поліпшилась і становить (527,76±12,49) мкВ при вольовому стисненні та (549,10±13,68) мкВ при довільному жуванні. Коефіцієнт «К» дещо зменшується і становить 1,16±0,03.

Електроміограми пацієнта, що користується протезами із поліамідного термопластичного матеріалу «Vertex ThermoSens» протягом року, представлені на рисунку 5.8.

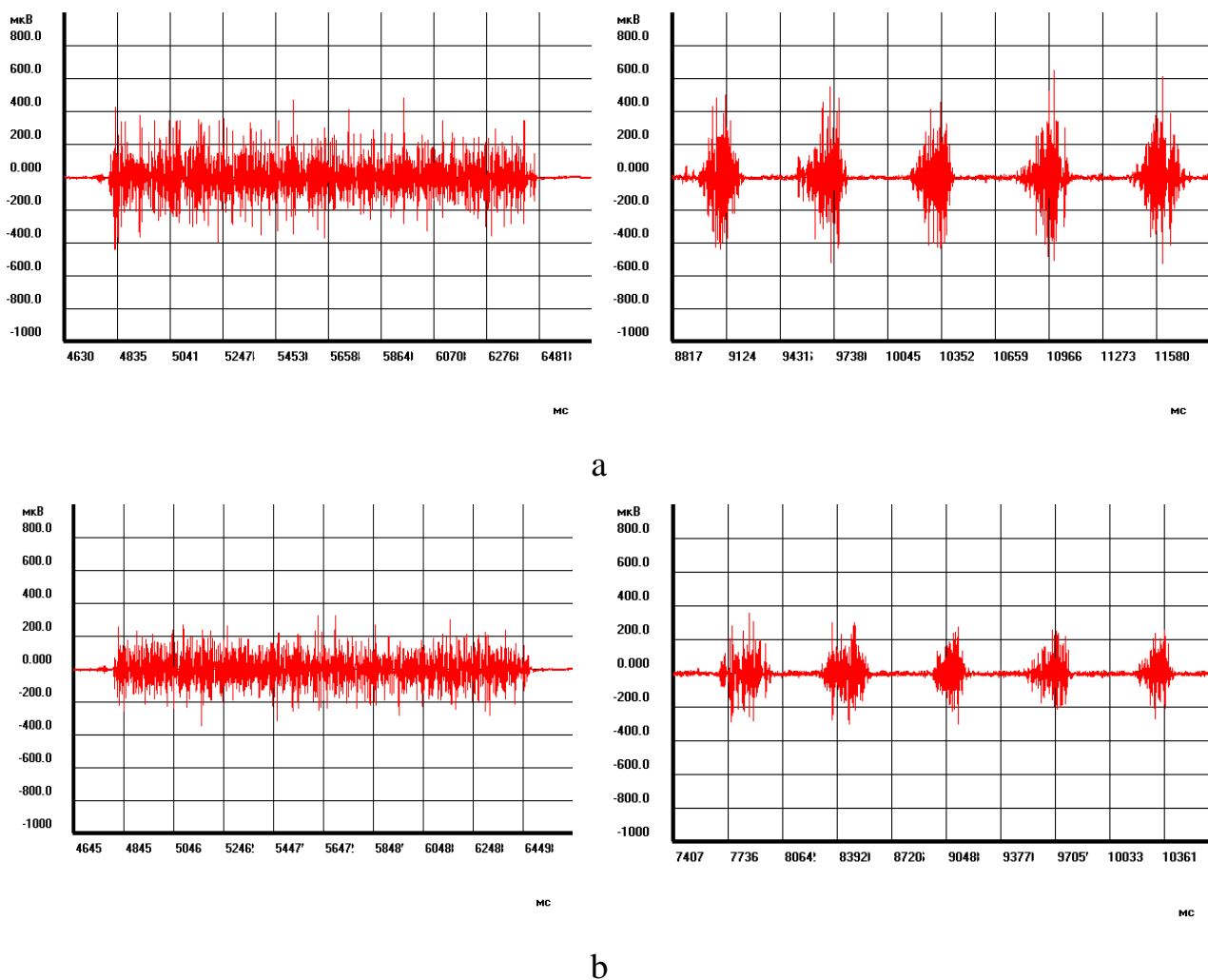


Рис. 5.8 Фрагмент електроміограми власне жувальних м'язів пацієнта М., 69 років, амбулаторна картка №13 (через 1 рік користування протезами із матеріалу «Vertex ThermoSens»)
а – лівий жувальний м'яз; б – правий жувальний м'яз

Кількісний аналіз електроміограм, отриманих у пацієнтів через 1 рік користування протезами, наведені в звідній таблиці 5.10.

Таблиця 5.10

Середні величини показників електричної активності жувальних м'язів у пацієнтів через рік користування протезами з матеріалу «Vertex ThermoSens» (M±m) (n=19)

Амплітуда стискання	Лівий жувальний м'яз	Правий жувальний м'яз
Амплітуда стискання	587,90±8,87	612,94±9,24
Частота коливань (вольове стискання)	251,59±3,44	256,25±3,96
Амплітуда жування	606,97±10,34	627,57±10,16
Частота коливань (довільне жування)	253,40±3,84	261,47±3,65
Час активності	467,73±7,11	481,70±7,46
Час спокою	452,79±6,73	464,18±7,46
Коефіцієнт «К»	1,06±0,02	1,05±0,02

Примітка. Всі показники клінічної групи достовірно відрізняються від контролю ($p < 0,01$).

З результатів таблиці видно, що через 1 рік користування конструкціями амплітуда при вольовому стисненні становить (612,94±9,24) мкВ, що наближається до показників норми. Амплітуда жування також наближається до норми і становить (627,57±10,16) мкВ. Значення коефіцієнту «К» значно зменшилось у порівнянні з результатами до протезування і становить 1,05±0,02.

Після проведення оцінки ефективності відновлення функції жування за допомогою проби за І.С. Рубіновим були отриманні наступні дані: вага залишку склала (0,5-0,8) гр. Час, який пацієнти втрачали на пережовування подразника через 1 місяць після протезування складає (27,49±0,59) сек., через 6 місяців – (24,88±0,63) сек. та через 1 рік користування протезами – (19,80±0,89) сек.

5.3 Результати клінічного застосування стоматологічного базисного матеріалу «Deflex Acrylato» в клініці ортопедичної стоматології у пацієнтів з беззубими щелепами

Із термопластичного матеріалу на основі поліметилметакрилату «Deflex Acrylato» нами було виготовлено 32 повних знімних пластинкових протеза для 16 пацієнтів. Всі особи, яким були виготовлені протези, мають досвід користування знімними конструкціями.

Оцінка якості всіх виготовлених нами конструкцій проводилась за допомогою тесту «БОФСАЗ», електроміографічних досліджень та за допомогою визначення жувальної ефективності.

Після проведення тесту «БОФСАЗ» нами були отримані наступні результати, які представлені в таблиці 5.11.

Таблиця 5.11

Результати проведення тесту «БОФСАЗ» після протезування пацієнтів знімними протезами із базисного матеріалу «Deflex Acrylato»

Щелепа, на яку виготовляється протез	Кількість протезів	Якість протезування			Перероблено протезів
		Добра	Задовільна	Незадовільна	
Верхня щелепа	16	15	1	—	—
Нижня щелепа	16	15	1	—	—
Всього:	32	30	2	—	—

З даних таблиці можна зробити висновок, що більшість виготовлених нами конструкцій виявилась гарної якості і вистачило лише однієї корекції під час накладання протезів і лише два протези потребували двох або трьох корекцій. Терміни звикання пацієнтів до нових протезів склали в середньому $18,00 \pm 0,35$ доби.

Разом з цим пацієнтам проводились записи електроміограм через місяць користування протезами, півроку та рік.

Електроміограми пацієнта, що користується протезами із термопластичного матеріалу на основі поліметилметакрилату «Deflex Acrylato» протягом місяця, представлені на рисунку 5.9.

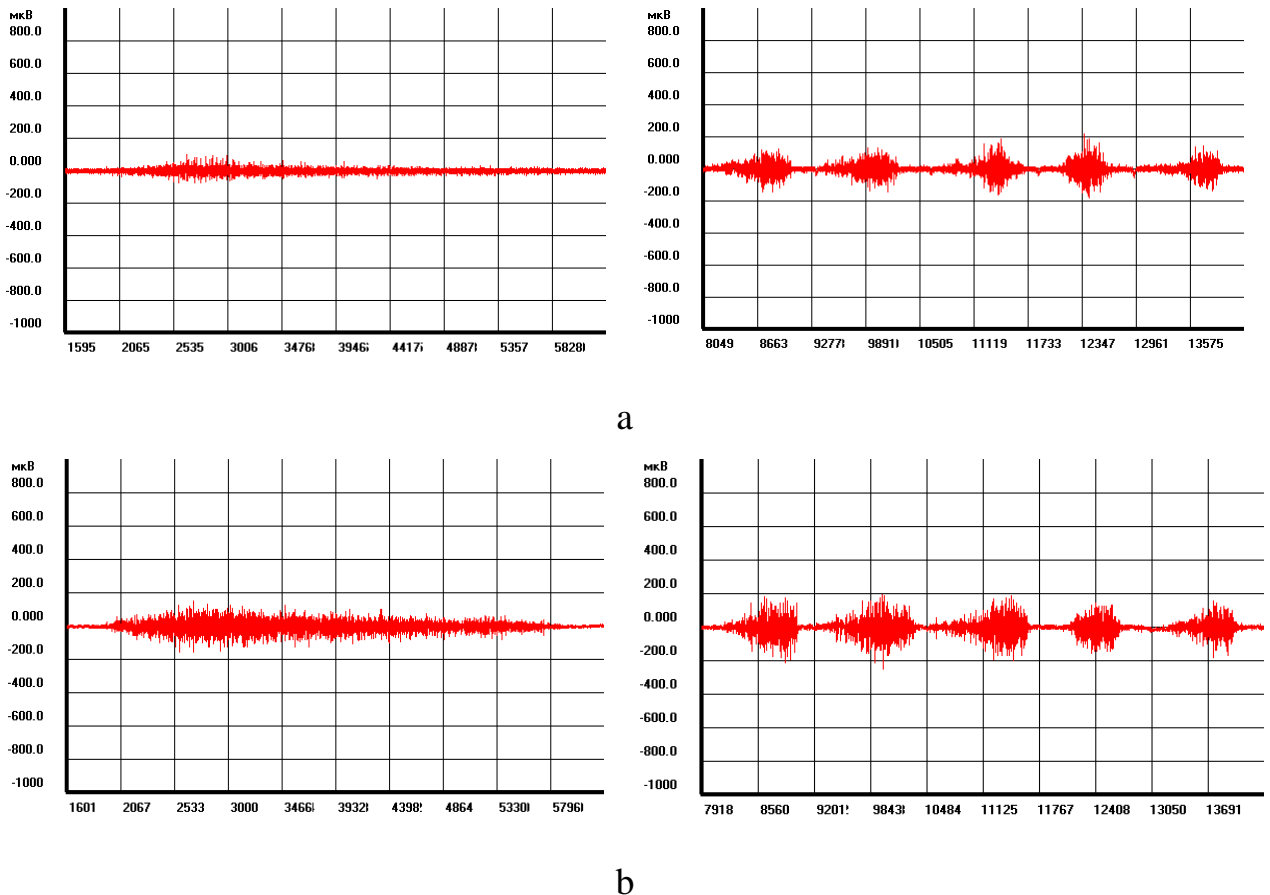


Рис. 5.9 Фрагмент електроміограми власне жувальних м'язів пацієнта 3., 76 років, амбулаторна картка №15 (через 1 місяць користування протезами з матеріалу «Deflex Acrylato»)

а – лівий жувальний м'яз; б – правий жувальний м'яз

Кількісний аналіз електроміограм, отриманих у пацієнтів через 1 місяць користування ортопедичними конструкціями, наведені в звідній таблиці 5.12.

Таблиця 5.12

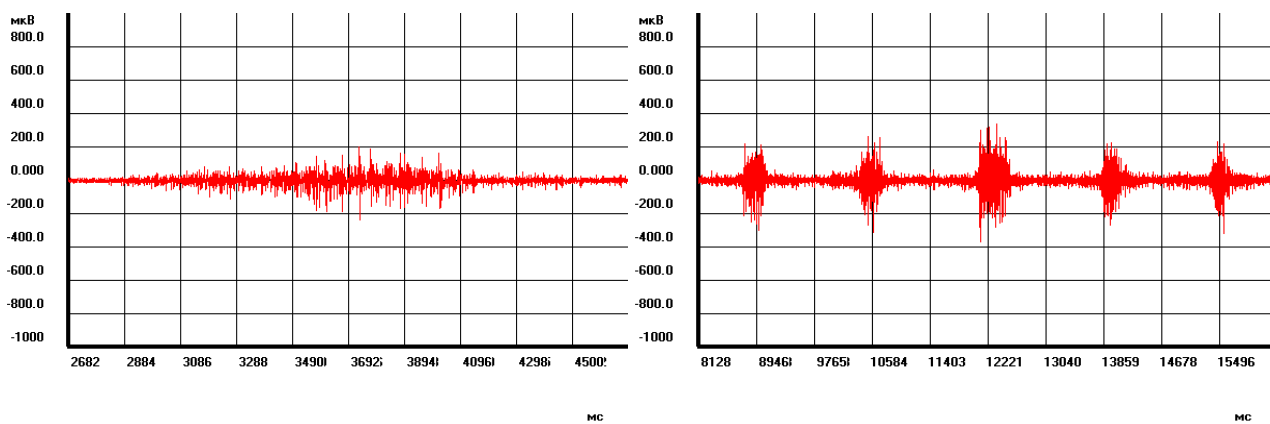
Середні величини показників електричної активності жувальних м'язів у пацієнтів через 1 місяць користування протезами з матеріалу «Deflex Acrylato» ($M \pm m$) (n=16)

Амплітуда стискання	Лівий жувальний м'яз	Правий жувальний м'яз
Амплітуда стискання	258,02±10,82	297,52±11,71
Частота коливань (вольове стискання)	236,68±10,80	252,96±12,07
Амплітуда жування	304,79±12,24	324,42±12,23
Частота коливань (довільне жування)	244,79±8,32	258,14±9,42
Час активності	438,27±15,39	456,10±16,63
Час спокою	392,72±13,56	411,83±13,44
Коефіцієнт «К»	1,32±0,08	1,32±0,08

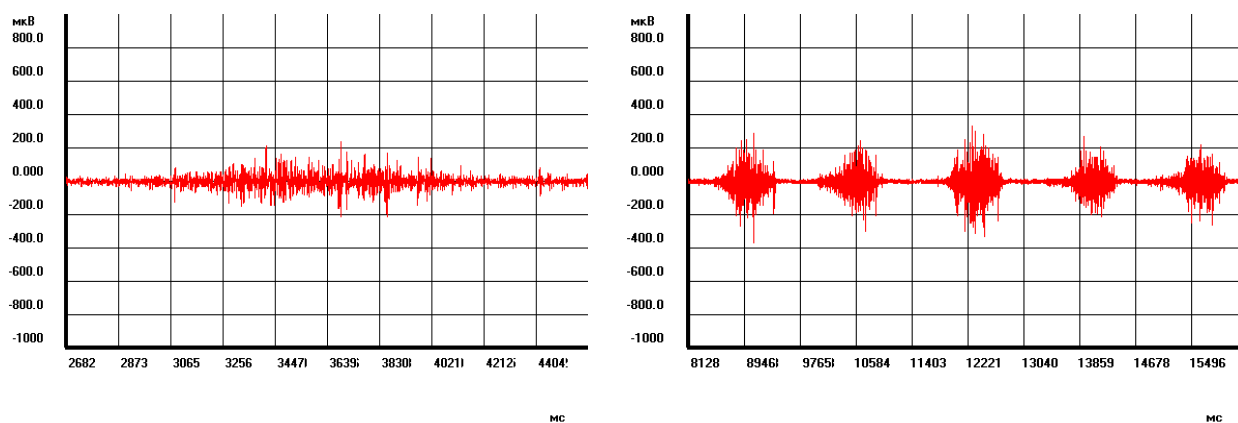
Примітка. Всі показники клінічної групи достовірно відрізняються від контролю ($p < 0,01$).

Виходячи з показників, представлених в таблиці, можна сказати, що амплітуда стискання зросла до (297,52±11,71) мкВ при вольовому стисненні та до (324,42±12,23) мкВ при довільному жуванні. Що стосується коефіцієнта «К», який в нормі має бути максимально має наближатися до одиниці, то його показник зменшився до 1,32±0,08.

Електроміограми пацієнта, що користується протезами із термопластичного матеріалу на основі поліметилметакрилату «Deflex Acrylato» протягом 6 місяців, представлені на рисунку 5.10.



a



b

Рис. 5.10 Фрагмент електроміограми власне жувальних м'язів пацієнта 3., 76 років, амбулаторна картка №15 (через 6 місяців користування протезами із матеріалу «Deflex Acrylato»)

a – лівий жувальний м'яз; b – правий жувальний м'яз

Кількісний аналіз електроміограм, отриманих у пацієнтів, які користуються протезами 6 місяців, наведені в звідній таблиці 5.13.

Таблиця 5.13

Середні величини показників електричної активності жувальних м'язів у пацієнтів через 6 місяців користування протезами з матеріалу «Deflex Acrylato» ($M \pm m$) (n=16)

Амплітуда стискання	Лівий жувальний м'яз	Правий жувальний м'яз
Амплітуда стискання	496,79±12,92	518,14±11,71
Частота коливань (вольове стискання)	252,14±6,74	266,00±5,98
Амплітуда жування	487,53±12,96	505,62±12,08
Частота коливань (довільне жування)	228,06±5,94	247,04±6,10
Час активності	453,43±11,90	486,74±11,56
Час спокою	435,01±11,23	462,79±11,16
Коефіцієнт «К»	1,28±0,05	1,28±0,05

Примітка. Всі показники клінічної групи достовірно відрізняються від контролю ($p < 0,01$).

З даних, які представлені в таблиці, можна сказати, що амплітуда стискання у порівнянні з цим же показником до протезування поліпшилась і становить (518,14±11,71) мкВ при вольовому стисненні та (505,62±12,08) мкВ при довільному жуванні. Коефіцієнт «К» дещо зменшується і становить 1,28±0,05.

Електроміограми пацієнта, який користувався протезами із поліамідного термопластичного матеріалу «Deflex Acrylato» протягом року, представлені на рисунку 5.11.

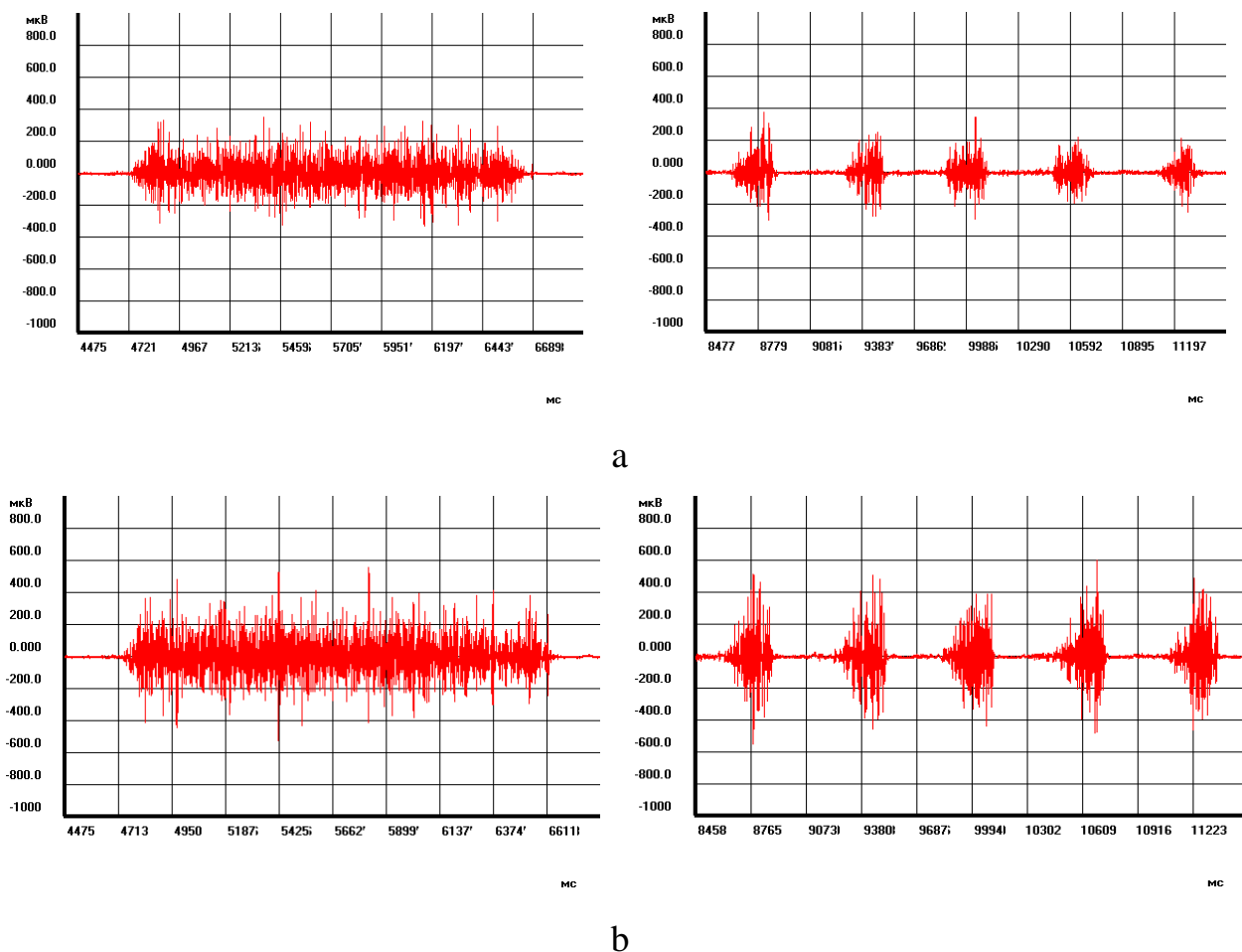


Рис. 5.11 Фрагмент електроміограми власне жувальних м'язів пацієнта 3., 76 років, амбулаторна картка №15 (через 1 рік користування протезами із матеріалу «Deflex Acrylato»)

а – лівий жувальний м'яз; б – правий жувальний м'яз

Кількісний аналіз електроміограм, отриманих у пацієнтів через 1 рік користування протезами, наведені в звідній таблиці 5.14.

Таблиця 5.14

Середні величини показників електричної активності жувальних м'язів у пацієнтів через рік користування протезами з матеріалу «Deflex Acrylato» ($M \pm m$) (n=16)

Амплітуда стискання	Лівий жувальний м'яз	Правий жувальний м'яз
Амплітуда стискання	578,79±6,75	608,81±7,21
Частота коливань (вольове стискання)	251,06±6,13	263,97±7,35
Амплітуда жування	572,21±6,61	587,17±8,65
Частота коливань (довільне жування)	248,35±2,38	261,87±4,92
Час активності	448,48±5,57	454,67±5,57
Час спокою	442,27±4,36	449,19±6,05
Коефіцієнт «К»	1,20±0,03	1,19±0,03

Примітка. Всі показники клінічної групи достовірно відрізняються від контролю ($p < 0,01$).

З результатів таблиці видно, що через 1 рік користування конструкціями амплітуда при вольовому стисненні становить (608,81±7,21) мкВ, що наближається до показників норми. Амплітуда жування також наближається до норми і становить (587,17±8,65) мкВ. Значення коефіцієнту «К» значно зменшилось у порівнянні з результатами до протезування і становить 1,19±0,03.

Після проведення оцінки ефективності відновлення функції жування за допомогою жувальної проби були отриманні наступні дані: вага сухого залишку склала (0,5-0,8) гр. Час, який пацієнти втрачали на пережовування подразника через 1 місяць після протезування складає (28,15±0,38) сек., через 6 місяців – (25,55±0,51) сек. та через 1 рік користування протезами – (20,82±0,75) сек.

Висновки до розділу.

1. Суб'єктивна оцінка адаптації пацієнтів до протезів, виготовлених із базисного матеріалів «Vertex ThermoSens» в середньому склала $16,00 \pm 0,39$ доби, із «Deflex Acrylato» – $18,00 \pm 0,35$ доби, що вказує на скорочення термінів адаптації у порівнянні з протезами із матеріалу «Фторакс» ($20,96 \pm 0,40$ доби).

2. Відновлення жувальної ефективності (за І.С. Рубіновим) у всіх групах спостережень через рік відбулось в повному обсязі. Однак, слід відмітити, що час досягнення повноцінного пережовування був найменший у групі пацієнтів з протезами, виготовленими з матеріалу «Vertex ThermoSens» ($19,80 \pm 0,89$ сек.), більш тривалий у групі пацієнтів з протезами, виготовленими з матеріалу «Deflex Acrylato» ($20,82 \pm 0,75$ сек.) у порівняння з групою пацієнтів з протезами із «Фторакса» ($25,48 \pm 0,45$ сек.).

3. Оцінка інтегрального показника електроміографічного дослідження (коефіцієнт «К») характеру нервово-рефлекторної діяльності жувальних м'язів у пацієнтів, що користувались протезами з матеріалу «Deflex Acrylato», показала тенденцію до позитивної динаміки зміни цього показника у порівнянні з групою пацієнтів з протезами із «Фторакса» ($1,28 \pm 0,05$ проти $1,30 \pm 0,05$ через 6 місяців, та $1,19 \pm 0,03$ проти $1,25 \pm 0,03$ через 1 рік).

4. У групі пацієнтів, які користувались протезами, виготовленими з матеріалу «Vertex ThermoSens», електроміографічний коефіцієнт «К» вірогідно позитивно відрізнявся через 6 місяців ($1,16 \pm 0,03$ проти $1,30 \pm 0,05$) при користуванні протезами з матеріалу «Фторакс», та відповідно через 1 рік ($1,05 \pm 0,02$ проти $1,25 \pm 0,03$), і практично наблизився до показників контрольної групи.

5. При протезуванні пацієнтів з повною відсутністю зубів на підставі суб'єктивної оцінки адаптації пацієнтів до протезів, показників відновлення жувальної ефективності (за І.С. Рубіновим), інтегральної оцінки електроміографічних показників жувальних м'язів доведено, що протези, виготовлені з матеріалів «Vertex ThermoSens», «Deflex Acrylato» виявились

більш прийнятними в порівнянні з традиційним матеріалом «Фторакс». Найкращі характеристики були отримані при використанні базисного матеріалу «Vertex ThermoSens».

Результати досліджень, висвітлених у цьому розділі, опубліковано в таких наукових працях:

1. Кузь В.С. Характеристика сучасних базисних стоматологічних матеріалів та їх вплив на тканини порожнини рота / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2015. – Т.14, №2 (46). – С. 179-183.

2. Кузь В.С. Використання сучасних безакрилових базисних матеріалів у клініці ортопедичної стоматології / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Український стоматологічний альманах. – 2016. – №3 (том 2). – С. 40-46.

3. Кузь В.С. Відновлення жувальної ефективності у пацієнтів з повними знімними протезами, виготовленими з різних груп базисних матеріалів / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2017. – Том 17, випуск 3 (59). – С. 224-226.

4. Кузь В.С. Результати лікування пацієнтів із повною відсутністю зубів протезами з термопластичного базисного матеріалу «Deflex Acrylato» / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь., І.М. Мартиненко, Г.М. Баля // Український стоматологічний альманах. – 2018. – №3. – С. 11-20.

5. Кузь Г.М. Вплив знімних протезів на тканини протезного ложа / Г.М. Кузь, В.М. Дворник, В.С. Кузь // Інноваційні технології – в стоматологічну практику: матеріали III (X) з'їзду асоціації стоматологів України, 16-18 жовтня 2008 року. – Полтава, 2008. – С. 398-399.

6. Кузь Г.М. Реакція тканин протезного ложа на знімні протези / Г.М. Кузь, В.С. Кузь // Актуальні питання та проблеми розвитку стоматології на сучасному етапі. Збірник наукових праць. – Полтава, 2011. – С. 44-45.

7. Кузь В.С. Підвищення якості виготовлення знімних протезів у пацієнтів з повною втратою зубів шляхом використання нових базисних стоматологічних матеріалів / В.С. Кузь // Міжнародна науково-практична конференція «Сучасні погляди на актуальні питання теоретичної, експериментальної та практичної медицини», 25 листопада 2016 р. – Харків, 2016. – С. 135-137.

8. Кузь В.С. Повышение качества полного съемного протезирования стоматологических больных путем использования новых базисных материалов / В.С. Кузь, В.Н. Дворник, А.И. Тесленко, Г.М. Кузь, И.Н. Мартыненко // *Widomości Lekarskie: Czasopismo Polskiego Towarzystwa Lekarskiego*. – 2016. – TOM LXIX, Nr 2 (cz. II). – С. 197-203.

АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ ОТРИМАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ

Сучасні досягнення світової стоматологічної науки та практики дозволили фахівцям ВООЗ спрогнозувати Європейську мету стоматологічного здоров'я до 2020 року. А саме: у віці 65 років та старше 90% населення повинні мати функціонально повноцінну оклюзію (природну чи відновлену протезами), при цьому число беззубих осіб не повинно перевищувати 1%.

На жаль для України на сьогоднішній день дана мета є недосяжною.

На підставі проведеного бібліографічного пошуку та аналізу сучасної інформації за темою нашої роботи стало зрозумілим, що проблема забезпечення потреби населення нашої країни в повному знімному протезуванні ще далека від свого вирішення. Це зумовлено багатьма факторами, серед яких особливо важливо виділити:

- прогресуючий ріст населення похилого та старечого віку в Україні (основний контингент, що потребує даного виду стоматологічної допомоги);
- економічна неспроможність населення своєчасного отримання ортопедичної стоматологічної допомоги, що викликає занедбаність та призводить до більш раннього виникнення потреби в повному знімному протезуванні;
- обмежений вибір базисних стоматологічних матеріалів, які не в повній мірі забезпечують високу ефективність та безпечність протезування, а також тривалі терміни користування повними знімними протезами.

Що стосується перших двох пунктів, то вони можуть бути вирішені тільки в результаті глобальних загальнодержавних реформ, а третій пункт має прикладне значення по вектору покращення стоматологічної допомоги населенню і може вирішуватись зусиллями стоматологічної науки та практики.

Основоположним методичним підходом у плануванні охорони здоров'я обов'язковим є наявність блоку об'єктивних даних про стан та структуру

захворюваності населення регіону, що ґрунтується на статистиці органів охорони здоров'я за тривалий період часу (мінімум 7-10 років), ретроспективних та прогностичних даних змін демографічної ситуації у регіоні спостереження. Визначити реальну потребу населення України в повному знімному протезуванні на сьогоднішній день неможливо в зв'язку з відсутністю диспансеризації, страхової медицини, ефективної статистики державного та недержавного сектору стоматології. Тому в наших дослідженнях ми використали методика оцінки орієнтовної потреби осіб похилого та старечого віку в ортопедичній стоматологічній допомозі, зокрема в повному знімному протезуванні.

Ця методика ґрунтується на вивченні демографічної ситуації на сьогоднішній день та в перспективі з урахування змін демографічної ситуації а також шляхом медичного прогнозування розрахунку перспективи змін цієї потреби на найближчі роки, при використанні інформаційних ресурсів статистичного аналізу демографічної ситуації.

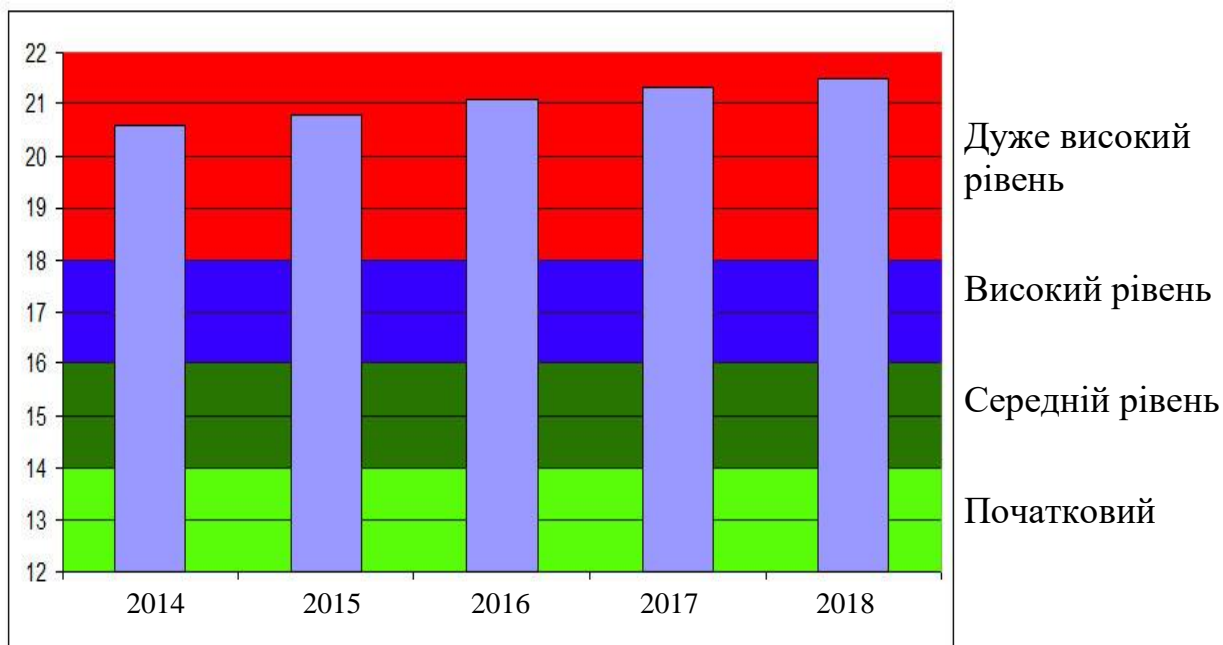


Рис. 1 Рівень демографічного старіння Українського суспільства згідно шкали Ж. Божьо-Гарнє-Е. Россета

Згідно шкали демографічного старіння Ж. Божьо-Гарнє-Е. Россета

виділяють 4 рівня демографічної старості суспільства за відсотком осіб похилого і старечого віку – початковий (12-14%), середній (14-16%), високий (16-18%) та дуже високий (18-20%) рівень. Українське суспільство, не дивлячись на відносно невелику середню тривалість життя, уже котре десятиріччя знаходиться в червоній зоні – дуже високого рівня демографічної старості. Так як основний контингент, що потребує повного знімного протезування, це люди похилого і старечого віку, то орієнтовно можна охарактеризувати потребу в даному виду стоматологічної допомоги як високу (рис. 1).

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

Розвиток вітчизняного та закордонного матеріалознавства йде шляхом усунення шкідливих властивостей існуючих пластмас і створення нових базисних матеріалів. Покриття і деякі технологічні особливості виготовлення пластмасових протезів (наприклад, литтєве пресування) дозволяють зменшити кількість залишкового мономеру, збільшити механічну міцність готової конструкції, але це не надає остаточного вирішення проблеми [93, 98, 99, 251, 268].

В даний час все частіше лікарі стоматологи-ортопеди використовують безакрилові термопластичні базисні матеріали [29, 30, 52, 113]. Знімні протези із термопластичних пластмас більш легкі та гнучкі, що зумовлює швидшу адаптацію до них, відповідно вони в меншій мірі впливають на порушення роботи органів порожнини рота (в т.ч. слинних залоз, СНЩС) [4, 35, 41, 50, 67, 139]. Окрім того за рахунок своїх фізико-механічних властивостей вони менш схильні до поломок [21, 86, 88, 109, 119]. Сучасні технології виготовлення знімних протезів із термопластичних пластмас забезпечують монолітність структури матеріалу та його поверхні [79].

Мікробна адгезія термопластичних пластмас значно менша, ніж акрилових [14, 56, 57, 87, 163, 171, 198]. Не зважаючи на те, що грибкова адгезія порівняно однакова для обох груп матеріалів, грибкова інвазія в слизову оболонку протезного ложа відносно менша у пацієнтів, що користуються протезами із термопластичних матеріалів, що, відповідно, сприяє тому, що у осіб, які користуються знімними протезами із термопластів набагато менша ймовірність виникнення протезних стоматитів [194, 212, 221, 228, 229, 238, 248]. В цілому, показники мікробної та грибкової колонізації порожнини рота доводять, що термопласти не поступаються акрилатам, що не обмежує показання до їх використання [112, 128].

За рахунок своєї біоінертності знімні протези із термопластичних матеріалів не спричиняють цитотоксичного впливу на тканини протезного ложа, на відміну від акрилатів, тим самим не порушують їх структуру та проникність [64, 186]. Вони незамінні для осіб, що мають непереносимість акрилових пластмас (алергічні реакції зумовлені їх хімічним складом) [31, 42, 83, 125, 133, 166, 246].

Таким чином підвищення якості протезування можна забезпечити шляхом використання найбільш біоінертних матеріалів, які за своїми фізико-механічними властивостями відповідають сучасним вимогам до базисних стоматологічних матеріалів [29, 30, 103, 253].

Ураховуючи вищевикладене, до експериментального та клінічного порівняльного аналізу були відібрані наступні базисні стоматологічні матеріали:

1. «Фторакс» виробник АТ «СТОМА», Україна. Пластмаса гарячої полімерізації на основі фторвмісних акрилових сополімерів по типу порошок-рідина для базисів протезів. ISO 9001:2009. Традиційний для України базисний стоматологічний матеріал для часткових та повних знімних протезів. В дослідженнях використаний як матеріал порівняння.

2. «Vertex ThermoSens» виробник фірма «Vertex Dental», Нідерланди,

матеріал на основі нейлону (поліамід) – термопласт. Новий для України базисний стоматологічний матеріал. ISO №9001:2009.

3. «Deflex Acrylato» виробник фірма «Deflex», Аргентина. Новий для України базисний стоматологічний матеріал (термопластичний матеріал на основі поліметилметакрилату). Спеціально призначений для виготовлення повних знімних протезів. ISO 13485:2012.

4. «Ліпол» виробник ЗАО «ЛИНИК» (Лисичанський НПЗ), Україна термопластичний матеріал на основі поліпропілену, сорт вищий по ТУ У 24.1-32292929-003:2007.

На доклінічному етапі дослідження ми провели вивчення фізико-механічних властивостей відібраних базисних стоматологічних матеріалів на базі кафедри медичної інформатики, медичної і біологічної фізики та дослідження їх біоінертності на базі кафедри патологічної фізіології УМСА.

Порівняльний аналіз результатів вивчення фізико-механічних властивостей зразків базисних матеріалів проводили за показниками міцності та пластичності у дослідженнях на розтяг та стискання, водопоглинання, мікротвердості, та вивченні біологічної інертності базисних стоматологічних пластмас на білих щурах.

Порівняльна оцінка зразків термопластичних базисних стоматологічних матеріалів «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato» з акриловим базисним матеріалом «Фторакс» за показниками міцності та пластичності у дослідженнях на розтяг та стискання показала, що для реалізації кінцевої мети застосування базисного матеріалу – забезпечення максимально можливої фіксації та стабілізації повного знімного протезу на протезному ложі пацієнта більш прийнятними виявилися характеристики термопластичних матеріалів.

Отримані в роботі результати показують, що базисний матеріал «Фторакс» володіє найбільшою абсолютною здатністю до водопоглинання, на другому місці стоїть «Vertex ThermoSens», на третьому – «Deflex Acrylato», і найменшою здатністю до водопоглинання володіє «Ліпол».

Динаміка водопоглинання досліджених зразків показала, що найбільша кількість води на 7 добу була поглинута матеріалом «Фторакс» – 1,12% від ваги зразка, матеріал «Deflex Acrylato» накопичив 0,86% від початкової ваги, зразок матеріалу «Vertex ThermoSens» накопичив 0,78%, а зразок базисного матеріалу «Ліпол» – 0,34%. Дані водо поглинання зразків базисних матеріалів за наступні 7 діб демонструють дещо іншу динаміку накопичення води, а саме: зразок матеріалу «Фторакс» – 0,29%, «Vertex ThermoSens» – 0,2%, «Ліпол» – 0,11%, «Deflex Acrylato» – 0,09%.

Порівняльна оцінка показників середніх значень мікротвердості зразків з представлених матеріалів – «Vertex ThermoSens», «Фторакс», «Ліпол» та «Deflex Acrylato», показала, що найбільшим ступенем мікротвердості відзначається матеріал «Фторакс» ($311,6 \pm 6,43$ Н_v, МПа), на другому місці за цим показником – матеріал «Vertex ThermoSens» ($138,8 \pm 2,93$ Н_v, МПа), на третьому місці – матеріал «Deflex Acrylato» ($130,9 \pm 2,09$ Н_v, МПа), і на останньому – матеріал «Ліпол» ($115,8 \pm 3,67$ Н_v, МПа). Його показник мікротвердості майже вдвічі нижчий за аналогічний показник матеріалу «Фторакс».

Аналіз досліджених фізичних властивостей матеріалу «Ліпол» показав, що він є малосприйнятливим в якості базисного стоматологічного матеріалу внаслідок високого ступеню пластичності на розтяг та стискання, та недостатнього ступеню міцності. Тому з подальших досліджень матеріал «Ліпол» був виключений.

Однією з найважливіших вимог до базисних стоматологічних матеріалів є біоінертність. Дослідження біологічної дії досліджуваних матеріалів «Фторакс», «Deflex Acrylato» та «Vertex ThermoSens» проводили шляхом підшивання зразків внутрішньо-м'язово в передню черевну стінку білим лабораторним щурам під гексеналовим наркозом, що відповідає принципам біоетики та гуманного поводження з лабораторними тваринами. В досліджах використовували свіжо виготовлені зразки досліджуваних матеріалів, так як максимальне виділення мономеру відбувається в перші 7

діб після полімеризації. Контрольну групу склали «псевдо оперовані» тварини, яким виконували аналогічні оперативні втручання без підшивання досліджуваних зразків.

Результати впливу внутрішном'язової імплантації зразків матеріалів «Фторакс», «Deflex Acrylato» та «Vertex ThermoSens», які оцінювали за показниками вільно радикального окислення та активності ферментів антиоксидантного захисту в крові дослідних тварин не виявили статистично вірогідних відмінностей в порівнянні з контрольною групою тварин. Отримані дані свідчать про достатню біоінертність використаних матеріалів.

Отже, виходячи з отриманих даних доклінічного вивчення для подальших клінічних випробувань нами були відібрані нові базисні матеріали «Vertex ThermoSens» та «Deflex Acrylato», які продемонстрували задовільні фізико-механічні характеристики та біоінертність. В якості матеріалу порівняння ми використали традиційним стоматологічний базисний матеріал «Фторакс».

З метою клінічної оцінки якості результатів протезування різними базисними матеріалами у пацієнтів, що потребують повного знімного протезування, нами були набрані клінічні групи спостереження.

Було проведено протезування 59 осіб похилого та старечого віку (60 років і старіше) з повною відсутністю зубів, які звернулися в клініку ортопедичної стоматології з метою повторного виготовлення нових повних знімних пластинкових протезів для верхньої і нижньої щелеп. Контрольну групу склали 25 осіб (студенти IV та V курсів стоматологічного факультету УМСА) з інтактними зубними рядами та ортогнатичним прикусом.

На клінічному прийомі ми відбирали тих пацієнтів, умови в порожнині рота яких відповідали на верхній щелепі I типу за Шредером, а на нижній щелепі – I типу за Келлером. Стан слизової оболонки відповідав I класу за класифікацією Суппле.

Протягом останніх 3-5 років вони користувалися повними знімними пластинковими протезами, виготовленими з акрилових пластмас. Всі

пацієнти відзначали незадовільну фіксацію і стабілізацію протезів, деякі з них відмічали подразнення і дискомфорт з боку слизової оболонки протезного ложа, деякі звернулися з приводу поломки протезів. Їм було запропоновано виготовлення повних знімних пластинкових протезів з термопластичної пластмаси, яка не містить мономерів.

Пацієнти, яким були виготовлені нові знімні протези, нами були поділені на три клінічні групи: до першої увійшли особи, яким повторно були виготовлені протези із акрилового базисного матеріалу «Фторакс». Другій групі протези виготовлялися із безакрилового поліаміду (нейлону) «Vertex ThermoSens». Пацієнтам третьої групи були виготовлені протези з базисного матеріалу на основі поліметилметакрилату «Deflex Acrylato».

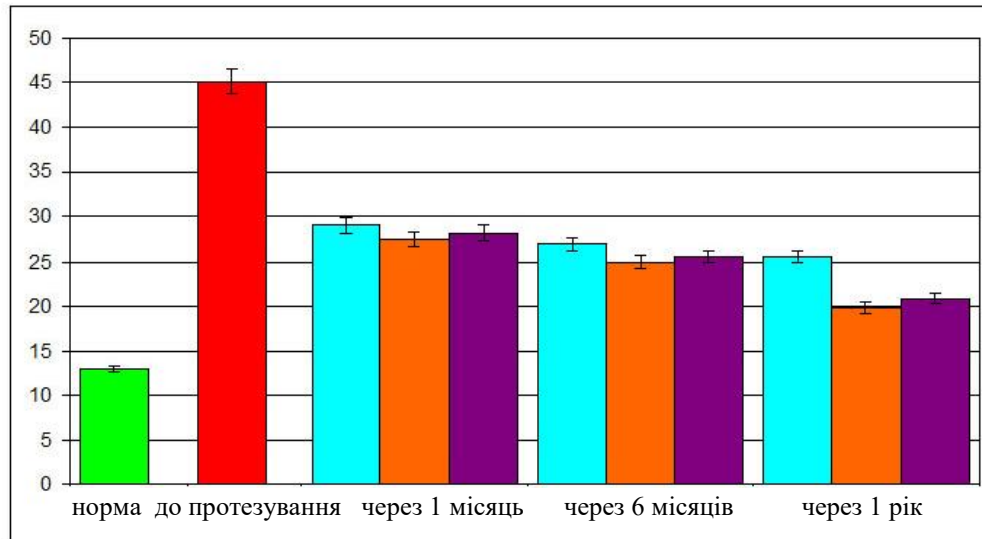
Всі пацієнти нами були обстежені в повному обсязі клінічно (згідно протоколу обстеження в клініці ортопедичної стоматології). Додатково було проведено об'єктивно-суб'єктивний тест «БОФСАЗ», електроміографічні дослідження фізіологічного стану жувальних м'язів та жувальна проба за І.С. Рубіновим до виготовлення нових протезів.

Оцінка якості повних знімних протезів в нашій роботі була проведена за допомогою аналогічних досліджень через місяць користування конструкціями, 6 місяців та рік.

Згідно суб'єктивної оцінки адаптація пацієнтів до протезів, виготовлених із базисного матеріалів «Vertex ThermoSens» в середньому склала $16,00 \pm 0,39$ доби, із «Deflex Acrylato» – $18,00 \pm 0,35$ доби. Скорочення цих термінів у порівнянні з протезами з акрилової пластмаси «Фторакс» ($20,96 \pm 0,40$ доби) продемонструвало переваги термопластичних мас в якості базисних матеріалів стосовно періодів адаптації.

Пацієнти відмічали гарну фіксацію та стабілізацію нових повних знімних протезів, що забезпечило більш швидке відновлення жувальної ефективності.

Порівняльна оцінка відновлення жувальної ефективності за методикою І.С. Рубінова повними знімними протезами з різних базисних матеріалів представлена на рисунку 2.



■ норма ■ до протезування ■ «Фторакс» ■ «Vertex ThermoSens» ■ «Deflex Acrylato»

Рис. 2 Динаміка відновлення жувальної ефективності повними знімними протезами з різних базисних матеріалів за методикою І.С. Рубінова

Відновлення жувальної ефективності (за І.С. Рубіновим) у всіх групах спостережень через рік відбулось в повному обсязі. Однак, треба відмітити, що час досягнення повноцінного пережовування (до появи рефлексу ковтання) був найменший у групі пацієнтів з протезами, виготовленими з матеріалу «Vertex ThermoSens» ($19,80 \pm 0,89$ сек.), більш тривалий у групі пацієнтів з протезами, виготовленими з матеріалу «Deflex Acrylato» ($20,82 \pm 0,75$ сек.) у порівняння з групою пацієнтів з протезами із «Фторакса» ($25,48 \pm 0,45$ сек.).

Оцінка інтегрального показника електроміографічного дослідження (коефіцієнт «К») характеру нервово-рефлекторної діяльності жувальних м'язів у пацієнтів, що користувались протезами з матеріалу «Deflex

Acrylato», показала тенденцію до позитивної динаміки зміни цього показника у порівнянні з групою пацієнтів з протезами із матеріалу «Фторакс».

У групі пацієнтів, які користувались протезами, виготовленими з матеріалу «Vertex ThermoSens», електроміографічний коефіцієнт «К» вірогідно позитивно відрізнявся через 6 місяців ($1,17 \pm 0,03$) проти $1,3 \pm 0,05$ при користуванні протезами з матеріалу «Фторакс», та відповідно через 1 рік ($1,06 \pm 0,02$, проти $1,25 \pm 0,03$), і практично наблизився до показників контрольної групи.

Порівняльна оцінка клінічної ефективності протезування конструкціями, виготовленими з різних базисних матеріалів за даними електроміографічних досліджень представлена на рисунку 3.

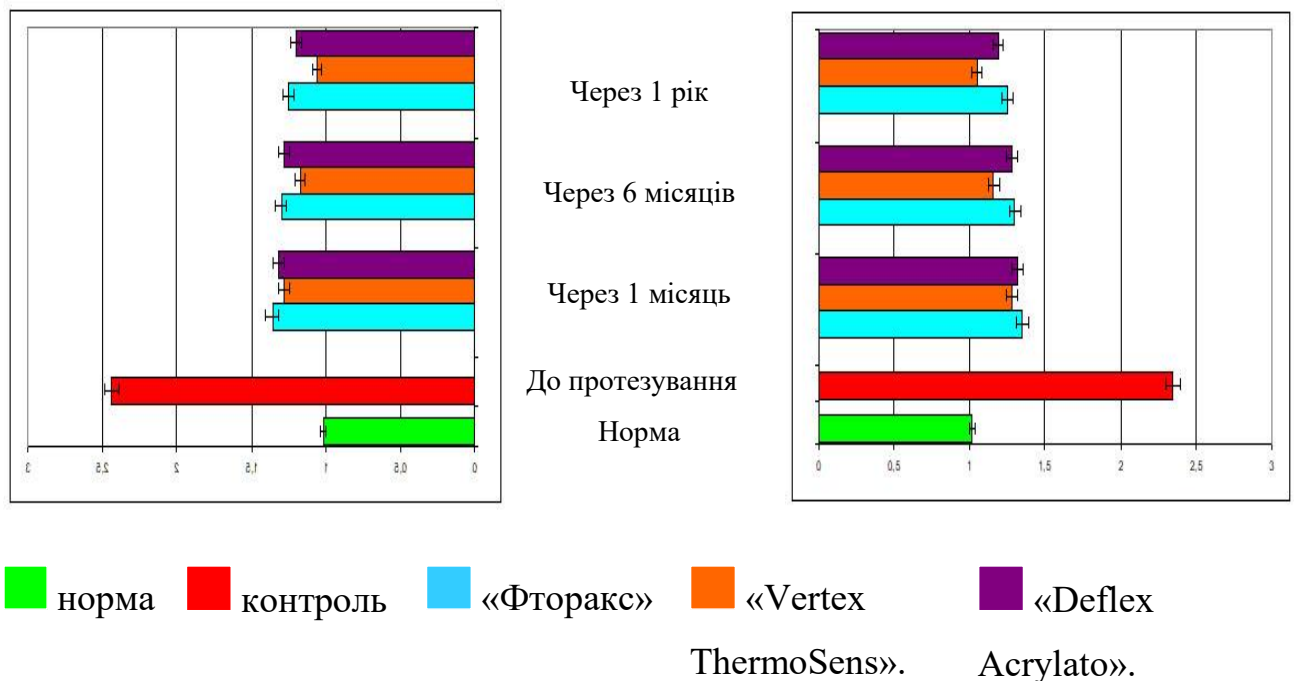


Рис. 3 Порівняльна оцінка клінічної ефективності протезування конструкціями, виготовленими з різних базисних матеріалів за даними електроміографічних досліджень.

Об'єктивним критерієм оцінки якості протезування є відновлення фізіологічного функціонування жувальних м'язів. Виходячи з даних електроміографічних досліджень можна констатувати наступне: протези,

виготовлені з матеріалів «Vertex ThermoSens», «Deflex Acrylato» виявились більш прийнятними в порівнянні з традиційним матеріалом «Фторакс». Найкращі характеристики були отримані при використанні базисного матеріалу «Vertex ThermoSens». Через 1 рік користування конструкціями з даного матеріалу коефіцієнт «К» зменшився в 2,32 рази у порівнянні з результатами до протезування і максимально наближається до показників норми.

На підставі суб'єктивної оцінки адаптації пацієнтів до нових протезів, показників відновлення жувальної ефективності та інтегральної оцінки електроміографічних показників жувальних м'язів доведено, що матеріали «Vertex ThermoSens», «Deflex Acrylato», з яких виготовлялись ортопедичні конструкції, виявились більш прийнятними в порівнянні з традиційним матеріалом «Фторакс». Найкращі характеристики були отримані при використанні базисного матеріалу «Vertex ThermoSens».

ВИСНОВКИ

У дисертації наведене теоретичне узагальнення і розв'язання наукової задачі, що полягала у порівняльній оцінці фізико-механічних властивостей, біологічної дії різних базисних стоматологічних матеріалів та результатів протезування пацієнтів конструкціями повних знімних протезів з нових матеріалів.

1. Виходячи з даних ретроспективного узагальнюючого аналізу демографічної ситуації в країні, Українське суспільство характеризується дуже високим рівнем демографічної старості у відношенні осіб похилого віку (60-64 роки) та за показником частки старечого населення (65 років і старші). Полтавська область входить до першої десятки в Україні за кількістю осіб старечого віку (17,7 %), що вказує на зростаючу потребу населення в знімному протезуванні при частковій та повній втраті зубів.

2. Отримані в роботі результати показали, що базисний матеріал «Фторакс» володіє найбільшою абсолютною здатністю до водопоглинання, на другому місці стоїть «Vertex ThermoSens», на третьому «Deflex Acrylato», і найменшою здатністю до водопоглинання володіє «Ліпол». Порівняльна оцінка показників мікротвердості зразків з представлених матеріалів – «Фторакс», «Vertex ThermoSens», «Ліпол» та «Deflex Acrylato», показала, що найбільшим ступенем мікротвердості відзначається матеріал «Фторакс» ($311,6 \pm 6,43$ Н_v, МПа), на другому місці за цим показником – матеріал «Vertex ThermoSens» ($138,8 \pm 2,93$ Н_v, МПа), на третьому місці – матеріал «Deflex Acrylato» ($130,9 \pm 2,09$ Н_v, МПа), і на останньому – матеріал «Ліпол» ($115,8 \pm 3,67$ Н_v, МПа). Його показник мікротвердості майже вдвічі нижчий за аналогічний показник матеріалу «Фторакс», тому більш прийнятними виявилися фізико-механічні властивості, притаманні саме термопластичним матеріалам.

3. Результати вивчення біологічної дії базисних стоматологічних пластмас на білих щурах шляхом підшивання зразків досліджуваних матеріалів внутрішньо-м'язово в передню черевну стінку, що оцінювались за показниками вільнорадикального окислення та активністю антиоксидантних ферментів, не виявили статистично вірогідних відмінностей в порівнянні з контрольною групою тварин, що підтверджує біоінертність використаних матеріалів.

4 Суб'єктивна оцінка адаптації пацієнтів до протезів, виготовлених із базисних матеріалів «Vertex ThermoSens» в середньому склала 16 днів, із «Deflex Acrylato» – 18 днів, що вказує на скорочення термінів адаптації у порівнянні з протезами із матеріалу «Фторакс» (21 день). Відновлення жувальної ефективності (за І.С. Рубіновим) у всіх групах спостережень через рік відбулось в повному обсязі. Однак, треба відмітити, що час досягнення повноцінного пережовування був найменший у групі пацієнтів з протезами, виготовленими з матеріалу «Vertex ThermoSens» ($19,80 \pm 0,89$ сек.), більш тривалий у групі пацієнтів з протезами, виготовленими з матеріалу «Deflex Acrylato» ($20,82 \pm 0,75$ сек.) у порівняння з групою пацієнтів з протезами із «Фторакса» ($25,48 \pm 0,45$ сек.).

5. Оцінка інтегрального показника електроміографічного дослідження (коефіцієнт «К») характеру нервово-рефлекторної діяльності жувальних м'язів у пацієнтів, що користувались протезами з матеріалу «Deflex Acrylato», показало тенденцію до позитивної динаміки зміни цього показника у порівнянні з групою пацієнтів з протезами із «Фторакса». У групі пацієнтів, які користувались протезами, виготовленими з матеріалу «Vertex ThermoSens», електроміографічний коефіцієнт «К» вірогідно позитивно відрізнявся через 6 місяців ($1,16 \pm 0,03$ проти $1,30 \pm 0,05$) при користуванні протезами з матеріалу «Фторакс», та відповідно через 1 рік ($1,05 \pm 0,02$ проти $1,25 \pm 0,03$), і практично наблизився до показників контрольної групи.

6. На підставі суб'єктивної оцінки адаптації пацієнтів до знімних конструкцій протезів, показників відновлення жувальної ефективності,

інтегральної оцінки електроміографічних показників жувальних м'язів доведено, що протези, виготовлені з матеріалів «Vertex ThermoSens», «Deflex Acrylato» виявились більш прийнятними в порівнянні з традиційним матеріалом «Фторакс». Найкращі характеристики були притаманні базисному матеріалу «Vertex ThermoSens».

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. Враховуючи більш прийнятні властивості матеріалу «Vertex ThermoSens», що ґрунтуються на результатах фізико-механічних випробувань та експериментально доведеної біоінертності, слід рекомендувати його для більш широкого залучення в повсякденну клінічну практику виготовлення повних знімних ортопедичних конструкцій.

2. Для оцінки адаптації до знімних протезів рекомендуємо застосовувати електроміографічні дослідження, що дозволяють об'єктивно оцінити динаміку змін характеру нервово-рефлекторної діяльності жувальних м'язів та дати повноцінну характеристику акту жування.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Абакаров С.И. Электромиографическое исследование пациентов с различными видами съемных протезов и состоянием минеральной плотности костей / С.И. Абакаров, Д.В. Сорокин, П.С. Степанов // *Стоматология для всех*. – 2016. - №1. – С. 42-45.
2. Абакаров С.И. Адаптация к полным съемным протезам у больных преклонного возраста / С.И. Абакаров, Д.В. Сорокин // *Материалы VII Всероссийского научного форума с международным участием «Стоматология 2005»*. М., 2005. – С.8-10.
3. Аббасова М.Г. Морфологические аспекты взаимодействия съемных пластиночных зубных протезов со слизистой оболочкой полости рта / М.Г. Аббасова, А.С. Алимов // *Стоматология для всех*. – 2010. – №3. – С. 28-30.
4. Аболмасов Н.Г. Сравнительная характеристика способов конструирования полных съемных зубных протезов, критерии и коррекция процессов адаптации / Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, И.А. Адаева, И.А. Ковалева, П.Н. Гелетин, А.А. Соловьев, М.С. Сердюков // *Российский стоматологический журнал*. – 2010. №4. – С. 24-28.
5. Аверко-Антонович И.Ю. Методы исследования структуры и свойств полимеров / И.Ю. Аверко-Антонович Р.Т. Бикмуллин: Учебн. пособие. – Казань, 2002 – 604 с.
6. Акбаров А.Н. Встречаемость патогенной и условно патогенной микрофлоры у пациентов с полной потерей зубов в зависимости от возраста / А.Н. Акбаров // *Stomatologiya*. – 2017. – №3. – С. 33-35.
7. Акбаров А.Н. Состояние микроциркуляции слизистой оболочки протезного ложа при полном отсутствии зубов / А.Н. Акбаров, Н.С. Зиядуллаева // *Stomatologiya*. – 2017. – №2. – С. 48-50.
8. Акперли Л.Б. Морфофункциональное обоснование применения материалов для базисов съемных пластиночных протезов / Л.Б. Акперли,

Н.А. Гурская // Вісник проблем біології і медицини. – 2017. – Том 1, №1 (135). – С. 254-259.

9. Алейников, А.С. Роль биоэлектрической активности жевательных мышц в стрессовой реакции / А.С. Алейников, Е.А. Бугровецкая, Е.А. Соловых и др. // Материалы Первой науч.-практ. конф. молодых ученых «Иновационная наука – эффективная практика». – М., 2010. – С.134-136.

10. Аль Хатиб Шаді Аднан Зміни в порожнині рота при лікуванні різними конструкціями ортодонтичних апаратів: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: 14.01.22 / Аль Хатиб Шаді Аднан. – Полтава, 2007. – 17 с.

11. Артельт Х.М. Современные стоматологические материалы и их применение в лечебной практике: учебное пособие / Л.В. Агамиров, В.А. Дрожжина, Ю.А. Федоров. – СПб: Куксхавен, 1996. – 139 с.

12. Арутюнов А.С. Моделирование и оценка основных эксплуатационных характеристик временных зубных протезов из акриловой пластмассы / А.С. Арутюнов, Е.Н. Чумаченко, С.Д. Арутюнов, Д.Н. Игнатъева, Г.Б. Бабунашвили // Институт стоматологии. – 2008. – Т.4, №41. – С. 96-97.

13. Арутюнов С.Д. Клиническая стоматология / С.Д. Арутюнов // Изд: «Практическая медицина». – М., 2015. – 788 с.

14. Арутюнов С.Д. Особенности микробной биодеструкции полимерных базисов зубных протезов в зоне починки пластмассой холодной полимекризации / С.Д. Арутюнов, В.В. Афанасьева, Т.В. Ковальская, Л.В. Диденко, В.Н. Царев, Е.В. Ипполитов // Cathedra – кафедра. Стоматологическое образование. – 2016. – №55. – С. 30-34.

15. Арутюнов С.Д. Результаты функционально-диагностических исследований зубочелюстного аппарата при проведении жевательных проб / С.Д. Арутюнов, С.Н. Ермольев, Р.М. Богатырёва // Стоматология. – 2015. – №6. – С. 57-59.

16. Аскадский А.А. Вибропоглощающие градиентные полимерные материалы / А.А. Аскадский и др. // Пластические массы. – 2007. – № 4. – С. 30-33.
17. Бабаев С.А. Сравнительная характеристика современных полимерных базисных материалов по данным лабораторных испытаний / С.А. Бабаев // Стоматология. – 2013. – №5. – С. 84.
18. Байрамов Ю.И. Неудобства, вызванные ношением полных протезов с неправильными границами / Ю.И. Байрамов // Современная стоматология. – 2013. – №4 (68). – С. 166–167.
19. Бахуринський Ю.М. Кадрове та економічне забезпечення стоматологічної служби в Україні / Ю.М. Бахуринський // Вісник стоматології. – 1999. – №3. С. 66-67.
20. Беліков О.Б. Деякі аспекти клінічних та лабораторних етапів виготовлення повних знімних протезів при несприятливих умовах до протезування / О.Б. Беліков та ін. // Навчальний посібник. – Чернівці – Полтава – Івано-Франківськ, 2012. – 240 с.
21. Болдырева Л.И. Сравнительная физико-механическая характеристика термопластических стоматологических материалов на основе полиоксиметилена / Л.И. Болдырева, В.В. Маглакелидзе, С.И. Трегубов // Актуальные вопросы клинической стоматологии: материалы 40-й краевой научно-практической конференции стоматологов. – Ставрополь, 2007. – С. 149-151.
22. Борисов В.А. Демографія / В.А. Борисов. – М.: Издательский дом NOTA VENE, 2001. – 272 с.
23. Борисов В.В. Клинико-экспериментальное исследование материала для изготовления защитных зубных шин на основе этиленвинилацетата методом термоформирования: автореф. дис. на соискание научн. степени канд. мед. наук: спец. 14.01.14 «Стоматология» / В.В. Борисов. – Москва, 2017. – 24 с.

24. Брель А.К. Полимерные материалы в клинической стоматологии / А.К. Брель, С.В. Дмитриенко, О.О. Котляревская. – Волгоград, 2006. – 223 с.
25. Бровко В.В. Результаты ортопедического лечения частичного отсутствия зубов у пожилых пациентов / В.В. Бровко, Ю.В. Кресникова, А.Б. Онуфриев, А.Ю. Малый // Российская стоматология. – 2009: – № 1. – С.55-59.
26. Брусов О.С. Влияние природных ингибиторов радикальных реакций на автоокисление адреналина / О.С. Брусов, А.М. Герасимов, Л.Ф. Панченко // Бюллетень экспериментальной биологической медицины. – 1976. – №1. – С. 33-35.
27. Булгакова А.И. Клинико-иммунологическая оценка полости рта у пациентов с ортопедическими конструкциями из различных базисных материалов / А.И. Булгакова, Ф.З. Мирсаева, Л.Ф. Азнабаева, Р.М. Галеев // Стоматология для всех. – 2017. – №3. – С. 16-19.
28. Вавилова Т.П. Биохимия тканей и жидкостей полости рта: учебное пособие / Т.П. Вавилова. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2011. – 257 с
29. Варес Э.Я. Акриловые пластмассы должны быть устранены из практики зубного протезирования. Дорогу термопластам медицинской чистоты / Э.Я. Варес, В.А. Нагурный, Я.Э. Варес // Вісник стоматології. – 2004. – №1. – С. 105-107.
30. Варес Э.Я. Литьевым термопластам медицинской чистоты дорогу в стоматологическую ортопедию / Э.Я. Варес, В.А. Нагурный, Л.С. Аллахведиева // Стоматология. – 2004. – № 6. – С. 75-76.
31. Васишлин У.Р. Клініко-лабораторне обґрунтування ранньої діагностики, медикаментозного лікування та профілактики інфекційно-алергічних станів слизової оболонки ротової порожнини у пацієнтів, що користуються знімними конструкціями зубних протезів: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец. 14.01.22 «Стоматологія» / У.Р. Васишлин. – Івано–Франківськ, 2007. – 20 с.
32. Веретенко Е.А. Влияние метода фиксации полных съёмных протезов на эффективность пользования и психофизиологический статус

людей пожилого и старческого возраста / Е.А. Веретенко, Л.Н. Солдатова, В.В. Лобейко, Д.В. Балин, Д.А. Либих, А.К. Иорданишвили // *Стоматология для всех*. – 2014. - №4. – С. 8-14.

33. Верховский А.Е. Лечение пациентов с частичным и полным отсутствием зубов съемными акриловыми протезами (клинико-экспериментальное исследование): автореф. дис. на соискание научн. степени канд. мед. наук: 14.01.14 «Стоматология» / А.Е. Верховский. – Тверь, 2015. – 23 с.

34. Верховский А.Е. Сравнительная характеристика физико-химических свойств и микробной адгезии базисных акриловых пластмасс с различными способами полимеризации (лабораторное исследование) / А.Е. Верховский, Н.Н. Аболмасов, Е.А. Федосов, О.В. Азовскова // *Российский стоматологический журнал*. – 2014. – №3. – С. 17-20.

35. Войтяцкая И.В. Динамика критериев адаптации у стоматологических больных на этапах лечения / И.В. Войтяцкая, Л.Б. Петросян, Т.А. Лопушанская и др. // *Материалы Всероссийской научной конференции «Актуальные вопросы челюстно-лицевой хирургии и стоматологии»*. – СПб., 2007. – С. 16.

36. Волчкова И.Р. Применение полиэфирэфиркетона в съемном протезировании: анализ и сравнение с другими термопластическими материалами (обзор литературы) / И.Р. Волчкова, А.В. Юмашев, А.С. Утюж, В.Ю. Дорошина, М.В. Михайлова // *Клиническая стоматология*. – 2018. - №1 (85). – С. 72-75.

37. Воронов И.А. Ортопедическое лечение больных с полным отсутствием зубов / И.А. Воронов, И.Ю. Лебеденко, А.П. Воронов. – М.: МЕДпресс-информ, 2006. – 320 с.

38. Галеев Р.М. Клиническая характеристика пациентов со съемными ортопедическими конструкциями из различных конструкционных материалов / Р.М. Галеев, А.И. Булгакова // *Стоматология для всех*. – 2016. – №3. – С. 12-14.

39. Галонский В.Г. Реакция слизистой оболочки опорных тканей протезного ложа на воздействие съемных зубных протезов / В.Г. Галонский, А.А. Радкевич // Сибирский медицинский журнал. – 2009. – Том 85, №2. – С.18-22.
40. Гарбара М.И. Справочник по пластическим массам / М.И. Гарбара, М.С. Акутин, Н.М. Егорова. – М.: Химия. – Т.1. – 1967. – 462 с.
41. Гильманова Н.С. Адаптация к полным съемным протезам лиц среднего возраста в зависимости от их психоэмоционального статуса: дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21, 19.00.04 / Гильманова Наталья Сергеевна. – Москва, 2007. – 146 с.
42. Гожая Л.Д. Аллергические заболевания в ортопедической стоматологии. – М.: Медицина, 1988. – 160 с.
43. ГОСТ 11262-82. – 1985. Пластмассы. Методы испытания на растяжение.
44. ГОСТ 12423-66. – 2006. Пластмассы. Условия кондиционирования и испытания образцов (проб).
45. ГОСТ 4650-80. – 1980. Пластмассы. Методы определения водопоглощения.
46. ГОСТ 4651-82. – 1983. Пластмассы. Метод испытания на сжатие.
47. ГОСТ 9450-76. – 1977. Измерение микротвердости вдавливанием алмазных наконечников.
48. Гризодуб Д.В. Оценка микробной обсемененности полости рта пациентов, страдающих непереносимостью базисных материалов съемных зубных протезов / Д.В. Гризодуб, Роберт Бадалов Мехрали Аглы // Вісник проблем біології і медицини. – 2015. – Том 2, №2 (119). – С. 48-53.
49. Громов О.В. Современные методы диагностики функционального состояния зубочелюстного аппарата (обзор литературы) / О.В. Громов, Э.Ю. Константинов, А.Е. Калашников // Современная стоматология. – 2011. – №2 (56). – С. 114-118.

50. Грохотов И.О. Оптимизация процесса адаптации к съемным пластиночным протезам лиц пожилого возраста / И.О. Грохотов, О.В. Орешака // Институт стоматологии. – 2014. – №1 (62). – С. 58-59.

51. Давиденко В.Ю. Зміни біохімічних показників ротової рідини у період адаптації до знімних пластинкових протезів, виготовлених із акрилових базисних пластмас / В.Ю. Давиденко, М.Я. Нідзельський, Г.М. Давиденко, В.В. Кузнецов, В.П. Чикор // Вісник проблем біології і медицини. – 2017. – Том 2, №4 (140). – С. 212-215.

52. Дезертинский А.Б. Термопласты. Что мы о них знаем? / А.Б. Дезертинский // Институт стоматологии. – 2007. – Т. 2, №35. – С. 98-101.

53. Диканова М.В. Изучение процесса адаптации слизистой оболочки полости рта у пациентов со съемными зубными протезами / Диканова М.В., Аегорова Т., Гончарова О.П., Аминашкина А. // Dental Forum. – 2016. – №4 (63). – С. 23.

54. Диканова М.В. Оценка эффективности ортопедического лечения больных съемными зубными протезами / Диканова М.В., Егорова Т.А., Гончарова О.П., Атаева С.Д., Кузнецов О.Е. // Dental Forum. – 2014. – №4. – С. 31-33.

55. Диканова М.В. Сравнительная оценка воздействия базисных акриловых пластмасс на организм пациентов при лечении больных съемными зубными протезами / М.В. Диканова, О.П. Гончарова, Т.Г. Исакова // Российская стоматология. – 2018. – Том 11, №2. – С. 9-10.

56. Дівнич Т.Я. Вплив знімних конструкцій зубних протезів на зміну мікрофлори ротової порожнини / Т.Я. Дівнич, М.М. Рожко, Р.В. Куцик // Галицький лікарський вісник – 2009. – Т.16, №4.– С. 132-135.

57. Дівнич Т.Я. Зміна мікрофлори ротової порожнини в залежності від терміну користування знімними конструкціями зубних протезів / Т.Я. Дівнич, М.М. Рожко, Р.В. Куцик // Галицький лікарський вісник. – 2007. – 14, №2. – С. 26-29.

58. Добровольський О.В. Малобюджетна ортопедична реабілітація пацієнтів із повною відсутністю зубів на нижній щелепі / О.В. Добровольський // Український стоматологічний альманах. – 2013. Вип. 2. – С. 52–54.

59. Дойников А.И. Зубопротезное материаловедение / А.И. Дойников, В.Д. Сеницын. – М.: «Медицина», 1984 г. – 208 с.

60. Доменюк Д.А. Исследование гидролитической сопротивляемости базисных пластмасс для ортодонтических аппаратов / Д.А. Доменюк, И.В. Зеленский, Е.Н. Иванчева // Российский стоматологический журнал. – 2012. №3. – С. 9-13.

61. Доменюк Д.А. Исследование свойств поверхности стоматологических облицовочных материалов на основе акриловых пластмасс / Д.А. Доменюк, С.Н. Гаража, В.П. Рогатнев // Российский стоматологический журнал. – 2010. №3. – С. 4-8.

62. Доменюк Д.А. Микроструктурные особенности базисных пластмасс для съемных зубных протезов / Д.А. Доменюк, С.Н. Гаража, Е.Н. Иванчева // Российский стоматологический журнал. – 2010. №6. – С. 6-10.

63. Елизарова Л.А. Опыт применения эластических волокон для увеличения прочности зубных протезов и пластмассы / Л.А. Елизарова // Вопросы ортопедической стоматологии. – Казань, 1962. – Т. II. – С. 120-133.

64. Емгахов З.В. Оценка биосовместимости основных видов стоматологических базисных полимеров / З.В. Емгахов, И.Н. Антонова, А.К. Иорданишвили // Институт стоматологии. – 2012. – Т.1, №54. – С. 118-121.

65. Емгахов З.В. Реакция тканей протезного ложа на съемные зубные протезы из различных базисных пластмасс (экспериментально-клиническое исследование): автореф. дисс. на соискание научн. степени канд. мед. наук: спец. 14.01.14 «Стоматология» / З.В. Емгахов. – Санкт-Петербург, 2012. – 18 с.

66. Жижикин О.И. Разработка и клиническая оценка способа профилактики аллергических реакций в полости рта при протезировании с

применением акриловых пластмасс / О.И. Жижикин // Вестник стоматологии. – 2012. – №1 (78). – С. 50-53.

67. Жолудев С.Е. Решение проблемы адаптации к съемным конструкциям зубных протезов при полной утрате зубов (клинический случай) / С.Е. Жолудев, С.А. Гетте // Проблемы стоматологии. – 2016. – Т.12, №3. – С. 46-51.

68. Жуков К.В. Изменения свойств поверхности съемных пластиночных протезов, изготовленных из акриловых пластмасс / К.В. Жуков // Вестник стоматологии. – 2014. – №3 (88). – С. 84-85.

69. Зудин П.С. Адгезия микроорганизмов к современным базисным стоматологическим материалам / П.С. Зудин, Н.А. Цаликова, А.А. Минашкина // Российская стоматология. – 2018. – Том 11, №2. – С. 17-18.

70. Зудин П.С. Изучение адгезии микроорганизмов к новому базисному материалу нолатек / П.С. Зудин, Н.А. Цаликова, А.А. Минашкина // Dental Forum. – 2017. – №4. – С. 34-35.

71. Иванова А.В. Нарушения микроэлементного и антиоксидантного баланса в ротовой жидкости при пользовании полными съемными пластиночными протезами: дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21 / Иванова Анастасия Владимировна. – Новосибирск, 2009. – 113 с.

72. Иорданишвили А.К. Реакция слизистой оболочки протезного ложа в период адаптации пациентов к съемным зубным протезам // А.К. Иорданишвили, Л.Н. Солдатова, О.Л. Пихур, Е.С. Михайлова, А.С. Перемышленко, В.С. Солдатов // Стоматология. – 2016. – Т.95, №6. – С. 44-47.

73. Кабанов В.А. Энциклопедия полимеров: в 3 Т. / М.С. Акутин, В.А. Кабанова, Н.Ф. Бакеев. // Т.3, изд-во «Советская энциклопедия». – М., 1977. – 1150 с.

74. Каливраджиян Э.С. Функциональное состояние опорных тканей протезного ложа под базисами съемных конструкций зубных протезов / Э.С.

Каливграджян // Современная ортопедическая стоматология. – 2005. – № 3. – С. 63-64.

75. Калинин А.Л. Систематический обзор: анализ цитотоксичности базисных материалов / А.Л. Калинин, Е.А. Митрофанов, И.А. Воронов, А.П. Воронов, Ф.Т. Каджаева // Российский стоматологический журнал. – 2015. – Том 19, №2. – С. 52-56.

76. Каплан М.З. Поиск альтернативных полиметилметакрилату материалов для съемного протезирования (литературный обзор) / М.З. Каплан, А.С. Григорян, З.П. Антипова, Х.Р. Тигранян // Стоматология для всех. – 2007. – №2. – С. 12-17.

77. Карпук И.Ю. Аллергический и психосоматический типы непереносимости стоматологических материалов / И.Ю. Карпук // Стоматологический журнал. – 2017. – №2. – С. 143-149.

78. Катаев В.М. Справочник по пластическим массам / В.М. Катаев, В.А. Попов, В.И. Sazhin. – М.: Химия, 1975. – 320 с.

79. Кіндій Д.Д. Щодо питань різних методів полімеризації базисних пластмас / Д.Д. Кіндій, В.Д. Кіндій, К.Д. Тончева // Український стоматологічний альманах. – 2013. Вип. 4. – С. 97-100.

80. Клёмин В.А. Сравнительная характеристика свойств полиамидных базисных материалов с другими стоматологическими базисными материалами: обзор литературы / В.А. Клёмин, В.В. Вольваков // Современная ортопедическая стоматология. – 2017. – №28. – С. 54-58.

81. Клёмин В.А. Сравнительная характеристика физико-механических свойств термопластических базисных материалов на основе полиамидов с другими стоматологическими базисными материалами (обзор литературы) / В.А. Клёмин, В.В. Вольваков, Р.Н. Нигматов, А.А. Ибрахимов // Stomatologiya. – 2017. – №3. – С. 87-90.

82. Климов А.Г. Клинические подходы к оценке качества съемных зубных и челюстных протезов: дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21 / Климов Андрей Геннадьевич. – СПб., 2006. – 197 с.

83. Кобзиста Н.О. Клінічні прояви непереносимості стоматологічних матеріалів / Н.О. Кобзиста, І.Л. Тютюник // Український стоматологічний альманах. – 2007. Вип. 5. – С. 60-61.

84. Коваленко О.И. Клинико-лабораторное обоснование применения базисной пластмассы на основе нейлона: автореф. дис. на соискание научн. степени канд. мед. наук: спец. 14.01.14 «Стоматология». – Москва, 2011. – 22 с.

85. Коваленко О.И. Сравнение современных материалов для базисов съемных зубных протезов по растворимости и водопоглощению / О.И. Коваленко, Д.В. Серебров // Материалы 6-й межд. научной конференции студентов и молодых ученых «Настоящее и будущее медицины». – Винница, 2009. – С. 116.

86. Коваленко О.И. Сравнительная оценка физико-механических свойств термопластов для изготовления базисов съемных зубных протезов / О.И. Коваленко, Д.В. Серебров // Материалы 6-й международной научной конференции студентов и молодых ученых «Настоящее и будущее медицины». – Винница, 2009. – С. 116-117.

87. Козлов В.В. Влияние съемных ортопедических конструкций на количественный состав микрофлоры полости рта / В.В. Козлов, С.В. Кунгуров, Н.П. Осипова, С.С. Рубленко // Сибирское медицинское обозрение. – 2010. – № 3. – С.43-46.

88. Комар І.Г. Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей різних матеріалів для тимчасового протезування, які впливають на їхню міцність і клінічну стабільність / І.Г. Комар, О.С. Кирманов // Український стоматологічний альманах. – 2013. Вип. 2. – С. 86-89.

89. Концепція реформування стоматологічної служби України: матеріали III (X) з'їзду Асоціації стоматологів України [Інноваційні технології – в стоматологічну практику], (Полтава, 16-18 жовтня 2008 р.) Міністерство охорони здоров'я, Асоціація стоматологів України. – Полтава, – 2008. – С. 37-41.

90. Король Д.М. Жувальна ефективність як критерій оцінки функціонального стану зубощелепної системи / Д.М. Король, М.Д. Король, І.В. Скубій, Д.Д. Кіндій, Є.Д. Тончева, В.В. Ярковий // Український стоматологічний альманах. – 2016. - №3 (том 1). – С. 59-62.

91. Король Д.М. Результати дослідження стану слизової оболонки протезного ложа на етапах ортопедичного лікування у пацієнтів з повною адентією / Д.М. Король, І.В. Скубій, М.Д. Король // Вісник проблем біології і медицини. – 2018. – Том 1, №4 (146). – С. 272-274.

92. Коротких М.Т. Технология конструкционных материалов и материаловедение: учебное пособие / М.Т. Коротких. – Санкт–Петербург, 2004. – 104 с.

93. Косенко К.Н. Оценка разных способов снижения выхода остаточного мономера из акриловых пластмасс / К.Н. Косенко, О.И. Жижикин, Т.П. Терешина // Вестник стоматологии. – 2011. – №4 (77). – С. 68-69.

94. Косоруков Н.В. Оценка качества, конструктивных особенностей, гигиенического состояния и пути оптимизации съёмных зубных протезов: дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21 / Косоруков Николай Владимирович. – Омск, 2007. – 127 с.

95. Костров Я.В. Влияние различных факторов на свойства базисного стоматологического полимерного материала / Я.В. Костров, Н.А. Белоконова, С.Е. Жолудев, С.А. Вшивков, А.Г. Галяс // Проблемы стоматологии. – 2016. – Т.12, №1. – С. 78-84.

96. Кречина Е.К. Динамика электромиографических показателей жевательных мышц и баланса окклюзии при частичном отсутствии зубов / Е.К. Кречина, И.В. Погабало, Ф.Ф. Лосев и др. // Эндодонтия Today. – 2015. – С.38-42.

97. Крихели Н.И. Персонафицированный подход к лечению пациентов старшего возраста со съёмными протезами / Н.И. Крихели, Г.Б. Маркова,

Е.Л. Аллик, Б.П. Марков, И.П. Алексашина // Российская стоматология. – 2017. – Том 10, №1. – С. 76-77.

98. Кузнецов В.В. Покращення якості базисних матеріалів для знімних протезів / В.В. Кузнецов // Вісник стоматології. – 2008. – № 1. – С. 91-92.

99. Кузнецов В.В. Удосконалення технології покращення якості базисів знімних пластинкових протезів / В.В. Кузнецов, О.А. Писаренко // Український стоматологічний альманах. – 2011. Вип. 1. – С. 61-63.

100. Кузнецов С.В. Социально-ориентированные программы профилактической стоматологической помощи населению пожилого возраста / С.В. Кузнецов // Cathedra – кафедра. Стоматологическое образование. – 2017. – №58. – С. 52-56.

101. Кузь В.С. Базисні стоматологічні матеріали, історія розвитку та перспектива їх використання в ортопедичній стоматології / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2012. – Том 12, випуск 4 (40). – С. 216-218.

102. Кузь В.С. Визначення показників міцності та пластичності різних груп базисних стоматологічних матеріалів / В.С. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2016. – №2 (54). – С. 28-32.

103. Кузь В.С. Використання сучасних безакрилових базисних матеріалів у клініці ортопедичної стоматології / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Український стоматологічний альманах. – 2016. – №3 (том 2). – С. 40-46.

104. Кузь В.С. Відновлення жувальної ефективності у пацієнтів з повними знімними протезами, виготовленими з різних груп базисних матеріалів / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2017. – Том 17, випуск 3 (59). – С. 224-226.

105. Кузь В.С. Влияние базисных стоматологических материалов на показатели свободнорадикального окисления и антиоксидантный потенциал крови белых крыс (экспериментальное исследование) / В.С. Кузь, В.Н. Дворник, В.А. Костенко, Г.М. Кузь, О.Е. Акимов // *Wiadomości Lekarskie: Czasopismo Polskiego Towarzystwa Lekarskiego*. – 2018. – ТОМ LXXI, Nr 2 (cz. II). – С. 318-322.

106. Кузь В.С. Водопоглинання різних груп базисних стоматологічних матеріалів / В.С. Кузь // *Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії*. – 2015. – №3 (51), частина 1. – С. 18-22.

107. Кузь В.С. Вплив базисних стоматологічних пластмас на показники крові білих щурів (експериментальне дослідження) / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь, О.Є. Акімов // *Український стоматологічний альманах*. – 2017. – №4. – С. 5-8.

108. Кузь В.С. Изучение потребности населения Украины и полтавской области в съёмном протезировании после частичной и полной потерей зубов путем оценки демографической ситуации / В.С. Кузь, В.Н. Дворник // *Науково-практична конференція студентів і молодих вчених із міжнародною участю «Інновації в медицині», 23-24 березня 2017 р.* – Івано-Франківськ, 2017. – С. 114-115.

109. Кузь В.С. Изучение физических свойств различных групп базисных стоматологических материалов / В.С. Кузь, В.Н. Дворник, Г.М. Кузь // *Питання експериментальної та клінічної стоматології: матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Гофунговські читання» (Випуск 12), 6-7 жовтня 2016 р.* – Харків, 2016. – С. 373-378.

110. Кузь В.С. Исследование базисных стоматологических материалов по показателям водопоглощения / В.С. Кузь // *Сборник трудов Национального конгресса с международным участием «Паринские чтения 2016», 5-6 мая 2016 г.* – Минск, 2016. – С. 432-433.

111. Кузь В.С. Оцінка демографічної ситуації в Україні та полтавській області для вивчення потреби населення області в знімному протезуванні при частковій та повній втраті зубів / В.С. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2015. – Том 15, випуск 1 (49). – С. 20-23.

112. Кузь В.С. Підвищення якості виготовлення знімних протезів у пацієнтів з повною втратою зубів шляхом використання нових базисних стоматологічних матеріалів / В.С. Кузь // Міжнародна науково-практична конференція «Сучасні погляди на актуальні питання теоретичної, експериментальної та практичної медицини», 25 листопада 2016 р. – Харків, 2016. – С. 135-137.

113. Кузь В.С. Повышение качества полного съемного протезирования стоматологических больных путем использования новых базисных материалов / В.С. Кузь, В.Н. Дворник, А.И. Тесленко, Г.М. Кузь, И.Н. Мартыненко // *Widomości Lekarskie: Czasopismo Polskiego Towarzystwa Lekarskiego*. – 2016. – TOM LXIX, Nr 2 (cz. II). – С. 197-203.

114. Кузь В.С. Порівняльна характеристика мікротвердості різних груп базисних стоматологічних пластмас / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь, І.М. Мартиненко, О.С. Шеметов // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2018. – Том 18, випуск 2 (62). – С. 201-205.

115. Кузь В.С. Прогнозування потреби знімного протезування за оцінкою демографічної ситуації в Україні та Полтавській області / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Стоматологічні новини: зб. праць за матеріалами міжнародної науково-практичної конференції «Актуальні проблеми стоматології», 15-16 жовтня 2015 р., Львів / Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького. – Львів: Львівський нац. мед. ун-т імені Данила Галицького, 2015. – Вип. 14. – С. 43.

116. Кузь В.С. Результати лікування пацієнтів із повною відсутністю зубів протезами з термопластичного базисного матеріалу «Deflex Acrylato» /

В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь, І.М. Мартиненко, Г.М. Баля // Український стоматологічний альманах. – 2018. – №3. – С. 11-20.

117. Кузь В.С. Развитие та методи удосконалення стоматологічних базисних матеріалів / В.С. Кузь // Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: материалы научно-практической конференции с международным участием «Гофунговские чтения» (Выпуск 11, часть 2), 10 февраля 2015 г. – Харьков, 2015. – С. 32-35.

118. Кузь В.С. Характеристика сучасних базисних стоматологічних матеріалів та їх вплив на тканини порожнини рота / В.С. Кузь, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2015. – Т.14, №2 (46). – С. 179-183.

119. Кузь Г.М. Вплив знімних протезів на тканини протезного ложа / Г.М. Кузь, В.М. Дворник, В.С. Кузь // Інноваційні технології – в стоматологічну практику: матеріали III (X) з'їзду асоціації стоматологів України, 16-18 жовтня 2008 року. – Полтава, 2008. – С. 398-399.

120. Кузь Г.М. Реакція тканин протезного ложа на знімні протези / Г.М. Кузь, В.С. Кузь // Актуальні питання та проблеми розвитку стоматології на сучасному етапі. Збірник наукових праць. – Полтава, 2011. – С. 44-45.

121. Кулаков А.А. Биодegradируемые полимерные материалы медицинского назначения (основные направления исследований и перспективы их развития) / А.А. Кулаков, А.С. Григорьян // Стоматология. – 2014. – Т.93, №2. – С. 63-66.

122. Куропатова Л.А. Повышение качества ортопедического лечения путем использования измерительных приборов и функциональных методов исследования / Л.А. Куропатова, И.Ю. Лебедеко, Г.Б. Маркова // Материалы XXI и XXII Всероссийской научно-практической конференции. – М., 2009. – С. 389-393.

123. Кучерова М.А. Сравнительный анализ микробной колонизации съемных зубных протезов в зависимости от метода гигиенической обработки

/ М.А. Кучерова, М.М. Давыдова, А.Ю. Малый // *Стоматолог.* – 2009. - №3. – С. 17-24.

124. Лабунець В.А. Розробка наукових основ планування стоматологічної ортопедичної допомоги на сучасному етапі її розвитку: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня д.мед.н.: спец. 14.01.22 «Стоматологія» / В.А. Лабунець. – Київ, 2000, - 38 с.

125. Лебедев К.А. Полиаллергия к стоматологическим материалам: механизмы возникновения и профилактика / К.А. Лебедев, А.В. Митронин, И.Д. Понякина // *Cathedra – кафедра. Стоматологическое образование.* – 2015. – №54. – С. 46-50.

126. Лебедеико И.Ю. Влияние времени полимеризации на физико-механические свойства нового отечественного светоотверждаемого материала для базисов зубных протезов «Нолатек» / И.Ю Лебедеико, Л.В. Дубова, Е.Р. Маджидова // *Cathedra – кафедра. Стоматологическое образование.* – 2015. - №54. – С. 36-38.

127. Лебедеико И.Ю. Инструментальная функциональная диагностика зубочелюстной системы: учебное пособие / И.Ю. Лебедеико, С.Д. Арутюнов, М.М. Антоник. - М.: МЕДпресс-информ, 2010. – 80 с.

128. Лебедеико И.Ю. Использование термопластов в клинике ортопедической стоматологии / И.Ю. Лебедеико, Д.В. Серебров, О.И. Коваленко // *Российский стоматологический журнал.* – 2008. – №3. – С. 58-59.

129. Лебедеико И.Ю. Применение эластических пластмасс в съемном протезировании / И.Ю. Лебедеико, А.П. Воронов, Д.В. Серебров и др. // *Современная ортопедическая стоматология.* – 2011. – №15. – С.85-86.

130. Лебедеико И.Ю. Руководство по ортопедической стоматологии. Протезирование при полном отсутствии зубов / И.Ю. Лебедеико, Э.С. Каливрадзиян, Т.И. Ибрагимов. – М.: Медицинское информационное агентство, 2011. – 397 с.

131. Леонтьев В.К. Методы исследования в стоматологии (обзор литературы) (часть III) / В.К. Леонтьев, Г.Г. Иванова // Институт стоматологии. – 2014. – №2 (63). – С. 88-90.

132. Логинова Н.К. Функциональная диагностика в стоматологии: теория и практика: руководство / Н.К. Логинова, Е.К. Керечина, С.Н. Ермольев. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2007. – 119 с.

133. Луцкая И.К. Аллергические реакции и непереносимость материалов, используемых в клинике ортопедической стоматологии / И.К. Луцкая, П.Л. Титов, П.Н. Мойсейчик и др. // Современная стоматология. – 2010. – № 1. – С. 39-44.

134. Макеев В.Ф. Порівняльна оцінка міцності полімерних матеріалів для базисів знімних протезів за результатами експериментальних досліджень на розтяг методом акустичної емісії / В.Ф. Макеев, В.Р. Скальський, Я.Р. Гуньовський // Вісник проблем біології і медицини. – 2019. – №1 (148). – С. 225-231.

135. Марков Б.П. Особенности ортопедического лечения пациентов преклонного и старческого возраста с полным отсутствием зубов / Б.П. Марков, Г.Б. Маркова // Dental Forum. – 2015. – №4. – С. 62.

136. Матрос-Таранец И.Н. Электромиография в стоматологии / Матрос-Таранец И.Н. – Донецк, 1997. – 171 с.

137. Методи клінічних та експериментальних досліджень в медицині / [Л.В. Беркало, О.В. Бобович, Н.О. Боброва та ін.]; за ред. І.П. Кайдашева. – Полтава, 2003. – 320 с.

138. Минашкина А.А. Оценка гигиенического состояния и глубины проникновения микрофлоры в материал базиса протезов / А.А. Минашкина, Н.А. Цаликова, И.Н. Кузьмина // Dental Forum. – 2017. – №4. – С. 59-60.

139. Миронова Л. Особенности адаптационного периода к полным съемным пластиночным протезам при различном состоянии ротовой жидкости / Л. Миронова, А. Логинов // Cathedra – кафедра. Стоматологическое образование. – 2013. – №46. – С. 64-65.

140. Мовчан О.В. Порівняльна оцінка сили жувального тиску повними знімними пластинковими протезами у залежності від застосування адгезивного матеріалу / О.В. Мовчан // Вісник проблем біології і медицини. – 2018. – Том 2, №4 (147). – С. 336-339.

141. Мунтян Л.М. Електроміографічна оцінка ефективності ортопедичного лікування хворих із м'язово-суглобовими розладами зубошелепно лицьової ділянки, спричиненими дистально необмеженими дефектами зубних рядів / Л.М. Мунтян, Н.Ф. Бабійчук // Український стоматологічний альманах. – 2006. – Вип.4. – С. 37-42.

142. Нидзельский М.Я. Математическое обоснование сбалансированности жевательных мышц по результатам электромиографических исследований / М.Я. Нидзельский, Н.В. Цветкова, В.Л. Коротецкая-Зинкевич, К.Г. Зинкевич // Современная ортопедическая стоматология. – 2018. – №29. – С. 48-50.

143. Нидзельский М.Я. Особенности изменений химического состава воздушной среды ротовой полости при разных сроках пользования зубными протезами, изготовленными из акриловых пластмасс / М.Я. Нидзельский, Л.Р. Крынычко // Современная стоматология. – 2011. – №2 (56). – С. 119-122.

144. Нидзельский М.Я. Структурные изменения в зубных протезах, изготовленных из акриловых пластмасс, в разные сроки пользования ими и их влияние на ткани полости рта / М.Я. Нидзельский, Л.Р. Крынычко // Современная стоматология. – 2011. – №5 (59). – С. 88-91.

145. Нідзельський М.Я. Структурні зміни поверхні в повних знімних стоматологічних протезах, виготовлених із акрилових пластмас, у процесі користування ними, за даними електронної мікроскопії / М.Я. Нідзельський, Л.Р. Криничко // Український стоматологічний альманах. – 2013. Вип. 2. – С. 10-11.

146. Нугуманов А.Г. Сравнительная оценка результатов протезирования больных полными съёмными акриловыми протезами: автореф. дисс. на

соискание науч. степени канд. мед. наук: спец. 14.01.14 «Стоматология» / А.Г. Нугуманов. – Самара, 2012. – 24 с.

147. Обидный К.Ю. Влияние материала ортопедической конструкции на биологическое состояние полости рта / К.Ю. Обидный, О.А. Коршукова. // Современные наукоемкие технологии. – 2010. – № 11. – С. 99-100.

148. Остроголов Д.Ф. Підвищення ефективності ортопедичного лікування хворих за рахунок зміцнення пластмасових базисів знімних зубних протезів автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: 14.01.22 / Д.Ф. Остроголов. – Полтава, 2011. – 17 с.

149. Павленко М.А. Применение трехмерных технологий при протезировании полными съёмными протезами / М.А. Павленко // Современная стоматология. – 2014. – №1 (70). – С. 128-129.

150. Пат. 101490 України, МПК А61С 19/00. Спосіб функціонального визначення жувальної ефективності / Король Д.М., Скубій І.В., Черевко Ф.А., Козак Р.В., Пехньо В.В.; заявник та патентовласник Король Д.М., Скубій І.В., Черевко Ф.А., Козак Р.В., Пехньо В.В. – u201503828; заявл. 22.04.15; опубл. 10.09.15, бюл. №17.

151. Пат. 21051 Україна: МПК (2007) Комп'ютерна програма «Дослідницька стоматологічна програма для кількісного аналізу електроміографічних записів «REO-32»» / Кучеренко М.М., Дворник В.М., Рубаненко В.В.: Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 21051 від 3.07.2007 р.

152. Патент України на корисну модель №70372 МПК А61В 5/0488. Кутомір / Рубаненко В.В., Семененко Ю.І., Кузь В.С.; заявл. 14.11.11; опубл. 11.06.12; Бюл. №11.

153. Первов Ю.Ю. Обоснование выбора конструкционных материалов при стоматологическом лечении пациентов в клинике ортопедической стоматологии / Первов Ю.Ю., Мухлаев С.Ю., Ким А.Р., Игнатьев С.В., Бочаров В.С., Погорелый В.В., Рева Г.В., Оскольский Г.И. // Современная ортопедическая стоматология. – 2016. – №25. – С. 46-51.

154. Пискур В.В. Особенности повторного протезирования при полной потере зубов / В.В. Пискур, Ю.И. Коцюра, А.С. Борунов // Современная стоматология. – 2017. – №3 (68). – С. 15-18.

155. Поздняков С.Н. Сравнительная характеристика акриловых базисных пластмасс / С.Н. Поздняков, А.В. Цимбалистов, В.В. Чуев, В.П. Чуев, Ю.А. Миняйло, А.А. Оганесян // Институт стоматологии. – 2016. – №4 (73). – С. 98-99.

156. Покровский А.А. К вопросу о перекисной резистентности эритроцитов / А.А. Покровский, А.А. Абраров // Вопросы питания, 1964. – №6. – С. 44-46.

157. Попков В.А. Стоматологическое материаловедение: учебное пособие / В.А. Попков и др. – М.: МЕДпресс-информ, 2006. – 384 с.

158. Поюровская И.Я. Лабораторная оценка деформационных свойств термопластичных полимеров для базисов съемных зубных протезов / И.Я. Поюровская, Т.Ф. Сутугина, С.А. Бабаев, О.С. Рон // Стоматология. – 2014. – Т. 93, №5. – С. 4-8.

159. Поюровская И.Я. Основные этапы и результаты исследований стоматологических материалов за 50 лет / И.Я. Поюровская // Стоматология. – 2012. – Т. 91, №5-2. – С. 66-69.

160. Поюровская И.Я. Стоматологическое материаловедение: учебное пособие / И.Я. Поюровская. – М.: «ГЭОТАР-Медиа», 2008. – 192 с.

161. Рахимова Х.Ж. Основные физико-химические свойства стоматологических материалов / Х.Ж. Рахимова, Ф.Б. Нурматова // Stomatologiya. – 2018. – №2. – С. 83-86.

162. Ричард ван Нурт Основы стоматологического материаловедения – Учебное пособие / Ричард ван Нурт. – Брест, Изд-во КМК Инвест, 2004. – 304 с.

163. Рожкова Н.В. Влияние биологически активных веществ на адсорбцию оральных бактерий акриловой пластмассой / Н.В. Рожкова, В.А.

Лабунец, В.Е. Завадский, А.П. Левицкий // Вестник стоматологии. – 2011. – №2 (75). – С. 81-83.

164. Розподіл постійного населення Полтавської області за статтю та віком: Статистичний збірник. – Державний комітет статистики України. Головне управління статистики у Полтавській області. – Полтава, 2003-2013. – 158 с.

165. Романова Ю.Г. Диагностика проявлений аллергических реакций у лиц, пользующихся съёмными зубными протезами с акриловым базисом / Ю.Г. Романова, В.В. Садовский // Стоматология для всех. – 2014. – №3. – С. 36-38.

166. Романова Ю.Г. Частота проявления аллергических реакций в полости рта на акриловые пластмассы / Ю.Г. Романова, В.В. Лепский, О.И. Жижикин // Вестник стоматологии. – 2011. – №2 (75). – С. 78-80.

167. Рон О.С. Клинико-лабораторное и функциональное обоснование применения базисных материалов съёмных протезов: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14 / Рон Олег Сергеевич. – М., 2017. – 170 с.

168. Рошковский Е.В. Изучение нуждаемости в ортопедической стоматологической помощи лиц пожилого и старческого возраста, а также долгожителей и особенности ее оказания в геронтологических стационарах: автореф. дисс. на соискание научн. степени к.мед.н.: спец. 14.00.21. «Стоматология» / Е.В. Рошковский. – Москва, 2008. – 23 с.

169. Рубаненко В.В. Кутомір для стандартизації визначення моторних точок жувальних м'язів / В.В. Рубаненко, Ю.І. Семененко, В.С. Кузь // Нововведення. Реєстр. № 464/1/14 Реєстр галузевих нововведень. – 2015. – Том 2, випуск 1. – С. 280-281.

170. Рубинов И.С. Физиологические основы стоматологии / И.С. Рубинов. – Л.: Медицина, 1970. – 334 с.

171. Рубленко С.С. Влияние зубных протезов из акриловой пластмассы и нейлона на неспецифическую резистентность и микрофлору полости рта:

автореф. дисс. на соискание науч. степени канд. мед. наук: спец. 14.01.14 «Стоматология» / С.С. Рубленко. – Красноярск, 2012. – 21с.

172. Рыжова И.П. Подготовительный этап к ортопедическому лечению с использованием съемных конструкций зубных протезов, изготовленных из безакриловых термопластических полимеров / И.П. Рыжова, А.В. Винокур // Российский стоматологический журнал. – 2008. – №4. – С. 35-36.

173. Ряховский А.Н. Метод укрепления базисов съемных пластиночных протезов сеткой из арамидных нитей и клиническая оценка его эффективности / А.Н. Ряховский, Н.А. Грязева // Институт стоматологии. 2002. – 2. – С.28-29.

174. Сагина О.В. Состояние и пути улучшения стоматологической помощи сельскому населению / О.В. Сагина // Проблемы социальной гигиены, здравоохранения и истории медицины. – 2006. – №4. – С. 51-54.

175. Садыков М.И. Модернизированный базисный материал для изготовления съемных зубных протезов / М.И. Садыков, А.М. Нестеров // Український стоматологічний альманах. – 2012. Вип. 1. – С. 75-77.

176. Свердлов Э.Ю. Съемные пластмассовые протезы, армированные металлом / Э.Ю. Свердлов // Стоматология. – 1960. – №1. – С. 65-67.

177. Семененко Ю.И. Идентификация точек отведения биопотенциалов жевательных мышц в повторных исследованиях / Ю.И. Семененко, В. С. Кузь, В.В. Рубаненко // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. Матеріали Всеукраїнської науково-практичної конференції «Медична наука – 2010». – 2010. – Том 10, випуск 4 (32). – С. 252 – 254.

178. Семененко Ю.І. Електроміографічна характеристика жувального апарату в осіб чоловічої статі зрілого та похилого віку з інтактними зубними рядами / Ю.І. Семененко, В.М. Дворник, Н.О. Рябушко // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2015. – Т.14, №2 (46). – С. 105-109.

179. Силенко Б.Ю. Фізико-механічні властивості базисної пластмаси з модифікованою поверхнею / Б.Ю. Силенко, В.М. Дворник // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник УМСА. – 2017. – Том 17, випуск 3 (59). – С. 242-245.

180. Соколовська В.М. Лабораторно-клінічне обґрунтування ультразвукової технології обробки полімерних матеріалів при виготовленні стоматологічних протезів: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец. 14.01.22 «Стоматологія» / В.М. Соколовська – Полтава, 2012. – 18 с.

181. Соколовська В.М. Порівняльна характеристика структури стоматологічних полімерів, виготовлених за різними технологіями / В.М. Соколовська, М.Я. Нідзельський // Український стоматологічний альманах. – 2006. – Вип.4. – С. 75-76.

182. Соловых Е.А. Инновационные методы диагностики функционального состояния зубочелюстной системы / Е.А. Соловых, Л.Н. Максимовская, Е.П. Иванова, Н.М. Фокина // Российская стоматология. – 2012. – Т. 5, №2. – С. 57-62.

183. Стан стоматологічної допомоги в Полтавській області: матеріали III (X) з'їзду Асоціації стоматологів України [Інноваційні технології – в стоматологічну практику], (Полтава, 16-18 жовтня 2008 р.) Міністерство охорони здоров'я, Асоціація стоматологів України. – Полтава, - 2008. – С. 59-61.

184. Стафеев А.А. Количественный и качественный анализ микробиоты рта при ортопедической реабилитации пациентов полными и частичными съемными пластиночными протезами / А.А. Стафеев, М.Г. Чеснокова, В.А. Чесноков // Стоматология. – 2015. – Том 94, №5. – С. 48-51.

185. Стоматологічна допомога в Україні: Довідник під ред. Князевича В.М. – Київ, 2008. – 50 с.

186. Тигранян Х.Р. Клинико-цитологическая характеристика слизистой оболочки протезного ложа под базисами съемных протезов из

полиметилметакрилата и нейлона: автореф. дисс. на соискание ученой степени канд. мед. наук: спец. 14.00.21 «Стоматология» / Х.Р. Тигранян. – Москва, 2008. – 25 с.

187. Титов П.Л. Аллергические реакции к компонентам стоматологических материалов. Диагностика / П.Л. Титов, П.Н. Мойсейчик, А.М. Матвеев // Современная стоматология. – 2017. – №2 (67). – С. 28-33.

188. Ткаченко І.М. Дослідження функціонального стану жувальних м'язів у нормі електроміографічним методом / І.М. Ткаченко // Український стоматологічний альманах. – 2012. – Вип. 6. – С. 55-57.

189. Трегубов И.Д. Обоснование к применению современных полимерных материалов в клинике ортопедической стоматологии и ортодонтии: автореф. дисс. на соискание науч. степени докт. мед. наук: 14.00.21 / Трегубов Иван Дмитриевич. – Волгоград. – 2007. – 33 с.

190. Трегубов И.Д. Применение термопластических материалов в стоматологии: учебное пособие / И.Д. Трегубов, Л.В. Михайленко, Р.И. Болдырева и др. – М.: «Медицинская пресса», 2007. – 140 с.

191. Трезубов В.В. Качественная характеристика съёмных пластиночных зубных протезов с термопластическими базисами / В.В. Трезубов, Г.А. Косенко // Институт стоматологии. – 2011. – Т. 1, №50. – С. 58-59.

192. Трезубов В.Н. Метод экспресс-оценки эффективности жевания / В.Н. Трезубов, О.Н. Сапронова, Л.Я. Кусевицкий, А.В. Лоопер, С.Ю. Капустин, З.К. Семенов // Стоматология. – 2010. – Т. 89, №1. – С. 52-53.

193. Фастовець О.О. Дослідження змін мікроциркуляції крові в тканинах протезного ложа при користуванні повними знімними протезами / О.О. Фастовець, Р.А. Котелевський, А.Є. Крижановський // Український стоматологічний альманах. – 2013. Вип. 4. – С. 54-57.

194. Царев В.Н. Адгезивная активность бактериальной и грибковой флоры полости рта к новым базисным пластмассам на основе нейлона

(экспериментальные исследования) / В.Н. Царев, Б.П. Марков, А.Л. Серновец // Российский стоматологический журнал. – 2005. – №2. – С. 7-10.

195. Черкашин Э.А. Протезирование при полной потере зубов полными съемными конструкциями. Клинический случай / Э.А. Черкашин // Институт стоматологии. – 2017. – №3 (76). – С. 58-61.

196. Чижов Ю.В. Изучение мономеров базисных акриловых пластмасс методом спектрофотометрии / Ю.В. Чижов, Л.Е. Маскадынов, А.И. Рубайло, Н.Г. Максимов, М.Н. Трухин // Институт стоматологии. – 2018. – №1 (78). – С. 108-109.

197. Чижов Ю.В. Сравнительная характеристика микробиологических показателей при пользовании нейлоновыми и акриловыми зубными протезами / Ю.В. Чижов, С.В. Кунгуров, С.С. Рубленко, Н.П. Осипова // Институт стоматологии. – 2012. – Т.1, №54. – С. 98-99.

198. Чижов Ю.В. Сравнительная характеристика неспецифической резистентности слизистой оболочки полости рта при пользовании нейлоновыми и акриловыми зубными протезами / Ю.В. Чижов, С.В. Кунгуров, С.С. Рубленко, Н.П. Осипова // Институт стоматологии. – 2012. – Т.1, №54. – С. 100-101.

199. Чикор В.П. Динаміка кількісних характеристик голосних звуків у перші 30 днів користування повними знімними зубними протезами / В.П. Чикор // Український стоматологічний альманах. – 2005. – Вип.4. – С. 39-43.

200. Чулак Л.Д. Изучение структуры, физико-химических свойств безакриловых полных съемных протезов / Л.Д. Чулак, В.Г. Задорожный, В.А. Розуменко // Український стоматологічний альманах. – 2013. – Вип. 1. – С. 81-83.

201. Шеметов О.С. Оценка качества протезирования полными съёмными протезами в условиях клинического приема / О.С. Шеметов, Л.А. Луговая, Н.А. Рябушко, П.В. Куц // Український стоматологічний альманах. – 2014. – №2. – С. 70-73.

202. Шестаков А.С. Физические методы исследования полимеров: методическое пособие / А.С. Шестаков. – Воронеж, 2003. – 87 с.

203. Шторина А.А. Факторы, влияющие на сроки функционирования полных съемных протезов / А.А. Шторина // Институт стоматологии. – 2009. – Т.1, №42. – С. 52-53.

204. Шуклин В.А. Исследование баланса функции зубочелюстной системы / В.А. Шуклин // Современная стоматология. – 2011. – №3 (57). – С. 156-161.

205. Шутурминский В.Г. Клинико-лабораторная оценка нового базисного материала для съемного зубного протезирования на основе сополимера полипропилена / В.Г. Шутурминский, С.А. Шнайдер // Вестник стоматологии. – 2014. – №1 (86). – С. 46-51.

206. Языкова Е. Исследование изменения вязкоупругих свойств акриловых базисных пластмасс под влиянием влаги / Е. Языкова, Л. Тупикова, О. Яичникова, А. Насонов, А. Бирюков // Cathedra – кафедра. Стоматологическое образование. – 2011. – №36. – С. 38-39.

207. Языкова Е.А. Клинико-экспериментальное обоснование условий пользования съемными пластиночными зубными протезами из акриловых пластмасс: автореф. дисс. на соискание науч. степени канд. мед. наук: спец. 14.01.14 «Стоматология» / Е.А. Языкова. – Барнаул, 2011. – 19 с.

208. Языкова Е.А. Оценка качества съемных пластиночных протезов / Е.А. Языкова, Л.Н. Тупикова // Медицина в Кузбассе. – 2011. – №3. – С. 57-60.

209. Янішен І.В. Сучасні аспекти ортопедичного лікування пацієнтів з повною адентією повними знімними пластинковими протезами / І.В. Янішен, А.В. Доля, Т.А. Лалетіна, Р.В. Кузнєцов, Л.Г. Салія // Вісник проблем біології і медицини. – 2016. – Том 2, №4 (134). – С. 32-39.

210. Ярова С.П. Перспективы использования суперконструкционных термопластов в практической стоматологии / С.П. Ярова, В.С. Васкес // Современная стоматология. – 2012. – №2 (61). – С. 145-149.

211. Aamer A.S. Biological degradation of plastics: A comprehensive review / A.S. Aamer, F. Hasan, A. Hameed, S. Ahmed // *Biotechnol. Adv.* – 2008. – Vol. 26. – P. 246-265.

212. Ahariz M. Oral candidiasis and dentures / M. Ahariz, I. Loeb, P. Courtois // *Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac.* – 2010. – Vol. 11, №2. - P. 74-78.

213. Al-Fouzan Afnan F. Adherence of Candida to complete denture surfaces in vitro: A comparison of conventional and CAD/CAM complete dentures / Afnan F. Al-Fouzan, Lamy A. Al-mejrad, Ahmed M. Albarrag // *J Adv Prosthodont.* – 2017. – №9. – P. 402-408.

214. Andreini W.S. Le Materie Plastiche in odontoiatria / W.S. Andreini // *Info-News Edizione Medici Dentisti.* – 1991. – №4. – P. 31-32.

215. Atai M. Shrinkage strain-rates of dental resin-monomer and composite systems / M. Atai, D.C. Watts, Z. Atai // *Biomaterials.* – 2005. – Vol.26, №24. – P. 5015–5016.

216. Azevedo A. Hardness of denture base and hard chair–side reline acrylic resins / A. Azevedo, A.L. Machado, C.E. Vergani et al. // *J. Appl. Oral Sci.* – 2005. – Vol.13, №3. – P. 291-295.

217. Azevedo A. The effect of water immersion on the shear bond strength between chairside reline of denture base acrylic resins / A. Azevedo, A.L. Machado, E.T. Giampaolo et al. // *J of Prosthodontics.* – 2007. – Vol. 16. – P. 255-262.

218. Battistelli A. Nouvelles solutions pour protheses provisoires en résiné acétalique thermoplastique par fusion et injection / A. Battistelli // *Art. Tech-nique Dentaires ATD.* – 1991. – №2. – P. 103-109.

219. Battistelli A. Provvisorio in material acrilica termoplastica / A. Battistelli, R. Pascetta // *Attualita Dentale.* – 1990. – №41. – P. 47-53.

220. Berretin-Felix G. Electromyographic evaluation of mastication and swallowing in elderly individuals with mandibular fixed implant-supported prostheses / G. Berretin- Felix, H. Nary Filho, S.R. Padovani, et al. // *J. Appl. Oral Sci.* – 2008. – Vol.16, №2. – P. 116-121.

221. Bilhan H. The role of candida albicans hyphae and lactobacillus in denture-related stomatitis / H. Bilhan, T. Sulun, G. Erkose et al. // Clin. Oral Investig. – 2009. – Vol.13, №4. – P. 363-368.

222. Bosinceanu D.G. Clinical Use of a New Polymer in Complete Dentures Fabrication. I / D.G. Bosinceanu, I.G. Sandu, D.N. Bosinceanu, I. Martu, Z. Surlari, N.C. Forna // Materiale Plastice. – 2018. – Vol. 55, №3. – P. 423-425.

223. Bosinceanu D.G. Clinical Use of a New Polymer in Complete Dentures Fabrication. II / D.G. Bosinceanu, I.G. Sandu, E.R. Baciu, Z. Surlari, M. Bolat, N.C. Forna // Materiale Plastice. – 2018. – Vol. 55, №4. – P. 704-707.

224. Botega D.M. Effects of thermocycling on the tensile bond strength of three permanent soft denture liners / D.M. Botega, J.L. Sanchez, M.F. Mesquita et al. // J. Prosthodont. – 2008. – Vol.17, №7. – P. 550-555.

225. Caloss R. Does long-term use of unstable dentures weaken jaw muscles / R. Caloss, M. Al-Arab, R.A. Finn et al. // J. Oral Rehabil. – 2010. – Vol.37, №4. – P. 256-261.

226. Cazacu M. Silicone-based composite for relining of removable dental prosthesis / M. Cazacu, C. Racles, A. Vlad et al. // Journal of Composite Materials. 2009. – Vol.43, №19. – P. 2045-2055.

227. Chen S.Y. Reinforcement of acrylic denture base resin by incorporation of various fibers / S.Y. Chen, W.M. Liang, P.S. Yen // J Biomed Mater Res. – 2001 – №58 (2). – P. 203-208.

228. Dagistan S. Differential diagnosis of denture-induced stomatitis, Candida and their variations in patients using complete denture: a clinical and mycological study / S. Dagistan, A.E. Aktas, F. Caglayan et al. // Mycoses. – 2009. – Vol. 52, №3. – P. 266-271.

229. Dewhirst F.E. The human oral microbiome / F.E. Dewhirst, T. Chen, J. Izard et al. // J. Bacteriol. – 2010. – Vol. 192. – P. 5002-5017.

230. Fayad M.I. Bite Force Evaluation in Complete Denture Wearer with Different Denture Base Materials: A Randomized Controlled Clinical Trial / M.I.

Fayad, H.H.T. Alruwaili, M.S. Khan, M.N. Baig // *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*. – 2018. – Vol. 8, №5. – P. 416-419.

231. Figueiral M.H. Denture-related stomatitis: identification of etiological and predisposing factors-a large cohort / M.H. Figueiral, A. Azul, E. Pinto, P.A. Fonseca, F.M. Branco, C. Scully // *J Oral Rehabil*. – 2007. – Vol. 34. – P. 448-455.

232. G. Raftu The clinical and statistical study on the quality of complete acrylic dentures / G. Raftu, Elena-Claudia Sin, A. Leon, A. Caraiane, Steliana-Gabriela Buștiuc // *Romanian Journal of Oral Rehabilitation*. – 2019. – Vol. 11, №1. – P. 116-120.

233. Gaszynska E. Electromyographic activity of masticatory muscles in elderly women – a pilot study / E. Gaszynska, K. Kopacz, M. Fronczek-Wojciechowska, G. Padula, F. Szatko // *Clinical Interventions in Aging*. – 2017. – №12. – P. 111-116.

234. Giampaolo E.T. Effect of thermal cycling on microleakage between hard chair- side relines and denture base acrylic resins / E.T. Giampaolo, J.H. Jorge, A.L. Machado, et al. // *Gerodontology*. – 2011. – Vol. 28. – P. 121-126.

235. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components / M. Goldberg // *A Review. Clin Oral Investig*. – 2008. – Vol. 12. – P. 1-8.

236. Hiroshi T. Electromyographic activity of superficial masseter and anterior temporal muscles during unilateral mastication of artificial test foods with different textures in healthy subjects / T. Hiroshi, S. Changkeon, K. Sangho, M. Shouichi // *Clinical Oral Investigations*. – 2019. – Vol. 23, №132. – P. 1-11.

237. Jang Dae-Eun Color stability, water sorption and cytotoxicity of thermoplastic acrylic resin for non metal clasp denture / Dae-Eun Jang, Ji-Young Lee, Hyun-Seon Jang, Jang-Jae Lee, Mee-Kyoung Son // *J Adv Prosthodont*. – 2015. – №7. – P. 278-287.

238. Klinke T. Acid production by oral strains of *Candida albicans* and *Lactobacillus* / T. Klinke, S. Kneist, J.J. de Soet et al. // *Caries Res*. – 2009. – Vol. 43, №2. – P. 83-91.

239. Koodaryan R. Effect of surface treatment methods on the shear bond strength of auto-polymerized resin to thermoplastic denture base polymer / R. Koodaryan, A. Hafezeqoran // *J Adv Prosthodont.* – 2016. – №8. – P. 504-510.

240. Kostić M. Denture base resins biocompatibility testing in vivo / M. Kostić, S. Najman, D. Mihailović, N. Krunić, N. Gligorijević, J. Gligorijević, M. Igić, N. Marinković // *Vojnosanitetski Pregled.* – 2018. – №75 (11). – P. 1094-1100.

241. Kumar M. Comparative evaluation of two techniques in achieving balanced occlusion in complete dentures / M Kumar, DSJ D'Souza // *Medical Journal Armed Forces India.* – 2010. – Vol. 66, №4. – P. 362-365.

242. Lee Hae-Hyoung Evaluation of the flexural mechanical properties of various thermoplastic denture base polymers / Hae-Hyoung Lee, Jung-Hwan Lee, Tae-Hyun Yang, Yu-Jin Kim, Si-Chul Kim, Gyu-Ri Kim, Hyung-Rae Kim, Chung-Jae Lee, Chikahiro Okubo // *Dental Materials Journal.* – 2018. – №37 (6). – P. 950-956.

243. Lee Jung-Hwan Investigation of the cytotoxicity of thermoplastic denture base resins / Jung-Hwan Lee, Soo-Kyung Jun, Si-Chul Kim, Chikahiro Okubo, Hae-Hyoung Lee // *J Adv Prosthodont.* – 2017. – №9. – P. 453-462.

244. Lessa F.C. In-vivo evaluation and disinfection of acrylic base plates of removable orthodontic appliances / F.C. Lessa, C. Enoki, I.Y. Ito, G. Faria, M.A. Matsumoto, P. Nelson-Filho // *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* – 2007. – Vol. 132, №6. – P. 727.

245. Melnychuk N. Using a solid basis for making clinical stages complete removable dentures / N. Melnychuk // *Современная стоматология.* – 2016. – №5 (84). – С. 58.

246. Mikai. M.M. Quantitative analysis of allergenic ingredients in eluate extracted from used denture base resin / M. Mikai, M. Koike // *J. Oral Rehabil.* – 2006. – Vol. 33. – P. 216.

247. Miljkovic Z. The masticatory efficiency test in evaluation of the functional value of Reham rebased newly made total dental prosthesis / Z.

Miljkovic, M. Zeljkovic, M. Anojcic // *Vojnosanit Pregl.* – 2001. – №58 (5). – P. 505-513.

248. Moura J.S. Influence of acrylic resin polymerization methods and saliva on the adherence of four *Candida* species / J.S. Moura, W.J. da Silva, T. Pereira, A.A. Del Bel Cury, R.C.R. Garcia // *J Prosthet Dent.* – 2006. – Vol. 96. – P. 205-211.

249. Nagai E., Otani K., Satoh Y., Suzuki S. Repair of denture base resin using woven metal 1 and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment // E. Nagai, K. Otani, Y. Satoh, S. Suzuki, *J. Prosthet. Dent.* – 2001, May. – №85 (5). – P. 496-500.

250. Naji S.A. Effects of incorporation of 2.5 and 5 wt% TiO₂ nanotubes on fracture toughness, flexural strength, and microhardness of denture base poly methyl methacrylate (PMMA) / S.A. Naji, M. Behroozibakhsh, T.S. Jafarzadeh Kashi, H. Eslami, R. Masaali, H. Mahgoli, M. Tahriri, M.G. Lahiji, V. Rakhshan // *J Adv Prosthodont.* – 2018. – №10. – P. 113-121.

251. Narva K.K. Flexural fatigue of denture base polymer with fiber-reinforced composite reinforcement / K.K. Narva, L.V.J. Lassila, P.K. Vallittu // *Composites Part A.* – 2005. – Vol. 36. – P. 1275-1281.

252. Nasutiona H. Pressure transmission area and maximum pressure transmission of different thermoplastic resin denture base materials under impact load / H. Nasutiona, K. Kamonkhantikula, M. Arksornnukita, H. Takahashi // *Journal of Prosthodontic Research.* – 2018. – Vol. 62, №1. – P. 44-49.

253. O'Brien. *Dental Materials and Their Selection* / O'Brien // Quintessence Publishing Co., Inc. – 2008. – P. 75-85.

254. Parvizi A. Comparison of the dimensional accuracy of injection-molded denture base materials to that of conventional pressure-pack acrylic resin / A. Parvizi, T. Lindquist, R. Schneider, D. Williamson, D. Boyer, D.V. Dawson // *J Prosthodont.* – 2004. – №6. – P. 83-90.

255. Perez L.E. Effect of relined material and denture base surface treatment on the impact strength of a denture base acrylic resin / L.E. Perez, A.L. Machado, S.V. Canevarolo et al. // *Gerodontology*. – 2010. – Vol. 27. – P. 62-69.

256. Pfeiffer P. Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials / P. Pfeiffer, E. Rosenbauer // *J Prosthet Dent*. – 2004. – Vol. 92. – P. 72-78.

257. Premaj R. Biodegradation of polymers / R. Premaj, M. Doble // *Ind. J. Biotechnol.* – 2005. – Vol. 4. – P. 186-193.

258. Prombonas A.E. Comparison of the midline stress field in maxillary and mandibular complete dentures: a pilot study / A.E. Prombonas, D.S. Vlissidis // *J Prosthet Dent*. – 2006. – Vol. 95. – P. 63-70.

259. Salerno C. Candida-associated denture stomatitis / C. Salerno, M. Pascale, M. Contaldo et al. // *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal*. – 2010. – Vol. 77, №4. – P. 40-44.

260. Sebnem B.T. Factors triggering the oral mucosal lesions by complete dentures / B.T. Sebnem, D.S. Işıl, K. Ayşe, Y. Sertan, K.Ö. Yasemin // *Archives of Gerontology and Geriatrics*. – 2010. – Vol. 51, № 1. – P. 100-105.

261. Seo R.S. Influence of thermal and mechanical stresses on the strength of intact and relined denture bases / R.S. Seo, H. Murata, G. Hong et al. // *J Prosthet Dent*. – 2006. – Vol. 96. – P. 59-67.

262. Shimizu H. Effect of surface preparation using ethyl acetate on the shear bond strength of repair resin to denture base resin / H. Shimizu, M. Kakigi, J. Fugii et al. // *J Prosthodont*. – 2008. – Vol. 17. – P. 451-455.

263. Simon. B. Critchlow Prognostic indicators for conventional complete denture therapy: A review of the literature / Simon B. Critchlow, Janice. S. Ellis // *Journal of Dentistry*. – 2010. – Vol. 38, № 1. – P. 2-6.

264. Song So-Yeon Physical properties and color stability of injection-molded thermoplastic denture base resins / So-Yeon Song, Kyoung-Soo Kim, Jeong-Yol Lee, Sang-Wan Shin // *J Adv Prosthodont*. – 2019. – №11. – P. 32-40.

265. Sun Yunhan Effects of relining materials on the flexural strength of relined thermoplastic denture base resins / Yunhan Sun, So-Yeon Song, Ki-Sun Lee, Jin-Hong Park, Jae-Jun Ryu, Jeong-Yol Lee // *J Adv Prosthodont.* – 2018. – №10. – P. 361-366.

266. Thunyakitpaisal N. The effect of chemical surface treatments on the flexural strength of repaired acrylic denture base resin / N. Thunyakitpaisal, P. Thunyakitpaisal, C. Wiwatwarapan // *J Prosthodont.* – 2011. – Vol. 20. – P. 195-199.

267. Urban V.M. Effect of water-bath post-polymerization on the mechanical properties, degree of conversion, and leaching of residual compounds of hard chairside reline resins / V.M. Urban, A.L. Machado, C.E. Vergani // *Dent Mater.* – 2009. – Vol. 25. – P. 662-671.

268. Urban V.M. Residual monomer of reline acrylic resins. Effect of water-bath and microwave post-polymerization treatments / V.M. Urban, A.L. Machado, R.V. Oliveira // *Dent Mater.* – 2007. – Vol. 23. – P. 363-368.

269. Urechescu H. Thermoplastic Materials Used for Fabrication of Maxillary Obturator Prostheses. Experimental compression and traction tests / H. Urechescu, M. Pricop, C. Pricop, M. Mateas, S. Natanael, S.V. Galatanu // *Materiale Plastice.* – 2017. – Vol. 54, №3. – P. 477-480.

270. Vergani C.E. Effect of water storage on the shear strength and fatigue limit of the reline resin bond to denture base resins / C.E. Vergani, R.S. Seo, J.M. Reis et al. // *J Adhes Dent.* – 2010. – Vol. 12. – P. 319-327.

271. Veyrone J.L. Mastication of model products in complete denture wearers / J.L. Veyrone, C. Lassauzay, E. Nicolas, M.A. Peyron, A. Woda // *Archives of Oral Biology.* – 2007. – Vol. 52, №12. – P1180-1186.

272. Yasunori S. Application of optical coherence tomography (OCT) to nondestructive inspection of dentures / S. Yasunori, O. Nobuyoshi, N. Shuichiro, M. Shunsuke, U. Osami // *Archives of Gerontology and Geriatrics.* – 2011. – Vol. 53, №2. – P. 237-245.

ДОДАТКИ

Додаток А

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Кузь В.С. Базисні стоматологічні матеріали, історія розвитку та перспектива їх використання в ортопедичній стоматології / **В.С. Кузь**, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2012. – Том 12, випуск 4 (40). – С. 216-218.
2. Кузь В.С. Характеристика сучасних базисних стоматологічних матеріалів та їх вплив на тканини порожнини рота / **В.С. Кузь**, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2015. – Т.14, №2 (46). – С. 179-183.
3. Кузь В.С. Оцінка демографічної ситуації в Україні та Полтавській області для вивчення потреби населення області в знімному протезуванні при частковій та повній втраті зубів / **В.С. Кузь** // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2015. – Том 15, випуск 1 (49). – С. 20-23.
4. Кузь В.С. Водопоглинання різних груп базисних стоматологічних матеріалів / **В.С. Кузь** // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2015. – №3 (51), частина 1. – С. 18-22.
5. Кузь В.С. Визначення показників міцності та пластичності різних груп базисних стоматологічних матеріалів / **В.С. Кузь** // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2016. – №2 (54). – С. 28-32.
6. Кузь В.С. Використання сучасних безакрилових базисних матеріалів у клініці ортопедичної стоматології / **В.С. Кузь**, В.М. Дворник,

Г.М. Кузь // Український стоматологічний альманах. – 2016. – №3 (том 2). – С. 40-46.

7. Кузь В.С. Повышение качества полного съемного протезирования стоматологических больных путем использования новых базисных материалов / **В.С. Кузь**, В.Н. Дворник, А.И. Тесленко, Г.М. Кузь, И.Н. Мартыненко // *Widomości Lekarskie: Czasopismo Polskiego Towarzystwa Lekarskiego*. – 2016. – TOM LXIX, Nr 2 (cz. II). – С. 197-203.

8. Кузь В.С. Відновлення жувальної ефективності у пацієнтів з повними знімними протезами, виготовленими з різних груп базисних матеріалів / **В.С. Кузь**, В.М. Дворник, Г.М. Кузь // *Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії*. – 2017. – Том 17, випуск 3 (59). – С. 224-226.

9. Кузь В.С. Вплив базисних стоматологічних пластмас на показники крові білих щурів (експериментальне дослідження) / **В.С. Кузь**, В.М. Дворник, Г.М. Кузь, О.Є Акімов // *Український стоматологічний альманах*. – 2017. – №4. – С. 5-8.

10. Кузь В.С. Порівняльна характеристика мікротвердості різних груп базисних стоматологічних пластмас / **В.С. Кузь**, В.М. Дворник, Г.М. Кузь, І.М. Мартиненко, О.С. Шеметов // *Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії*. – 2018. – Том 18, випуск 2 (62). – С. 201-205.

11. Кузь В.С. Результаты лікування пацієнтів із повною відсутністю зубів протезами з термопластичного базисного матеріалу «Deflex Acrylato» / **В.С. Кузь**, В.М. Дворник, Г.М. Кузь., І.М. Мартиненко, Г.М. Баля // *Український стоматологічний альманах*. – 2018. – №3. – С. 11-20.

12. Кузь В.С. Влияние базисных стоматологических материалов на показатели свободнорадикального окисления и антиоксидантный потенциал крови белых крыс (экспериментальное исследование) / **В.С. Кузь**, В.Н. Дворник, В.А. Костенко, Г.М. Кузь, О.Е. Акимов // *Widomości Lekarskie:*

Czasopismo Polskiego Towarzystwa Lekarskiego. – 2018. – TOM LXXI, Nr 2 (cz. II). – С. 318-322.

13. Патент України на корисну модель №70372 МПК А61В 5/0488. Кутомір / Рубаненко В.В., Семененко Ю.І., **Кузь В.С.**; заявл. 14.11.11; опубл. 11.06.12; Бюл. №11.

14. Рубаненко В.В. Кутомір для стандартизації визначення моторних точок жувальних м'язів / В.В. Рубаненко, Ю.І. Семененко, **В.С. Кузь** // Нововведення. Реєстр. № 464/1/14 Реєстр галузевих нововведень. – 2015. – Том 2, випуск 1. – С. 280-281.

15. Семененко Ю.І. Идентификация точек отведения биопотенциалов жевательных мышц в повторных исследованиях / Ю.І. Семененко, **В. С. Кузь**, В.В. Рубаненко // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. Матеріали Всеукраїнської науково-практичної конференції «Медична наука – 2010». – 2010. – Том 10, випуск 4 (32). – С. 252-254.

16. Кузь Г.М. Вплив знімних протезів на тканини протезного ложа / Г.М. Кузь, В.М. Дворник, **В.С. Кузь** // Інноваційні технології – в стоматологічну практику: матеріали III (X) з'їзду асоціації стоматологів України, 16-18 жовтня 2008 року. – Полтава, 2008. – С. 398-399.

17. Кузь Г. М. Реакція тканин протезного ложа на знімні протези / Г. М. Кузь, **В. С. Кузь** // Актуальні питання та проблеми розвитку стоматології на сучасному етапі. Збірник наукових праць. – Полтава, 2011. – С. 44-45.

18. Кузь В. С. Розвиток та методи удосконалення стоматологічних базисних матеріалів / **В. С. Кузь** // Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: материалы научно-практической конференции с международным участием «Гофунговские чтения» (Выпуск 11, часть 2), 10 февраля 2015 г. – Харьков, 2015. – С. 32-35.

19. Кузь В.С. Прогнозування потреби знімного протезування за оцінкою демографічної ситуації в Україні та Полтавській області /

В. С. Кузь, В. М. Дворник, Г. М. Кузь // Стоматологічні новини: зб. праць за матеріалами міжнародної науково-практичної конференції «Актуальні проблеми стоматології», 15-16 жовтня 2015 р., Львів / Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького. – Львів: Львівський нац. мед. ун-т імені Данила Галицького, 2015. – Вип. 14. – С. 43.

20. Кузь В.С. Исследование базисных стоматологических материалов по показателям водопоглощения / **В. С. Кузь** // Сборник трудов Национального конгресса с международным участием «Паринские чтения 2016», 5-6 мая 2016 г. – Минск, 2016. – С. 432-433.

21. Кузь В. С. Підвищення якості виготовлення знімних протезів у пацієнтів з повною втратою зубів шляхом використання нових базисних стоматологічних матеріалів / **В. С. Кузь** // Міжнародна науково-практична конференція «Сучасні погляди на актуальні питання теоретичної, експериментальної та практичної медицини», 25 листопада 2016 р. – Харків, 2016. – С. 135-137.

22. Кузь В.С. Изучение физических свойств различных групп базисных стоматологических материалов / **В. С. Кузь**, В.Н. Дворник, Г.М. Кузь // Питання експериментальної та клінічної стоматології: матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Гофунговські читання» (Випуск 12), 6-7 жовтня 2016 р. – Харків, 2016. – С. 373-378.

23. Кузь В.С. Изучение потребности населения Украины и Полтавской области в съёмном протезировании после частичной и полной потерей зубов путем оценки демографической ситуации / **В.С. Кузь**, В.Н. Дворник // Науково-практична конференція студентів і молодих вчених із міжнародною участю «Інновації в медицині», 23-24 березня 2017 р. – Івано-Франківськ, 2017. – С. 114-115.

Додаток Б

АПРОБАЦІЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДИСЕРТАЦІЇ

Основні положення дисертації було обговорено і позитивно оцінено на: науково-практичній конференції з міжнародною участю «Гофунговські читання» (Харків, 2015), науково-практичній конференції з міжнародною участю «Мультидисциплінарний підхід в лікуванні ортодонтичних пацієнтів» (Полтава, 2015), Всеукраїнській науково-практичній конференції «Медична наука в практику охорони здоров'я» (Полтава, 2015), науково-практичній конференції з міжнародною участю «Комплексний підхід до реабілітації стоматологічних хворих у сучасних умовах» (Полтава, 2016), міжнародній заочній науково-практичній конференції, присвяченої 90-річчю від дня народження професора Л.П. Григор'євої «Ортодонтичний статус – показник стоматологічного здоров'я» (Полтава, 2017).

Додаток В
ПАТЕНТ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ



Додаток Г

КАРТА ОБСТЕЖЕННЯ ХВОРОГО З ПОВНОЮ ВІДСУТНІСТЮ ЗУБІВ

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ВДНЗУ «УКРАЇНСЬКА МЕДИЧНА СТОМАТОЛОГІЧНА АКАДЕМІЯ»
КАФЕДРА ОРТОПЕДИЧНОЇ СТОМАТОЛОГІЇ З ІМПЛАНТОЛОГІЄЮ

Карта № _____

Обстеження хворого з повною відсутністю зубів

Дата «____» _____ 201__ р.

Прізвище, ім'я та по-батькові _____

Дата народження _____ Стать _____

Місце роботи _____

Адреса _____

Скарги: _____

Анамнестичні дані: перенесені та супутня загально соматична патологія, шкідливі звички, інфекції: _____

Анамнез захворювання: _____

Об'єктивне дослідження:

Зовнішній вигляд (наявність асиметрії, лімфовузли) _____

Зубна формула:

A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
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	
A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	

Характеристика наявних протезів: відповідність меж протезу протезному ложе, оклюзійні контакти, фіксація, стабілізація _____

Типи атрофії беззубої верхньої щелепи за Шредером _____

Типи атрофії беззубої нижньої щелепи за Келлером _____

Клас слизової оболонки протезного ложа Суппле _____

Додаткові дослідження:

I. Визначення жувальної ефективності за I.C. Рубіновим (час, який витрачений на пережовування подразника):

До протезування	Через 1 місяць	Через 6 місяців	Через 12 місяців

II. Електроміографічні дослідження:

Координати моторних точок

Лівий жувальний м'яз	Правий жувальний м'яз
мм –	мм –
градуси –	градуси –

Кількісний аналіз та статистична обробка показників електроміограм

Дата спостереження	Показники																
	Амплітуда стиснення (мкВ)		Частота коливань при стисненні щелеп		Амплітуда жування (мкВ)		Частота коливань при довільному жуванні		Середня тривалість періоду активності (мс)		Середня тривалість періоду спокою (мс)		Коефіцієнт «К»				
	Лівий м'яз	Правий м'яз	Лівий м'яз	Правий м'яз	Лівий м'яз	Правий м'яз	Лівий м'яз	Правий м'яз	Лівий м'яз	Правий м'яз	Лівий м'яз	Правий м'яз	Лівий м'яз	Правий м'яз			
До протезування																	
Через 1 місяць																	
Через 6 місяців																	
Через 12 місяців																	

III. Визначення якості протезування тест «БОФСА3»

Оцінка якості конструкції	До протезування		Через 1 місяць		Через 6 місяців		Через 12 місяців	
	в/щ	н/щ	в/щ	н/щ	в/щ	н/щ	в/щ	н/щ
«Б» - базис								
«О» - оклюзія								
«Ф» - фіксація								
«С» - стабілізація								
«А» - адаптація								
«З» - задоволеність								

Повна адаптація до протезів (дні)	
-----------------------------------	--

Діагноз: _____

План лікування _____

Щоденник лікування:

Дата	Маніпуляції

Епікриз: _____

Виконавець:
асистент кафедри

В.С. Кузь

Науковий керівник:
професор, д. мед. н.

В.М. Дворник

Додаток Д

АКТИ ВПРОВАДЖЕННЯ

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Ректор ІВНЗ
«Івано-Франківський національний
медичний університет»
професор М.М. Рожко



« 06 » листопада 2017 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Найменування пропозиції для впровадження: «Кутомір».
 2. Установа – розробник: ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія».
 3. Джерело інформації: Патент на корисну модель № 70372 «Кутомір». Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі 11.06.2012. Опубліковано 11.06.2012, бюл. №11.
 4. Автор: Кузь Віталій Сергійович, Рубаненко В'ячеслав Васильович, Семененко Юлія Іванівна.
 5. Базова установа, що проводить впровадження: кафедра ортопедичної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету.
 6. Форма впровадження: в матеріали лекцій та практичних занять для студентів стоматологічного факультету при викладанні розділу «Методи обстеження пацієнтів в клініці ортопедичної стоматології».
- Включення викладеної у джерелі інформації до матеріалів лекцій та практичних занять сприяє засвоєнню студентами методики проведення електроміографічних досліджень пацієнтів.
7. Термін впровадження: вересень-жовтень 2017 р.
 8. Пропозиції: рекомендовано видати інформаційний лист, методичні рекомендації.
- Обговорено та затверджено на засіданні кафедри ортопедичної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету, протокол № 6 від «06» листопада 2017 р.

Відповідальний за впровадження:
завідувач кафедри
ортопедичної стоматології
д. мед. н., професор

З.Р. Ожоган



«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Ректор Львівського національного
медичного університету
ім. Данила Галицького
професор Б.С. Зіменковський

«23» лютого 2017 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Найменування пропозиції для впровадження: «Кутомір».
2. Установа – розробник: ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія».
3. Джерело інформації: Патент на корисну модель № 70372 «Кутомір».
4. Автор: Кузь Віталій Сергійович, Рубаненко В'ячеслав Васильович, Семененко Юлія Іванівна.
5. Базова установа, що проводить впровадження: кафедра ортопедичної стоматології Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького.

6. Форма впровадження: в матеріали лекцій та практичних занять для студентів 4-5 курсу стоматологічного факультету при викладанні розділу «Методи обстеження пацієнтів в клініці ортопедичної стоматології».

Включення викладеної у джерелі інформації до матеріалів лекцій та практичних занять сприяє засвоєнню студентами методики проведення електроміографічних досліджень пацієнтів.

7. Термін впровадження: лютий-березень 2017 р.

8. Пропозиції: рекомендовано видати інформаційний лист, методичні рекомендації.

Обговорено та затверджено на засіданні кафедри ортопедичної стоматології Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького, протокол № 7 від «23» 02 2017 р.

Відповідальний за впровадження:
професор кафедри ортопедичної
стоматології
д.мед.н.

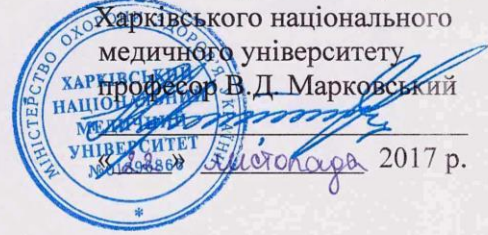
В.Ф. Макеєв

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Проректор
з учбово-педагогічної роботи

Харківського національного
медичного університету

професор В. Д. Марковський



22 листопада 2017 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Найменування пропозиції для впровадження: «Кутомір».
 2. Установа – розробник: ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія».
 3. Джерело інформації: Патент на корисну модель № 70372 «Кутомір». Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі 11.06.2012. Опубліковано 11.06.2012, бюл. №11.
 4. Автор: Кузь Віталій Сергійович, Рубаненко В'ячеслав Васильович, Семененко Юлія Іванівна.
 5. Базова установа, що проводить впровадження: кафедра ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету.
 6. Форма впровадження: в матеріали лекцій та практичних занять для студентів стоматологічного факультету при викладанні розділу «Методи обстеження пацієнтів в клініці ортопедичної стоматології».
- Включення викладеної у джерелі інформації до матеріалів лекцій та практичних занять сприяє засвоєнню студентами методики проведення електроміографічних досліджень стоматологічних хворих.
7. Термін впровадження: вересень-жовтень 2017 р.
 8. Пропозиції: рекомендовано видати інформаційний лист, методичні рекомендації.
- Обговорено та затверджено на засіданні кафедри ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету, протокол № 7 від «22» листопада 2017 р.

Відповідальний за впровадження:
завідувач кафедри
ортопедичної стоматології ХНМУ
д.мед.н., доцент

І.В. Янішен

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Перший проректор
Вищого державного
навчального закладу України
«Українська медична
стоматологічна академія»
д. мед. н., проф. В.М. Бобирьов



« 19 » 2017 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Найменування пропозиції для впровадження: «Кутомір».
2. Установа – розробник: ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія».
3. Джерело інформації: Патент на корисну модель № 70372 «Кутомір». Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі 11.06.2012. Опубліковано 11.06.2012, бюл. №11.
4. Автор: Кузь Віталій Сергійович, Рубаненко В'ячеслав Васильович, Семененко Юлія Іванівна.

5. Базова установа, що проводить впровадження: кафедра післядипломної освіти лікарів стоматологів-ортопедів Вищого державного навчального закладу України «Українська медична стоматологічна академія».

6. Форма впровадження: в матеріали лекцій та практичних занять для лікарів-інтернів та слухачів факультету післядипломної освіти при викладанні розділу «Методи обстеження пацієнтів в клініці ортопедичної стоматології».

Включення викладеної у джерелі інформації до матеріалів лекцій та практичних занять сприяє засвоєнню лікарями-інтернами та слухачами факультету післядипломної освіти методики проведення електроміографічних досліджень пацієнтів.

7. Термін впровадження: вересень - жовтень 2017 р.

8. Пропозиції: рекомендовано видати інформаційний лист, методичні рекомендації.

Обговорено та затверджено на засіданні кафедри післядипломної освіти лікарів стоматологів-ортопедів ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія», протокол № 7 від «19» листопада 2017 р.

Відповідальний за впровадження:
завідувач кафедри післядипломної
освіти лікарів стоматологів-ортопедів
д. мед. н., професор

М.Я. Нідзельський

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
 Головний лікар КЗ
 «Києво-Святошинська районна
 стоматологічна поліклініка»
 О.В. Дембіцький

« 07 » жовтня 2017 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

- Назва впровадження:** «Повышение качества полного съёмного протезирования стоматологических больных путем использования новых базисных материалов».
- Установа - розробник, автор:** Вищий державний навчальний заклад України «Українська медична стоматологічна академія», кафедра ортопедичної стоматології з імплантологією, асистент Кузь Віталій Сергійович.
- Джерело інформації:** стаття у закордонному виданні «Повышение качества полного съёмного протезирования стоматологических больных путем использования новых базисных материалов» / Widomości Lekarskie: Czasopismo Polskiego Towarzystwa Lekarskiego. – 2016. TOM LXIX, Nr 2 (cz. II). С. 197-203.
- Назва установи, де відбувалось впровадження:** КЗ Києво-Святошинської районної ради «Києво-Святошинська районна стоматологічна поліклініка».
- Форма впровадження:** виготовлення повних знімних пластинкових протезів з використанням термопластичного матеріалу на основі нейлону (поліамід).
- Термін впровадження:** з 2016 по 2017 рік.
- Загальна кількість спостережень:** 21 пацієнт.
- Ефективність впровадження у відповідності із критеріями викладеними у джерелі інформації (п.3)** Ефективність відповідає вказаному критерію

Показники	По даним	
	Розробників	Організація, що впроваджує
Покращення	Матеріал «Vertex Thermosens» легко піддається обробці. У пацієнтів спостерігаються скорочені терміни повної адаптації до нових повних знімних протезів та відновлення жувальної ефективності.	Матеріал «Vertex Thermosens» зручний у використанні. Спостерігається швидка адаптація до нових повних знімних протезів, виготовлених з цього матеріалу.
- покращення фіксації та стабілізації повних знімних пластикових протезів		
- скорочення термінів адаптації до повних знімних пластикових протезів		
- більш швидке відновлення жувальної ефективності		
- відсутність алергічного та токсико-хімічного впливу на тканини протезного ложа		

9. **Зауваження, пропозиції** – немає

Відповідальний за впровадження:
 завідувач відділенням ортопедичної
 стоматології

« 01 » жовтня 2017 р.

О.Р. Мялківський

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Головний лікар КЗ
«Кієво-Святошинська районна
стоматологічна поліклініка»
О.В. Дембіцький



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва впровадження: «Кутомір».
2. Установа - розробник, автор: Вищий державний навчальний заклад України «Українська медична стоматологічна академія», кафедра ортопедичної стоматології з імплантологією, асистент Кузь Віталій Сергійович.
3. Джерело інформації: Патент на корисну модель № 70372 «Кутомір». Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі 11.06.2012. Опубліковано 11.06.2012, бюл. №11.
4. Назва установи, де відбувалось впровадження: КЗ Кієво-Святошинської районної ради «Кієво-Святошинська районна стоматологічна поліклініка».
5. Форма впровадження: пристрій для стандартизації визначення моторних точок при багаторазових дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.
6. Термін впровадження: з 2016 по 2017 рік.
7. Загальна кількість спостережень: 10 пацієнтів.
8. Ефективність впровадження у відповідності із критеріями викладеними у джерелі інформації (п.3) Ефективність відповідає вказаному критерію

Показники	По даним	
	Розробників	Організація, що впроваджує
Покращення	Простий у використанні,	Простий у використанні,
- відомих методів ідентифікації моторних точок жувальних м'язів	прискорює швидкість,	збільшує точність та
- зручності та точності при електроміографічних дослідженнях	зручність визначення моторних точок з	зручність визначення моторних точок з
- затрати часу для нанесення орієнтиру проекції моторної точки при багаторазових дослідженнях	подальшим точним накладанням панелі з	подальшим точним накладанням
- ступеня ефективності дослідження біопотенціалів жувальних м'язів	електродами при багаторазових дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.	електродів у наступних дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.

9. Зауваження, пропозиції – немає

Відповідальний за впровадження:
завідувач відділенням ортопедичної
стоматології

О.Р. М'яківський

«01» листопада 2017 р.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
 Директор стоматологічного
 медичного центру
 Львівського національного
 медичного університету
 ім. Данила Галицького
 Шибінський В.Я.

«20» листопада 2017 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва впровадження:** Кутомір для ідентифікації моторних точок.
2. **Установа - розробник, автор:** Вищий державний навчальний заклад України «Українська медична стоматологічна академія», кафедра ортопедичної стоматології з імплантологією, асистент Кузь Віталій Сергійович.
3. **Джерело інформації:** Патент на корисну модель України № 70372 «Кутомір».
4. **Назва установи, де відбувалось впровадження:** стоматологічний медичний центр Львівського національного медичного університету ім. Данила Галицького.
5. **Форма впровадження:** пристрій для стандартизації визначення моторних точок при багаторазових дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.
6. **Термін впровадження:** з 2016 по 2017 рік.
7. **Загальна кількість спостережень:** 18 пацієнтів.
8. **Ефективність впровадження у відповідності із критеріями викладеними у джерелі інформації (п.3) Ефективність відповідає вказаному критерію**

Показники	По даним	
	Розробників	Організація, що впроваджує
Покращення	Простий у використанні, прискорює швидкість, збільшує точність та зручність визначення моторних точок з подальшим точним накладанням панелі з електродами при багаторазових дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.	Простий у використанні, збільшує точність та зручність визначення моторних точок з подальшим точним накладанням електродів у наступних дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.
- відомих методів ідентифікації моторних точок жувальних м'язів		
- зручності та точності при електроміографічних дослідженнях		
- затрати часу для нанесення орієнтиру проєкції моторної точки при багаторазових дослідженнях		
- ступеня ефективності дослідження біопотенціалів жувальних м'язів		

9. **Зауваження, пропозиції** – немає

Відповідальний за впровадження:
 Завідувач ортопедичним
 відділенням №1

«20» листопада 2017 р.



M.P. Равчук

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
 Головного лікаря КЗ «Черкаська
 обласна стоматологічна поліклініка»
 Черкаської обласної ради
 Г.О. Коваленко



2017 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва впровадження: «Кутомір».
2. Установа - розробник, автор: Вищий державний навчальний заклад України «Українська медична стоматологічна академія», кафедра ортопедичної стоматології з імплантологією, асистент Кузь Віталій Сергійович.
3. Джерело інформації: Патент на корисну модель № 70372 «Кутомір». Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі 11.06.2012. Опубліковано 11.06.2012, бюл. №11.
4. Назва установи, де відбувалось впровадження: КЗ «Черкаська обласна стоматологічна поліклініка» Черкаської обласної ради.
5. Форма впровадження: пристрій для стандартизації визначення моторних точок при багаторазових дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.
6. Термін впровадження: з 2016 по 2017 рік.
7. Загальна кількість спостережень: 11 пацієнтів.
8. Ефективність впровадження у відповідності із критеріями викладеними у джерелі інформації (п.3) Ефективність відповідає вказаному критерію

Показники	По даним	
	Розробників	Організація, що впроваджує
Покращення	Простий у використанні,	Простий у використанні,
- відомих методів ідентифікації моторних точок жувальних м'язів	прискорює швидкість,	збільшує точність та
- зручності та точності при електроміографічних дослідженнях	збільшує точність та зручність визначення моторних точок з	зручність визначення моторних точок з
- затрати часу для нанесення орієнтиру проекції моторної точки при багаторазових дослідженнях	подальшим точним накладанням панелі з електродами при	подальшим точним накладанням панелі з електродами у наступних дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.
- ступеня ефективності дослідження біопотенціалів жувальних м'язів	багаторазових дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.	

9. Зауваження, пропозиції – немає

Відповідальний за впровадження:
 завідувач відділенням ортопедичної
 стоматології

С.В. Муха

«12» грудня 2017 р.


«ЗАТВЕРДЖЕНО»
 Директор **Університетського**
стоматологічного центру ХНМУ
 к.мед.н. доцент **М.М. Бірюкова**

« 6 » грудня 2017 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва впровадження:** «Кутомір».
2. **Установа - розробник, автор:** Вищий державний навчальний заклад України «Українська медична стоматологічна академія», кафедра ортопедичної стоматології з імплантологією, асистент Кузь Віталій Сергійович.
3. **Джерело інформації:** Патент на корисну модель № 70372 «Кутомір». Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі 11.06.2012. Опубліковано 11.06.2012, бюл. №11.
4. **Назва установи, де відбувалось впровадження:** Університетський стоматологічний центр Харківського національного медичного університету.
5. **Форма впровадження:** пристрій для стандартизації визначення моторних точок при багаторазових дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.
6. **Термін впровадження:** з 2016 по 2017 рік.
7. **Загальна кількість спостережень:** 14 пацієнтів.
8. **Ефективність впровадження у відповідності із критеріями викладеними у джерелі інформації (п.3) Ефективність відповідає вказаному критерію**

Показники	По даним	
	Розробників	Організація, що впроваджує
Покращення	Простий у використанні,	Простий у використанні,
- відомих методів ідентифікації моторних точок жувальних м'язів	прискорює швидкість,	збільшує точність та
- зручності та точності при електроміографічних дослідженнях	збільшує точність та зручність визначення моторних точок з подальшим точним накладанням панелі з електродами при багаторазових дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.	зручність визначення моторних точок з подальшим точним накладанням електродів у наступних дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.

9. **Зауваження, пропозиції** – немає

Відповідальний за впровадження:
 зав. відділенням
 ортопедичної стоматології

« 6 » грудня 2017 р.

С.В. Медвідь

С.В.Медвідь

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Головний лікар комунальної установи
«Полтавський обласний центр стоматології –
стоматологічна клінічна поліклініка»
професор П.М. Скрипников



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва впровадження:** «Кутомір».
2. **Установа - розробник, автор:** Вищий державний навчальний заклад України «Українська медична стоматологічна академія», кафедра ортопедичної стоматології з імплантологією, асистент Кузь Віталій Сергійович.
3. **Джерело інформації:** Патент на корисну модель № 70372 «Кутомір». Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі 11.06.2012. Опубліковано 11.06.2012, бюл. №11.
4. **Назва установи, де відбувалось впровадження:** відділення ортопедичної стоматології «Полтавський обласний центр стоматології – стоматологічна клінічна поліклініка».
5. **Форма впровадження:** пристрій для стандартизації визначення моторних точок при багаторазових дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.
6. **Термін впровадження:** з 2016 по 2017 рік.
7. **Загальна кількість спостережень:** 26 пацієнтів.
8. **Ефективність впровадження у відповідності із критеріями викладеними у джерелі інформації (п.3) Ефективність відповідає вказаному критерію**

Показники	По даним	
	Розробників	Організація, що впроваджує
Покращення	Простий у використанні, прискорює швидкість, збільшує точність та зручність визначення моторних точок з подальшим точним накладанням панелі з електродами при багаторазових дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.	Простий у використанні, збільшує точність та зручність визначення моторних точок з подальшим точним накладанням електродів у наступних дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.
- відомих методів ідентифікації моторних точок жувальних м'язів		
- зручності та точності при електроміографічних дослідженнях		
- затрати часу для нанесення орієнтиру проекції моторної точки при багаторазових дослідженнях		
- ступеня ефективності дослідження біопотенціалів жувальних м'язів		

9. **Зауваження, пропозиції – немає**

Відповідальний за впровадження:
Завідувач ортопедичним відділенням

«15» листопада 2017 р.

Ю.О. Шкуренко

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Ректор ВДНЗУ «Українська медична
стоматологічна академія»
професор В.М. Ждан



_____ 2017 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва впровадження:** «Кутомір».
2. **Установа - розробник, автор:** Вищий державний навчальний заклад України «Українська медична стоматологічна академія», кафедра ортопедичної стоматології з імплантологією, асистент Кузь Віталій Сергійович.
3. **Джерело інформації:** Патент на корисну модель № 70372 «Кутомір». Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі 11.06.2012. Опубліковано 11.06.2012, бюл. №11.
4. **Назва установи, де відбувалось впровадження:** навчально-науково-лікувальний підрозділ «Стоматологічний центр» Вищого державного навчального закладу України «Українська медична стоматологічна академія».
5. **Форма впровадження:** пристрій для стандартизації визначення моторних точок при багаторазових дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.
6. **Термін впровадження:** з 2016 по 2017 рік.
7. **Загальна кількість спостережень:** 19 пацієнтів.
8. **Ефективність впровадження у відповідності із критеріями викладеними у джерелі інформації (п.3) Ефективність відповідає вказаному критерію**

Показники	По даним	
	Розробників	Організація, що впроваджує
Покращення	Простий у використанні, прискорює швидкість, збільшує точність та зручність визначення моторних точок з подальшим точним накладанням панелі з електродами при багаторазових дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.	Простий у використанні, збільшує точність та зручність визначення моторних точок з подальшим точним накладанням електродів у наступних дослідженнях біопотенціалів жувальних м'язів.
- відомих методів ідентифікації моторних точок жувальних м'язів		
- зручності та точності при електроміографічних дослідженнях		
- затрати часу для нанесення орієнтиру проекції моторної точки при багаторазових дослідженнях		
- ступеня ефективності дослідження біопотенціалів жувальних м'язів		

9. **Зауваження, пропозиції** – немає

Відповідальний за впровадження:
Головний лікар навчально-науково-лікувального
підрозділу ВДНЗУ «УМСА»
«Стоматологічний центр»

« » _____ 2017 р.



В.В. Ткаченко