

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ОДЕСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ДУ «ІНСТИТУТ СТОМАТОЛОГІЇ ТА ЩЕЛЕПНО-ЛИЦЕВОЇ ХІРУРГІЇ
НАЦІОНАЛЬНОЇ АКАДЕМІЇ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ»

Кваліфікована наукова
праця на правах рукопису

ШУТУРМІНСЬКИЙ ВІТАЛІЙ ГРИГОРОВИЧ

УДК 616.314-77+616.31-002+616.31-085

ДИСЕРТАЦІЯ

**ПАТОГЕНЕТИЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ПРОФІЛАКТИКИ
ПРОТЕЗНИХ СТОМАТИТІВ У ХВОРИХ ЗІ ЗНІМНИМИ
ЗУБНИМИ ПЛАСТИНКОВИМИ ПРОТЕЗАМИ**

14.01.22 – стоматологія

Охорона здоров'я

Подається на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук.

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

Науковий консультант: Скиба Василь Якович, доктор медичних наук,
професор

Одеса – 2018

АНОТАЦІЯ

Штурмінський В.Г. Патогенетичне обґрунтування профілактики протезних стоматитів у хворих зі знімними зубними пластинковими протезами. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук за спеціальністю 14.01.22 – стоматологія (221 – стоматологія). – Державна установа «Інститут стоматології та щелепно-лицевої хірургії Національної академії медичних наук України», Одеса, 2018.

Дисертаційна робота присвячена підвищенню ефективності ортопедичного лікування та профілактики хворих на протезні стоматити різної етіології за рахунок патогенетичного усунення факторів захворювання.

Клінічні дослідження проводилися в 5 групах – у 316 пацієнтів, яким виготовляли часткові пластинкові протези. Перша група (63 особи) – група контролю – пацієнти, яким виготовляли часткові пластинкові протези з акрилової пластмаси «Фторакс» методом литтьового пресування. Другу групу (64 особи) утворили пацієнти, запротезовані поліпропіленовими протезами із пластмаси «Ліпол» за методикою Е. Я. Вареса . Третя група (63 особи) – пацієнти, запротезовані протезами з нейлону за технологією Валпласт . Четверта група (63 особи) – це пацієнти, запротезовані поліпропіленовими протезами, виготовленими із сополімеру "Tirplen R 359" за модифікованою нами технологією. До п'ятої групи (63 особи) увійшли пацієнти, запротезовані поліпропіленовими протезами, виготовленими із сополімеру "Tirplen R 359" з поверхнею, модифікованою в плазмі тліючого розряду. Прийом пацієнтів здійснювався в стоматологічній поліклініці Одеського національного медичного університету й Одеській обласній клінічній стоматологічній поліклініці за звертанням.

Для вибору оптимального матеріалу для протезування часткових знімних дефектів з метою профілактики протезних стоматитів алергічного та травматичного характеру були проведені експериментальні дослідження.

Газорідкісну хроматографію проводили з метою вивчення стійкості матеріалу базису протезу в активному середовищі порожнини рота. Проводили також дослідження на міцність, утому та однорідність структури базису протезу для визначення якісних характеристик розробленого матеріалу. Мікроскопічне дослідження поверхні, дослідження процесу твердіння, дослідження в агресивних середовищах – з метою обґрунтування й удосконалення методу виготовлення біоінертного зубного протеза при протезуванні хворих із частковими дефектами зубних рядів.

З метою вивчення видового складу мікрофлори на поверхні протеза проводили дослідження кількісного та якісного складу мікрофлори порожнини рота в осіб, що користуються знімними протезами. Проводили морфологічні дослідження слизової оболонки порожнини рота, дослідження морфології епітеліоцитів слизової оболонки ротової порожнини на протезному ложі – для визначення впливу базису протеза на протезне ложе.

ЛКС-дослідження ротової рідини в зазначених групах протезоносців проводили з метою обґрунтування методу протезування хворих і розробки експертної оцінки якості протезування на етапах користування знімними пластинковими протезами.

Оцінку стану тканин пародонта опорних зубів за пробою Шиллера – Писарева проводили з метою порівняльної оцінки впливу запропонованої конструкції та матеріалу базису протезів.

Визначення ступеня атрофії альвеолярного відростка, проби Кулаженка, колірний показник використовували для порівняльної оцінки стану твердих тканин зубів і слизової оболонки протезного ложа при протезуванні за різними методиками виготовлення часкових знімних протезів.

Також було проведено порівняльне визначення витрат часу, собівартості, індексу матеріальних витрат при різних методиках виготовлення знімних пластинкових задля обґрунтування переваги запропонованої технології й економічної доцільності широкого застосування

зазначеного методу ортопедичного лікування та профілактики протезних стоматитів.

Отримані дані піддавалися статистичній обробці з формуванням таблиць спряженості, розрахунку основних показників описової статистики (математичне очікування, дисперсія, середнє квадратичне відхилення, помилка репрезентативності математичного очікування), визначенням типу розподілу досліджуваних величин. Для бінарних змінних проводився частотний аналіз.

Розроблена, патогенетично і клінічно доведена ефективність принципово нової концепції профілактики перебігу протезних стоматитів шляхом удосконалення конструкцій з безакрилових базисних пластмас, що дозволяє практично повністю уникнути алергічних стоматитів при протезуванні знімними протезами, знизити на 25–29 % ризик виникнення грибкових стоматитів, на 50–66 % – травматичних.

Вперше на основі експериментальних даних доведено, що застосування сополімерів поліпропілену і їхніх сумішей як базисних пластмас значно поліпшує їхню міцність і поверхневу змочуваність за рахунок зменшення пористості на 15–18 %.

Визначено, що при обробці експериментальних зразків пластмас поліпропілену плазмою тліючого розряду обсіменіння протезів в перші дні користування майже не відрізняється від аналогічного обсіменіння акрилових пластмас.

Вперше експериментально доведено, що суміш сополімерів поліпропілену порівняно із застосуванням чистого поліпропілену при полімеризації базису протеза приводить до зменшення на 2,9 % лінійної усадки.

Розроблено концепцію диференціації підходу до відновлення часткових дефектів зубних рядів пластинковими зубними протезами на основі застосування нових технологічних підходів до їхнього виготовлення.

Уперше на підставі стану епітелію, ротової рідини, мікробіоценозу, даних об'єктивного клінічного дослідження й функціональних проб розроблено критерії якості протезування які дозволили підвищити ефективність профілактики протезних стоматитів і протезування хворих з дефектами зубних рядів.

Доведено, що визначення стану ротової рідини за допомогою методу ЛКС у різних протезоносіїв дозволило на якісно новому рівні оцінити стан слизової оболонки протезного ложа, функціональну активність слинних залоз в осіб, що користуються знімними пластинковими протезами.

Розроблено й клінічно відпрацьовано технологію виготовлення й удосконалено конструкція базису знімного протеза з поліпропілену, що дозволило значно підвищити ефективність ортопедичного лікування хворих при часткових дефектах зубних рядів й істотно знизити ризик появи протезних стоматитів – до 15,5 %, підвищити жувальну ефективність на 15–20 %.

Розраховано нормативи трудомісткості при виготовленні безакрилових зубних протезів методом компресійного пресування, розроблено нормативи використання нової конструкції зубного протеза й видано методичні рекомендації МОЗ України.

Удосконалено конструкцію часткового пластинкового протеза із сополімеру поліпропілену за рахунок цілого ряду модифікацій (Деклараційний патент України № 43998 від 10.09.2009 «Знімний частковий протез» і Деклараційний патент України № 45710 від 25.11.2009 «Спосіб фіксації знімних часткових протезів»), що дозволило значно поліпшити якість фіксації протеза, його функціональність і косметичність.

Вперше розроблено методику профілактики розвитку протезних стоматитів у осіб із психічними захворюваннями за рахунок розробки оптимальної конструкції часткового знімного протеза (Деклараційний патент України № 45758 від 25.11.2009 «Комбінований знімний протез»).

Удосконалено конструкції знімних зубних протезів, що дозволило за рахунок модифікації елементів фіксації зменшити ризик появи протезного стоматиту (Деклараційний патент України № 42634 від 10.07.2009 «Телескопічна система фіксації знімних часткових протезів»)

Ключові слова: вторинна адентія, частковий знімний протез, поліпропілен, протезний стоматит, профілактика.

ANNOTATION

Shuturminsky V.G. Substantiation of the method of treatment and prevention of prosthetic stomatitis. - Qualifying scientific work as a manuscript.

The dissertation for a degree of Doctor of Medicine in specialty 14.01.22 - dentistry (221 - dentistry). - Odesa National Medical University, Odesa, 2018.

The dissertation is devoted to the increase of efficacy of orthopedic treatment and prophylaxis of patients with prosthetic stomatitis of different etiology due to pathogenetic elimination of the disease factors.

Clinical studies were conducted in 5 groups - in 316 patients who were made partial plate dentures. The first group (63 persons) - the control group - patients who were made partial plate prostheses from acrylic plastics "Ftorax" by the method of casting. The second group (64 persons) was formed by patients who were made a denture polypropylene plastics "Lipol" according to the technique of

E. Ya. Varese. The third group (63 persons) - patients, made prostheses from nylon using the technology of Valplast. The fourth group (63 persons) is patients who were made a polypropylene prosthesis made of copolymer "Tipplen R 359" according to the technology we have modified. The fifth group (63 persons) included patients with polypropylene prostheses made of copolymer "Tipplen R 359" with a surface modified by a plasma glow discharge. Patients were treated at the dental clinic of Odesa National Medical University and Odesa Regional Clinical Dental Clinic at the reference.

Experimental research was carried out to select the optimal material for the prosthetics of partial removable defects in order to prevent prosthetic allergies and traumatic stomatitis. Gas-liquid chromatography was conducted to study the stability of the material of the prosthetic base in the active medium of the oral cavity. Studies were also conducted on the strength, fatigue and uniformity of the structure of the prosthetic base to determine the qualitative characteristics of the material developed. The microscopic study of the surface, the study of hardening, investigations in aggressive environments were made to substantiate and improve

the method of manufacturing bioinert dentures in the prosthetics of patients with partial defects in dentition.

In order to study the species composition of the microflora on the prosthetic surface, quantitative and qualitative composition of the microflora of the oral cavity was carried out in persons using removable dentures. Morphological studies of the mucous membrane of the oral cavity were carried out as well as morphology of the epitheliocytes of the mucous membrane of the oral cavity on the prosthetic bed to determine the effect of the prosthetic base on the prosthetic bed.

Laser correlation spectroscopy (LCS) of the oral fluid in the specified groups of denture-wearers was carried out to substantiate the method of prosthetics of patients and the development of an expert assessment of the prosthetics quality during the use of removable plate dentures.

Assessment of the state of periodontal tissues of the abutment teeth by the test of Schiller - Pisarev was made for comparative assessment of the impact of the design proposed and material of prostheses basis.

Determination of the alveolar bone atrophy, Kulazhenk's tests, color index were used for comparative assessment of the hard tissues of the teeth and the mucous membrane of the prosthetic bed in prosthetics for different methods of manufacturing removable dentures.

There were also conducted a comparative costing time, cost, material cost index for different techniques of making removable plate dentures for substantiation of the benefits of the proposed technology and economic feasibility of widespread use of this method of orthopedic treatment and prevention of prosthetic stomatitis.

The data obtained were subjected to statistical analysis with forming contingency tables, calculation of key indices of descriptive statistics (mathematical expectation, variance, standard deviation, bias expectation), determination of the type of distribution of the studied variables. A frequency analysis was performed for binary variables.

Devised, pathogenetically and clinically proven effectiveness of the radically new concept of prevention of the prosthetic stomatitis course by improving the structures of basic plastics without acryl allows to avoid allergic stomatitis in prosthetic dentures almost completely, reduce a risk of fungal stomatitis by 25-29%, and traumatic ones by 50 - 66%.

Based on experimental data, it has been proved for the first time that the use of copolymers of polypropylene and their mixtures as basic plastics significantly improves their strength and surface wettability by reducing the porosity by 15-18%.

It is determined that during the processing of experimental samples of polypropylene plastics by the plasma glow discharge, the impregnation of the dentures in the first days of use is practically the same as in acrylic plastics.

It has been experimentally proved for the first time that a mixture of polypropylene copolymers compared with the use of pure polypropylene during polymerization of the prosthetic base leads to a decrease of the linear shrinkage by 2.9%.

The concept of differentiation of the approach to the restoration of the partial defects of dentition by plate dentures has been developed on the basis of application of new technological approaches to their manufacture.

For the first time, based on the state of the epithelium, oral fluid, microbiocenosis, data of objective clinical studies and functional tests, criteria of quality of prosthetics have been developed that allowed to improve the effectiveness of prevention of prosthetic stomatitis and prosthetics of patients with defects in dentition.

It is proved that the determination of the oral fluid by means of the LCS method in different denture-wearers allowed to evaluate the condition of the mucous membrane of the prosthetic bed, the functional activity of the salivary glands in the persons using removable plate prosthesis on a qualitatively new level.

The production technology has been developed and clinically devised and the design of the base of the removable prosthesis made of polypropylene has

been improved, which has significantly improved the effectiveness of orthopedic treatment of patients with partial defects in dentition and significantly reduce the risk of prosthetic stomatitis up to 15.5%, and increase chewing efficiency by 15-20%.

The norms of labor intensity are calculated for the manufacture of non-acrylic dentures by the method of compression pressing, the norms of the use of the new denture design have been developed and the Guidelines of the Ministry of Health of Ukraine have been issued.

The design of a partial plate prosthesis from polypropylene copolymer has been improved due to a number of modifications (Declarative Patent of Ukraine No. 43998 of September 10, 2009 "Removable partial prosthesis" and Declaration on Patent of Ukraine No. 45710 dated November 25, 2009 "The method of fixing removable partial prostheses"), which allowed to improve significantly the quality of the prosthesis fixation, its functionality and cosmetic effect.

For the first time, a method for preventing the development of prosthetic stomatitis in persons with mental illness has been devised through the development of an optimal design of a partial detachable prosthesis (Declaration patent No. 45758 dated Nov 25, 2009, "Combined Removable Prosthesis").

The design of removable dentures has been improved, which allowed, by modifying the fixation elements, to reduce the risk of prosthetic stomatitis development (Declarative Patent of Ukraine No. 42634 dated July 10, 2009 "Telescopic system of fixing removable partial prostheses")

Key words: secondary adentia, partial removable prosthesis, polypropylene, prosthetic stomatitis, prevention.

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА

1. Шутурмінський В. Г. Морфологічне дослідження слизової оболонки порожнини рота у психічно хворих, які користуються зубними протезами / В.Г. Шутурмінський // Галицький лікарський вісник. – 2005. – Т. 12, № 1, частина 1. – С. 104-105.
2. Шутурмінський В.Г. Визначення стоматологічного статусу психічно хворих із використанням комплексного інтеграційного індексу й методу лазерної кореляційної спектроскопії / В. Г. Шутурмінський // Досягнення біології та медицини. – 2007. – № 1 (9). – С. 33-37.
3. Шутурмінський В. Г. Застосування методу лазерно-кореляційної спектроскопії для оцінки якості протезування у психогенно ускладнених хворих / В. Г. Шутурмінський // Одеський медичний журнал. – 2007. – № 3 (101). – С. 67-70.
4. Шутурмінський В. Г. Визначення стоматологічного статусу хворих, які користуються частковими знімними протезами з різних пластмас, із використанням комплексного інтеграційного індексу / В. Г. Шутурмінський // Інтегративна антропологія. – 2009. – № 1 (13). – С. 26-29.
5. Шутурмінський В. Г. Дослідження мікробіологічного статусу порожнини рота в осіб, які користуються протезами з базисами з поліпропілену й акрилової пластмаси / В. Г. Шутурмінський // Одеський медичний журнал. – 2009. – № 3 (113). – С. 57-60.
6. Шутурмінський В. Г. Забезпеченість частковими знімними протезами жителів Одеської області за десятирічний період / В. Г. Шутурмінський // Вісник соціальної гігієни та організації охорони здоров'я України. – 2009. – №4. – С.68-72.
7. Шутурмінський В. Г. Покращення адаптації до протезів із безакрилової пластмаси за допомогою застосування адаптаційного гелю / В. Г. Шутурмінський // Український стоматологічний альманах. – 2009. – № 4. – С. 28-29.

8. Шутурмінський В. Г. Дослідження стану епітелію протезного поля порожнини рота в осіб, які користуються протезами з базисами із поліпропілену та акрилової пластмаси / В. Г. Шутурмінський // Вісник морфології. – 2009. – № 15 (2). – С. 253-257.

9. Шутурмінський В. Г. Підвищення біоінертності знімних зубних протезів як можливість поліпшення якості життя пацієнтів з відсутністю зубів / В. Г. Шутурмінський // Інтегративна антропологія. – 2010. – № 2. – С. 28-30.

10. Шутурмінський В. Г. Профілактика та лікування протезних стоматитів в осіб із непереносимістю акрилових протезів / В. Г. Шутурмінський // Український стоматологічний альманах. – 2010. – №2. – С. 47-50.

11. Шутурминский В. Г. Опыт применения съемных зубных протезов из полипропилена в практике ортопедической стоматологии // Стоматологический журнал. – 2013. – Т. XIV, № 4 (55). – С. 328-332.

12. Шутурминский В. Г. Экспериментальное обоснование применения нового материала для изготовления базисов съемных зубных протезов // Georgian medical news. – 2013. – № 10 (223). – С. 25-31.

13. Шутурминский В. Г. Результаты изучения распространенности протезных стоматитов у лиц, протезируемых съемными пластиночными протезами / В. Г. Шутурминский // Інтегративна антропологія. – 2015. – № 1 (25). – С. 50–54.

14. Шутурминский В. Г. Результаты сравнительных исследований физико-механических свойств полипропиленовых и акриловых пластмасс / В. Г. Шутурминский // Інновації в стоматології. – 2015. – №1 (7). – С. 56–59.

15. Шутурминский В. Г. Сравнительная оценка капиллярной сети слизистой оболочки и атрофии альвеолярного отростка при протезировании съемными протезами / В. Г. Шутурминский // Український стоматологічний альманах. – 2015. – № 3. – С. 29-32.

16. Шутурминский В. Г. Клиническая оценка применения съёмных пластиночных протезов при непереносимости акриловых пластмасс, изготовленных из сополимера полипропилена / В. Г. Шутурминский // Одеський медичний журнал. – 2015. – № 3 (149). – С. 50-55.

17. Шутурминский В. Г. Эффективность применения комбинированного акрилово-полипропиленового съёмного протеза для протезирования полости рта / В. Г. Шутурминский // Georgian medical news. – 2015. – № 10 (247). – С. 15-18.

18. Чулак Л. Д. Дослідження мікробіологічного статусу порожнини рота в осіб, що мають порушення центральної нервової системи / Л. Д. Чулак, В. Г. Шутурмінський, С. М. Бруніч // Одеський медичний журнал. – 2007. – №2 (100). – С. 52–55. *Участь здобувача полягає у проведенні клінічних досліджень, заборі матеріалу для мікробіологічних досліджень, аналізі отриманих даних, написанні статті.*

19. Шутурминский В. Г. Биохимическая оценка реалилитации больных с шизофренией в процессе протезирования полости рта / В. Г. Шутурминский, Н. А. Бас, Л. С. Кравченко // Український стоматологічний альманах. – 2008. – № 2. – С. 23-26. *Участь здобувача полягає у проведенні клінічних досліджень, заборі матеріалу для біохімічних досліджень, аналізі отриманих даних, написанні статті.*

20. Шутурмінський В. Г. Визначення стану функціональної активності слинних залоз у протезоносіїв часткових знімних пластинкових протезів, виготовлених за різними технологіями / В. Г. Шутурмінський, Л. С. Кравченко // Інтегративна антропологія. – 2009. – № 2. – С. 89-93. *Участь здобувача полягає у проведенні клінічних досліджень, заборі матеріалу для біохімічних досліджень, аналізі отриманих даних, написанні статті.*

21. Шутурмінський В. Г. Визначення рівня гігієни часткових знімних пластинкових протезів, виготовлених за різними технологіями / В. Г. Шутурмінський, Н. О. Бас // Вісник стоматології. – 2009. – № 3. – С. 85–89. *Участь здобувача полягає у формулюванні мети дослідження, проведенні*

клінічних досліджень, заборі матеріалу для біохімічних досліджень, аналізі отриманих даних, написанні статті.

22. Шутурмінський В. Г. Дослідження неспецифічної резистентності ротової рідини в користувачів знімними частковими протезами, виготовленими з різних матеріалів / В. Г. Шутурмінський, Л. С. Кравченко // Медичні перспективи. – 2010. – Том XV, № 1. – С. 59-63. *Участь здобувача полягає у формулюванні мети дослідження, проведенні клінічних досліджень, заборі матеріалу для лабораторних досліджень, аналізі отриманих даних, написанні статті.*

23. Шубцов Д. Н. Разработка метода диагностики индивидуальной переносимости различных базисных пластмасс / Д. Н. Шубцов, В. Г. Шутурминский // Український стоматологічний журнал. – 2011. – №2. – С. 83-85. *Участь здобувача полягає у розробці методу та його клінічній апробації, аналізі отриманих даних, написанні статті.*

24. Розуменко В. А. Клиническая оценка усовершенствованного метода изготовления биоинертного полного съемного протеза / В. О. Розуменко, Л. Д. Чулак, В. Г. Шутурминский // Вісник стоматології. – 2013. – №1. – С. 104-107. *Участь здобувача полягає у формулюванні мети дослідження, проведенні клінічних досліджень, аналізі отриманих даних, написанні статті.*

25. Shuturminskiy V. The study of the condition of the oral prosthesis, epithelium in person wearing dentures of polypropylene and acrylic bases / V. Shuturminskiy, L. Chulack // Georgian medical news. – 2013. – № 12. – P. 36–40. *Участь здобувача полягає у проведенні клінічних досліджень, аналізі отриманих даних, написанні статті.*

26. Шутурминский В. Г. Клинико-лабораторная оценка нового базисного материала для съемного зубного протезирования на основе сополимера полипропилена / В. Г. Шутурминский, С. А. Шнайдер // Вісник стоматології. – 2014. – № 1. – С. 46-52. *Участь здобувача полягає у*

проведенні клінічних досліджень, аналізі отриманих даних, написанні статті.

27. Шутурминский В. Г. Результаты частоты починок съёмных пластиночных протезов в практике ортопедической стоматологии / В. Г. Шутурминский, В. В. Вальда // Вісник стоматології. – 2015. – № 1 (90). – С. 76-78. *Участь здобувача полягає у формулюванні мети дослідження, проведенні клінічних досліджень, аналізі отриманих даних, написанні статті.*

28. Патент на винахід № 99514, Україна, МПК А61С 13/007 (2006.01). Спосіб виготовлення термопластичного зубного протеза / В. Г. Шутурмінський, В. О. Розуменко, Л. Д. Чулак. – № а 2010 11614; Заявл. 30.09.2010; Опубл. 27.08.2012. – Бюл. № 16. *Участь здобувача полягає у проведенні патентно-інформаційного пошуку, формулюванні формули винаходу, заявки патенту, клінічній апробації винаходу.*

29. Патент на корисну модель № 45758, Україна, МПК (2009) А61С 13/00. Комбінований знімний протез / Т. Ф. Кузнєцова, О. А. Рябошапко, В. Г. Шутурмінський, О. В. Татаріна. – № u 2009 05751 ; Заяв. 05.06.2009; Опубл. 25.11.2009. – Бюл. № 22. *Участь здобувача полягає у проведенні патентно-інформаційного пошуку, формулюванні формули винаходу, клінічній апробації винаходу.*

30. Патент на корисну модель № 62539, Україна, МПК А61В С/04. Спосіб визначення швидкості атрофії кісткової тканини щелеп / В. Г. Шутурмінський, Д. М. Шубцов, В. О. Розуменко. – № u 2011 06691; Заявл. 30.05.2011; Опубл. 25.08.2011. – Бюл. № 16. *Участь здобувача полягає у проведенні патентно-інформаційного пошуку, апробації корисної моделі, формулюванні формули патенту.*

31. Патент на корисну модель № 19159, Україна, МПК (2006) А61В 5/03. Спосіб забору проби ротової рідини / Л. Д. Чулак, В. Г. Шутурмінський, П. В. Максименко, С. М. Бруніч. – № u 2006 03539; Заявл. 03.04.2006; Опубл. 15.12.06. – Бюл. № 12. *Участь здобувача полягає у проведенні патентно-*

інформаційного пошуку, апробації корисної моделі, формулюванні формули патенту.

32. Шутурмінський В. Г. Проблеми саногенетичної регуляції динамічного тканинного гомеостазу при протезних стоматитах (огляд літератури) / В. Г. Шутурмінський, О. Л. Чулак // Український стоматологічний альманах. – 2006. – № 6 – С. 23-25. *Участь здобувача полягає у проведенні патентно-інформаційного пошуку, написанні огляду.*

33. Шутурмінський В. Г. Проблема біологічних ризиків протезування знімними зубними протезами (огляд літератури) / В. Г. Шутурмінський, Ю. Л. Чулак // Современная стоматология. – 2007. – №2 (38). – С. 160–162. *Участь здобувача полягає у проведенні патентно-інформаційного пошуку, написанні огляду.*

34. Шутурмінський В. Г. Психосоматичні аспекти стоматологічного лікування психічно хворих (огляд літератури) / В. Г. Шутурмінський // Интегративна Антропология. – 2004. – № 1 (3). – С. 53-55.

35. Шутурминский В. Г. Исследование морфологического статуса слизистой полости рта у лиц, пользующихся протезами и имеющими поражения ЦНС / В. Г. Шутурминский, С. Н. Брунич // Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии. – Вып. 7. – Харьков: ХГМУ, 2004 – С. 68-70. *Участь здобувача полягає у проведенні клінічних досліджень, заборі матеріалу для подальших морфологічних досліджень, аналізі отриманих даних, написанні тез.*

36. Шутурмінський В. Г. Розробка технології виготовлення інертного знімного зубного протезу / В. Г. Шутурмінський // Актуальні питання стоматології сьогодення : наук.-практ. конф., м. Тернопіль, 19 листопада 2010 р.: тези допов. – Тернопіль, 2010. – С. 79–80.

37. Шутурмінський В. Г. Ефективність застосування протезів із поліпропілену при токсико-алергічному стоматиті / В. Г. Шутурмінський // Проблеми екології та медицини. – 2011. – Т. 15, № 3-4 (додаток 1). – С. 169-170.

38. Шутурминский В. Г. Опыт применения пластиночных протезов из полипропилена при протезировании больших дефектов зубных рядов / В. Г. Шутурминский // Біофізичні стандарти та інформаційні технології в медицині : ювіл. конф., присв. 10-річчю співпраці ОНМедУ та Міжнародного казахсько-турецького університету ім. Х.А. Ясауі, м. Одеса, 20 грудня 2001 р.: тези допов. – Одеса: «Астропринт», 2001. – С. 16.

39. Шутурмінський В. Г. Проблема підвищення біоінертності знімних зубних протезів / В. Г. Шутурминский, П. І Польовий // Сучасна реконструктивна стоматологія. Міждисциплінарний підхід : наук.-практ. конф. з міжнарод. участю, м. Одеса, 11-12 травня 2012 р.: тези допов. – Одеса, 2012. – С. 69-70. *Участь добувача полягає у проведенні аналітичних досліджень, написанні тез.*

40. Шутурмінський В. Г. Порівняльний аналіз якості протезування знімними протезами / В. Г. Шутурминский, Н. Н. Антощук // Стоматологія ХХІ століття, естафета поколінь : наук.-практ. конф. з міжнарод. участю, м. Одеса, 2-3 квітня 2013 р.: тези допов. – Одеса, 2013. – С. 206-207. *Участь добувача полягає у проведенні клінічних досліджень, аналізі отриманих результатів, написанні тез.*

41. Шутурмінський В. Г. Спосіб виготовлення термопластичного знімного зубного протезу / В. Г. Шутурминский // Український медичний альманах (Сучасні можливості стоматології : III Всеукр. наук.-практ. конф. студентів та молодих вчених, м. Луганськ, 11-12 квітня 2013 р.: тези допов.). – 2013. – Т. 16, № 1. – С. 138-139.

42. Якименко Д. О. Применение мази тиотриазолина при лечении протезного стоматита у больных с метаболическим синдромом // Д. О. Якименко, В. Г. Шутурминский, О. Л. Чулак // Актуальні проблеми транспортної медицини. – 2013. – № 4. – С. 75-78. *Участь здобувача полягає в обстеженні хворих з протезним стоматитом, аналізі отриманих результатів, підготовці статті до друку.*

43. Шутурмінський В. Г. Результати вивчення різних базових матеріалів методом ЕПР / В. Г. Шутурмінський, Ю. Л. Чулак // Сучасні теоретичні та практичні аспекти клінічної медицини : міжнарод. наук. конф. студентів та молодих вчених, присв. 115-річчю з дня народження проф. М.О. Ясиновського, м. Одеса, 24-25 квітня 2014 р.: тези допов. –Одеса, ОНМедУ, 2014. – С. 208-209. *Участь здобувача полягає у проведенні клінічних досліджень, аналізі отриманих результатів, підготовці тез до друку.*

ЗМІСТ

	стор.
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	24
ВСТУП	25
РОЗДІЛ 1 МЕТОДИ ПРОФІЛАКТИКИ ПРОТЕЗНИХ СТОМАТИТІВ ШЛЯХОМ УДОСКОНАЛЮВАННЯ ЯКОСТІ ЗНІМНИХ ПЛАСТИНКОВИХ ПРОТЕЗІВ.....	36
1.1 Стан проблеми протезних стоматитів на сучасному етапі розвитку ортопедичної стоматології.....	36
1.2 Проблеми застосування акрилових пластмас для виготовлення базисів зубних протезів	43
1.3 Характеристика і клінічне застосування безакрилових пластмас в ортопедичній стоматології	51
1.4 Поліпропілен. Сучасний стан питання про застосування його в ортопедичній стоматології	58
Резюме	64
РОЗДІЛ 2 МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ КЛІНІКО-ЛАБОРАТОРНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ	66
2.1 Загальна характеристика хворих, які взяли участь у клініко-лабораторних дослідженнях.....	68
2.2 Власна методика виготовлення поліпропіленового протеза.....	70
2.3 Характеристика клініко-лабораторних досліджень	75
2.3.1 Оцінка якості догляду за протезами.....	76
2.3.2 Проведення клінічних тестів у рамках експрес-оцінки стану протезного ложа.....	78
2.3.3 Проведення досліджень міграції лейкоцитів зі слизової протезного ложа.....	79
2.3.4 Проведення досліджень функціональної активності слинних залоз	80

2.3.5	Методика визначення атрофії альвеолярних відростків щелеп	81
2.3.6	Методика визначення жувальної ефективності.....	82
2.3.7	Морфометричні методи дослідження	83
2.3.8	Мікробіологічні методи дослідження.....	83
2.3.9	Дослідження фракцій ротової рідини	85
2.3.10	Методика визначення неспецифічної резистентності ротової рідини протезоносців.....	86
2.4	Характеристика лабораторних (стендових) досліджень.....	87
2.4.1	Дослідження методом піролітичної газової хроматографії.....	90
2.4.2	Дослідження методом ІЧ-спектроскопії.....	91
2.4.3	Дослідження методом ЕПР	95
2.5	Методи статистичних досліджень.....	96
РОЗДІЛ 3 ОБҐРУНТУВАННЯ ПОТРЕБИ В ЗНІМНОМУ ПЛАСТИНКОВОМУ ПРОТЕЗУВАННІ ТА ПОШИРЕНІСТЬ ПРОТЕЗНИХ СТОМАТИТІВ		
		99
3.1	Оцінка потреби в часткових знімних пластинкових протезах за архівними даними стоматологічних поліклінік Одеси й Одеської області.....	99
3.2	Вивчення поширеності протезних стоматитів в осіб, протезованих знімними пластинковими протезами (за архівними даними)	107
3.3	Дослідження частоти ремонтів пластинкових протезів (за даними дослідження документації ЛПУ Одеської області) ...	112
	Резюме	115
РОЗДІЛ 4 ОБҐРУНТУВАННЯ УДОСКОНАЛЕННЯ ТЕХНОЛОГІЇ ВИГОТОВЛЕННЯ БАЗИСІВ ЗНІМНИХ ПЛАСТИНКОВИХ ПРОТЕЗІВ ДЛЯ ПРОФІЛАКТИКИ ПРОТЕЗНИХ СТОМАТИТІВ.....		
		117
4.1	Проведення порівняльних санітарно-хімічних досліджень	

сополімерів поліпропілену.....	117
4.2 Результати порівняльних досліджень фізико-механічних властивостей поліпропіленових і акрилових пластмас.....	120
4.3 Обґрунтування вибору складу сополімеру поліпропілену для забезпечення оптимальних фізико-хімічних властивостей пластмаси	123
Резюме	154
РОЗДІЛ 5 ОЦІНКА КЛІНІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ ЛІКУВАННЯ І ПРОФІЛАКТИКИ ПРОТЕЗНИХ СТОМАТИТІВ У ПАЦІЄНТІВ, ЩО КОРИСТУЮТЬСЯ ЧАСТКОВИМИ ПЛАСТИНКОВИМИ ПРОТЕЗАМИ	
5.1 Результати клінічних і параклінічних досліджень тканин порожнини рота пацієнтів, яким виготовлялися часткові знімні протези	157
5.1.1 Експрес-оцінка стану тканин і гомеостазу ротової рідини порожнини рота в протезоносіїв часткових пластинкових протезів.....	157
5.1.2 Оцінка якості догляду за знімними зубними протезами як показник профілактики протезних стоматитів	172
5.1.3 Оцінка стану тканин пародонта опорних зубів при різних видах знімних зубних протезів	176
5.1.4 Оцінка швидкості слиновиділення і кислотності ротової рідини як показників ризику травматичного протезного стоматиту	178
5.1.5 Результати визначення ступеня атрофії альвеолярного відростка в пацієнтів із травматичним протезним стоматитом	180
5.1.6 Визначення швидкості міграції лейкоцитів і злущування епітелію при користуванні різними видами протезів	182
5.1.7 Оцінка стану капілярної мережі слизової оболонки	

підпротезного простору.....	183
5.1.8 Результати визначення жувальної ефективності.....	187
5.2 Результати лабораторних досліджень тканин порожнини рота пацієнтів, яким виготовлялися часткові пластинкові протези.....	189
5.2.1 Дослідження мікробіологічного статусу пацієнтів із травматичним протезним стоматитом	189
5.2.2 Морфометрія епітелію слизової оболонки порожнини рота у хворих із протезними стоматитами.....	200
5.2.3 Результати досліджень неспецифічної резистентності ротової рідини в пацієнтів із протезними стоматитами	207
5.3 Клінічні приклади ефективності обраного методу протезування частковими пластинковими протезами	214
Резюме	229
РОЗДІЛ 6 ОЦІНКА ЯКОСТІ ПРОФІЛАКТИКИ РОЗВИТКУ ПРОТЕЗНИХ СТОМАТИТІВ У ХВОРИХ З ОБТЯЖЕНИМ АНАМНЕЗОМ.....	
6.1 Оцінка якості протезування і стану тканин протезного ложа у хворих з алергічним протезним стоматитом.....	234
6.2 Оцінка методів профілактики розвитку протезних стоматитів і швидкості адаптації у хворих з повною відсутністю зубів	241
6.3 Оцінка методів профілактики розвитку протезних стоматитів у психічно хворих осіб	246
Резюме	252
АНАЛІЗ І ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	254
ВИСНОВКИ.....	273
ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ.....	275
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	277
ДОДАТКИ.....	305

Додаток А ЕКОНОМІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ І ПОРІВНЯЛЬНА	
ОЦІНКА МЕТОДІВ ВИГОТОВЛЕННЯ РІЗНИХ	
ВИДІВ БЕЗАКРИЛОВИХ ЗУБНИХ	
ПЛАСТИНКОВИХ ПРОТЕЗІВ 305	
А.1	Визначення витрат часу в УОП для лікаря стоматолога-ортопеда при виготовленні часткового пластинкового протеза з поліпропілену..... 305
А.2	Визначення витрат часу в УОП для зубного техника при виготовленні часткового пластинкового протеза з поліпропілену..... 307
А.3	Порівняльний аналіз собівартості виготовлення акрилових і безакрилових зубних протезів за різними методиками 308
Додаток Б ТУ для сополімеру «Ліпол»..... 315	
Додаток В Висновок державної санітарно-гігієнічної експертизи № 50771 318	
Додаток Г Технічні умови «Протези зубні знімні з поліпропілену»..... 310	
Додаток Ґ Висновок експерта з визначення коду ККТ ВСД..... 340	

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АГ	– альвеолярний гребінь
АВ	– альвеолярний відросток
в/щ	– верхня щелепа
ГІ	– гігієнічний індекс
ЕПР	– електронний парамагнітний резонанс
ЖД	– жувальний тиск
ЖСА	– жовточно-сольовий агар
ІЧС	– інфрачервона спектроскопія
ІЧ-спектр	– інфрачервоний спектр
ЛКС	– лазерно-кореляційна спектроскопія
НСТ	– нітросиній тетразол
н/щ	– нижня щелепа
ОПТГ	– ортопантомограма
ПВХ	– полівінілхлорид
ПЕ	– поліетилен
ПЕОМ	– персональна електронно-обчислювальна машина
ПЗП	– повний знімний протез
ПММА	– поліметилметакрилат
ПП	– поліпропілен
ПС	– полістирол
СОПЛ	– слизова оболонка протезного ложа
УОТ	– умовна одиниця трудомісткості
ЦО	– центральна оклюзія
ЧПП	– частковий пластинковий протез
Ig A	– імуноглобулін А
Ig G	– імуноглобулін G
SIg	– секреторний імуноглобулін А

ВСТУП

Актуальність проблеми. Застосування знімних пластинкових протезів в ортопедичній стоматології займає значне місце [1]. Акрилові зубні протези дотепер є самими доступними для населення й досить дешевими у виконанні. Із всіх знімних протезів, що виготовляються, 90-95 % – виконані з акрилової пластмаси поліметилметакрилату.

Відповідно до останніх досліджень, акрилати продовжують залишатися основними матеріалами для виготовлення знімних зубних протезів, незважаючи на появу доступних безакрилових пластмас [2-4].

Слід зазначити, що тривале застосування пластинкових протезів часто призводить до серйозних ускладнень, як в цілому для організму, так і до розвитку протезних стоматитів різної етіології у досить значному обсязі [5-8]. За даними різних авторів, кількість ускладнень коливається в межах 60-70 % протезоносіїв [9]. Окремі автори зазначають, що на протезні стоматити страждають більше 70 % всіх протезоносіїв [10-13].

Загальновідомо, що основним етіологічним фактором розвитку протезного стоматиту в осіб, що користуються акриловими знімними протезами, є вплив хіміко-токсичного фактора за рахунок виділення шкідливих інгредієнтів акрилових пластмас, пов'язаний з особливістю реакції полімеризації поліметилметакрилату, і мікробне забруднення за рахунок пористості базису протеза [14-16].

Крім цього, серед причин, що викликають протезні стоматити, деякі автори відзначають: токсичну дію вільного мономера – метилметакрилату, алергічний вплив барвників, порушення місцевого імунітету порожнини рота, а також індивідуальні особливості протезного ложа, дефекти внутрішньої поверхні протезів і навіть психогенний фактор [17-19].

З огляду на вищесказане, з метою профілактики протезних стоматитів у нашій країні за останні 10-15 років досить розповсюдженим безакриловим матеріалом для базисів знімних протезів є поліпропілен [20, 21]. В інших

країнах більш поширені матеріали на основі нейлону, поліоксиметилену, полівінілацетату [22-27].

Однак, як показали віддалені клінічні результати та дані цілого ряду досліджень, недоліками поліпропілену вважаються ускладнена технологія полімеризації й обробки, висока пористість, низька гігієнічність протезів порівняно з акрилатами, недоліками нейлону – висока вартість і затратність, неможливість проведення корекції протезів. Однак безперечною перевагою, на думку більшості авторів, є висока біоінертність всіх безакрилових протезів, їхня естетичність, більш м'який вплив на тверді тканини і слизову оболонку протезного поля [20, 28].

Але, разом із тим, застосування безакрилових протезів не усунуло проблему протезних стоматитів, хоча й дозволило значно знизити їхню поширеність й інтенсивність перебігу [29]. З різних причин, серед яких шорсткість поверхні безакрилових протезів, висока гігроскопічність, що призводить до набрякання базисного матеріалу, і його відносно висока усадка, застосування протезів ускладнене.

Саме тому розв'язання проблеми протезних стоматитів з урахуванням появи нових матеріалів для виготовлення базису пластинкових знімних протезів є особливо актуальною в сучасній ортопедичній стоматології.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота виконана відповідно до плану НДР кафедри ортопедичної стоматології Одеського національного медичного університету: «Вивчення стану ротової рідини та тканин порожнини рота при зубному протезуванні» (№ ДР 0100U006456), де здобувач був виконавцем окремих фрагментів вищевказаної теми.

Мета дослідження – експериментальне й клініко-лабораторне обґрунтування патогенетичної концепції профілактики протезного стоматиту у хворих з вторинною адентією, що користуються знімними зубними пластинковими протезами, шляхом розробки і впровадження принципово нових медико-технологічних прийомів їх ортопедичного лікування та

удосконалення технології виготовлення безакрилових базисів пластинкових протезів.

Для досягнення поставленої мети були поставлені наступні **завдання**:

1. На підставі статистичних досліджень і порівняльної економічної оцінки методів виготовлення різних видів зубних пластинкових протезів довести медико-соціальну необхідність розробки й впровадження нових і ефективніших технологій в ортопедичній стоматології.

2. На підставі лабораторних досліджень розробити методику й удосконалити технологію виготовлення часткових знімних пластинкових протезів з поліпропілену.

3. На основі комплексу клініко-лабораторних методів дослідження провести порівняльну характеристику протезування хворих із частковими дефектами зубних рядів різними видами знімних протезів і визначити ступінь їхнього впливу на тканині альвеолярного відростка, пародонта опорних зубів і слизової оболонки протезного ложа (СОПЛ).

4. На підставі клініко-лабораторних методів дослідження проаналізувати ефективність протезування хворих з дефектами зубних рядів знімними протезами з поліпропілену, виготовленими за розробленою методикою, в найближчі й віддалені терміни спостереження.

5. Оцінити ефективність застосування знімних зубних конструкцій з поліпропілену, виготовлених за розробленою методикою, у групі хворих з обтяженим алергічним і соматичним статусом.

Об'єкт дослідження – протезний стоматит у хворих з вторинною адентією, що користуються знімними зубними пластинковими протезами.

Предмет дослідження – вивчення лікувально-профілактичної ефективності нових медико-технологічних прийомів при протезуванні хворих з вторинною адентією знімними зубними пластинковими протезами.

Методи дослідження: експериментальні (газорідкісна хроматографія; фізичні дослідження полімеризатів на міцність, утому, однорідність; мікроскопічне дослідження поверхні, дослідження процесу твердіння,

дослідження в агресивних середовищах) – з метою обґрунтування й удосконалення методу виготовлення біоінертного зубного протеза при протезуванні хворих із частковими дефектами зубних рядів; клініко-лабораторні – для оцінки стану твердих тканин зубів і СОПЛ; мікробіологічні – для вивчення видового складу та кількісних показників мікробного обсіменіння порожнини рота; морфологічні (морфометричні) – для визначення впливу базису знімного зубного протеза на слизову оболонку протезного ложа; біофізичні (ЛКС-метрія) – для обґрунтування методу протезування хворих і розробки експертної оцінки якості протезування на етапах користування знімними зубними пластинковими протезами; біохімічні – для оцінки неспецифічної резистентності порожнини рота пацієнтів; економічні (порівняльне визначення витрат часу, собівартості, індексу матеріальних витрат при різних методиках виготовлення знімних пластинкових протезів) – з метою обґрунтування переваги запропонованої технології й економічної доцільності широкого застосування зазначеного методу ортопедичного лікування; статистичні – для визначення достовірності отриманих результатів.

Наукова новизна отриманих результатів. Вперше розроблено, патогенетично обґрунтовано і клінічно доведено високу ефективність принципово нової концепції профілактики протезного стоматиту у хворих с вторинною адентією, яка полягає в удосконаленні конструкції знімних зубних пластинкових протезів з безакрилових базисних пластмас, що дозволяє при їх використанні практично повністю уникнути виникнення алергічного стоматиту, знизити на 25-29 % ризик виникнення грибкового стоматиту, на 50-66 % – травматичного протезного стоматиту.

Доповнено наукові дані про частоту зустрічаємості протезного стоматиту серед осіб, що користуються знімними зубними пластинковими протезами (55,64 %), та показано, що травматичний протезний стоматит діагностувався у 73,2 % хворих, токсичний і токсико-алергічний – в 29,3 % хворих, мікозний стоматит – у 14 % пацієнтів.

Вперше за результатами проведеного ретроспективного аналізу встановлено, що питома вага хворих, що отримали знімні зубні пластинкові протези, складає 40-50 % від загальної кількості запротезованих осіб.

Вперше на основі експериментальних даних доведено, що застосування сополімерів поліпропілену і їх сумішей як базисних пластмас значно поліпшує їх міцність і поверхневу змочуваність за рахунок зменшення пористості на 15-18 %.

Вперше експериментально доведено, що суміш сополімерів поліпропілену порівняно із застосуванням чистого поліпропілену при полімеризації базису протеза приводить до зменшення лінійної усадки на 2,9 %.

Визначено, що при обробці експериментальних зразків пластмас поліпропілену плазмою тліючого розряду мікробне обсіменіння протезів в перші дні користування майже не відрізняється від аналогічного обсіменіння акрилових пластмас.

Підтверджено наукові дані про істотне порушення стійкості судинного русла протезного поля під дією механічної травми базисом протеза, найбільш виражене у хворих, що користуються знімними зубними протезами з акрилової пластмаси (до 62,1 %).

Підтверджено наукові дані про те, що розвиток атрофічних процесів в альвеолярному відростку хворих при користуванні знімними пластинковими протезами супроводжується зміною співвідношення шарів епітеліальних клітин у СОПР, які полягають в переважанні клітин проміжного шару і зменшенні кількості епітеліоцитів поверхневого шару, що свідчить про пригнічення процесів проліферації епітелію протезного ложа.

Доповнено наукові дані про мікробне обсіменіння тканин протезного ложа й поверхні знімного протеза та показано, що його ступінь залежить від хімічного класу базисного матеріалу. Застосування протезів з поліпропілену, оброблених у плазмі тліючого розряду, забезпечує підвищену колонізацію пробіотичної мікробної флори (в 2,8-4,7 рази), нижчий рівень колонізації

агресивними видами бактерій (з 10^7 до 10^4) і зникнення грибів роду *Candida* в порівнянні з протезами, виготовленими з інших матеріалів, що значно знижує ризик виникнення протезного стоматиту мікотичної або бактеріальної етіології.

За результатами клініко-лабораторних досліджень вперше доведено, що ортопедичне лікування хворих з вторинною частковою адентією з використанням удосконаленого термопластичного протезу, виготовленого з сополімеру поліпропілену «Tirplen R 359» й обробленого у плазмі тліючого розряду, дозволяє через 1 рік знизити ступінь запалення СОПЛ (зниження проби Шиллера-Писарева на 9,1-11,2 %), покращити функціональну активність слинних залоз (збільшення швидкості салівації на 28,6-50,0 %), нормалізувати стан мікрокапілярного русла (збільшення проби Кулаженко на 24,6-31,7 %), підвищити місцеву неспецифічну резистентність (зменшення проби Ясиновського на 14,8-41,7 %, збільшення активності лізоциму на 20 %), відновити епітеліальний шар слизової оболонки протезного ложа (нормалізація відсоткового диференційованого співвідношення епітеліоцитів) та зменшити ступінь атрофії альвеолярного відростка щелеп (на 28,6-64,1 %) в порівнянні з використанням протезів, виготовлених з інших матеріалів.

Вперше за результатами комплексного клінічного аналізу ефективності ортопедичного лікування хворих з частковою вторинною адентією встановлено, що позитивний результат протезування при використанні удосконалених протезів зафіксовано у 79 % осіб, що на 6-26 % вище у порівнянні з іншими видами протезів.

Практичне значення отриманих результатів. Вперше удосконалено та впроваджено в практику спосіб виготовлення термопластичного зубного протеза, для чого використовують співполімер поліпропілену «Tirplen R 359», який забарвлюють синтетичним барвником, після чого обробляють у вакуумно-плазмовій камері шляхом впливу на протез постійним електричним струмом щільністю 65-70 мА/см² при t 39-40 °С з експозицією 15-17 хв.,

після чого проводять антисептичну обробку, що забезпечує високу функціональність протеза, естетичність, комфортність у використанні завдяки легкості та еластичності каркасу й можливості перебазувань (патент України на винахід № 99514 від 27.08.2012 р.).

Вперше доведено, що використання удосконаленого зубного протеза значно підвищує ефективність ортопедичного лікування хворих з частковими дефектами зубних рядів, істотно знижує ризик виникнення протезного стоматиту (до 5,5 %) й підвищує жувальну ефективність (на 15-20 %).

Вперше показано, що застосування удосконаленого термопластичного зубного протезу при ортопедичному лікуванні хворих з обтяженим анамнезом знижує ризик виникнення протезного стоматиту на 17,1-18,2 %, скорочує терміни адаптації хворих до протезів на 39,4-46,1 %, зменшує запальні процеси (зменшення проби Шиллера-Писарева на 21,8-24,7 %) та нормалізує стан мікрокапілярного русла тканин протезного поля (на 18,6 %).

Для проведення експрес-оцінки стану тканин порожнини рота й оцінки ризиків ортопедичного лікування хворих з вторинною адентією розроблено та впроваджено в практику генеральний індекс, який дозволяє спрогнозувати ускладнення при користуванні знімними зубними пластинковими протезами.

Вперше показано кореляцію показників генерального індексу з даними ЛКС-метрії, що свідчить про ефективність застосування ЛКС-діагностики для визначення стану тканин протезного ложа й ефективності протезування знімними зубними протезами.

Удосконалено та впроваджено в практику комбінований знімний протез для ортопедичного лікування хворих з середніми і великими дефектами зубних рядів, який складається з каркасу, виготовленого із термопластичного матеріалу у вигляді, подібному до каркасу бюгельного протезу, опорно-утримуючих кламерів та ретенційних сідел із термопластичного матеріалу, базису, виготовленого із акрилової пластмаси, пластмасових штучних зубів, фіксованих на базисі, що забезпечує високу функціональність протезу завдяки передачі жувального тиску більш

природнім способом (через опорні зуби та СОПР), високу естетичність через відсутність металевих включень, комфортність у користуванні завдяки легкості та еластичності каркасу через відсутність базису, який закриває майже все протезне ложе, високу міцність каркасу та базисів завдяки наявності ретенційних сідел, можливість необхідної кількості перебазувань (патент України на корисну модель № 45758 від 25.11.2009 р.).

Розроблено та впроваджено в практику спосіб визначення швидкості атрофії кісткової тканини щелеп, використання якого дозволяє уникнути похибки вимірювання величини атрофії кісткової тканини, використовувати спосіб у будь-якому випадку, навіть при беззубій щелепі, що, в свою чергу, дозволить підвищити вірогідність наступних досліджень й персоніфікувати результати за рахунок використання індивідуальної ложки (Патент України на корисну модель № 62539 від 25.08.2011 р.).

Розроблено та впроваджено у практику спосіб забору проби ротової рідини для проведення біохімічних, бактеріологічних, спектрологічних досліджень, який дозволяє отримати діагностичний секрет власне ротової порожнини, що, в свою чергу, дозволить підвищити вірогідність наступних досліджень (патент України на корисну модель № 19159 від 15.12.2006 р.).

Розраховано нормативи трудомісткості при виготовленні безакрилових зубних протезів методом компресійного пресування, розроблено нормативи використання нової конструкції зубного протеза й видано методичні рекомендації МОЗ України.

Удосконалені медико-технологічні підходи до ортопедичного лікування хворих з вторинною адентією використовуються в навчальному процесі на кафедрі ортопедичної стоматології Одеського національного медичного університету, кафедрі ортопедичної стоматології й імплантології, пропедевтики ортопедичної стоматології й ортодонтії ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія» (м. Полтава); у лікувальній роботі ДУ «Інститут стоматології та щелепно-лицевої хірургії НАМН України», в Ананьєвській районній стоматологічній поліклініці (Одеська область), КУ

«Одеська обласна клінічна стоматологічна поліклініка», стоматологічних поліклінік м. Одеси, Стоматологічного центру Одеського національного медичного університету, у лікувальній роботі приватних кабінетів «Ади-Дент» (м. Хмельницький), «ПП Татарина» (м. Вінниця).

Особистий внесок здобувача. Автором самостійно проведено пошук, відібрана й проаналізована наукова література за темою дисертації, розроблені технології й удосконалена методика виготовлення зубного пластинкового протеза, проведені клінічні, клініко-лабораторні, економічні й статистичні дослідження, узагальнені й проаналізовані отримані результати, проведена їхня статистична обробка, написана й оформлена дисертація. Разом з науковим консультантом сформульовані мета, завдання дослідження, основні висновки і практичні рекомендації.

Експериментальні (стендові) дослідження проведені на базі Одеського національного політехнічного університету під керівництвом проф. В.Г. Задорожного (професор кафедри фізики і матеріалознавства ОНАХТ).

Санітарно-хімічні дослідження проведені на базі ДП «Науковий центр превентивної токсикології, харчової та хімічної безпеки імені академіка Л.І. Медведя МОЗ України» (Київ).

Клінічні дослідження проведені на кафедрі ортопедичної стоматології ОНМедУ (зав. каф. – д.мед.н., проф. Чулак Л.Д.)¹ та в КУ «Одеська обласна клінічна стоматологічна поліклініка» (гол. лікар – к.мед.н. Рожко П.Д.).

Морфологічні дослідження проведені у відділі фундаментальних досліджень ДУ «Український науково-дослідний інститут медичної реабілітації та курортології МОЗ України» (кер. – д.мед.н., професор Насібуллін Б.А.).

Мікробіологічні дослідження проведені на базі клініко-діагностичної лабораторії КУ «Міська дитяча лікарня № 1 ім. акад. Б.Я. Резніка (м. Одеса) і в клінічній лабораторії КУ «Центр первинної медико-санітарної допомоги № 14» (м. Одеса) (зав. лаб. – Березовська О.В.).

Біофізичні дослідження проведені на базі НДІ клінічної біофізики

ОНМедУ (директор – д.мед.н., проф. Кресюн В.Й.).

Біохімічні дослідження проведені на базі Центральної науково-дослідної лабораторії ОНМедУ (зав. лаб. – к.х.н. Щербаков С.В., пров. наук. співробітник – к.біол.н. Кравченко Л.С.).

Апробація результатів дисертації. Основні матеріали дисертаційної роботи доповідалися та обговорювалися на науково-практичній конференції «Сучасні досягнення стоматології» (Полтава, 2000; 2003), на науково-практичній конференції «Пироговські читання» (Вінниця, 2004), на міжнародній науково-практичній конференції «Сучасний стан та актуальні проблеми ортопедичної стоматології» (Тернопіль, 2005), на науково-практичній конференції, присвяченій 80-річчю Інституту стоматології АМН України (Одеса, 2008), на підсумковій науково-практичній конференції «Здобутки клінічної і експериментальної медицини» (Тернопіль, 2009), на 3rd Pan - European Dental Congress (Київ, 2009), на Міжнародній дистанційній науково-практичній конференції «Біофізичні стандарти та інформаційні технології в медицині БІС-2010» (Одеса, 2010), на III Всеукраїнській науково-практичній конференції «Сучасні можливості стоматології» (Луганськ, 2013), на III Всеукраїнській науково-практичній конференції «Теоретичні та практичні підходи до вирішення сучасних питань фармацевтичної і медичної науки» (Полтава, 2013), на науково-практичній конференції «Актуальні проблеми транспортної медицини: навколишнє середовище; професійне здоров'я; патологія» (Одеса, 2013), на Міжнародній науковій конференції студентів і молодих вчених, присвяченій 115-річчю з дня народження професора М.А. Ясиновського «Современные теоретические и практические аспекты клинической медицины» (Одеса, 2014), на Підсумковій науково-практичній конференції «Здобутки клінічної та експериментальної медицини» (Тернопіль, 2014).

Публікації. За темою дисертації опубліковано 43 наукових праці, серед них 26 статей у наукових фахових виданнях України (в тому числі 3 огляди літератури), 4 статті у наукових фахових виданнях інших країн (з них 3 статті

у журналах, включених до наукометричної бази Scopus), 9 тез доповідей, отримано 4 патенти України (1 – на винахід, 3 – на корисну модель).

Обсяг і структура дисертації. Дисертація викладена на 340 сторінках комп'ютерного тексту, складається з вступу, огляду літератури, п'яти розділів власних досліджень, розділу аналізу та узагальнення отриманих результатів, висновків, практичних рекомендацій, списку використаної літератури (275 джерел, з них 65 написано латиницею), шести додатків. Фактичні дані наведені в 69 таблицях і ілюстровані 72 рисунками.

РОЗДІЛ 1

МЕТОДИ ПРОФИЛАКТИКИ ПРОТЕЗНИХ СТОМАТИТІВ ШЛЯХОМ УДОСКОНАЛЮВАННЯ ЯКОСТІ ЗНІМНИХ ПЛАСТИНКОВИХ ПРОТЕЗІВ

(огляд літератури)

1.1. Стан проблеми протезних стоматитів на сучасному етапі розвитку ортопедичної стоматології

Проблема протезних стоматитів з'явилася водночас із широким впровадженням знімних протезів і трансформувалася залежно від досягнень у технології їхнього виготовлення й застосування матеріалів для виготовлення їхніх базисів [30].

Виходячи із клінічних ознак, патоморфологічної картини і даних клініко-лабораторних досліджень, серед захворювань слизової оболонки порожнини рота, викликаних впливом знімних протезів, слід розрізняти три групи уражень: запальні (стоматити), незапальні (дисфункції рецепторного апарату) і поєднані захворювання [31].

У діагностиці відзначених ускладнень багатьма авторами вживається термін "*Stomatopathia prothetica*" або «протезна стоматопатія». Kusz K. et al. застосували термін "*Stomatopathie protetyczne*", тим самим підкресливши, що це патологічні процеси в порожнині рота, викликані наявністю мікро- або макропротезів [32]. Gasser F. зазначає, що термін "*Stomatopathia prothetica*" охоплює всі явища, спричинені протезом або пов'язані з ним: механічні, органічні й хімічні впливи [33].

Водночас Р. С. Василенко [31] вважає, що термін «протезна стоматопатія» не може бути застосований у діагностиці, оскільки являє собою збірне поняття і відповідає російській назві «захворювання слизової оболонки порожнини рота, викликані протезами».

Значне місце в науковій літературі посідають запальні зміни слизової оболонки рота, викликані знімними протезами [34–40]. За класифікацією Р. С. Василенка, ці зміни (стоматити) поділяються на дві різні підгрупи: осередкові (обмежені) – травматичної етіології й розлиті (дифузні) – токсико-алергічної етіології [31]. Деякі автори дотримуються думки, що такі зміни варто називати протезними стоматитами, тому що цей термін відбиває основний зміст реакції протезного ложа – запалення і причину його виникнення [41]. Цю думку поділяють і деякі інші вітчизняні й зарубіжні автори, хоча в зарубіжних дослідженнях цей термін вживається у двох трактуваннях : "*stomatitis prothetica*" і "*Denture Stomatitis*" [42].

Латинська назва "*Stomatitis prothetica*", запропонована Kotilainen R., не одержала широкого поширення, хоча вона з успіхом застосовувалася аж донині [43]. Деякі автори вважають, що під терміном "*Stomatitis prothetica*", у першу чергу, маються на увазі плямоподібні або великі запалення в ділянці протезного ложа [44]. Wagner I. et al. при визначенні поняття "*Stomatitis prothetica*" також зазначає, що це поняття може бути застосовано тільки при клінічній картині стоматиту, що виражається в почервонінні або припухлості слизової оболонки, вкритої знімним протезом [45].

Розглядаючи причини, що спричинюють запалення слизової оболонки протезного ложа, З. С. Василенко зазначає, що воно викликається надлишком мономера, який, будучи ефіром, чинить подразнюючу дію на слизову оболонку протезного ложа [5].

На думку М. А. Нападова, навіть при правильному режимі полімеризації в пластмасі залишається до 0,5 % вільного мономера, при порушенні режиму його кількість зростає до 3,4 % [46].

Загальноприйнятою є думка, що знімний зубний протез – найсильніший подразник комбінованого характеру [47]. При цьому розділяють механічний, хімічний, термічний і біологічний компоненти в етіології протезних стоматитів. Складний комплекс подразників дозволив деяким авторам розглядати патологічні процеси в порожнині рота, викликані

протезуванням, як специфічний полісеміотичний комплекс, відомий під назвою «протезна стоматопатія» [48–49]. Нами, як і деяким іншим дослідникам [5], наведена інтеграція ознак здається практично малоперспективною, а теоретично – слабо обґрунтованою.

Так, у практично орієнтованому плані чітке визначення основної причини протезного стоматиту в кожному конкретному випадку принципово важливе, оскільки забезпечує обґрунтований вибір конкретних заходів у кожному конкретному випадку: додаткове зниження пористості й шорсткості протеза для мінімізації механічних впливів; зниження мономерних компонент для нейтралізації хімічної інтоксикації в підлеглих тканинах порожнини рота; поліпшення адгезивних властивостей протезів (запропонована значна кількість гелів і окисників), що перешкоджає порушенню терморегуляції в підпротезному ізольованому просторі. Кожний із перерахованих заходів приводить до значного зменшення негативного впливу зубного протеза.

Найбільш неоднозначно в сучасній ортопедичній стоматології вирішується проблема оцінки запальних змін у слизовій оболонці порожнини рота, які запропоновано ділити на дві підгрупи: осередкові (обмежені) – травматичної етіології й розлиті (дифузні) – токсико-алергічної етіології.

У науковій літературі викладений принцип оцінки характеру запальних ускладнень багатьма авторами вважається найбільш прийнятним, що відбиває основний зміст реакції протезного ложа – запалення й причину його виникнення [50–51]. Основна дискусія ведеться навколо морфологічних ознак запалення [52–87] і ролі мономерів (вільних і залишкових) в ініціації цих ознак [53].

З позицій сучасних уявлень про механізми ініціюючих сигналів, що модифікують тканинний гомеостаз, зазначені погляди на протезні стоматити надто спрощені. По-перше, морфологічне, класичне визначення запалення як *tumor, rubor, color, dolor et functio lese* (припухлість, почервоніння, біль і порушення функції) з цілковитою підставою можна віднести до

малоінформативного фактора, а саме на ньому заснована постановка діагнозу, визначення клінічних форм стоматитів [40].

По-друге, локальність і генералізованість запальних процесів у переважній більшості випадків визначається індивідуальними особливостями механізмів регуляції тканинного гомеостазу і мало залежить від етіологічних факторів [54].

По-третє, ступінь етіологічного фактора визначає тільки ризик розвитку специфічного патологічного процесу, але не характер його виразності й обтяженість [55].

Нарешті, і це є основним, запальний процес за своїм генезом – це функціональна адаптація тканин до мінливих умов внутрішнього середовища, і тому його відсутність (так званий А-реактивний стан) може викликати не менш загрозливі наслідки, ніж високий ступінь його виразності [56].

З урахуванням перерахованих заперечень, найбільш сучасне й повне визначення «захворювання слизової оболонки порожнини рота, викликаного протезами», – це стан дизрегуляції тканинного гомеостазу з поліваріантними наслідками, прогнозованими на індивідуальному рівні [5].

Отже, виходячи з вищевказаних даних і спираючись на сучасні погляди на тканинні процеси, що відбуваються в порожнині рота, які визначають індивідуальний динамічний тканинний гомеостаз, спричинюване протезами порушення тканинного гомеостазу (у цьому випадку в слизових оболонках порожнини рота, що контактують із протезами) розглядається як саногенетична дизрегуляція [57].

На користь обґрунтованості цієї концепції свідчать досить численні факти, що наводяться в низці наукових праць, які складно з'ясувати з позицій переваги запального компонента в патогенезі протезного стоматиту.

Так, за даними [47], знаходження в порожнині рота потенційно небезпечних компонентів базисних пластмас (використовуваних для надання тих чи інших властивостей стоматологічним полімерам), навіть у малих

кількостях, може супроводжуватися кумулятивними впливами на організм (загальнотоксична, мутагенна і сенсibiliзуюча дії).

Особливо бурхлива дискусія ведеться в сучасній науковій літературі у зв'язку із проблемою так званої «алергії на пластмаси», щодо якої одні автори навіть ідентифікують алерген-значущі речовини (гідрохінон, перекис бензолу, окис цинку, барвники [58]), інші вважають обговорюваний діагноз помилковим [59], треті – заперечують саму можливість «ізолюваної алергії слизової оболонки порожнини рота» [60] і, нарешті, існує обґрунтована точка зору, що будь-який хімічний інгредієнт може бути водночас і хімічним токсином, і алергеном [13].

Навряд чи варто дивуватися наведеній неоднозначності поглядів учених, якщо взяти до уваги, що всі вони наполегливо намагаються визначити саме природу етіологічного фактора, що, згідно з саногенетичною концепцією, не є заздалегідь визначальною. Слід зазначити, що в деяких дослідженнях наявний антидетерміністський мотив, що припускає за рахунок варіабельності функції епітеліальної лімфоїдної тканини характеризувати природну резистентність і поствакцинальний імунітет [62; 256], стан місцевої імунної відповіді [63], а за варіацією імунологічних процесів прогнозувати ефективність проведеного лікування [64].

Зазначимо, що, не позначаючи використовувані діагностичні підходи як саногенетичні, у багатьох клінічно прогнозованих дослідженнях з успіхом випробуваний інформативний потенціал при визначенні критеріїв макрофагальної поліморфно-ядерної і лімфоцитарної проліферації [65–66], диференціації різних цитокинов [67] і неспецифічних факторів захисту [68–69] і на їхній підставі аргументована досить ефективна терапія стоматопатій за допомогою імуномодулювальних лікарських засобів місцевого застосування, а також харчових добавок [70].

На нашу думку, саногенетичний концепт дозволяє з більш обґрунтованих позицій узагальнити уявні протиріччя в поясненні феномена «кандидозного палатиніту», що ініціюється спонтанно грибом сімейства

Candida (C. albicans). При так званому «кандидомікозному протезному стоматиті», з урахуванням ендогенного походження збудника, прогноз можливої схильності до нього може здійснюватися тільки на основі критеріальної оцінки імунної реактивності організму [71].

Безсумнівну роль у розвитку ускладнень ортопедичного лікування із застосуванням знімного протезування у певної частини пацієнтів відіграє інтенсивний розвиток на поверхні протезів певних видів мікроорганізмів, зокрема, кокової флори й особливо грибів [72–74]. Це частково може бути пов'язане з високою адгезивністю для мікроорганізмів погано обробленої поверхні базису протезів і, що ще важливіше, з відсутністю в пацієнтів необхідних гігієнічних навичок.

Другою невирішеної дотепер проблемою залишається досягнення природного вигляду знімних зубних протезів, що набуває все більшого значення в сучасних умовах підвищення естетичних запитів пацієнтів.

Часто в літературі зустрічається т. зв. «непереносимість протезів», що повторює частково клініку протезних стоматитів, але на перше місце висуваються дані опитування: наприклад, печіння слизової оболонки порожнини рота, порушення смаку тощо. Більше того, навіть у підручнику з ортопедичної стоматології, що витримав десятки видань [75], пропонується «непереносимість» віднести до тимчасових узагальнюючих клінічних симптомів, які, однак, супроводжують різну патологію, притаманну протезуванню.

Звичайно, при розшифровці механізмів розвитку стоматиту виникають труднощі з диференціюванням і визначенням симптомів, що характеризують алергію й реактивні зміни слизової оболонки протезного ложа [76].

З позицій уявлень про стоматит як порушення тканинного гомеостазу, труднощів у диференціації перерахованих механізмів, зрозуміло, не повинно виникати – швидше за все, цей стан супроводжується помітною дизрегуляцією синтезу білків «загальної фази запалення» [17; 258] (включаючи насамперед С-реактивний білок), що забороняє ініціацію

гіперпроліферативних процесів, які візуалізують картину локального запалення при протезному стоматиті. Про те, що при «непереносимості протезів» задіяні механізми нейротрофічної регуляції тканинного гомеостазу, свідчать часто описувані випадки, коли «стан непереносимості протезів» супроводжується порушеннями психіки, через що пропонується навіть визначення «психогенна непереносимість зубного протеза» [40; 262].

Перебільшення ролі інгредієнтів, що ініціюють стоматит, визначило інтерес фахівців до пошуку шляхів удосконалювання зубних протезів. Список протезних модифікацій матеріалу базису досить великий: додавання до базисного матеріалу антимікробних препаратів, восків троянди, лаванди, шавлії [71], виготовлення депроліферованих моделей і нанесення на внутрішню поверхню протеза захисного титанового покриття [77], вплив на поверхню протеза плазмою тліючого розряду [16], нанесення на внутрішню поверхню протеза металізованої плівки з паладію [7] і багато інших.

І все ж таки, хоча технічне вдосконалювання протезів, запропоноване в останні роки, частково допомогло вирішити проблему сумісного протезування [13], варіанти індивідуальної несумісності зустрічаються, як і раніше, досить часто. Тому, поряд з удосконалюванням протезних технологій, необхідно актуалізувати проблематику об'єктивної оцінки варіантів індивідуальної несумісності, що зумовлює негативний результат протезування [180].

Перспективність такого напрямку пов'язана з тією обставиною, що стан початкових фаз порушень у тканинному гомеостазі ротової порожнини в протезоносіїв можна в багатьох випадках компенсувати, що визначить більше високу стійкість тканин до відповідних протезів. А заміна в базисі протеза акрилової пластмаси на інший матеріал, що є основним елементом дискусії в цьому плані, дозволить вирішувати проблему на якісно іншому рівні, сконцентрувати її рішення на підвищенні стійкості тканин до механічного подразника [260–262].

Отже, підсумовуючи вищесказане, ми можемо визначити два напрямки в дослідженні протезних стоматитів, розробці методів профілактики. Перший – це виключення з матеріалу базису знімного протеза інгредієнтів, що викликають алергічні та токсичні порушення в тканинах протезного ложа й у ротовій рідині. Другий – розробка ранньої діагностики порушень у ротовій рідині, у тканинах протезного ложа, викликаних механічним, термічним й іншим впливом базису знімного протеза, і його корекція.

1.2. Проблеми застосування акрилових пластмас для виготовлення базисів зубних протезів

Бурхливий розвиток хімії й фізики збагатив сучасну медицину цілим рядом нових матеріалів і технологій. Не більше ста років тому при виробництві зубних протезів домінували золото, шелак і груба кераміка, тоді як у сучасній стоматології протези виготовляють із синтетичної кераміки, полімерних композицій і сплавів високої чистоти.

Весь цей наукомісткий і складний перехід до вдосконалювання технологій викликаний пошуком оптимальних матеріалів, що дозволяють створити міцні, естетичні, а найголовніше – нешкідливі для організму людини зубні протези.

Одне з невирішених до цього дня завдань зубного протезування – зниження ефекту ушкоджуючої дії на тканини й органи порожнини рота матеріалів, з яких виготовлені знімні зубні протези [79; 255]. Відомо, що поряд з іншими факторами патогенного ефекту полімерних матеріалів знімних зубних протезів, зокрема поліметилметакрилату (ПММА), механічний їх вплив на тканині протезного ложа інколи відіграє вирішальну роль у розвитку ускладнень знімного протезування: трофічних і дистрофічних змін слизової оболонки й кісткової основи протезного ложа, декубітальних виразок слизової оболонки, травматичного стоматиту [15–16; 81–83].

У роботах М. А. Темирбаева [17; 40] методом УФ-спектроскопії з достатньою точністю вдалося встановити, що з акрилових стоматологічних пластмас постійно вимивається залишковий мономер, причому кількість і швидкість його виходу зростають у кислому й лужному середовищах, які, імовірно, підсилюють запальні процеси. Можна припустити, що аналогічні фактори впливають на протези при тривалому перебуванні їх в агресивному середовищі порожнини рота, що, у свою чергу, обумовлює виникнення запальних явищ слизової оболонки.

Спроби використовувати для профілактики таких ускладнень еластичні підкладки під базис протезів (з полівінілацетату, поліуретану, силікону та ін.) радикально цю проблему не вирішили [84–94]. Серйозні проблеми були пов'язані із встановленими токсичними ефектами, які властиві залишковому мономеру, що надходить у ротову порожнину із ПММА при користуванні знімними протезами [80; 95–98]. Інші хімічні інгредієнти ПММА, зокрема, барвники, пластифікатори, та й сам залишковий мономер можуть стати причиною розвитку в пацієнтів алергічного стоматиту, у чому інколи виражається досить часта непереносимість базисних полімерних матеріалів [9; 99–100].

Поряд із цим широко відомі серйозні недоліки акрилових пластмас: це недостатня міцність при статичному вигині, низька питома ударна в'язкість, що призводить до частих поломок протезів через їхню крихкість.

Найпоширеніший матеріал для виготовлення базисів знімних зубних протезів – поліметилметакрилат. Хоча даний матеріал відповідає естетичним критеріям, його механічні характеристики незадовільні. Численні дослідження виявили, що поломки близько 70 % протезів спостерігаються протягом 3 років користування [101]. Дарбар, Хагетт і Харрисон, опитуючи фахівців трьох зуботехнічних лабораторій [102], з'ясували, що 33 % ремонтів протезів виконувалося у зв'язку з випадінням зубів із протеза, 29 % – лагодження серединних переломів повних знімних протезів верхньої щелепи, а 38 % – часткових протезів. Переломи протезів – це результат дії двох видів

сил – на вигин і на удар. Утома внаслідок вигину виникає через численні згини матеріалу в ділянках концентрації напруження, що спричинює утворення мікротріщин. Подальші навантаження призводять до їхнього злиття в більшу тріщину, що значно ослаблює матеріал, приводячи до зламу базису протеза [103].

Дослідження поліпшення механічних властивостей ПММА протягом останніх років проводилися в трьох напрямках: пошук альтернативного ПММА матеріалу, хімічні модифікації ПММА, доповнення структури ПММА зміцнювальними матеріалами.

Ще із середини ХХ ст. відоме застосування в травматології й ортопедії листового ПММА, так званого органічного скла, як опорний матеріал для заміщення значних кісткових дефектів черепа. Оскільки листовий ПММА практично не містить залишкового мономера, він більше міцний порівняно з порошковим ПММА [104]. Це спонукало Э. Я. Вареса й співавторів [105] до виготовлення базисів зубних протезів шляхом штампування пластинок оргскла на гіпсових моделях у спеціальних прес-формах. Було встановлено, що виготовлені в такий спосіб базиси значно міцніші порівняно з виготовленими за звичайною технологією і не ламаються протягом тривалого (до 5 років) строку користування протезами. Однак ця методика не дістала значного поширення через відсутність устаткування для штампування пластмас.

Bucknall С. В. [106] запропонував зміцнювати полімери гумою. Так одержали матеріал, що складається із ПММА матриксу з гумовою сіткою. Напруження, що виникають у ПММА, на думку автора, повинні були компенсуватися гумовим покриттям. Rodford R. А. [107] описав методику одержання високостійкого на злам базисного матеріалу при додаванні до ПММА низькомолекулярної бутадієн-стирольної гуми, яка також має реактивну акрилатну кінцеву групу, що полегшує її з'єднання із ПММА, а додавання в ПММА близько 30 % гуми не погіршує властивостей базисного матеріалу. При порівнянні властивостей запропонованого матеріалу з

пластмасами гарячого, холодного твердіння й виготовленими методом литтьового пресування в нього виявлена більше висока ударостійкість, стабільність форми, стійкість до згину тощо, хоча складність технології й, відповідно, висока вартість (в 20 разів вище вартості звичайних протезів) обмежили широке застосування вдосконаленого базисного матеріалу.

Досить перспективним вважалося зміцнення базисів зубних протезів вуглецевими волокнами, вперше виготовленими з комерційною метою Едисоном наприкінці XIX ст. при нагріванні поліакрилонітрату до 250 °C у повітряній і до 1200 °C — в інертній атмосфері. Внаслідок цього процесу елімінуються водень, азот і кисень, залишаючи ланки вуглецевих атомів, які формують волокна. Волокна додавали до ПММА у вигляді ниток або спіралей, які при виготовленні базисів протезів зволожували, укладали паралельно й заливали пластмасою [108]. Автор довів, що виготовлені таким методом базиси протезів на 50 % міцніші, ніж виготовлені за звичайною технологією.

Як підтвердили А. L. Bowman, Т. R. Manley, зміцнення базисів волокнами вуглецю значно зменшує кількість поломок і вдвічі збільшує термін користування протезами. Також доведено, що на міцність базису протеза істотно впливає розміщення волокон – базиси з їхнім паралельним розміщенням мають стійкість до згину вищу, ніж з хаотичним [109].

Тривалі експериментальні дослідження з імплантації волокон вуглецю під шкіру пацюків виявили відсутність токсичних змін і явищ канцерогенезу [110]. Однак результати досліджень зміцнення ПММА вуглецевими волокнами, проведені на початку XXI ст., не були в подальшому впроваджені насамперед через складність роботи з вуглеводним волокном, трудомістке полірування, незадовільні естетичні характеристики (чорний колір волокна).

Деякі фахівці [111] запропонували зміцнювати базиси зубних протезів органічною речовиною арамідом. Цей матеріал має значну силу розтягання і з успіхом використовується при виготовленні бронежилетів, автошин, корпусів літаків. Авторами встановлено, що додавання в ПММА близько

29 % волокон арамиду підвищує його міцність і стійкість до вигину, хоча жовтий колір волокон і складність полірування обмежують показання до застосування матеріалу в ортопедичній стоматології [112].

Vallittu P. K. et al. [113–114] повідомляли про зміцнення базисів протезів шляхом змішування скловолокна з акриловим тістом у співвідношенні 1 : 5, а також розглядали концепцію повного і часткового зміцнення волокон лише в слабких ділянках базису. Дослідження встановили, що додавання скловолокна до базису пластмаси не поліпшує її механічних властивостей, а проникнення волокон крізь товщу пластмаси назовні призводить до подразнення слизової оболонки протезного поля.

S. B. Schaupal і Y. K. Sood [115] вивчали вплив металевих наповнювачів (порошків срібла, міді й алюмінію) на деякі фізичні властивості акрилової пластмаси — теплопровідність, силу розтягання, силу стискання тощо. Встановлено, що сила стискання пластмаси при застосуванні наповнювачів збільшується, а сила розтягання — зменшується. Численні спроби зміцнення пластмаси металічними елементами були безуспішними через виникнення зон концентрації напруження біля часточок металу, що зумовлено відсутністю адгезії між металічними елементами й акриловим матриксом. Для кращого зв'язування металу і пластмаси Vallittu [116] запропонував попередню піскоструминну обробку металу і застосування спеціальної пластмаси, до складу якої входить звичайний порошок ПММА і мономер, якій містить 5%-й етилтримелітатовий ангідрид (характеризується адгезією до металу) [117].

M. Braden et al. [118] використовували як матеріал для базисної пластмаси ультрависокомолекулярний поліетилен (ПЕ). Відомо, що ПЕ — це розгалужений полімер з високою ударостійкістю, високим модулем розтягання, стійкістю до дії температури (від -120 до +100 °C) і хімічних реагентів [119]. Поліетиленові волокна пластичні, нейтрального кольору і відрізняються високої біосумісністю. Gutteridge D. L. [120] запропонував технологію виготовлення знімних протезів з акрилової пластмаси з 0,5–4 %

вмістом волокон ПЕ довжиною 6 мм. Автор установив, що додавання 1 % ПЕ до акрилової пластмаси є оптимальним для забезпечення її ударостійкості. Інші фахівці [121–122] досліджували механічні властивості базисного матеріалу, отриманого при змішуванні мікрогранул ПЕ з порошком ПММА, але позитивних результатів не одержали. Разом із тим, низкою авторів [123–124] доведено, що додавання волокон до ПММА спричинює перекручування розмірів протеза під час полімеризації у воді, що пояснюється гідрофобними властивостями ПЕ і гідрофільністю акрилової пластмаси. Проаналізувавши опубліковані дані, можна стверджувати, що сьогодні не існує матеріалу, який би повністю відповідав естетичним вимогам і разом з тим відрізнявся механічними властивостями, необхідними для виготовлення базисів протезів.

Досить цікавими є дані про мікробіологічний статус зубних протезів у порожнині рота. Так, у роботі С. Д. Арутюнова й співавторів було проведено вивчення мікробної адгезії до ряду конструкційних пластмасових матеріалів, використовуваних в основному для базису знімних і частково знімних пластинкових і бюгельних протезів при повній або частковій відсутності зубів [125]. Як правило, така патологія найчастіше пов'язана з порушенням мікробної рівноваги порожнини рота і наявністю ряду захворювань слизової оболонки порожнини рота.

Одним з патогенетичних факторів є сам конструкційний матеріал, використовуваний при лікуванні, або неправильний його вибір. Вибіркове нагромадження найбільш агресивних видів мікробів може призводити до порушення мікробіоценозу порожнини рота і розвитку після протезування ускладнень запального характеру [126–127]. У результаті досліджень автори зробили висновок, що ступінь адгезії різних мікробів до базисних пластмас варіює в широких межах — на 1 см² стандартного зразка матеріалу припадає від 1 до 29 % мікробних клітин нанесеної суспензії вихідної концентрації, а математичний розподіл індексів адгезії мікробів до базисних пластмас має вигляд логарифмічної кривої й дозволяє виділити адгезію низкого (при

значеннях індексу від 0 до 0,11), помірного (0,12–0,20) і високого (вище 0,21) ступеня.

Найцікавішим фактом зазначених досліджень стало те, що кожен базисний матеріал, залежно від його фізико-хімічних параметрів і типу полімеризації, істотно розрізнявся за ступенем адгезії стабілізуючих і пародонтопатогенних видів бактерій порожнини рота, а також грибів роду *Candida*. Матеріали для гарячої полімеризації відрізняються вищим ступенем адгезії агресивної флори, ніж матеріали для холодної.

У роботі Д. Ростока зі співавторами було встановлено, що всі зубопротезні базисні матеріали підвищують ступінь ризику виникнення орального кандидозу. Оскільки в складі мікрофлори порожнини рота містяться різні види грибів роду *Candida*, слід перед протезуванням виявити й ідентифікувати *Candida*, особливо *C. albicans*, а також визначити їхню концентрацію в слині [128].

Знімні зубні протези, виготовлені з акрилової пластмаси, посилюють адгезію *Candida spp.* Тому, на думку авторів, для успішного їх використання при протезуванні зубів обов'язково слід провести мікробіологічну діагностику і за необхідності – протигрибкову терапію. При збільшеній концентрації *C. albicans* у порожнині рота потрібно відмовитися від знімного протезування, щоб уникнути оральної кандидозної маніфестації.

Цікаві також дослідження епітелію слизової оболонки порожнини рота у протезоносців акрилових протезів.

Раніше висловлено думку, що якість і вид протезів, а також матеріал, з якого вони виготовлені, не впливають на слизову оболонку протезного ложа [129]. Розвиток запальних змін слизової оболонки протезного ложа за наявності протезів пов'язують із наявністю патології інших органів і механічною травмою елементами протезів. Однак дослідженнями останніх років доведено, що будь-які протези викликають патологічні зміни слизової оболонки протезного ложа. При цьому виявлена залежність між видом і матеріалом протеза, термінами користування ним і станом слизової оболонки

протезного ложа [130–133]. Встановлено також, що запальна реакція слизової оболонки на протези в жінок відзначається частіше, ніж у чоловіків, особливо у віці старше 50 років [134].

Існує думка, що товщина епітелію, зокрема рогового шару, зменшується під впливом протезів, але це не залежить від часу користування протезами протягом доби, величини базису й строків носіння протезів, а пов'язано, насамперед, з віком хворих [135]. Є відомості, що під базисом знімного протеза слизова оболонка твердого піднебіння значно стовщується, головним чином за рахунок збільшення розмірів клітин шипуватого шару епітелію або стовщення сполучнотканинної основи слизової оболонки [136].

Зі збільшенням термінів користування знімними протезами морфологічні зміни слизової оболонки протезного ложа нарастають і характеризуються різним сполученням атрофічних і гіперпластичних процесів. У терміни до 5 років епітелій містить стоншені зернистий і роговий шари, які при тривалішому користуванні протезами не виявляються, а після 12 років зменшується і кількість рядів клітин шипуватого шару [130]. Спостерігаються виражені дистрофічні зміни клітин поверхневого шару (акантоз, дискератоз, паракератоз), коли епітелій протезного ложа представлений вузькою смужкою розпушених базальних і шипуватих клітин, інфільтрованих лімфоцитами. У деяких випадків відзначається оголення сполучнотканинних сосочків разом з їхньою гіпертрофією і папіломатозом [137]. При користуванні протезами більше 3–5 років у всіх ділянках слизової оболонки протезного ложа відзначається картина хронічного запалення [138–139]. Кількість колагенових волокон у сполучнотканинній основі слизової оболонки протезного ложа зі зростанням термінів користування протезами збільшується, вони стоншені, фрагментовані, нерідко гіалінізовані, пучки їх розташовуються хаотично навіть у сосочках власного шару. Еластичні волокна, як правило, стовщуються і фрагментуються [140]. У кровоносних судинах м'язового типу відзначається еластоз. У середній оболонці судин кількість еластичних волокон стає меншою, а в адвентиції – більшою.

М'якушеві нервові волокна піддаються фрагментації й зернистому розпаду, безм'якушеві нервові волокна варикозно стовщуються і розволокнуються. У слизових залозах твердого піднебіння розвивається застій секрету, що призводить до розширення просвітів вивідних проток і кінцевих відділів. Надалі відбуваються атрофія секретуючого епітелію, розвиток хронічного запалення, заміщення паренхіми жировою і сполучною тканиною [141].

З 1998 р. у ряді стоматологічних установ України під керівництвом проф. Е. Я. Вареса проводиться клініко-експериментальне виготовлення зубних протезів і ортодонтичних апаратів з ливарних термопластів медичного призначення – високомолекулярного ПЕ й ПП, які ефективно застосовуються в хірургії внутрішніх органів, кардіохірургії, травматології тощо [142–143]. Встановлено, що протези, виготовлені з литьових термопластів, відрізняються досконалими естетичними, а головне, механічними властивостями, що не характерно для застосовуваних базисних пластмас [144].

Отже, намагаючись розв'язати зазначене нами в результаті вивчення даних літератури перше завдання в розробці заходів щодо профілактики протезних стоматитів, автори в результаті численних досліджень і застосування різних методик дійшли висновку, що застосування компресійних акрилових базисів слід замінити матеріалом, що не чинитиме такого різнопланового негативного впливу на слизову оболонку протезного поля і тканини порожнини рота в цілому.

1.3. Характеристика і клінічне застосування безакрилових пластмас в ортопедичній стоматології

У другій половині ХХ ст. увага вчених, що займаються проблемою вдосконалювання матеріалів для виготовлення зубних протезів, привернули термопласти. Термопластичні полімери і сополімери (термопласти) мають безліч переваг перед звичайними порошковими і рідкими полімерними

системами, застосовуваними в ортопедичній стоматології [145]. Термопластичні полімерні матеріали стабільні й міцні, мають високу опірність до скручування, високу утомну витривалість (зносостійкість) і гарну опірність до розчинення [146].

Одна з найпривабливіших якостей термопластичних пластмас – те, що вони не містять вільних мономерів [78].

Крім того, термопластичні матеріали практично не мають пористості, що знижує можливість проникнення в них рідини й біологічних матеріалів і, відповідно, появи запахів і зміни забарвлення, що сприяє підвищенню їхньої ефективності з погляду експлуатаційних показників зубних протезів. Всі ці фактори важливі при виробництві як тимчасових, так і постійних протезів при лікуванні із застосуванням імплантатів або у випадку проведення комплексних реконструктивних заходів і, нарешті, при виготовленні постійних знімних протезів [147].

Типово, що термопластичні пластмаси мають більшу гнучкість і міцність порівняно з акриловими пластмасами. Вони можуть бути додані до полімерних матеріалів для збільшення їхньої гнучкості, що має сприяти зниженню поломок протезів [148].

Термопластичні матеріали для поліпшення їхніх фізико-механічних характеристик можуть бути посилені скляними наповнювачами і волокнами [149]. Водночас зазначені пристосування можуть бути оновлені й відремонтовані за допомогою спеціальних пристроїв для перепресування.

Протези з термопластичних пластмас можуть бути зроблені з первинного відбитка або литтвовим пресуванням, що підвищує їхню міцність і гнучкість, полегшує вагу. Виготовлені в такий спосіб протези в ділянці ясен і зубів відповідають твердим тканинам зубів і не мають потреби в багаторазовому припасуванні.

Протези з таких матеріалів мають високу естетичність і забезпечують тривале за часом і комфортабельністю їхнє використання, що дозволяє задовольнити найвищі естетичні вимоги пацієнтів [150–151].

Термопластичні матеріали використовувалися й використовуються для широкого ряду пристроїв від знімних гнучких часткових зубних протезів до виготовлення гачків часткових протезів [28]. Фіксовані на полімерних опорно-утримуючих кламерах часткові протези, тимчасові коронки й мостоподібні протези, провізорні коронки, obturatori і пристосування для логопедичних заходів, ортодонтичні ретейнери і брекети, оклюзійні, пристрої для лікування апное, абатменти імплантатів, відтискні ложки й ясенні маски – ось аж ніяк не повний перелік протезів і пристосувань із термопластичних пластмас, які в сучасній ортопедичній стоматології вже знайшли своє застосування [152].

Ацеталь. Ацеталь як гомополімер має гарні механічні характеристики і кращі, більш довгострокові властивості стабільності порівняно з ПММА. Ацеталева пластмаса зносостійка і резистентна, до того ж дуже гнучка. Ці характеристики роблять зазначений матеріал ідеальним для виготовлення кламерів для часткових знімних протезів при однібічних часткових дефектах зубних рядів, для окантовки часткових зубних протезів, провізорних мостоподібних протезів і навіть абатментів імплантатів [7].

Ацеталі також мають гарний опір до зношування. Будучи міцнішим, ацеталь не має прозорості й природності зовнішнього вигляду, що властиві термопластичним акрилатам і полікарбонатам. Останні частіше дають кращі результати при використанні для виготовлення тимчасових конструкцій.

Термопластичні полікарбонати. Полікарбонати являють собою полімерні ланцюжки бісфенольних карбонатів. Це популярний матеріал, застосовуваний у зубному протезуванні протягом тривалого часу для попередньо виготовлених тимчасових зубних коронок. Подібно до ацеталевої пластмаси, полікарбонатна також має велику міцність і резистентність на злам, до того ж вона дуже гнучка. Однак полікарбонатні пристрої, порівняно з виготовленими з ацеталевої пластмаси, не так добре переносять жувальні навантаження і, відповідно, не витримують тривалих вертикальних навантажень [153].

Полікарбонати ідеально підходять для провізорних коронок і мостів, однак не відповідають вимогам матеріалів для каркасів часткових знімних протезів. Матеріал має природну прозорість і, зрештою, чудово відповідає естетичним потребам. Тимчасові провізорні конструкції з термопластичного полікарбонату забезпечують пацієнтам чудові функціональність і естетику протезів на нетривалий час.

Термопластичні акрилати. Як відомо, ПММА широко використовується в зубному протезуванні протягом багатьох років для виготовлення тимчасових коронок і при високотемпературній полімеризації як базисний матеріал при частковому і повному зубному протезуванні [154].

Полімеризований при високій температурі ПММА характеризується високою пористістю і водної абсорбційністю, великою усадкою і значним вмістом залишкового мономера [155].

Ці характеристики – причина безлічі проблем, пов'язаних із застосуванням високотемпературнополімеризованого акрилу (термопластичний варіант). Термопластичний акрилат має низьку ударну опірність. Матеріал легкий у припасуванні, виготовленні й поліруванні. Він надійний, протези з нього добре піддаються лагодженню. Термопластичний акрилат сприйнятливий до забарвлення під зуб і ясна, має напівпрозорість і природність, тому задовольняє вимогам естетики. Подібно більшості термопластичних пластмас, акрилова також міцна, має гнучкість і резистентність на злам [156]. Однак акрилати не настільки стійкі, як ацеталеві пластмаси, до жувальних навантажень і, відповідно, не можуть переносити вертикальних навантажень протягом тривалого часу [157].

Термопластический акрилат Флексит М. П., що являє собою спеціальну суміш полімерів, набув за рубежом широкої популярності. Він має найвищу ударну переносимість. Можна кинути виріб із Флекситу М. П. об підлогу без ефекту перелому базису зубного протеза. Флексит М. П. має поверхневу міцність у межах 55–65 МПа, що робить його популярним для виготовлення пристосувань і зубних протезів для хворих на бруксизм [158].

Нейлон. Сьогодні нейлони належать до найпоширеніших полімерів. В 1935 р. група вчених під керівництвом лікаря Волласа Каротерза розробила матеріал, що складається з водню, азоту, кисню й вуглецю [159].

Учені намагалися знайти матеріал, подібний за якісними характеристиками до шовку. Відкриття було зроблено випадково: розігрівши суміш кам'яновугільної смоли, води й етилового спирту, вони виявили, що вийшло волокно, схоже на шовк, прозоре і дуже міцне. Назва цього волокна з'явилося в 1939 р., на Всесвітньому ярмарку в Нью-Йорку – "nylon" («нейлон», або «найлон») – за першими літерами назви міста – New-York.

Із загальної кількості поліамідів, що виробляються сьогодні, 42 % припадає на нейлон. Комерційне використання нейлону розпочалося в жовтні 1938 р. Нейлон – перший синтетичний полімер, фізичні властивості якого перевершують властивості деяких металів. Нейлон має неймовірне сполучення властивостей – високу міцність, середню твердість і стійкість до високої температури (+85 °C), пально-мастильних речовин і більшості хімікатів [160]. Однак він піддається впливу фенолів, сильних кислот і окисників. Нейлон може бути легко модифікований зі збільшенням твердості й утомної резистентності. Через високу збалансованість міцності, гнучкості й високотемпературної резистентності нейлон являє собою найкращу альтернативу для заміни металів у зубопротезних конструкціях. У протезуванні через природну гнучкість він, насамперед, використовується для виготовлення тісно пов'язаних із тканинами часткових знімних протезів. Термопластичний нейлон недостатньо міцний для використання в ділянках докладання жувальних сил і тому не переносить вертикальних навантажень у точках їх прямого докладання [158].

Нейлон дещо складніше підганяється і полірується, ніж акрилові пластмаси. Однак пластмаса може бути напівпрозорою і мати чудові естетичні характеристики для виготовлення гнучких часткових зубних протезів, що змикаються з тканинами.

Валпласт – один з найвідоміших і широко застосовуваних нейлонових синтетичних матеріалів для виготовлення протезів [161]. Він використовується в ортопедичній стоматології вже протягом багатьох років, уперше отриманий у Нью-Йорку. Розробка цього матеріалу була спрямована на рішення клініко-технічних проблем, пов'язаних з недотриманням вимог поєднання міцності зубних протезів і їхніх естетичних властивостей. Тоді й було запропоновано для виготовлення базисів знімних зубних протезів використовувати гнучкі полімери, що стало реальним ґрунтом для створення структурно складних пристосувань із існуючих ригідних матеріалів.

Валпласт використовується в гнучких ділянках протезів. Він високо естетичний, що дозволяє тканинам пацієнта, які просвічуються через матеріал, надавати йому основних природних відтінків (рожевий, ясно-рожевий тощо).

З моменту появи в 50-х рр. минулого сторіччя Валпласт став претендувати на роль функціональної альтернативи матеріалам традиційних часткових протезів.

У літературі є дані про матеріалознавчі характеристики нейлонових базисних матеріалів, у тому числі, Валпласту. Вони гідрофобні, мають високу міцність через низький модуль пружності [97].

Валпласт, що являє собою гнучку базисну гуму, на думку багатьох зарубіжних фахівців, має низку привабливих характеристик для часткових знімних зубних протезів або однобічних знімних ортопедичних конструкцій.

Зубні протези з Валпласту за умови строгого дотримання рекомендованої товщини, мають надзвичайно високу гнучкість і міцність.

Колір протезів і його відтінки, а також дизайн валпластових часткових протезів, що справляють враження «безшовних» у місцях змикання з тканиною ясен, обумовлюють природний вигляд конструкцій, що забезпечує практичну «невидимість» протеза [162–163].

Кламери із цього полімерного матеріалу відрізняються високою міцністю, вони нетравматичні, зручно охоплюють збережені зуби пацієнта і ясна, забезпечуючи надійну фіксацію зубних протезів.

Деякі з авторів віддають перевагу використанню Валпласту при частковому знімному протезуванні. Проте, у ситуаціях, коли застосування «безмономерного» матеріалу виявляється нагальною потребою, наприклад, при непереносимості акрилових полімерів, Валпласт може і повинен бути використаний як матеріал вибору [164].

Поліуретан. В 1983 р. Н. М. Балалаева почала спробу використання поліуретану як базисного матеріалу для виготовлення пластинкових протезів і боксерських шин [84]. Автором був використаний поліуретан, що випускається промисловістю, СКУ-ПФЛ. Запропоновані протези відрізнялися досить складною конструкцією: вони склалися з металічного каркаса, що перебуває усередині поліуретанового базису, проміжного шару акрилової пластмаси для з'єднання з акриловими штучними зубами. Протези не витримували циклічних навантажень, часто ламалися в ділянці з'єднання поліуретану й акрилової пластмаси, технологія виготовлення таких «багат шарових» протезів була досить складною. Крім цього, промисловий поліуретан СКУ-ПФЛ був занадто еластичний, щоб служити базисом пластинкового протеза.

Разом із тим, через широке застосування поліуретанових еластомерів як протезного матеріалу в різних галузях медицини [165–166], М. Ю. Огородников поставив перед собою завдання розробити такі композиції матеріалу на основі поліуретану, які б повністю відповідали всім вимогам до конструкційних (базисних і підкладкових) матеріалів [167]. Завдання полягало, насамперед, в тому, щоб розроблені матеріали вигідно відрізнялися від широко застосовуваних акрилових пластмас відсутністю їх основних недоліків, при цьому зберігши їхні безперечні достоїнства.

Протягом півтора року була проведена велика кількість експериментів зі створення рецептур композицій для виготовлення як жорсткого базису, так

і еластичної підкладки. На сьогодні автором для широкого застосування як оптимальні запропонована рецептура твердого базису і 6 рецептур еластичного підкладкового матеріалу різного ступеня твердості.

Результати дослідження авторів розроблених матеріалів на основі поліуретану «Денталур» і «Денталур П» переконливо доводять, що вони позбавлені основних недоліків акрилових базисних матеріалів, а саме: мають високий ступінь хімічної й біологічної безпеки, підвищені міцнісні характеристики; відрізняються низькою усадкою, що забезпечує високу прецизійність протезів, а також незначним водопоглинанням, що визначає їхню високу гігієнічність.

1.4. Поліпропілен. Сучасний стан питання про застосування його в ортопедичній стоматології

Світове виробництво ПП неухильно росте. За темпами росту обсягу виробництва в 60-ті роки ПП перевершив всі інші найважливіші види полімерних матеріалів. Виробництво ПП збільшилося з 61 тис. т в 1960 р. до 20,7 млн т в 2005 р., внаслідок чого він вийшов на четверте місце серед найбільш багатотоннажних термопластів після поліетилену (ПЕ), полівінілхлориду (ПВХ) і полістиролу (ПС). Виробництво поліпропілену випереджало дотепер всі прогнози, що висловлювалися в літературі [168].

Розширення застосування ПП, сополімерів і композицій на його основі зумовлено високою хімічною стійкістю цих матеріалів у більшості агресивних середовищ і високою механічною міцністю при підвищених температурах. Діапазон робочих температур виробів з поліпропілену дуже широкий: від $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$ для орієнтованих плівок до $140\text{--}150\text{ }^{\circ}\text{C}$ для виробів із ПП спеціальних марок. Завдяки низкій щільності ПП ($0,9\text{--}0,91\text{ Мг/м}^3$) з 1 кг його можна виготовити більше виробів заданих розмірів, чим з 1 кг інших термопластів, що істотно з погляду вартості; у багатьох областях застосування це має вирішальне значення [169].

Вартість виробів із пластмас визначається ціною вихідного матеріалу, вартістю його переробки і товщиною стінок виробу, що залежить від міцності матеріалу. Уже на початку 60-х рр. минулого століття собівартість виробів із ПП досягла рівня собівартості виробів з ПЕ низького тиску й ударотривкого ПС і стала набагато нижчою за собівартість виробів із термореактивних, зокрема карбамідоформальдегідних, смол, вартість вихідних матеріалів для яких значно менша [170].

Сьогодні багатьох країнах ПП застосовується в основному в хімічній, автомобільній, електротехнічній, медичній, харчовій галузях промисловості й у сільському господарстві.

В автомобільній промисловості ПП використовують завдяки його низькій щільності й теплостійкості. З нього виготовляють педалі систем керування, пропелери вентиляторів, ящики, фірмові знаки, внутрішнє облицювання дверей салону, гнучкі трубопроводи, сопла подачі гарячого повітря, корпуси фільтрів, панелі й щитки електроприладів, лицьові панелі динаміків радіоприймачів, корпуси високовольтних котушок, усілякі клеми і штекери, оббивні тканини, килимки, облицювання крил, щитки, деталі кондиціонерів [171].

Хімічна промисловість і суміжні з нею галузі – основні споживачі поліпропіленових труб, листів і товстих плівок. У багатьох випадках ПП завдяки високій механічній міцності й хімічній стійкості може з великим економічним ефектом замінити нержавіючі сталі.

У харчовій промисловості також використовується різноманітний асортимент виробів, виготовлених із ПП: ванни для обробки цитрусів і виробництва мармеладу, ємності для варіння риби та ін. Міланською фірмою "Star SpA" (Італія) розроблені навіть консервні банки з поліпропілену [172].

У медичній промисловості застосовують виготовлені із ПП лабораторний посуд і прилади, ін'єкційні шприци, хірургічне приладдя, упакування бинтів й індивідуальних аптечок, деталі складних апаратів (таких, як штучна нирка) й інші вироби. Великий інтерес являють розроблені

в колишньому СРСР медичні лейкопластири і протиопікові пов'язки, що складаються з адгезійного шару й основи, в якості якої з метою підвищення вологостійкості й незминальності використовується марля, дубльована ПП плівкою [173].

Навіть такий короткий і далеко не повний перелік виробів із ПП свідчить про різноманітні можливості застосування цього полімеру. Відмінності у властивостях окремих марок ПП і композицій на його основі дуже великі, тому його можна застосовувати для всіляких цілей. Кількість нових композицій, сортів і модифікацій поліпропілену безупинно збільшується. Це пов'язано з розвитком досліджень в галузі фізико-хімії й технології переробки ПП, що відкривають широкі можливості для спрямованої зміни його властивостей у стоматології.

Поліпропілен за своїми фізичними властивостями дуже схожий на нейлон. У розплавленому вигляді він має чудову плинність, що забезпечує високу точність протеза, що виготовляється, і зводить до мінімуму ризик недопакування в кювету. Це дає можливість використовувати для роботи недорогий ручний прес. Ще один неабиякий важливий плюс – вироби з ПП легше поліруються. Протези з нього є біологічно нейтральними щодо тканин організму людини й стійкі в середовищі порожнини рота, оскільки не містять мономерів, каталізаторів, інгібіторів і реактивних включень [174].

Поліпропілен має цінне сполучення властивостей, вивчення яких привертає увагу багатьох дослідників, що працюють як в галузі теорії макромолекулярної хімії й фізики, так і в сфері переробки й застосування полімерних матеріалів.

Вирішальний вплив на властивості ПП і виробів із нього чинить молекулярна й надмолекулярна структура полімерного ланцюга.

Поліпропілен характеризується складнішою молекулярною структурою, ніж більшість вироблених промисловістю полімерів, оскільки, крім хімічного складу мономера, середньої молекулярної ваги і молекулярно-вагового розподілу, на його структуру впливає просторове розташування

бічних груп відносно головного ланцюга [175]. У технічному відношенні найбільш важливим і перспективним є ізотактичний ПП. Залежно від типу й співвідношення присутніх стереоізомерів властивості ПП змінюються в широкому діапазоні.

Рентгеноструктурні дослідження ізотактичного поліпропілену показали, що полімерний ланцюг має спіральну форму з періодом ідентичності, рівним $6,5 \text{ \AA}$ [176]. У такій макромолекулі метильні групи у третинних вуглецевих атомів розташовані під кутом 120° один до одного. Слід відзначити, що плоска, тобто не спіральна, форма (або конформація) ланцюгової макромолекули ізотактичного ПП стерично неможлива. Синдіотактичний же ПП, у якому метильні групи розташовані по різні сторони головного ланцюга, теоретично здатний утворювати полімерні ланцюги, що мають форму плоского зигзага. Однак рентгеноструктурні дослідження показали, що головний ланцюг макромолекули синдіотактичного ПП має особливу конфігурацію [177].

Різні властивості полімеру в різному ступені залежать від величини молекулярної ваги. Так, при механічних навантаженнях, пов'язаних з малими деформаціями або малими швидкостями деформації, зі зміною молекулярної ваги (і те лише в полімерів з низькою молекулярною вагою), такі властивості полімеру, як межа плинності, модуль пружності або твердість, змінюються незначно. Механічні ж властивості полімеру, пов'язані з великими деформаціями, зі зміною молекулярної ваги, змінюються набагато сильніше. Наприклад, показники межі міцності при розтяганні, відносне подовження при розриві, ударна в'язкість при вигині й розтяганні зі зменшенням молекулярної ваги знижуються.

Модифікації доступного на ринку поліпропілену представлені в табл. 1.1.

Таблиця 1.1

**Марки поліпропілену, доступні на вітчизняному ринку
хімічних полімерів**

№	Найменування	Марка поліпропілену
1	Поліпропілен	Поліпропілен
2		ПП - 01130
3		ПП - 01270
4		ПП - 21080
5	Поліпропілен (ліпол трубний)	A 1-53ДО
6	Поліпропілен (ліпол)	A-4 -71ДО
7		A- 8-74E
8	Поліпропілен (ліпол аналог пп 130)	A- 7-74ДО
9	Поліпропілен (ліпол, аналог пп 250)	A- 10-76B
10	Поліпропілен (Туркменпен)	D 30-S
11	Поліпропілен	Поліпропілен
12		ПП - 02003
13		ПП - 02015
14		ПП - 02035
15		ПП - 23007
16	ПНД- (Шуртанський ГХК) для великогабаритних виробів	HDPE I -1561
17	ПНД-277 (Шуртанський ГХК)	HDPE I -0760
18	ПНД-276 (Шуртанський ГХК)	HDPE B-Y -460
19		HDPE B-Y -456
20	Поліетилен (Шуртанський ГХК) аналог PE 69	HDPE F-Y -346
21	Поліетилен лінійний (Шуртанський ГХК)	LLDPE F-0220-S
22	Поліетилен (Уфаоргсинтез)	ПВД- 158-03-020
23		ПВД- 108-03-020

За своїми основними характеристиками ПП близький до нейлону, але поступається йому за деякими фізико-хімічними параметрами [178].

Поліпропілен – водостійкий матеріал. Він нерозчинний у воді. Навіть після тривалого контакту з водою протягом 6 міс. (при кімнатній температурі) водопоглинення ПП становить менш 0,5 % (для нейлону – 1–1,5 %). Завдяки незначному водопоглинанню його електроізоляційні властивості практично не змінюються навіть після тривалої витримки у воді.

При нормальній температурі ПП дуже добре протистоїть дії органічних розчинників, навіть при тривалому перебуванні в них [179].

З атмосферних впливів найсильнішою виявляється дія кисню, активована сонячним світлом.

На основі ПП проф. Е. Я. Варесом (Україна) розроблений і широко застосовується «Ліпол» [180]. Даний матеріал досліджувався у Львівському політехнічному університеті, у Київському інституті високомолекулярних сполук і в Донецькому НДІ пластмас. Технічні характеристики «Ліполу» представлені в табл. 1.2 [181].

Таблиця 1.2

Параметри поліпропілену «Ліпол»

Характеристика	Значення
Показник плинності розплаву, г/10 хв	11–4
Розкид значень показника плинності розплаву, %	не більше 10
Кількість включень, шт	не більше 5
Вміст золи, %	не більше 0,035
Масова частка летких, %	не більше 0,09
Масова частка атактичної фракції (розчинної в кислоті)	3–5
Масова частка ізотактичної фракції	не менше 96
Спіральне лиття	не менше 750
Модуль пружності при вигині, ПМа	не менше 1600
Межа міцності при розриві, МПа	36
Відносне подовження при розриві, %	не менше 11
Твердість за Моквелом, од.	не менше 95
Температура розм'якшення за VICAT, °, при 10 Н	не менше 154
Температура penetрації за НДТ, °	не менше 94
Термоокисна стабільність, при 150 °С, год	не менше 360

Більш ніж 15-літній досвід застосування «Ліполу» показав, що протези, виготовлені з нього, за фізичними і хімічними показниками у багато разів іїцніші протезів з акрилових пластмас, мають високу точність прилягання. Переломи базисів протезів у порожнині рота практично виключені. Протези є

біологічно нейтральними і щодо тканин організму, і стійкими в середовищі порожнини рота. Біологічна нейтральність зумовлена відсутністю мономерів, інгібіторів, каталізаторів й інших реактивних включень.

«Ліпол» випускається двох відтінків – рожевий і прозорий. Можливе одержання будь-якого відтінку рожевого кольору методом змішування матеріалів.

Отже, ми обрали для виготовлення зубних протезів поліпропілен, тому що він:

- високо чистий продукт у звичайному промисловому виробництві;
- має великий температурний діапазон перебування в в'язко-плинному стані, тому легко формується у вироби в гіпсових формах;
- має хімічні, фізичні й механічні якості, не змінювані при механічному навантаженні, у нашому випадку – функції жування;
- має малу питому вагу (виготовлені з нього протези плавають у воді);
- хімічно, фізично і механічно стійкий в агресивних середовищах;
- легко стерилізується;
- і, нарешті, найголовніше, – він біологічно нейтральний у середовищі організму.

Резюме

Таким чином, аналіз вітчизняної й зарубіжної літератури показує, що проблема протезних стоматитів у сучасній ортопедичній стоматології є злободенною й актуальною. В результаті більш ніж столітньої наукової дискусії визначені основні напрямки в рішенні проблеми протезних стоматитів.

Перший напрямок позначений як виключення з матеріалу базису знімного протеза інгредієнтів, що спричинюють алергічні й токсичні порушення в тканинах протезного ложа й у ротовій рідині. Другий – розробка ранньої діагностики порушень у ротовій рідині, у тканинах

протезного ложа, викликаних механічним, термічним та іншим впливом базису знімного протеза, і його корекція.

Виходячи з даних наведеного огляду, очевидно, що базисними матеріалами, які найширше застосовуються для знімного протезування, є матеріали на основі поліметилметакрилату. Однак матеріали цієї групи мають багато недоліків і не задовольняють вимоги лікарів-ортопедів і пацієнтів. Тому сьогодні актуальною є розробка нових базисних матеріалів.

Нині в усьому світі все більшу увагу привертають термопластичні матеріали. Зокрема, за рубежем широке застосування знайшов Валпласт, що належить до групи нейлонових матеріалів. У вітчизняній спеціальній літературі інформації про використання термопластичних матеріалів для виготовлення зубних протезів украї мало.

Підсумовуючи наведені літературні джерела, ми можемо визначити, що найбільш радикальним способом виключення алергічних і токсичних інгредієнтів з базисної пластмаси є заміна технології й матеріалу, з якого виготовляється базис.

У цьому зв'язку нам здається максимально перспективним використання поліпропілену – матеріалу, який за допомогою литтєвого пресування дозволяє одержати інертні зубні протези, які виключають цілу низку етіологічних моментів виникнення протезних стоматитів.

Але заміна одного лише матеріалу й удосконалювання технології виготовлення не дозволяє значно поліпшити профілактику протезних стоматитів, тому що цей матеріал, у свою чергу, має ряд недоліків. Також тільки заміна технології не вирішує жодного завдання з другого, позначеного науковим співтовариством, напрямку розв'язання проблеми протезних стоматитів при застосуванні знімних зубних протезів.

Результати огляду літературних даних представлені в публікації [182].

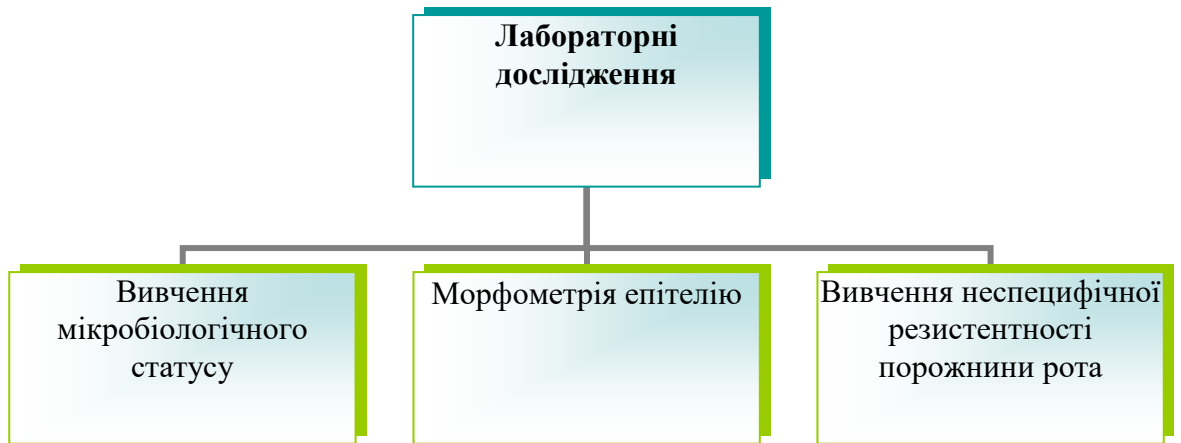
РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛ І МЕТОДИ КЛІНІКО-ЛАБОРАТОРНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Для досягнення поставленої мети і розв'язання завдань дисертаційної роботи проведено комплекс клінічних і лабораторних досліджень в рамках дизайну досліджень.

ДИЗАЙН ДОСЛІДЖЕННЯ





2.1. Загальна характеристика хворих, які взяли участь у клініко-лабораторних дослідженнях

Всього у клінічних дослідженнях взяло участь 511 хворих, з них 316 пацієнтів з частковою вторинною адентією, 21 пацієнт з частковою вторинною адентією та з обтяженим алергологічним статусом, 87 пацієнтів з повною вторинною адентією, 87 психічно хворих пацієнтів з частковою вторинною адентією.

Обґрунтування та оцінку ефективності використання удосконаленого знімного зубного пластинкового протеза проведено у 316 пацієнтів з частковою вторинною адентією, які були поділені на 5 груп.

Перша група (63 особи) – група контролю – пацієнти, яким виготовляли часткові пластинкові протези з акрилової пластмаси «Фторакс» методом литтєвого пресування.

Другу групу (64 особи) утворили пацієнти, запротезовані поліпропіленовими протезами із пластмаси «Ліпол» за методикою Е. Я. Вареса [183].

Третя група (63 особи) – пацієнти, запротезовані протезами з нейлону за технологією Валпласт [161].

Четверта група (63 особи) – це пацієнти, запротезовані поліпропіленовими протезами, виготовленими із сополімеру "Tipplon R 359" за модифікованою нами технологією (розділ 2.2).

До п'ятої групи (63 особи) увійшли пацієнти, запротезовані поліпропіленовими протезами, виготовленими із сополімеру "Tipplon R 359" з поверхнею, модифікованою в плазмі тліючого розряду (розд. 2.2) .

Прийом пацієнтів здійснювався в стоматологічній поліклініці Одеського національного медичного університету й Одеській обласній клінічній стоматологічній поліклініці за звертанням.

До груп дослідження не включалися пацієнти, які мають в анамнезі ендокринну, кардіологічну патологію. Характеристика груп досліджень за статтю і віком представлена у табл. 2.1.

Групи формувалися без спеціального підбору, як видно з табл. 2.1, превалювали пацієнти віком 35–54 роки, що й підтвердили наші статистичні дослідження, представлені в розд. 3.

Таблиця 2.1

**Розподіл пацієнтів, що взяли участь у клінічних дослідженнях,
за статтю і віком, осіб**

№ групи	Кіл-ть пацієнтів	Розподіл за статтю		Розподіл за віком, років		
		Чол.	Жін.	35–44	45–54	55–64
1	63	19	44	19	13	31
2	64	26	38	24	15	25
3	63	41	22	36	16	11
4	63	40	23	33	12	18
5	63	42	21	25	15	23
ВСЬОГО	316	168	148	137	71	108

Досить очікуваним було також переважаєння жінок у групі дослідження, що пов'язано, крім демографічних факторів, і з більшою зацікавленістю в протезуванні в жінок цих вікових груп порівняно із чоловіками.

Розподіл пацієнтів у групах досліджень за класами дефектів зубних рядів представлений в табл. 2.2. Для підвищення вірогідності в групу досліджень не включали хворих з раніше виготовленими частковими пластинковими протезами і проводили протезування не раніше, ніж через 30 днів після видалення останнього зуба.

Таблиця 2.2

**Розподіл пацієнтів, що взяли участь у клінічних дослідженнях,
за класами дефектів зубних рядів, осіб**

№ групи	Класи дефектів зубних рядів по Кеннеді				ВСЬОГО
	1-й	2-й	3-й	4-й	
1	36	11	11	5	63
2	37	10	10	7	64
3	41	6	10	6	63
4	34	14	8	7	63
5	39	10	6	8	63
РАЗОМ	187	51	45	33	316

2.2. Власна методика виготовлення поліпропіленового протеза

Ми провели модифікацію технології виготовлення поліпропіленового зубного протеза, раніше запропонованої в Україні [174]. Модернізація технології була зроблена з метою зменшення застосування складного і дорогого устаткування, підвищення швидкості виготовлення протезів без шкоди для їхньої якості.

Технологія виглядала таким чином. Після відповідного опитування, огляду, діагностичних досліджень, вибору конструкції протеза, підготовки порожнини рота до протезування знімали повні анатомічні відбитки альгінатним матеріалом. У випадку виготовлення одного протеза – 3 відбитки (2 робочих, 1 допоміжний), у випадку виготовлення поліпропіленових протезів на обидві щелепи – 4 відбитки (по 2 робочі з кожної щелепи). Оцінювали їх і передавали їх у лабораторію протягом 30 хв.

За відбитками відливали робочі моделі із супергіпсу 4-го класу, допоміжні моделі – зі звичайного медичного гіпсу. На робочу модель наносили межі протеза з урахуванням розроблених нами конструкцій, представлених у розд. 6.1. При цьому звертали увагу на анатомічні складності на протезному ложі: їх ізолювали або проводили гравірування по

дистальному краю протеза й у буферних зонах, виготовляли воскові шаблони із прикусними валиками.

У клініці проводили стандартний етап визначення центрального співвідношення щелеп за загальноприйнятою методикою, наносили орієнтири для постановки зубів, визначали їхній колір.

Отримані моделі із прикусними валиками фіксували в оклюдатор, загіпсовували.

Нами, на відміну від раніше зазначеної методики, не проводилося дублювання моделі з метою усунення піднутрень і поліпшення шляхів введення і виведення протезів. При аналізі вищевказаної методики ми визначили, що дублювання спричинює сильний стиск тканин і не є раціональним.

Далі виконували підбор штучних зубів і їхню підготовку. З огляду на відсутність хімічного зв'язку між акриловою й безакриловою пластмасами, у штучних зубах виконували наскрізні отвори в збіжних площинах. Робили постановку зубів. Ураховували той факт, що зуби не повинні розташовуватися безпосередньо на альвеолярному гребені, товщина воску між моделлю і нижньою частиною зуба повинна бути значною, щоб ПП потрапив у ці діаторичні отвори.

У клініці робили приміряння постановки зубів, після чого проводили остаточне моделювання кламерів, оклюзійних накладок, приливали базис і ділянки розташування кламерів розплавленим воском до моделі (рис. 2.1).

Моделі загіпсовували в модернізовану нами кювету для акрилового протезування (рис. 2.2).



Рис. 2.1 Моделювання базису протеза з поліпропілену



Рис. 2.2 Кювета для виготовлення протеза з поліпропілену

Робили загіпсування моделі в нижню частину кювети. На моделі встановлювали ливникову систему, як показано на рис. 2.3.

Загіпсовували верхню частину кювети і прогрівали кювету в сушильній шафі.

Після виплавлення воску і додаткового прогріву моделі в другій печі здійснювали в спеціальному тиглі розплавлювання підготовленого сополімеру поліпропілену в суміші з барвником при температурі 250 °С (рис. 2.4).



Рис. 2.3 Встановлення ливників для виготовлення часткових пластинкових протезів з поліпропілену



Рис. 2.4 Тигель з тримачем для розплавлення поліпропілену

Кювету встановлювали в спеціально розроблений нами прес, туди ж і вміщували тигель (рис. 2.5).

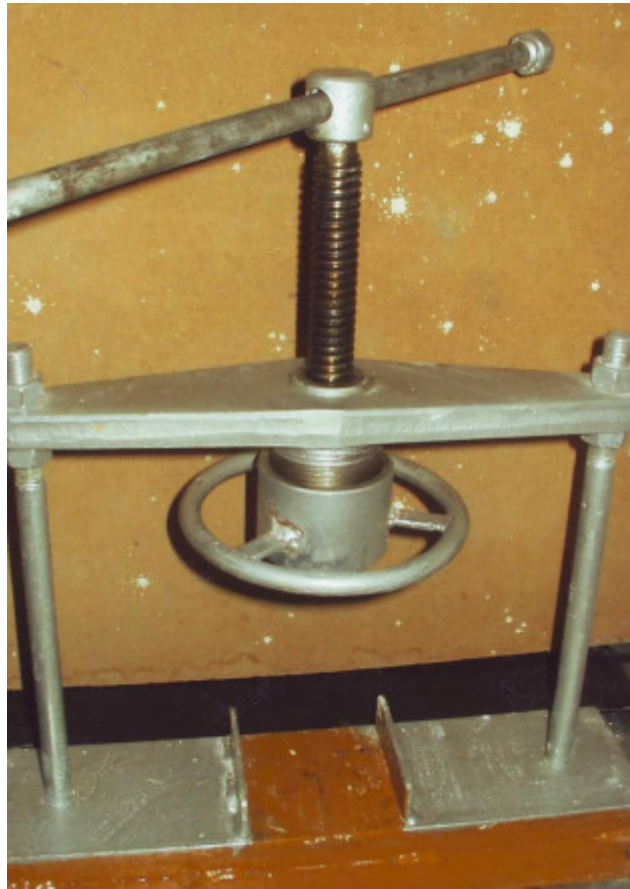


Рис. 2.5 Прес для литьового пресування термопласту ПП

Плавним переміщенням шківів преса домагалися повного упорскування термопласту в модель на кюветі. Остигання кювети при кімнатній температурі відбувалося протягом 10–15 хв. Після цього кювету поміщали в холодну воду, витягали протез із кювети, проводили обрізку ливникової системи, очищення від гіпсу.

Далі на другій моделі робили припасування протеза, його підгонку й корекцію.

Для обробки й полірування використовували м'які щітки.

У клініці перед накладенням протеза його опускали в гарячу воду (65–80 °С) на 5–10 хв, після чого еластичність протеза збільшувалося і його перше накладення відбувалося досить вільно.

Хворому надавалися рекомендації щодо користування протезом, догляду і первинній адаптації. На другий день робили корекцію протеза спеціальною фрезою, проводили повторне полірування місць корекції й передавали протез для обробки в плазмі тліючого розряду.

У вакуумно-плазмовій камері на протез впливали постійним електричним струмом щільністю 65–70 мА/см² при експозиції в 15–17 хв при температурі 39–40 °С. Протез витягали з камери, дезінфікували в розчині антисептика. Після цього відбувалося остаточне накладання протеза.

2.3. Характеристика клініко-лабораторних досліджень

Всі дослідження проводилися в пацієнтів до фіксації протеза, через 1, 2, 6 міс. і через 1 і 2 роки з моменту накладання протеза.

У ротових змивах визначали кількість лейкоцитів і епітеліальних клітин (проба Ясиновського). Виразність запального процесу в ділянці слизової оболонки порожнини рота біля опорних зубів (на яких розташовувалися кламери протезів) вивчали за допомогою проби Шиллера – Писарева. Проводилося вивчення ступеня атрофії щелепних кісток, рентгенологічне дослідження щелепно-лицьової системи.

При обстеженні клінічного стану тканин ротової порожнини в різний термін спостережень урахували інтенсивність запалення слизової, що визначалося як візуально, так і за допомогою спеціальних проб.

Схема обстеження кожного пацієнта була такою:

- опитування й реєстрація видимих клінічних симптомів ураження слизової оболонки порожнини рота;
- збір ротової рідини для визначення швидкості слиновиділення, визначення рН, загальної кількості білка;
- одержання ротових змивів з використанням фізіологічного розчину для вивчення проби Ясиновського (міграція лейкоцитів, злущування епітелію в ротовій порожнині);

– визначення інтенсивності запалення слизової з використанням проби Шиллера – Писарєва.

Обстеження пацієнтів розпочинали з опитування, звертаючи увагу на такі скарги: стан дискомфорту в порожнині рота, хворобливі відчуття. Проводили огляд і об'єктивне обстеження за традиційним протоколом лікаря-стоматолога.

Про наявність запалення в порожнині рота судили за показниками проби Шиллера – Писарєва і Ясиновського.

2.3.1. Оцінка якості догляду за протезами. Всім пацієнтам при здачі протезів рекомендували найбільш апробовану й ефективну методику догляду за протезами, що полягала в наступному [184].

Протези промивалися проточною водою після кожного прийому їжі й щодня очищалися в допомогою очисних засобів "COREGA TABS" (Glaxo-Smith Kline) або "LACALUT DENT" (Arcam GmbH) за методикою, описаною в інструкції.

Для уніфікації отриманих результатів під час досліджень рівня гігієни нами проводилося анкетування пацієнтів з метою виявлення осіб, що не проводять регулярну гігієну протезів. За підсумками анкетування була виключена частина пацієнтів із всіх груп досліджень. У результаті розподіл протезів залежно від дефекту зубного ряду і груп досліджень якості догляду за ними виглядав у такий спосіб (табл. 2.3). Як видно з таблиці, варіативність і вірогідність через виключення деяких пацієнтів із груп дослідження не порушена.

Під час огляду пацієнтів нами приділялася особлива увага оцінці стану пластинкових зубних протезів. Ураховувався матеріал, з якого вони були виготовлені. Якість зубних протезів оцінювалося за загальноприйнятими клінічними критеріями, а кількість протезного нальоту – за методикою E. Ambjornsen et al. [185].

Розподіл протезів залежно від дефекту зубного ряду і груп досліджень якості догляду за ними, шт

№ групи	Класи дефектів зубних рядів по Кеннеді				УСЬОГО
	1-й	2-й	3-й	4-й	
1	30	9	9	3	51
2	31	5	8	5	49
3	32	6	10	6	54
4	29	11	7	7	54
5	37	4	4	4	49
РАЗОМ	159	35	38	25	257

Протезний наліт досліджувався в 5 ділянках і оцінювався за 4-бальною системою в кожній ділянці (рис. 2.6):

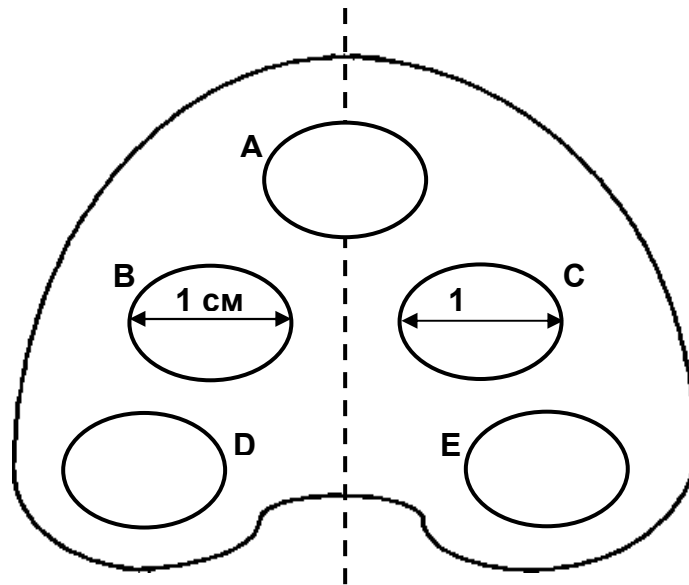


Рис. 2.6. Ділянки дослідження знімних зубних протезів за методикою Е. Ambjornsen et al.

0 – при зскрібанні гострим інструментом ділянок базису протеза немає видимого нальоту;

1 – наліт помітний тільки на інструменті, яким проводили зскрібання ділянок базису;

2 – у досліджуваних ділянках є видимий наліт;

3 – є чимало видимого нальоту в досліджуваних ділянках.

При оцінці результату бали підсумувалися. Сума балів від 0 до 3 свідчила про малу кількість протезного нальоту, а 4 – про виражену його кількість. Загальна кількість проведених досліджень з якості догляду за протезами – 1028.

2.3.2 Проведення клінічних тестів у межах експрес-оцінки стану протезного ложа. *Ортопантомографія*. Дослідження проводили на панорамному томографі фірми "Trophy". Ранньою рентгенологічною ознакою пародонтиту є нечіткість кортикальної пластинки кістки на тлі склеротизації губчатої речовини кістки. Надалі втрата кістки призводить до усічення вершин міжальвеолярних перегородок. Тяжка форма пародонтиту характеризується поширеністю змін кісткової тканини. Однак частіше за інші зустрічаються захворювання пародонта, при яких рентгенологічно відзначаються лише запальні зміни (резорбція) кісткової тканини. Вони розпочинаються з ураження кортикальних пластинок і, прогресуючи, супроводжуються порушенням губчатої кістки з утворенням кісткових карманів. Висота міжальвеолярних перегородок може бути рівномірно знижена.

Проба Шиллера – Писарева [186] належить до методу прижиттєвого забарвлення глікогену слизової оболонки, вміст якого збільшується при її хронічному запаленні. Позитивна проба – інтенсивніше забарвлення.

Забарвлення слизової проводили розчином Шиллера – Писарева (йодистий калій – 2 частини; йод кристалічний – 1 частина; вода дистильована – 40 частин) в ділянці протезного ложа. Результати оцінювали в такий спосіб: немає забарвлення (негативна проба) – 0 балів; слабке

забарвлення – 1 бал; забарвлення середньої інтенсивності – 2 бали; інтенсивне забарвлення – 3 бали.

Проба Кулаженка [267]. Для її проведення використовували сертифікований заводський вакуумний прилад. Після створення в системі розрідження в 720–740 мм рт. ст. (при залишковому тиску 20–40 мм рт. ст.) стерильний наконечник прикладали до ясен і з'єднували порожнину наконечника (трубки) із системою, після чого наконечник присмоктувався до ясен.

Через прозору стінку вакуумної трубки стежили за тим, як ясна втягуються в трубку, змінюється їх колір, з'являються окремі крововиливи, які порівняно швидко зливаються, утворюючи вакуум-гематому. Час, протягом якого виникали гематоми, характеризував стійкість капілярів ясен. У нормі у фронтальному відділі щелеп гематоми утворюються за 50-60 с, в інших відділах – за більший час.

Вимірювання глибини ясенних карманів опорних зубів [267]. Глибина ясенного кармана визначалася пародонтальним зондом, запропонованим експертами ВООЗ, що має темну частину на рівні 3,5–5,5 мм і масу 25 г. Зондування виконували з чотирьох поверхонь зуба, без тиску занурюючи зонд до відчуття перешкоди з боку дна кармана і пересуваючи його по периметру.

При дослідженні пародонтальних карманів у ділянці молярів відзначали поширення деструктивного процесу на ділянку фуркації. Для цього використовували спеціальні зонди з вигнутими кінцями (зонди Nabers). Загальна кількість проведених клінічних досліджень – 6320.

2.3.3 Проведення досліджень міграції лейкоцитів зі слизової протезного ложа [187]. Проба відображає стан слизової оболонки порожнини рота і дозволяє оцінити ступінь міграції лейкоцитів і клітин злуценого епітелію в ротову порожнину. Раніше було встановлено, що в динаміці протезування відзначається збільшення кількості злуцених епітеліальних клітин у ротових змивах, зумовлене впливом незнімних зубних

протезів.

Принцип методу полягає в послідовному промиванні слизової оболонки порожнини рота фізіологічним розчином через певні проміжки часу, у результаті чого з поверхні змиваються лейкоцити, злущений епітелій, слиз й інші речовини.

Пробу вивчали в модифікації О. І. Сукманського та ін. [188] з використанням камери Фукс – Розенталя. Кількість лейкоцитів і епітеліальних клітин визначали в 1 мл ротового змиву. Загальна кількість досліджень – 1264.

2.3.4 Проведення досліджень функціональної активності слинних залоз. Це найважливіша процедура за наявності ознак сухості слизової оболонки порожнини рота, що часто супроводжує адаптацію до знімних протезів і пов'язане з їхнім тривалим використанням.

Крім того, слина або ротова рідина є «дзеркалом» патологічних процесів, що відбуваються в ротовій порожнині. На підставі показників ротової рідини можна досить точно визначити походження патології слизових оболонок і поставити правильний діагноз. Доведено, що при запальних захворюваннях слизової оболонки порожнини рота відбуваються зміни швидкості слиновиділення і рН середовища, а також активності ферментів, що містяться в слині [189–190]. Функціональну активність слинних залоз в осіб, що користуються різними знімними зубними протезами, визначали на підставі вивчення швидкості слиновиділення і рН ротової рідини.

Пацієнти збирали ротову рідину натще в градуйовані пробірки без стимуляції, відповідно до рекомендацій В. К. Леонтьєва і Ю. А. Петровича [191], з реєстрацією часу, витраченого на збір 5 мл слини.

Швидкість слиновиділення виражали обсягом виділеної слини за одиницю часу (мл/хв); рН слини визначали на універсальному іонOMETRІ ЭВ-74.

2.3.5. Методика визначення атрофії альвеолярних відростків щелеп. Ці дослідження проводили за методикою, розробленою на кафедрі ортопедичної стоматології Одеського національного медичного університету.

Знімали анатомічні відбитки альгінатною масою "Уреен". Моделі одержували із супергіпсу IV класу.

Досліджувану модель орієнтували в стандартному положенні таким чином, щоб площина, яка проходить через три найбільш виступаючі точки зубної дуги, була паралельна площини основи моделі. Для цього в стандартний еластичний оформитель цоколя моделі вносили рідкий гіпс і поміщали досліджувану модель основою донизу. Після цього оформитель цоколя з моделлю відразу ж поміщали на нижню пластинку пристрою для оформлення діагностичних моделей щелеп (рис. 2.7). Далі весь цей комплекс поміщали на вібратор стоматологічний ВЭМ-01.



Рис. 2.7 Пристрій для оформлення діагностичних моделей щелеп (розробки співробітників кафедри ортопедичної стоматології ОНМедУ)

Під дією вібрації й сили тяжіння верхня рухлива пластинка пристрою опускалася до контакту із трьома найбільш виступаючими точками на протезному полі моделі й втискувала саму модель у гіпс. Після цього вібратор виключали, надлишки гіпсу забирали шпателем, а після повного його застигання модель витягали з оформителя цоколя.

Розмітку моделі здійснювали за допомогою градуйованого циркуля через однакові інтервали (5 мм) по всій довжині альвеолярного гребеня в ділянці відсутніх зубів. Розмітку робили від зуба, що медіально обмежує дефект зубного ряду. Точки кодували літерами латинського алфавіту.

Вивчення моделей проводили в розробленому на кафедрі ортопедичної стоматології ОДМУ апараті для вимірювання моделей, робочий орган якого – індуктивний вимірювальний пристрій із цифровою індикацією.

Обчислювали ступінь атрофії альвеолярного гребеня в кожній точці, визначали середнє значення атрофії й обробляли цей показник статистично до протезування, а потім через 1, 2, 6, 12 міс. після нього. Загальна кількість проведених досліджень – 1264.

2.3.6 Методика визначення жувальної ефективності. Для визначення жувальної ефективності ми використовували пробу Менлі [192]. Досліджуваному пропонували пережувати порцію арахісу масою 3 г двадцятьма жувальними рухами. Після закінчення жування вміст порожнини рота спльовували в посудину, рот обполіскувався водою для вилучення ретенуваних часточок горіха. Пробу повторювали триразово.

Щоразу розжовану масу горіха просівали під струменем води крізь сито з діаметром отворів 2 мм. Часточки горіха, що залишилися на ситі, переносили на фільтрувальний папір, висушували в сухожаровій шафі протягом 1 год при температурі 120 °С, після чого зважували (m). Жувальна ефективність (E) розраховувалася за формулою (1):

$$E = 100 \% - m : 0,8 \cdot 100 \% \quad (1)$$

Загальна кількість досліджень – 1264.

2.3.7 Морфометричні методи дослідження. Лабораторні дослідження проводилися на базі гістологічної лабораторії НДІ курортології МОЗ України.

Матеріалом цього дослідження послужили мазки-зіскрібки слизової порожнини рота, отримані від 316 пацієнтів всіх п'яти груп досліджень. Мазок-зіскрібок одержували не раніше як через 2 год після їжі. Порожнину рота попередньо не полоскали. Зіскрібок одержували за допомогою стандартної одноразової фолькмановської ложки, якою з легким натисканням проводили по внутрішній поверхні щік, по перехідній складці й по дну порожнини рота. У такий спосіб одержували усереднений матеріал основних епітеліальних зон порожнини рота. Отриманий біологічний матеріал переносили на знежирене стандартне покривне скельце і другим склом одним рухом розтирали вміст по поверхні скла. Висушували протягом 2–3 год. Фіксували 70° спиртом.

Отримані препарати забарвлювали нітросинім тетразолієм (НСТ) у стандартному розведенні, знову висушували природним способом. Оцінку мазків проводили наступного дня під стандартним мікроскопом (окуляр × 20, об'єктив × 90).

Підрахунок кількості кліток проводили в камері Горяєва за традиційною методикою з обчисленням індексу дозрівання клітин – співвідношення кількості парабазальних, проміжних і поверхневих клітин багат шарового незроговілого епітелію порожнини рота.

2.3.8. Мікробіологічні методи дослідження. Лабораторні дослідження проводилися на базі клінічної лабораторії дитячої поліклініки ім. проф. Б.Я. Резника (м. Одеса) і в клінічній лабораторії 14-й поліклініки м. Одеси.

Ступінь загального обсіменіння порожнини рота й обсіменіння грибами *Candida* визначався в 316 пацієнтів, розділених на 5 груп.

Мікологічне обстеження хворих містило мікроскопічне вивчення мазків із застосуванням звичайних і люмінесцентних методів забарвлення

біоптичного матеріалу. Проводилися також культуральні дослідження з кількісним обліком виділюваних зі слизової оболонки порожнини рота грибів. У хворих дослідження проводили до протезування й у віддалені терміни: 7, 14 днів, 1, 2, 6, 12 міс. після накладання протеза.

Бактеріологічні дослідження проводилися з метою вивчення кількості й біологічних властивостей стафілококів, стрептококів, що знаходяться на слизуватій оболонці порожнини рота.

Для виділення й кількісного обліку стафілококів забір матеріалу з порожнини рота і поверхні протезів здійснювали стерильним ватяним тампоном, змоченим фізіологічним розчином, з подальшим посівом матеріалу на жовточно-сольовий агар (ЖСА). Відбір досліджуваних колоній на ЖСА робили після інкубації протягом 2 діб при температурі 37 °С.

Основою для кількісного підрахунку колоній служив ступінь виразності лецитиназної реакції (утворення каламутної зони і райдужного віночка навколо колонії).

Мікроскопічні методи застосовувалися для діагностики захворювання й визначення видової приналежності виділених культур грибів. Для кількісного обліку виділених культур грибів матеріал брали зі слизової оболонки порожнини рота і поверхні протеза натще. Стерильним ватяним тампоном, повертаючи його на 180°, ретельно протирали слизувату оболонку мови, піднебіння, внутрішню поверхню щік, кути рота. Потім тампон занурювали у флакон з 5 мл фізіологічного розчину натрію хлориду і стерильним намистом. Вміст флакона збовтували протягом 5 хв. Потім по 0,1 мл рідини із флакона засівали на чашку Петрі з агаром Сабуро. Для пригнічення іншої мікробної флори й одержання чистої культури грибів до живильного середовища додавали пеніцилін і стрептоміцин із розрахунку 100 ОД на 1 мл середовища. Матеріал рівномірно розподіляли по поверхні агару шпателем Дригальського. Посіви інкубувалися в термостаті при температурі 37 °С протягом 48 год.

При обліку результатів посіву чашки Петрі розділяли на ряд секторів, у

кожному з яких підраховували кількість вирослих колоній. Потім визначали сумарну кількість колоній і множили її на ступінь розведення патологічного матеріалу в фізіологічному розчині.

Загальна кількість проведених досліджень – 3160.

2.3.9 Дослідження фракцій ротової рідини. Об'єкт наукового дослідження – біологічні зразки, отримані з ротової порожнини.

Для досягнення мети наукової роботи при дослідженні біологічних зразків ротової рідини необхідні стандартне, змінне устаткування, реактиви і робочий лабораторний журнал.

У роботі використовували лазерний кореляційний спектрометр (ЛКС-метр, ЛКС-03) (Сертифікат відповідності RU.C.39.003.A N 5381), виготовлений на науково-виробничому об'єднанні «Прогрес» АМН України (Україна, Одеса), відповідає основним фізико-технічним параметрам.

Перед безпосереднім одержанням ротової рідини необхідну кількість пробірок типу епендорф розміщали в штативі й позначали вологостійким маркером, послідовно наносячи порядковий номер пробірки, прізвище, ім'я, по батькові пацієнта, ротова рідина якого надалі досліджуватиметься.

Для одержання ротової рідини ми розробили оригінальний спосіб її лабораторного одержання, що полягає в наступному: хворій полоскав рота 100 мл фізіологічного розчину, безпосередньо перед взяттям проби на кінчик язика укладали кристалик харчової лимонної кислоти, потім через 5–7 хв пластиковою одноразовою піпеткою збирали накопичену кількість ротової рідини, переміщаючи її в пробірку типу епендорф [263].

За необхідності тривалого транспортування зразків у лабораторію ЛКС-метрії принципово важливою технічною умовою є зберігання їх у добре замороженому стані. Для цього можна використовувати звичайний побутовий термос, пересипаючи при цьому зразки змивів льодом із сіллю, після чого герметично закрити кришку.

Перед безпосереднім виміром зразки розморожували в термостаті при температурі 37,0 °С протягом 30 хв одномоментно. Центрифугували зразки

протягом 15 хв при 5000 об/хв при кімнатній температурі. Поміщали 0,4–0,5 мл осаду зразка в кювету кореляційного лазерного спектрометра й проводили ЛКС-метрію, одержували ЛКС-спектри й аналізували отримані дані.

Нагромаджена спектральна функція записувалася і зберігалася в пам'яті ПЕОМ і обов'язково – на носії у вигляді файлів. Загальна кількість досліджень – 1580.

2.3.10 Методика визначення неспецифічної резистентності ротової рідини протезоносіїв. Дану групу клініко-лабораторних досліджень проводили на базі Центральної науково-дослідної лабораторії Одеського державного медичного університету.

Дослідження неспецифічної резистентності ротової рідини в протезоносіїв провели за вмістом загального білка і факторів місцевого імунітету порожнини рота – активності лізоциму й рівню імуноглобулінів (секреторного імуноглобуліну SIg, Ig, IgG).

Огляди пацієнтів і дослідження даних параметрів проводили до протезування, через 24 год, на 7-му добу після протезування, через 1, 3, 6 міс. і через 1 рік користування протезами. У ротовій рідині проводили визначення вмісту білка за методом Lowry [193], рівня SIg, Ig, IgG за допомогою радіальної імунодифузії в гелі за Манчіні з використанням специфічних антисироваток [194].

Концентрацію лізоциму в ротовій рідині визначали методом дифузії в агаровому гелі. Визначення концентрації лізоциму засновано на його здатності лизувати убитий тест-мікроб, суспендований в агарі [195].

Для побудови калібрувальної кривої 200 мкг кристалічного лізоциму розчиняли в 1 мл фізрозчину і готували з нього робоче розведення з коефіцієнтом 2 (від 200 до 3,73 мкг лізоциму); кожне розведення в об'ємі 0,1 мл вносили в ямки агару, що містить тест-культуру. Після 24 год. інкубації при 37 °С вимірювали зони лізису й на міліметровому папері будували калібрувальну криву, що виражала залежність між діаметром

вогнища лізису культури і концентрацією лізоциму. Концентрацію лізоциму в дослідних зразках визначали за цією калібрувальною кривою у точках перетинання перпендикулярів з вісями абсцис і ординат.

2.4. Характеристика лабораторних (стендових) досліджень

Виходячи з аналізу даних наукових досліджень останніх 20 років, наведених в огляді літератури (розд. 1), ми визначили, що оптимальним шляхом вирішення питання профілактики протезних стоматитів є радикальна заміна акрилових пластмас на біоінертний базисний матеріал. З того ж огляду випливає, що найперспективнішим у цьому плані є поліпропілен. Але, як зазначає цілий ряд авторів, існуючі технології застосування поліпропілену в ортопедичній стоматології мають ряд недоліків, які приводять опосередковано до протезних стоматитів у клініці. Серед цих факторів:

- висока пористість, що різко погіршує якість догляду за протезами;
- складність корекції країв пластинкових протезів, що призводить до механічної травми;
- нестабільність натуральних барвників, що, крім зміни кольору в недалекій перспективі, призводить до виділення синтетичного барвника і його впливу на функціональну активність слинних залоз;
- зайва гнучкість протеза, що не дозволяє виготовляти повні знімні протези зі стабільним крайовим клапаном.

Основним завданням проведених стендових випробувань різних зразків сополімерів ПП було визначення оптимальної технології й складу базисної композиції сополімеру ПП із метою нівелювання зазначених недоліків термопластичних матеріалів, а, отже, і усунення факторів, що призводять до протезних стоматитів.

Лабораторні зразки (рис. 2.8) виготовлялися відповідно до технологій і інструкції виготовлення базисів знімних зубних протезів. Спочатку вони були відмодельовані з воску «Базисний», їх полімеризували, шліфували і

полірували так само, як і знімні пластинкові протези. В експериментах використовували зразки, однакові за формою й розмірами. Це були квадратні пластинки завтовшки 0,15 см, площею $1,5 \times 1,5$ см.

Зразки кожної групи були помічені однаковими цифрами. Цифри позначали групи досліджень:

- 1 – зразки із сополімеру "Tipplon R 359" без барвника;
- 2 – зразки із сополімеру "Tipplon R 359" із застосуванням синтетичного барвника для поліолефінів 05.03.02-04/29262;
- 3 – зразки із сополімеру "Tipplon R 359" з барвником Судан III ЧДА;
- 4 – зразки із сополімеру «Ліпол» без барвника;
- 5 – зразки із сополімеру «Ліпол» із застосуванням синтетичного барвника для поліолефінів 05.03.02-04/29262;
- 6 – зразки із сополімеру «Ліпол» з барвником Судан III ЧДА;
- 7 – зразки, виготовлені з безбарвної базисної акрилової пластмаси без барвника;
- 8 – зразки, виготовлені з акрилової пластмаси «Фторакс»;
- 9 – зразки, виготовлені з безбарвної базисної акрилової пластмаси із застосуванням барвника Судан III ЧДА.

Усього в стендових випробуваннях було задіяно 90 зразків пластмас (по 10 зразків на групу дослідження).

Санітарно-хімічні дослідження були проведені на підставі «Загальних методичних вказівок до токсично-гігієнічної оцінки полімерних матеріалів і виробів на їхній основі для медицини і санітарно-гігієнічних норм» [196–199] на базі лабораторій Інституту екогігієни і токсикології ім. Л. І. Медведя (Київ, <http://www.medved.kiev.ua>).



Рис. 2.8 Зразки пластмас для стендових випробувань

Дослідження проводилися згідно ДСТУ ISO 10993-1:2004 «Біологічне оцінювання медичних виробів», ДСТУ ISO 10993-9:2004 «Біологічне оцінювання медичних виробів», частина 9. Основні принципи якісного та кількісного аналізу потенційних продуктів деградації, ДСТУ ISO 10993-5:2004 «Біологічне оцінювання медичних виробів», частина 5. Випробування на цитотоксичність *in vitro*.

Для проведення санітарно-хімічних досліджень нами створювалося модельне середовище – дистильована вода, співвідношення маси отверділих зразків (P) до об'єму дистильованої води (V) як 100 мг : 1 см³, температура води 40 °С. Витяжки витримували в термостаті при температурі 40 °С протягом 1, 3 7, 10, 25 діб в динамічному режимі, на кожному рядку

експозиції витяжки зливали й аналізували на вміст хімічних речовин. Результати аналізів підсумували.

Для вивчення шкіроподразнювальної й сенсibiliзуючої дії сополімеру кроликам щодня протягом 5 днів закрапували тридобову витяжку в кон'юнктивний мішечок ока. Контрольним тваринам вводили дистильовану воду.

Для визначення сенсibiliзуючого впливу морським свинкам однократно внутрішньошкірно вводили 0,02 мл витяжки зразків. Контрольним тваринам вводили фізрозчин. На 12-ту добу після ін'єкції проводили нашірну краплинну пробу протягом 5 діб.

Експериментальні дослідження ми проводили під керівництвом проф. В. Г. Задорожного в лабораторії Одеського національного політехнічного університету.

Для обробки плазмою тліючого (холодного) розряду зразків з безбарвної пластмаси використовували експериментальну установку, запропоновану проф. Л. Д. Чулаком (1989). Як показали його дослідження, час обробки в запропонованій схемі є оптимальним для модифікації поверхні досліджуваних зразків [200].

Основна характеристика біоінертності полімеру – величина контактного кута змочування, що визначалася за допомогою горизонтального мікроскопа з окуляром, обладнаним спеціальною шкалою, шляхом нанесення на контрольні й дослідні зразки крапель води фіксованого об'єму за допомогою мікрошприца [201].

Кут змочування для кожної експериментальної точки графіків визначався за результатами не менше 50 вимірів. Максимальне відхилення у всіх випадках не перевищувало $\pm 3^\circ$.

2.4.1. Дослідження методом піролітичної газової хроматографії. Для аналізу сополімерів поліпропілену ми використовували блок, приєднаний безпосередньо до вводу газового хроматографа (рис. 2.9).

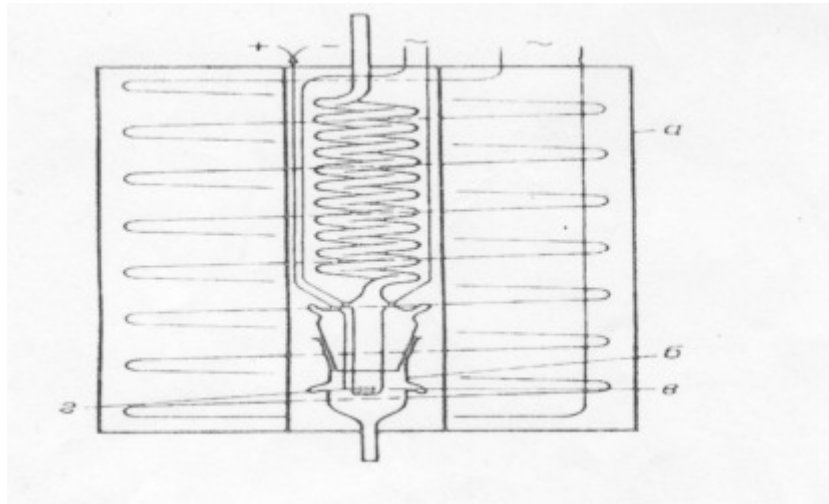


Рис. 2.9. Модифікований блок: *a* – корпус; *б* – піролітична камера; *в* – платинова нитка накаливання; *г* – спай термопар

На рис. 2.9 показана піролітична комірочка зі скла пірекс (*б*), поміщена в піч (*а*). Газ-носії надходить в комірочку зверху, несучи з собою піролізат, що утворюється на розпеченому до червоного кольору платиновому дроті (*в*); потім газ-носії виходить із комірочки і надходить у газовий хроматограф через лінію подачі й підігріву газу. Спай хромель-алюмелевої термопар позначений (*г*), свинцеві дроти запаєні в трубку зі сплаву Ni-Cr-Fe, наповнену оксидом магнію. Як і платиновий дріт нитки накаливання, ця трубка має діаметр 0,5 мм.

Зразки масою 2 мг нагрівали протягом 18 с до максимальної температури 550 °С. У процесі піролізу газ-носії витісняє продукти піролізу в ділильну колонку. Піролітична комірочка від'єднується від газу-носія через 1 хв після початку піролізу.

Були вивчені сополімери етилену з пропіленом, що містять від 0 до 100 % пропілену.

2.4.2. Дослідження методом інфрачервоної спектроскопії. Для всіх структурних моделей при дослідженні полімерів вважали, що елементарна комірочка містить лише один молекулярний ланцюг. Тому для інтерпретації інфрачервоних (ІЧ) спектрів досить провести аналіз ізольованого ланцюга.

Інфрачервоне спектральне дослідження сополімерів поліпропілену проводили з метою з'ясування впливу режимів відливки й експлуатації знімних протезів на їхні фізико-хімічні властивості.

Вивчення інфрачервоних спектрів у діапазоні довжин хвиль 4000–400 см^{-1} проводилися на спектрофотометрі "Specord 75 IR" у прохідному світлі.

Спектри знімалися в автоматичному режимі, посилення I, час зйомки 11 хв, уповільнення 0,3. Погрішність визначення хвильового числа в діапазоні: $((4000-2000)\pm 2) \text{ см}^{-1}$ і $((2000-400)\pm 1) \text{ см}^{-1}$, погрішність ординат у діапазоні: $((100-10)\pm 1,0) \%$ і $((10-0)\pm 1,5) \%$.

Інтенсивність смуг поглинання характеризувалася величиною оптичної щільності D (2.1).

$$D = \frac{\lg I_0}{I}, \quad (2.1)$$

де I_0 й I – інтенсивність падаючого і прохідного світла.

Для спектрометрування зразки готували двома способами: в одному випадку сополімер наносився безпосередньо на таблетку бромистого калію (KBr), в іншому – сополімер або суміш полімерів запресовувалася в таблетку KBr. При спектрометруванні досліджувалося 3–5 зразків, отриманих на одному режимі й при однакових умовах підготовки зразка. Середньоквадратична погрішність виміру визначалася при довірчій імовірності 0,95.

Ступінь розгалуженості полімерних ланцюгів сополімерів і сумішей поліпропілену-поліетилену визначалася за інтенсивністю смуги поглинання 1378 см^{-1} , відповідальної за деформаційні коливання зв'язку C-H у метильних групах за методикою і розрахунковими формулами, наведеними у роботі. Для виключення внеску кристалічності в інтенсивність поглинання на цій частоті використана формула (2.2):

$$D_{1378}^{\text{CH}_3} = \frac{D_{1378} - \alpha D_{1369}}{1 - \alpha\beta}, \quad (2.2)$$

де D_{1378} – оптична щільність смуги 1378 см^{-1} ;

$D_{1378}^{\text{CH}_3}$ – оптична щільність на смугі 1378 , зумовлена поглинанням CH_3 груп;

D_{1369} – оптична щільність смуги 1369 см^{-1} ;

$\alpha = 0,325$;

$\beta = 0,2$.

Кількість CH_3 -груп на 1000 атомів вуглецю CH_3 $_{1000}$ обчислювали за формулою (2.3):

$$\text{CH}_3_{1000} = 3200 \frac{D_{1378}^{\text{CH}_3}}{h}, \quad (2.3)$$

де h – товщина плівки (см).

Кількість подвійних зв'язків у плівках визначали за смугами поглинання $890, 910, 965 \text{ см}^{-1}$, що належать до неплосинних деформаційних коливань зв'язків C-H у вініліденових (ВД), вінільних (ВН) $\text{R}=\text{CH}_2$ і трансвініленових $\text{R}-\text{CH}=\text{CH}-\text{R}'$ групах. Кількість кожної із груп на 1000 атомів вуглецю C_{1000} визначали за формулою (2.4):

$$\text{C}_{1000} = \frac{D}{\varepsilon \cdot h} \cdot 15,5 \quad (2.4)$$

де ε – коефіцієнт екстинкції;

$\varepsilon_{\text{ВД}} = 129$;

$\varepsilon_{\text{ВН}} = 122$;

$\varepsilon = 169$.

Смуга поглинання на частоті 1303 см^{-1} була використана для визначення ступеня кристалічності плівок ПК. За законом Ламберта – Бера (2.5):

$$D = \varepsilon C_{\text{ад}}, \quad (2.5)$$

де D – оптична щільність поглинання смуги 1303 см^{-1} ;

ε – молярний коефіцієнт поглинання;

C_a – коефіцієнт аморфності;

d – товщина зразка.

У повністю розплавленому стані $\alpha = 1$. Якщо D_1 – оптична щільність даної смуги для ПЕ в повністю розплавленому стані, а D_2 – при певній температурі нижче температури плавлення, то (2.6)

$$\frac{D_1}{D_2} = \frac{\varepsilon C_a d}{\varepsilon C_{a2} d} = \frac{C_{a1}}{C_{a2}} C_{a2} = \frac{D_2}{D_1} \quad (2.6)$$

Таким чином, знаючи оптичні щільності поглинання при даній температурі й у повністю розплавленому стані, легко може бути визначений ступінь кристалічності досліджуваних зразків X (2.7):

$$X = 1 - C_{a2} \quad (2.7)$$

Складність визначення кристалічності зразків, отриманих способом відливки на кристали КВг, полягає в тому, що в темперуючому пристрої таблетка розташовувалася вертикально, й при нагріванні плівки до високих температур відбувалося стікання полімеру з таблетки, в результаті чого інтенсивність піків поглинання зменшувалася через зменшення товщини плівки. Для підвищення адгезії плівки до таблетки КВг перед нанесенням плівки таблетка оброблялася тліючим розрядом. Крім того, для зменшення стікання сополімерів дві таблетки бромистого калію із плівками, отриманими на одному режимі, розташовувалися у тримачі плівками один до одного й притискалися спеціальним пружинним пристроєм. У результаті вдалося домогтися того, що інтенсивність смуги 1303 см^{-1} практично не зменшувалася при температурах вище температури плавлення, що відповідає даним роботи, до температури близько 418 К . Для досліджень на кожному режимі одержували одночасно 8 таблеток і, відповідно, у паралелі досліджувалося 4 зразки. Погрішність відхилення інтенсивності поглинання

на частоті 1303 см^{-1} становила не більше 4 %. Коливання температури при знятті спектра не менш 0,5 К. Для більше точного визначення температури, вище якої оптичне поглинання смуги 1303 см^{-1} не змінюється, й температури, при якій дуплет $720, 731\text{ см}^{-1}$ повністю зникає, спектр плівки поблизу температури плавлення знімався через 1 К.

2.4.3. Дослідження методом електронного парамагнітного резонансу (ЕПР). Спектри ЕПР були зняті на радіоспектрометрі РЭ 1302, чутливість якого $5 \cdot 10^{11}$ радикалів і робоча частота 9370 МГц. Напруженість магнітного поля змінюється в межах 12 000–56 000 А/м. Зразки вміщувалися в скляну ампулу і потім фіксувалася наявність радикалів у них при температурі 298 К. Напруженість магнітного поля змінювалася зі швидкістю 33,3 А/м·с. Як еталон був обраний зразок дифенілпікрилгідрозил з відомою кількістю в ньому неспарених електронів-радикалів, що дорівнює $1,81 \cdot 10^{15}$. При цьому швидкість обертання барабана в самописі відповідала зміні напруженості магнітного поля з тією самою швидкістю 33,3 А/м·с, а коефіцієнт підсилення сигналу при електронному парамагнітному резонансі такий, як і у випадку визначення кількості радикалів у досліджуваних зразках.

Для визначення ступеня ізотаксичності сополімерів поліпропілену з поліетиленом був проведений коливальний аналіз. Як первинний елемент розглядалася ізольована потрійна спіраль. У результаті досліджень можна зробити висновок, що поглинання при 8,57 мкм (1167 см^{-1}), 10,02 мкм (997 см^{-1}) і 11,9 мкм (841 см^{-1}), належить до спіральної конформації ізотаксичної форми. Були проведені виміри ступеня ізотаксичності ряду поліпропіленових фракцій з використанням цих трьох смуг; отримані дані порівнювалися з результатами, очікуваними на основі теорії температури плавлення Флорі.

Температуру плавлення визначали по моменту зникнення подвійного променезаломлення на добре відпалених зразках. Для всіх трьох смуг був отриманий якісний збіг з результатами методу з визначення температури

плавлення. Однак тільки метод з використанням смуги при 8,57 мкм дає кількісний збіг і, таким чином, його можна застосовувати для визначення ступеня ізотактичності поліпропілену принаймні в інтервалі 60–100 %.

2.5. Методи статистичних досліджень

Отримані дані піддавалися статистичній обробці з формуванням таблиць спряженості, розрахунку основних показників описової статистики (математичне очікування, дисперсія, середнє квадратичне відхилення, помилка репрезентативності математичного очікування), визначенням типу розподілу досліджуваних величин. Для бінарних змінних проводився частотний аналіз.

Для аналізу витрат робочого часу, установлення одиниць трудомісткості на певний вид медичної допомоги, розробки науково-обґрунтованої норми лікарського навантаження проводили розрахунки з використанням методик моментних (випадкових) спостережень і хронометражу за М. А. Роговим [202], стосовно клініки ортопедичної стоматології.

З огляду на загальні методичні вимоги до їхнього виконання, вони були умовно розподілені на 4 етапи, що передбачали:

- 1) загальну підготовку до проведення хронометражних спостережень;
- 2) проведення хронометражних вимірів;
- 3) обробку отриманих даних;
- 4) аналіз результатів дослідження.

Хронометражні виміри спостерігачі проводили двома секундомірами. Перший секундомір вмикався в момент виклику хворого або початку роботи зубного техника й вимикався наприкінці елемента операції. Кінець попереднього моменту операції й вимикання першого секундоміра служили початком другого елемента і сигналом включення другого секундоміра. І так протягом всієї операції.

Найменування і тривалість кожного елемента операції заносилися в хронокарту. Сумарна тривалість конкретної операції встановлювалася шляхом сумування всіх елементів операції.

У тих випадках, коли експерт-спостерігач із якої-небудь причини переривав процес виміру (перевіряв якість проведеного етапу роботи, уточнював установлений діагноз, вибір конструкції протеза, необхідність даного елемента, етапу тощо), секундомір на даний період часу зупиняли й включали тільки по поновленню роботи.

Якщо в процесі хронометражу мало місце навмисне затягування робочого часу стоматологом-ортопедом або зубним техніком на виконання окремих операцій через різні суб'єктивні причини, такі хронокарти виключалися з даної дослідницької роботи. Застосування цензурування значною мірою гарантувало одержання найбільш достовірних даних.

Після завершення хронометражних спостережень цифрові дані вимірів піддавалися подальшій обробці.

Перевірці гіпотез про положення й розсіювання передувало проведення перевірки нормальності розподілу кількісних ознак з використанням критерію Колмогорова – Смирнова і перевірки рівності генеральних дисперсій за допомогою критерію Фішера. Після підтвердження факту нормальності розподілу й рівності дисперсій для порівняння груп і перевірки гіпотези про рівність центрів розподілу у вибірках, що представляють кількісні дані, отримані для різних клінічних груп, використовували непарний критерій Стьюдента. Нульова гіпотеза ($H_0: \bar{X}_1 = \bar{X}_2$ проти $H_1: \bar{X}_1 \neq \bar{X}_2$) приймалася, якщо за абсолютною величиною критеріальне значення було менше максимуму t-розподілу взятого з ν ступенями свободи, тобто при $|t| > t_{\nu, \alpha/2}$. Альтернативна гіпотеза ($H_0: \bar{X}_1 \leq \bar{X}_2$ проти $H_1: \bar{X}_1 > \bar{X}_2$) приймалася при невиконанні вищенаведеної умови.

При розподілі кількісних ознак, відмінному від нормального, а також при порівнянні клінічних груп за ознаками шкали найменувань і порядкової

шкали використовували непараметричні критерії Манна – Уїтні (для незалежних вибірок) і Вілкоксона (для оцінки динаміки показників у парних рядах).

Частоти зустрічальності кількісних і якісних ознак порівнювали за допомогою критерію χ^2 : для незалежних вибірок – по Пірсону, для оцінки динаміки частотних показників використовували дисперсійний аналіз по Фридману [203]. Для узагальнення даних про динаміку функціонального статусу хворих використовували модель випадкових ефектів, а для узагальнення результатів по всім клінічним результатам при довгостроковому спостереженні – модель постійних ефектів. Розбіжності розглядалися як достовірні при $p < 0,05$.

Статистичний аналіз результатів ЛКС проводився в режимі реального часу з використанням програмного забезпечення комплексу ИНТОКС-3 [204–205; 259–261]. Відмінною рисою методу ЛКС-метрії є те, що точність вимірів дуже висока, а математичний зв'язок між видом спектра й параметрами розсіюючої системи точно відома. Головні труднощі при цьому – некоректності зворотного спектрального завдання: хоча й існує її єдине рішення, воно нестійке по відношенню до багатьох варіацій кореляційної функції. ЛКС-спектри представляли у вигляді гістограм, що містять площинну розгортку 32-мірного вектора [262].

РОЗДІЛ 3

ОБҐРУНТУВАННЯ ПОТРЕБИ В ЗНІМНОМУ ПЛАСТИНКОВОМУ ПРОТЕЗУВАННІ Й ПОШИРЕНІСТЬ ПРОТЕЗНИХ СТОМАТИТІВ

3.1. Оцінка потреби в часткових знімних пластинкових протезах за архівними даними стоматологічних поліклінік Одеси й Одеської області

Для вивчення потреби в певному виді (знімні зубні протези) стоматологічної ортопедичної допомоги і визначенні якості надаваної допомоги на підставі кратності виконання протезування, кількості ремонтів протезів ми провели дослідження, що включало рішення наступних завдань:

1. Визначити питому вагу знімних протезів в обсязі роботи лікаря-стоматолога.
2. На основі динаміки виготовлення протезів протягом 10 років простежити кількісні показники забезпеченості знімними частковими протезами.
3. Визначити кількість ремонтів часткових знімних протезів у загальному обсязі ортопедичної допомоги.
4. Підрахувати поширеність й інтенсивність захворювання на протезний стоматит в осіб, запротезованих знімними протезами.

Для вирішення першого і другого завдань ми провели аналіз даних річних звітів стоматологічних поліклінік Одеської області за 10 років (табл. 3.1).

Таблиця 3.1

Кількість осіб, запротезованих знімними протезами в лікувально-профілактичних установах Одеської області
з 1998 по 2007 рр. (за даними статистичних звітів)

Адміністративний район	1998		1999		2000		2001		2002		2003		2004		2005		2006		2007	
	П ¹	П ²	П ¹	П ²	П ¹	П ²	П ¹	П ²	П ¹	П ²	П ¹	П ²	П ¹	П ²	П ¹	П ²	П ¹	П ²	П ¹	П ²
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21
ЛПУ м. Одеси	1,1	1,3	1,8	2,7	2,0	2,5	1,4	1,4	1,3	2,5	1,2	2,4	1,5	2,3	1,5	2,5	1,5	2,3	1,5	2,4
м. Білгород-Дністровський	1,4	1,8	2,1	2,4	1,5	2,0	2,0	2	2,9	2,1	1,4	1,9	2,5	1,8	2,6	2,1	2,4	2,0	2,2	1,6
м. Ізмаїл	0,9	1,7	1,2	2,9	1,9	2,5	0,7	1,4	0,7	2,2	0,8	2,1	1,5	3,5	1,6	3,5	1,4	3,4	1,3	3,3
м. Південне	0,1	1,2	0,8	1,7	1,4	2,0	0,0	0,7	0,0	0,0	0,1	3,0	0,8	2,6	0,7	2,2	0,7	2,1	0,6	3,3
м. Теплодар	2,1	4,4	2,7	5,1	2,1	4,7	2,9	0	2,6	3,2	0,1	2,5	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
м. Іллічевськ	1,4	8,5	1,6	3,1	11,2	3,1	1,3	2,9	1,5	2,6	0,2	2,4	2,5	2,9	2,6	3,1	2,6	2,8	2,6	3,9
Ананьєвський район	0,6	0,8	1,5	1,8	0,9	2,1	1,0	1,3	0,9	2,5	0,8	2,6	1,5	2,2	1,6	2,0	1,8	2,0	1,7	2,1
Арцизький район	0,4	0,6	0,8	2,1	0,4	2,1	0,2	1,0	0,2	3,3	0,2	1,3	1,2	2,9	1,1	3,3	1,1	3,6	1,1	3,6
Балтський район	0,1	0,2	0,7	2,4	0,9	2,7	0,4	0,2	0,3	3,1	0,3	3,3	0,3	2,5	0,3	3,3	0,3	2,5	0,3	2,4
Б.-Дністровський район	0,4	1,4	1,4	3,6	1,2	2,4	1,0	0,4	1,0	3,6	1,5	2,1	1,4	1,0	0,8	2,1	1,0	3,1	1,9	1,9
Біляївський район	0,2	0,4	0,7	3,2	1,4	2,6	0,1	1,0	0,2	3,9	0,4	3,0	0,2	4,3	0,1	2,3	0,1	2,2	0,1	3,0
Березовський район	0,6	0,8	0,8	0,7	1,7	2,1	0,6	0,1	1,0	1,6	1,2	3,8	0,8	1,8	0,6	2,5	0,7	2,6	0,7	5,4
Болградський район	0,8	1,2	0,8	4,1	1,7	2,2	0,2	0,6	0,2	2,5	0,4	1,8	0,2	4,5	0,2	3,5	0,1	4,3	0,1	4,1
В. Михайлівський район	1,4	2,2	1,1	1,8	0,9	2,0	1,0	0,2	1,1	2,1	0,9	3,3	0,2	4,0	0,3	3,1	0,4	3,0	0,3	3,2
Іванівський район	0,4	0,8	0,4	2,2	1,2	2,5	0,9	1,0	1,0	3,0	1,2	3,0	1,4	2,0	1,0	2,3	1,0	3,4	1,0	2,7
Ізмаїльський район	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,8	0,0	0,9	3,0	0,7	3,1	0,0	3,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Кілійський район	0,4	0,7	0,7	2,5	1,7	2,7	0,8	0,8	0,8	2,5	0,9	4,6	1,0	5,1	1,0	3,1	0,9	3,7	0,9	3,7
Кодимський район	0,4	0,6	0,5	3,3	1,4	2,6	0,4	0,8	0,3	4,4	0,2	2,2	0,2	4,3	0,1	1,8	0,8	3,8	0,3	3,2
Комінтернівський район	0,6	0,9	0,7	2,1	1,6	2,6	0,8	0,4	0,8	2,3	0,7	2,7	0,3	2,4	0,3	2,6	0,2	3,4	0,4	4,3

Продовження табл. 3.1

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21
Котовський район	0,5	0,7	0,9	1,3	0,5	1,6	0,8	0,8	0,9	2,5	0,8	1,4	0,9	2,4	0,9	2,4	1,0	2,5	1,0	2,5
Красноокнянський район	0,1	0,8	0,4	2,3	1,8	2,5	0,8	0,8	1,0	1,1	0,7	2,2	1,0	1,9	1,2	2,9	1,6	2,9	1,2	2,6
Любашовський район	0,1	0,6	0,4	1,7	1,0	1,7	0,0	0,8	0,0	0,0	0,0	0,0	0,3	2,5	0,4	1,5	0,3	1,7	0,6	1,5
Миколаївський район	0,5	0,4	0,6	2,9	1,7	2,6	1,4	0,0	1,4	2,4	1,6	1,5	0,0	2,8	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Овідіопольський район	0,6	1,4	0,9	2,2	1,8	2,1	0,4	1,4	0,0	0,0	0,8	2,6	0,6	3,5	0,7	2,4	0,4	3,2	0,4	4,0
Роздільнянський район	0,6	0,6	1,0	2,3	1,6	2,3	0,3	0,4	0,3	2,0	0,4	3,3	0,1	2,5	0,3	3,0	0,5	4,0	0,2	5,3
Ренійський район	0,8	0,2	1,0	2,1	0,7	1,2	0,9	0,3	1,0	2,5	1,1	1,9	0,4	2,6	0,4	1,6	0,4	1,7	0,4	2,2
Савранський район	0,7	0,9	0,9	2,3	1,7	2,5	1,2	0,9	1,0	2,8	0,8	1,7	1,0	2,3	1,0	2,6	1,3	2,9	0,9	2,6
Саратський район	0,4	0,7	0,5	2,6	1,2	2,3	0,4	1,2	0,4	1,7	0,6	2,0	0,9	4,2	1,2	2,7	0,9	2,4	0,9	3,1
Тарутинський район	0,3	1,0	1,4	1,4	0,9	1,4	0,9	0,4	0,9	2,4	0,8	2,6	0,5	1,6	0,6	2,0	0,6	2,9	0,5	2,0
Татарбунарський район	0,8	3,4	1,1	2,5	1,4	2,5	0,1	0,9	0,2	2,7	0,4	2,8	0,1	2,5	0,3	2,9	0,5	2,4	0,4	2,3
Фрунзівський район	0,2	0,6	0,7	4,7	1,6	2,1	0,7	0,1	0,7	2,1	0,9	2,0	1,8	2,2	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Ширяївський район	0,6	1,4	1,1	2,0	1,8	2,5	0,7	0,7	0,7	2,6	0,6	2,4	0,6	2,3	0,9	2,2	0,7	2,7	0,9	2,6
Усього по районах	0,7	1,7	2,0	2,5	1,6	2,3	1,2	0,7	1,2	2,7	1,1	2,4	1,2	2,6	0,6	2,5	0,6	2,9	0,7	2,8
Усього по області	1,3	1,9	2,1	2,8	2,4	2,7	1,3	1,3	1,2	2,7	1,6	2,5	1,3	2,6	1,4	3,1	1,6	2,8	1,4	2,1

Примітки:

1. П¹ – кількість осіб, що одержали знімні протези, на 100 чоловік дорослого населення.
2. П² – кількість осіб, що одержали зубні протези, на 100 чоловік дорослого населення.

На підставі цих даних встановлено, що від загальної кількості запротезованих хворих кількість осіб, що одержали знімні протези, становить у середньому 40–50 %.

Однак слід зазначити, що загальна кількість запротезованих осіб у період 2000–2001 рр. різко знижувалося, що було наслідком економічних реформ, проведених у той час, і широкого розвитку приватного стоматологічного бізнесу, що не знайшло відображення у звітах (рис. 3.1).

Період до 2000 р. вирізнявся більше високим відсотком знімного часткового протезування серед загальної кількості запротезованих осіб. Так, у 2000 р. цей показник дорівнював 88,8 % (для порівняння: в 2006 р. – усього 44 %).



Рис. 3.1 Динаміка показників рівня забезпечення зубними протезами жителів Одеського регіону в період з 1998 по 2007 рр.

Зменшення частки знімного протезування в загальній кількості запротезованих осіб чітко простежується в статистиці міського населення, тоді як у даних результатів звітів у сільській місцевості превалює частка знімного протезування.

Результати вивчення динаміки щодо кількості виготовлених часткових пластинкових і бюгельних протезів представлені в табл. 3.2.

Аналізуючи представлені дані, слід зазначити значний ріст виготовлення часткових знімних протезів. Цей показник у динаміці за 10 років зріс із 9626 штук в 1998 р. до 20503 – в 2007 р., причому простежується чітка динаміка росту (рис. 3.2).

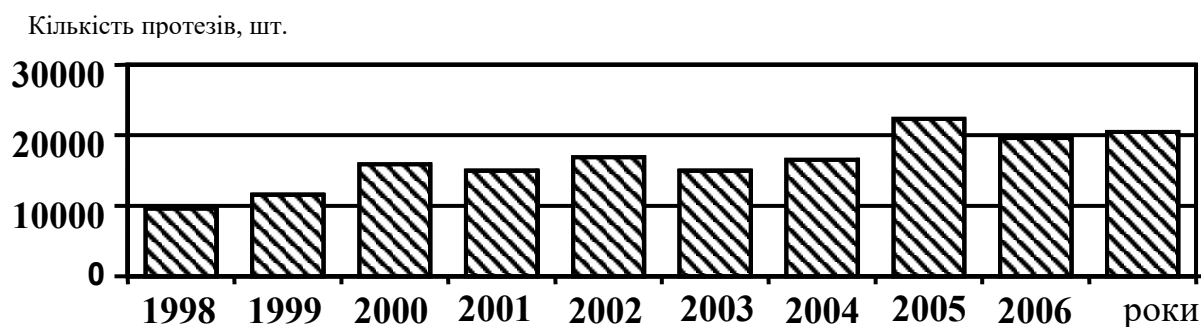


Рис. 3.2 Кількість часткових пластинкових знімних протезів, виготовлених у лікувально-профілактичних установах Одеської області протягом 1998–2007 рр., шт..

Таким чином, кількість виготовлених часткових пластинкових протезів за даними статистичних звітів за 10 років зросла на 212,9 %. Однак слід відзначити, що паралельно спостерігається зменшення частки повного знімного і бюгельного протезування.

Таблиця 3.2

**Кількість виготовлених часткових знімних і бюгельних протезів у лікувально-профілактичних установах
Одеської області з 1998 по 2007 рр., шт.**

Адміністративний район	1998		1999		2000		2001		2002		2003		2004		2005		2006		2007	
	С ¹	Б ¹	С ¹	Б ¹	С ¹	Б ¹	С ¹	Б ¹	С ¹	Б ¹	С ¹	Б ¹	С ¹	Б ¹	С ¹	Б ¹	С ¹	Б ¹	С ¹	Б ¹
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21
ЛПУ м. Одеси	4215	99	5508	116	6291	131	7754	7754	6858	173	7754	281	8 060	281	9 673	265	7 871	245	8 867	241
м. Білгород-Дністровський	514	6	605	4	613	2	731	731	909	0	731	6	634	-	707	-	707	-	495	-
м. Ізмаїл	487	8	499	7	531	5	644	644	101	0	644	0	920	11	943	5	851	60	719	2
м. Південний	120	7	201	11	133	8	118	118	814	75	118	63	134	-	121	-	92	-	151	-
м. Теплодар	50	0	53	2	54	0	1048	1048	286	0	1048	0	-	-	-	-	-	-	-	-
м. Іллічівськ	1102	167	1198	133	1273	139	209	209	269	9	209	0	1 218	33	1 242	113	1 174	98	1 200	80
Ананьєвський район	124	11	249	2	242	5	255	255	82	16	255	9	227	-	316	-			223	-
Арцизький район	109	9	101	5	230	13	99	99	131	0	99	12	345	6	391	26	272	-	411	31
Балтський район	74	2	77	1	86	6	0	0	1259	4	0	0	74	16	89	14	414	25	78	-
Б.-Дністровський район	185	0	199	5	227	0	49	49	0	0	49	0	214	-	202	15	67	22	464	-
Біляївський район	154	0	166	1	173	0	263	263	238	11	263	0	44	-	25	-	550	-	29	-
Березовський район	10	0	12	0	20	0	140	140	39	0	140	0	223	8	201	9	33	-	279	7
Болградський район	199	0	241	0	253	2	50	50	190	0	50	8	119	-	111	-	240	16	47	-
В. Михайлівський район	10	0	21	0	12	0	166	166	825	1	166	0	54	-	68	-	68	-	86	-
Іванівський район	165	6	177	10	248	15	250	0	229	0	250	18	214	-	171	-	85	-	140	5
Ізмаїльський район	0	0	0	0	0	0	54	0	233	0	54	0	-	-	-	-	261	7	-	-
Кілійський район	144	4	155	4	157	6	115	250	110	0	115	0	252	19	318	20	-	-	322	49
Кодимський район	185	0	199	1	225	0	170	54	172	2	170	0	75	-	25	-	324	29	108	-
Комінтернівський район	212	0	244	0	255	0	88	115	80	0	88	16	135	-	122	-	320	-	239	-
Котовський район	147	0	159	0	157	0	86	170	99	0	86	0	229	2	223	4	110	-	251	8
Красноокнянський район	74	0	88	0	84	0	0	88	0	0	0	0	77	-	177	-	249	7	94	-
Любашовський район	34	0	45	0	41	0	327	86	336	5	327	0	46	-	92	-	235	-	68	-
Миколаївський район	31	1	39	0	34	2	0	0	0	0	0	0	-	-	-	-	37	-	-	-
Овідіопольський район	308	0	301	0	319	0	56	327	41	0	56	0	196	-	223	-	-	-	108	-
Роздільнянський район	208	0	211	0	218	0	155	0	154	0	155	0	54	-	112	-	169	-	203	-

Продовження табл. 3.2.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21
Ренийський район	17	0	24	0	19	0	154	56	207	0	154	0	50	-	90	-	468	-	82	-
Савранський район	163	0	185	0	150	0	86	155	69	0	86	0	164	-	164	-	64	-	132	-
Саратський район	186	0	241	0	271	0	26	154	109	7	26	0	199	4	306	-	270	-	315	-
Таругинський район	74	0	66	0	62	0	68	86	20	0	68	0	103	-	136	-	173	-	134	-
Татарбунарський район	229	0	229	1	227	8	68	26	31	0	68	0	11	-	61	3	163	-	73	7
Фрунзовський район	41	0	20	0	18	0	0	68	0	0	58	0	121	-	-	-	94	6	-	-
Ширяївський район	55	0	49	0	58	0	0	68	0	0	69	0	75	-	108	-	84	-	117	-
Усього по районах	1314	33	1369	6	3786	57	2934	2934	5209	55	2934	63	3 301	55	3 731	91	4 750	112	4 003	107
Усього по області	2628	320	11562 2738	12	15926	761	1499 7	14997	16890	552	14997	567	16 503	726	22 357	1 020	19 598	1 183	20 503	904

Примітки:

1. С¹ – кількість виготовлених часткових знімних протезів.
2. Б¹ – кількість виготовлених бюгельних протезів (із числа знімних).

Зменшення частки повного знімного протезування пов'язано, переважно, з різким зниженням кількості повних знімних протезів, що виготовляються безкоштовно. Зменшення питомої ваги бюгельного протезування можна пояснити його високою вартістю для пацієнтів державних поліклінік. Однак слід зазначити, що в абсолютному вираженні кількість виготовлених бюгельних протезів за ці роки продовжує зростати (рис. 3.3). Винятком склав останній рік аналізу – 2007, коли спостерігається спад кількості виготовлених бюгельних протезів на 23,5 %.



Рис. 3.3 Кількість бюгельних протезів, виготовлених у лікувально-профілактичних установах Одеської області протягом 1998–2007 рр., шт..

Резюмуючи результати даного дослідження, слід зазначити, що, незважаючи на негативну динаміку в кількості протезованих осіб, частка часткового знімного протезування залишається досить високою – не менше 45–50 % від загальної кількості зубних протезів. Причому частка бюгельних протезів, які активно впроваджувалися в практику стоматології наприкінці ХХ ст., починає потроху знижуватися (внаслідок відомих недоліків бюгельних протезів – високої вартості виготовлення, жорсткого кріплення до опорних зубів, наявності великої кількості металу в порожнині рота, важкості бюгельного протеза).

Отже, у найближчій перспективі розвиток знімного протезування буде спрямований на поліпшення й удосконалення часткового пластинкового протезування, особливо з огляду на сучасну матеріалознавчу базу.

3.2. Вивчення поширеності протезних стоматитів в осіб зі знімними пластинковими протезами (за архівними даними)

Виходячи з отриманих результатів, особливо актуально простежити, яка частина пацієнтів страждала на протезні стоматити за цей період. Особливо слід врахувати, що в досліджуваній період частка безакрилового протезування на стоматологічному прийомі була досить низкою.

Дані щодо кількості протезних стоматитів наведені в табл. 3.3 і табл. 3.4. Аналізуючи дані табл. 3.3, слід зазначити, що кількість осіб, які звернулися по ортопедичну стоматологічну допомогу з дефектами зубних рядів, що підлягають знівному протезуванню, варіювало протягом 10 років спостережень.

Таблиця 3.3

Співвідношення кількості хворих, що одержали пластинкові протези, і кількості хворих, які страждають на протезний стоматит, у лікувально-профілактичних установах Одеської області з 1998 по 2002 рр., осіб

Адміністративний район	1998		1999		2000		2001		2002	
	С ¹	П ¹	С ¹	П ¹	С ¹	П ¹	С ¹	П ¹	С ¹	П ¹
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
ЛПУ м. Одеси	3758	1985	3608	1582	5820	2895	4485	2958	5028	3258
м. Білгород-Дністровський	401	208	358	169	450	289	452	285	452	208
м. Ізмаїл	421	215	305	187	428	222	368	241	89	45
м. Південний	95	48	112	92	132	93	79	46	452	301

Продовження табл. 3.3

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
м. Теплодар	44	11	32	20	46	30	625	307	185	109
м. Іллічівськ	968	452	895	458	1008	584	157	107	190	105
Ананьєвський район	409	289	165	107	183	92	183	125	44	32
Арцизький район	109	61	58	30	146	86	56	39	88	44
Балтський район	69	38	44	39	64	33	0	0	758	458
Б.-Дністровський район	177	59	99	70	118	69	39	28	0	0
Біляївський район	144	77	87	59	107	72	207	118	128	85
Березовський район	5	1	11	9	11	5	103	59	21	18
Болградський район	187	89	205	148	183	107	41	21	107	59
В. Михайлівський район	7	3	19	14	12	11	105	56	589	402
Іванівський район	140	91	108	55	201	118	187	98	189	111
Ізмаїльський район	0	0	0	0	0	0	40	28	118	96
Кілійський район	127	66	55	41	101	48	59	33	108	58
Кодимський район	162	74	99	77	189	99	89	48	141	85
Комінтернівський район	196	85	147	109	148	84	80	49	55	40
Котовський район	132	52	85	76	98	51	77	41	75	33
Красноокнянський район	55	28	48	27	67	40	0	0	0	0
Любашовський район	28	19	40	30	29	16	245	145	228	107
Миколаївський район	22	14	31	24	27	17	0	0	0	0
Овідіопольський район	259	115	225	111	294	158	44	28	30	28
Роздільнянський район	145	98	139	109	192	99	115	59	106	85
Ренийський район	9	6	20	11	13	9	119	69	146	80
Савранський район	150	77	96	77	94	44	66	37	41	32
Саратський район	141	78	120	93	190	89	16	11	62	55
Тарутинський район	59	33	58	30	46	30	48	21	10	8
Татарбунарський р-н	199	95	189	92	179	107	48	22	22	17
Фрунзівський р-н	28	15	18	9	11	8	0	0	0	0
Ширяївський р-н	47	22	34	19	43	23	0	0	0	0
Усього по районах	3006	1585	2200	1466	2746	1515	1967	1135	3066	1933
Усього по області	8693	4504	7510	3974	10630	5628	8133	5079	9462	5959

Примітки:

1. С¹ – кількість хворих, яким були виготовлені пластинкові знімні протези.
2. П¹ – кількість хворих, які страждають на протезний стоматит.

Таблиця 3.4

**Співвідношення кількості хворих, що одержали пластинкові протези,
і кількості хворих, які страждають на протезний стоматит, у лікувально-
профілактичних установах Одеської області з 2003 по 2007 рр., осіб**

Адміністративний район	2003		2004		2005		2006		2007	
	С ¹	П ¹	С ¹	П ¹	С ¹	П ¹	С ¹	П ¹	С ¹	П ¹
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
ЛПУ м. Одеси	5589	3205	6587	4021	7458	4025	5962	3285	4587	1952
м. Білгород-Дністровський	589	369	445	298	444	257	450	320	231	145
м. Ізмаїл	439	301	564	369	596	361	517	441	405	149
м. Південний	92	49	93	63	84	45	74	22	92	44
м. Теплодар	569	368	0	0	0	0	0	0	0	0
м. Іллічівськ	179	107	658	397	798	408	569	201	564	231
Ананьєвський район	196	107	129	92	245	169	458	207	111	49
Арцизький район	74	55	228	128	237	172	145	95	207	101
Балтський район	0	0	56	37	56	44	296	111	44	21
Б.-Дністровський район	39	27	185	105	145	82	42	26	257	120
Біляївський район	155	93	30	21	20	11	365	112	19	9
Березовський район	110	59	179	92	145	85	29	7	199	94
Болградський район	43	29	89	56	89	55	148	52	32	14
В. Михайлівський район	146	88	49	33	46	31	55	21	51	22
Іванівський район	208	114	179	104	99	51	71	23	72	41
Ізмаїльський район	49	29	0	0	0	0	0	0	0	0
Кілійський район	102	69	203	92	253	192	145	65	178	83
Кодимський район	133	86	59	37	19	11	201	56	59	30
Комінтернівський район	73	44	101	66	96	65	225	112	142	77
Котовський район	79	51	158	94	145	89	72	41	127	55
Красноокнянський район	0	0	47	41	93	52	162	46	56	26
Любашовський район	285	178	46	32	77	47	147	56	29	13
Миколаївський район	0	0	0	0	0	0	27	17	0	0
Овідіопольський район	46	33	145	84	127	74	0	0	55	21
Роздільнянський район	131	95	47	41	66	41	107	89	107	52
Ренийський район	127	84	39	31	56	40	304	157	37	21
Савранський район	70	40	107	69	96	56	44	21	86	36
Саратський район	22	18	174	78	225	207	199	106	179	80
Тарутинський район	44	27	58	41	77	41	121	56	62	27
Татарбунарський район	51	29	9	8	51	30	103	44	40	17
Фрунзівський район	55	31	98	71	0	0	55	21	0	0
Ширяївський район	53	34	65	44	61	41	41	10	41	16
Усього по районах	2291	1420	2477	1497	2524	1686	3562	1445	2190	1025
Усього по області	9748	5819	10824	6645	11904	6782	11134	5714	8069	3546

Примітки:

1. С¹ – кількість хворих, яким були виготовлені пластинкові знімні протези.
2. П¹ – кількість хворих, які страждають на протезний стоматит.

Отже, достовірного зниження або підвищення загальної кількості пацієнтів, незважаючи на економічні потрясіння, не відбулося (рис. 3.4). Хоча слід зазначити, що в останні роки (2005–2007) відбувається досить різке зниження звертання, що ілюструють представлені дані.

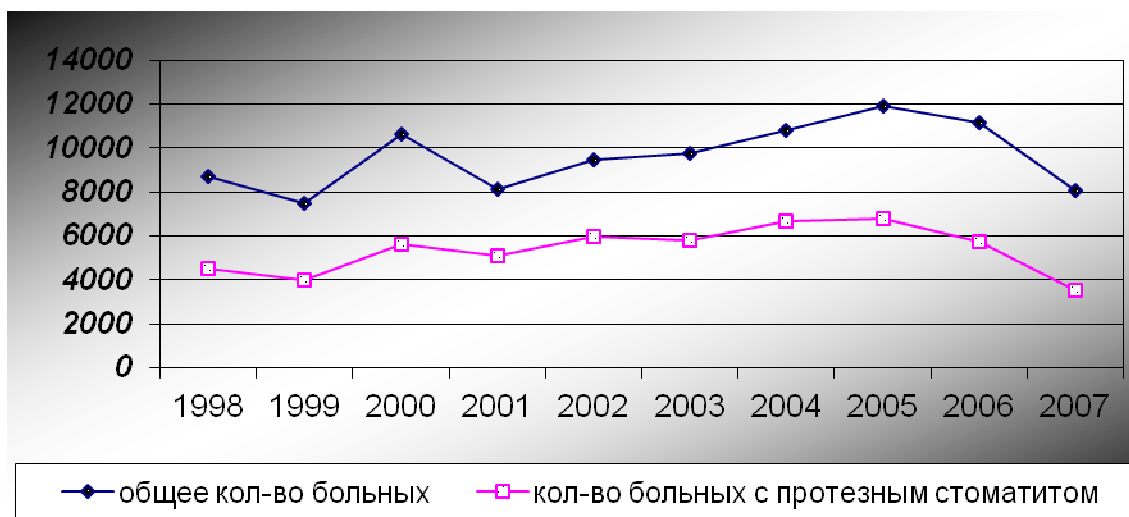


Рис. 3.4. Динаміка зміни кількості пацієнтів, яким були виготовлені знімні протези, що страждають на протезні стоматити, осіб.

Що стосується процентного співвідношення осіб із протезними стоматитами, те ці дані ілюструє рис. 3.5.

Ці дані показують, що протезні стоматити є актуальною проблемою сучасної ортопедичної стоматології. Їхній середньостатистичний прояв за даними звітів лікувально-профілактичних закладів Одеси й Одеської області становив 55,64 %.

Враховуючи період, за який проводилося дослідження, основним видом матеріалу, з якого виготовлялися знімні пластинкові протези, був поліметилметакрилат.

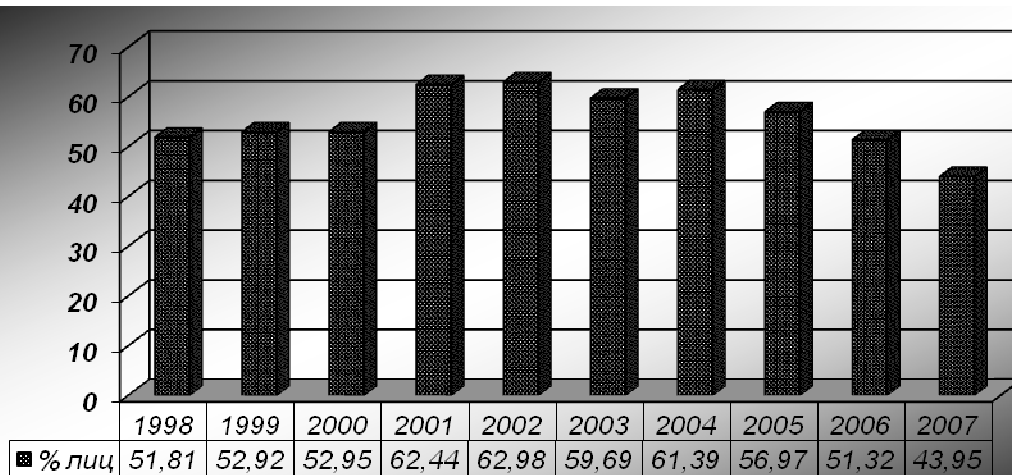


Рис. 3.5. Співвідношення кількості хворих із протезними стоматитами до загальної кількості осіб, що одержали знімні пластинкові протези, %

Привертає увагу той факт, що за 10 років (особливо показовим є період 2006–2007 рр.) кількість протезних стоматитів знизилася на 14,36 % і перебуває на 21,0 % нижче середнього показника за 10 років спостереження.

На нашу думку, це пов'язане із впровадженням передових розробок і технологій з профілактики й лікування протезних стоматитів, а також із впровадженням безакрилових протезів у практику вітчизняної ортопедичної стоматології.

З метою визначення форм протезних стоматитів ми відібрали 116 історій хвороб з основним або супровіним діагнозом «протезний стоматит» з архіву Одеської обласної клінічної стоматологічної поліклініки за 2005–2007 рр.

Результатом досліджень є дані, представлені на рис. 3.6.

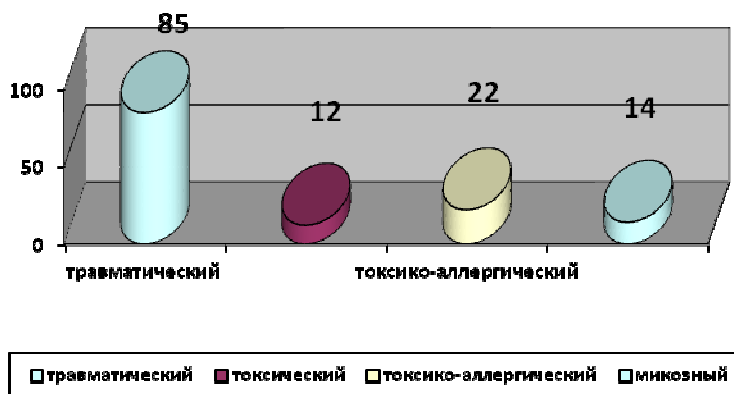


Рис. 3.6 Розподіл діагнозів протезних стоматитів за етіологічною ознакою, %

Із отриманих даних випливає, що травматичний протезний стоматит був присутній в 73,2 % хворих, токсичний і токсико-алергічний – в 29,3 % хворих. Також у багатьох пацієнтів протезування супроводжував мікозний стоматит.

3.3. Дослідження частоти ремонтів пластинкових протезів (за даними дослідження документації ЛПЗ Одеської області)

Четверте завдання вирішувалося нами при аналізі документації, що не фігурує в статистичних і лікувальних звітах, але є досить важливим моментом для аналізу перспектив розвитку часткового пластинкового протезування. Ми провели ретроспективне дослідження фінансової і медичної документації, щоб визначити кількість ремонтів протезів внаслідок перелому базису або кламера. Місцем дослідження ми обрали три районних поліклініки Одеської області й Обласну стоматологічну клінічну поліклініку Одеської області – як базову стоматологічну установу. Період перегляду документації також дорівнював 10 років. Результати даних дослідження представлені в табл. 3.5 і 3.6.

Таблиця 3.5

Кількість ремонтів базисів часткових пластинкових протезів щодо кількості виготовлених у лікувально-профілактичних установах Одеської області з 1998 по 2002 рр., послуг

Адміністративний район	1998		1999		2000		2001		2002	
	С ¹	Б ²	С ¹	Б ²	С ¹	Б ²	С ¹	Б ²	С ¹	Б ²
Одеська обласна КСП	895	10 1	915	11 6	102 0	96	105 2	10 4	958	12 0
Ананьєвська ЦРЛ	124	26	249	51	242	52	255	60	82	58
Любашовська ЦРЛ	34	10	45	40	41	32	327	55	336	68
Ширяївська ЦРЛ	55	44	49	48	58	46	74	40	84	41
Сума	110 8	18 1	125 8	25 5	136 1	22 6	170 8	25 9	146 0	28 7
Процентне співвідношення, %	16,3		20,3		16,6		15,2		19,7	

Примітки:

1. С¹ – кількість виготовлених часткових знімних протезів.
2. Б² – кількість ремонтів базисів.

Отримані результати досить яскраво демонструють високу частку ремонту базисів протезів, причому вона аж ніяк не залежить від кількості виготовлених нових протезів. У районних стоматологічних поліклініках при низькій кількості виготовлених знімних протезів ремонт часткових пластинкових протезів може сягати третини кількості виготовлених нових протезів.

Середні показники частки ремонту протезів становили від 11,3 % в 1998 р. до 14,4 % – в 2004 р. Також показовими є дані по заміні гнутих кламерів, представлені на рис. 3.7.

Таблиця 3.6

**Кількість ремонтів базисів часткових пластинкових протезів стосовно
кількості виготовлених у лікувально-профілактичних установах
Одеської області з 2003 по 2007 рр.**

Адміністративний район	2003		2004		2005		2006		2007	
	С ¹	Б ²	С ¹	Б ²	С ¹	Б ²	С ¹	Б ²	С ¹	Б ²
Одеська обласна КСП	112 4	16 2	120 4	14 5	132 4	12 0	107 8	10 8	134 5	11 4
Ананьєвська ЦРЛ	255	63	227	55	316	69	345	78	223	74
Любашівська ЦРЛ	327	74	46	56	92	74	235	65	68	41
Ширяївська ЦРЛ	69	38	75	41	108	39	84	28	117	39
Сума	177 5	33 7	155 2	29 7	184 0	30 2	174 2	27 9	175 3	26 8
Процентне співвідношення, %	18,9		19,1		16,4		16,0		15,3	

Примітки:

1. С¹ – кількість виготовлених часткових знімних протезів.
2. Б² – кількість ремонтів базисів.

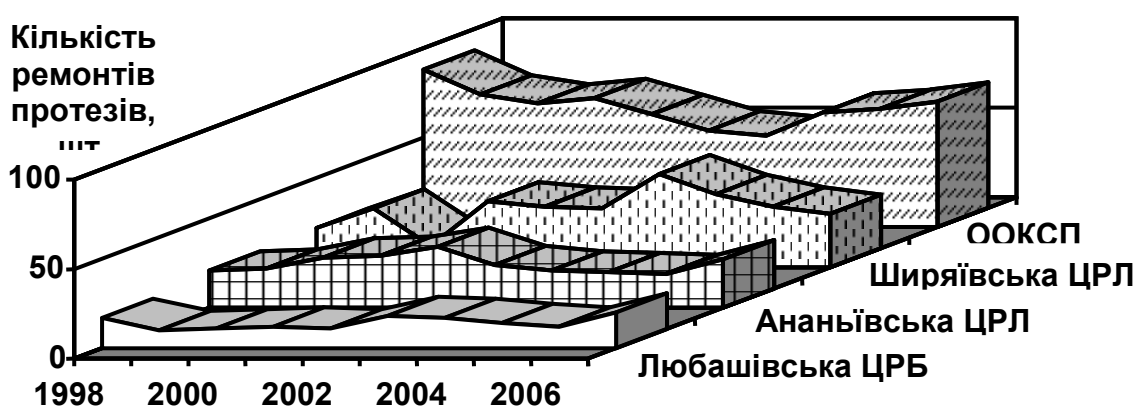


Рис. 3.7 Динаміка дослідження кількості ремонтів кламерів часткових знімних протезів за період з 1998 по 2007 рр. у стоматологічних лікувальних установах Одеси й Одеської області

Проведений аналіз показав, що в середньому від 11,3 до 14,4 % часткових протезів на рік підлягають ремонту базису, від 14,5 до 17,8 % гнутих дротових кламерів підлягають ремонту і заміні протягом 1 року.

Ці дані свідчать про один з недоліків акрилових протезів – їхню крихкість і доводять, що одна з головних переваг цього виду протезування – доступність – є відносною, тому що у вартість протеза при п'ятирічному користуванні обов'язково слід включити вартість ремонту протеза.

Резюме

Таким чином, наші дослідження довели, що понад 70 % осіб, які звернулися по ортопедичну стоматологічну допомогу, потребують знімного протезування.

У середньому від 11,3 до 14,4 % часткових протезів на рік підлягають ремонту базису, від 14,5 до 17,8 % – ремонту гнутих дротових кламерів і заміні протягом 1 року. Ці дані свідчать про один із недоліків акрилових протезів – їхню крихкість і доводять, що одна з головних переваг цього виду протезування – доступність – є відносною, оскільки у вартість протеза при 5-річному користуванні обов'язково слід включити ремонт протеза.

При дослідженні частоти захворюваності на протезний стоматит визначено, що частота захворюваності становить, за нашим даними, 55,64 %. З отриманих даних також випливає, що травматичний протезний стоматит був присутній в 73,2 % хворих, токсичний і токсико-алергічний – у 29,3 % хворих. Також у багатьох пацієнтів протезування супроводжував мікозний стоматит.

Все вищевикладене свідчить, що проблема протезних стоматитів, незважаючи на значні досягнення науки, залишається актуальною в сучасній стоматології. Особливо актуальним є дослідження проблеми

протезних стоматитів у зв'язку з матеріалознавчими досягненнями в галузі знімного протезування.

Результати досліджень, наведені в даному розділі, представлені в публікації [206].

РОЗДІЛ 4

ОБҐРУНТУВАННЯ ВДОСКОНАЛЕННЯ ТЕХНОЛОГІЇ ВИГОТОВЛЕННЯ БАЗИСІВ ЗНІМНИХ ПЛАСТИНКОВИХ ПРОТЕЗІВ ДЛЯ ПРОФІЛАКТИКИ ПРОТЕЗНИХ СТОМАТИТІВ

Ціль даного фрагмента досліджень – усунення недоліків поліпропіленових протезів з метою зниження ускладнень, які супроводжують знімне пластинкове протезування – травматичних, мікозних і алергічних стоматитів.

Серед недоліків базисів поліпропіленових протезів, які застосовувалися з 80-х по 2000-ті рр., визначені такі:

- підвищена пористість;
- шаруватість країв протезів;
- зайва гідрофільність;
- нестійкість барвників.

Для усунення зазначених недоліків широко відомого базисного термопластичного матеріалу для виготовлення знімних пластинкових протезів «Ліпол» ми, після ряду пошуку сополімерів поліпропілену вибрали сополімер "Tirplen R 359", що має низку переваг. Для поліпшення якостей сополімеру "Tirplen R 359" ми після полімеризації й припасування протеза обробляли матеріал у плазмі тліючого розряду (підрозд. 2.3).

З метою оцінки властивостей матеріалу ми провели порівняльні дослідження отриманого нами матеріалу і матеріалу «Ліпол».

4.1. Проведення порівняльних санітарно-хімічних досліджень сополімерів поліпропілену

Для вирішення першого завдання нами були проведені санітарно-хімічні дослідження, результати яких представлені в табл. 4.1. Так, максимальна оптична щільність зразків "Tirplen R 359" дорівнювала

0,012 од. («Ліпол» – 0,18 од.), що в 30 разів менше допустимого рівня. Також найбільше відхилення рН зразків "Tipplen R 359" у штучному середовищі, яке імітує середовище порожнини рота, становило 0,16 од., що значно менше допустимого.

Таблиця 4.1

Результати санітарно-хімічних досліджень зразків сополімерів
поліпропілену

Показник	«Ліпол»	"Tipplen R 359"	Норма
1	2	3	4
Максимальне значення оптичної щільності, Вт	0,180±0,007	0,012±0,001	0,300±0,005
Зміст відновних сполук, мг	0,020±0,004	0,020±0,035	0,040±0,006
Максимальне відхилення рН витяжок, од.	0,210±0,011	0,160±0,012	0,64±0,01
Концентрація формальдегіду у водній витяжці, мг/дм ³	0,030±0,014	0,010±0,005	0,090±0,005
Показник плинності розплаву, кг·см	0,50±0,02	0,400±0,005	0,210±0,008
Інтенсивність запаху, бали	1,0±0,5	0	0,5±0,1
Вміст органічних домішок, мг/л	0,04	0,01	≤0,3
Вміст відновлених домішок, мг/л	0,01	0,0	≤1,0
Зміна рН	0,9	0,7	≤1,0
Вміст свинцю, мг/л	0,03	0,01	≤0,03

Продовження табл. 4.1			
1	2	3	4
Вміст кадмію, мг/л	<0,001	<0,001	≤0,001
Вміст цинку, мг/л	0,002	<0,01	≤1,0
Вміст хрому, мг/л	0,001	<0,01	≤0,1
Вміст формальдегіду, мг/л	0,054	0,027	≤0,1
Вміст ацетальдегіду, мг/л	0,14	0,09	≤0,2
Вміст спиртів C ₁ –C ₄ , мг/л	0,06	0,03	≤0,5
Вміст метилметакрилату, мг/л	0,19	<0,15	≤0,25

Оскільки в результаті теплового впливу на ПП можливе утворення ряду низькомолекулярних продуктів (формальдегіду, ацетальдегіду, ацетону, етилацетату, нижчих спиртів), ми в результаті наших досліджень визначили, що сополімер ПП "Tipplen R 359" містить їх концентрації в рази менше допустимого значення для виробів, що стикаються з біологічними тканинами (норма – 0,05 мг/дм³). Зазначені сполуки не виявлені в межах чутливості визначення. Це означає, що вивчені базиси протезів з матеріалів «Ліпол» і "Tipplen R 359" характеризуються дуже високою хімічною стійкістю.

Більш повно санітарно-хімічні дослідження відбиті в Додатку Ж.

Рівні міграції шкідливих хімічних речовин у воду зі зразків не перевищували гігієнічних регламентів у межах чутливості аналітичних методів. Таким чином, проведені санітарно-хімічні дослідження зразків сополімерів ПП свідчать про високий ступінь їхньої хімічної безпеки.

При вивченні шкіроподразнювального і сенсibiliзуючого впливу отримані такі результати. Ознак подразнювального впливу на слизові оболонки очей піддослідних кроликів (гіперемії, набряку, підвищеної сльозотечі) не виявлено. При вивченні сенсibiliзуючого впливу витяжок запальна реакція на шкірі піддослідних морських свинок була відсутня.

Отже, дослідні зразки не чинять подразнювального й сенсibiliзуючого впливу.

4.2. Результати порівняльних досліджень фізико-механічних властивостей поліпропіленових і акрилових пластмас

Результати проведених фізико-механічних випробувань матеріалів «Ліпол» і "Tipplen R 359" вказують на підвищені міцнісні характеристики цих матеріалів (табл. 4.2).

При дослідженні питомої ударної в'язкості матеріалу "Tipplen R 359" встановлено, що по цьому показнику – $(29 \pm 2,5)$ кДж/м² – матеріал більш ніж удвічі ($p < 0,01$) перевершує широко застосовувані акрилові базисні матеріали.

Результати випробувань на статичний вигин матеріалу "Tipplen R 359" і порівняння їх з аналогічними показниками акрилових пластмас свідчать про те, що при порівнянних навантаженнях – (80 ± 5) МПа – акрилові пластмаси ламаються, а поліпропілени лише вигинаються в 1,5 товщини зразка з наступним поверненням у вихідний стан.

Результати визначення модулів пружності матеріалу "Tipplen R 359" при вигині (2890 МПа) і розтяганні (2710 МПа) свідчать про перевагу розробленого матеріалу перед акриловими базисними матеріалами на 20–25 % (рис. 4.1), а також про незначну перевагу перед традиційно визнаним поліпропіленом «Ліполом».

Таблиця 4.2

Порівняльна характеристика фізико-механічних властивостей зразків базисних полімерів

Показник	«Ліпол»	"Tipplen R 359"	«Фторакс»
Питома ударна в'язкість, кДж/м ²	26,50±2,04	29,0 ± 0,5	11,5±1,5
Величина навантаження на злам, МПа	270,0±7,0	298,0±4,0	80,0±5,0
Модуль пружності при вигині, МПа	2715,0±11,5	2890,0±9,5	2105,0±0,5
Модель пружності при розтяганні, МПа	2570,0±5,5	2710,0±7,4	1985,0±2,1
Показник відносного подовження при розриві, %	17,5±0,4	21,0±0,3	2,0±0,2
Визначення твердості за Шором, ум. од.	61,0±0,5	74,0±1,5	109,0±2,0
Лінійна усадка полімеризації, %	1,9±0,1	1,8±0,2	6,0±0,5
Рівень водопоглинання, %	0,33±0,03	0,26±0,02	1,5±0,5

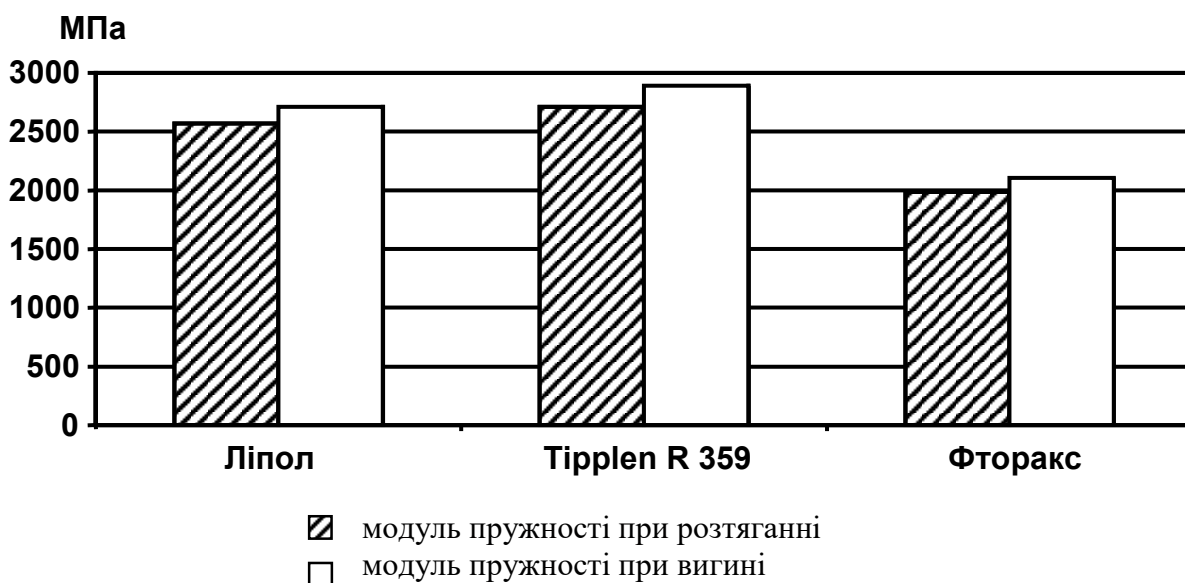


Рис. 4.1. Результати дослідження модулів пружності основних базисних пластмас

Це означає, що матеріал на основі сополімеру ПП є високомодульною пластмасою, що має підвищений опір до розвитку знакозмінних пружних деформацій, яких зазнає протез, перебуваючи в порожнині рота.

В результаті визначення відносного подовження при розриві встановлено, що сополімер "Tipplen R 359" за цим показником в 9 разів перевершує акрилові пластмаси. Отже, протези, виготовлені з цього матеріалу, зможуть витримувати набагато більші навантаження під час експлуатації.

Дослідження з вивчення усадки розроблених матеріалів показали, що усадка сополімеру ПП "Tipplen R 359" становить $(1,8 \pm 0,2)$ %. Це дещо нижче ($p > 0,05$) показника ПП «Ліпол» $(1,9 \pm 0,1)$ %, але значно менше ($p < 0,01$) усадки акрилових базисних пластмас, зокрема, пластмаси «Фторакс», які використовували в дослідженні – $(6,0 \pm 0,5)$ %. Такі значення усадки поліпропіленових сополімерів можна вважати мінімальними, тим більше, що технологія виготовлення протезів із цих матеріалів з

використанням методу литтєвого пресування не передбачає спеціальних технологічних факторів для компенсації усадки, але ж саме ці фактори дозволяють знизити усадку при виготовленні протезів з акриловими базисами до 2 %.

Таким чином, мінімальні значення усадки розроблених матеріалів забезпечують високу прецизійність протезів, що виготовляються, що, в свою чергу, дозволяє уникнути значних припасувань і корекцій протезів. Результати проведених досліджень свідчать про низьке водопоглинання поліпропіленових матеріалів порівняно з акриловими пластмасами.

4.3. Обґрунтування вибору складу сополімеру поліпропілену для забезпечення оптимальних фізико-хімічних властивостей пластмаси

Дослідження полімерних матеріалів показали, що при сополімеризації етилену з пропіленом можливе утворення полімерів кількох типів:

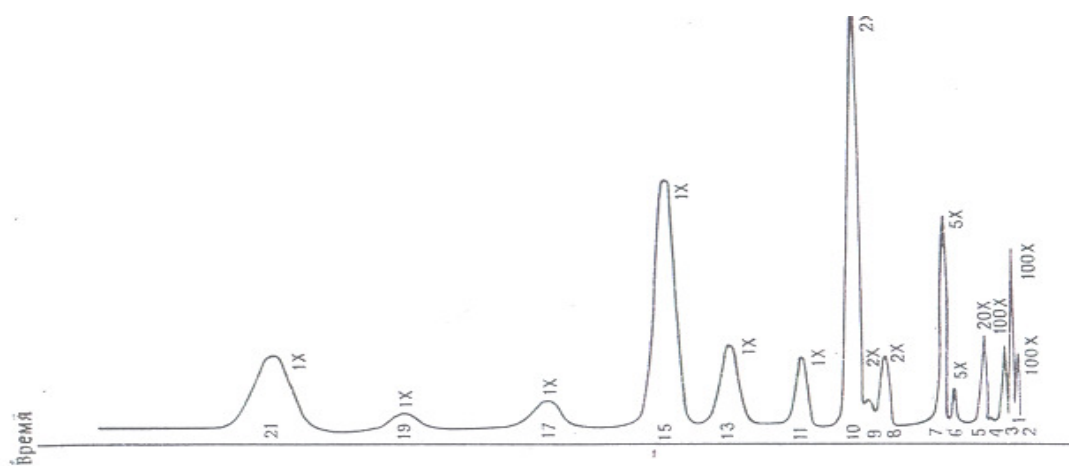
1. Фізична суміш гомополімеру етилену з сополімером пропілену:
E - E - E - E - E P - P - P - P

2. Блок-сополімери: E - E - P - P - P - P - P - E - E - E - E - E - E - P - P - P - P

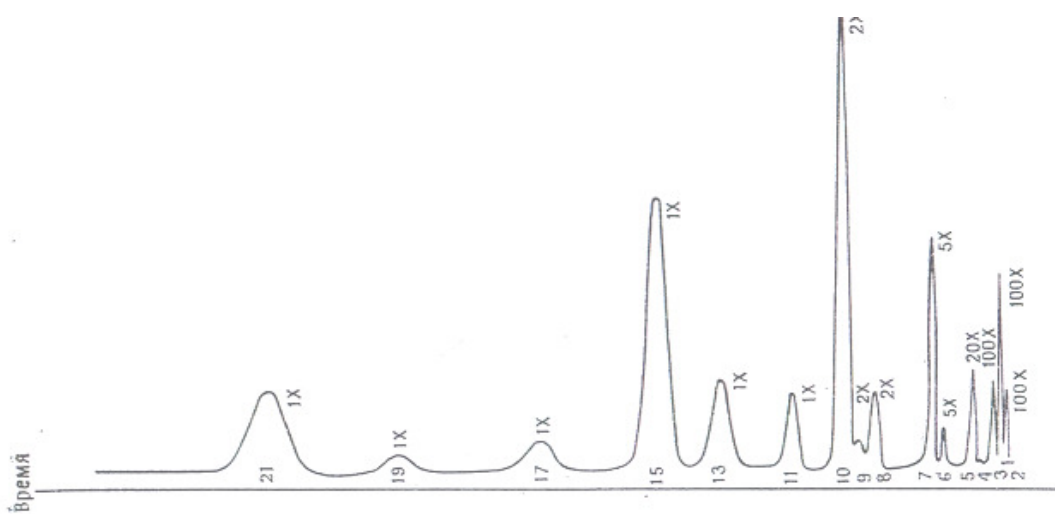
3. Сополімери, в яких ланки пропілену розподілені специфічно:
E - P - E - P - E - P - E - P (чергується, наприклад, чистий цис-1,4-поліізопрен) або E - E - E - P - E - E - E - E - P - P - E - E - E - E

4. Сополімери, в яких ланки пропілену розподілені в ланцюгах, тобто суміші типів (3) і (2) (статистичних або блок-сополімерів) або типів (3) і (2), що чергуються, і блок-сополімерів.

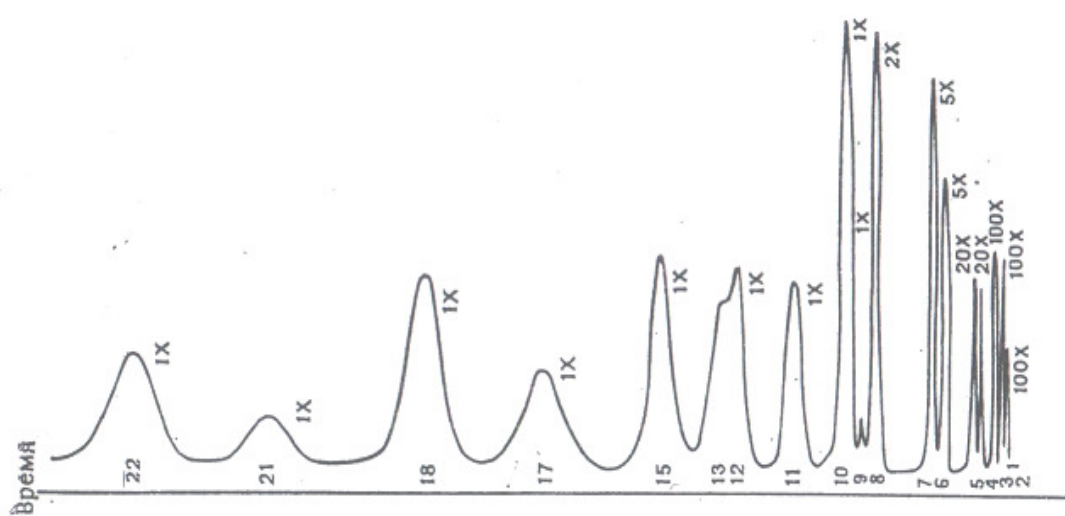
5. Сополімери, де пропіленові ланки усередині блоків знаходяться у положенні «хвіст до хвоста», тобто приєднання «голова до голови» і «хвіст до хвоста» приводить до утворення послідовностей чіткої кількості метиленових груп (4.1).



а)



б)



в)

Рис. 4.2 Газова хроматограма продуктів піролізу поліетилену (а), пропілену (б) і сополімеру етилену із пропіленом (в):

1 – метан; 2 – етан; 3 – пропан; 4 – ізобутан; 5 – н-бутан; 6 – ізопентан; 7 – н-пентан; 8 – 2-метилпентан і (або) циклопентан; 9 – 3-метилпентан; 10 – н-гексан; 11 – 2,4-диметилпентан і (або) метилциклогексан; 12 – 2-метилгексан; 13 – 3-метилгексан і (або) циклогексан; 14 – 1,3-цис-диметилциклогептан або транс-ізомер; 15 – н-гептан; 16 – 2,5-диметилгексан; 17 – 2,4-диметилгексан і (або) толуол; 18 – 2-метилгептан, 4-метилгептан і (або) метилциклогексан; 19 – 3-метилгептан; 20 – 1,3-цис-диметилциклогексан і (або) 1,4-транс-диметилциклогексан; 21 – н-октан; 22 – 2,4-диметилгептан

Таблиця 4.3

Ідентифікація продуктів піролізу за пірограмами поліетилену
і поліпропілену

Поліетилен		Поліпропілен	
№ піка	Сполука	№ піка	Сполука
1	2	3	4
1 ПЕ	Етилен	1 ПП	Етилен
2 ПЕ	Пропілен	2 ПП	Пропілен
3 ПЕ	Бутен-1	3 ПП	Ізобутен
4 ПЕ	Бутадієн	4 ПП	
5 ПЕ	Пентен	5 ПП	Пентен
6 ПЕ		6 ПП	
7 ПЕ		7 ПП	4-Метилпентен-1
8 ПЕ	Гексен-1		(або 4-метилпентен-2)
9 ПЕ		8 ПП	2-Метилпентен-1
10 ПЕ			(або 2-метилпентадієн-1,4)
11 ПЕ	Гептен-1	9 ПП	2,4-Диметилпентен-1
12 ПЕ		10 ПП	C ₆ -Діолефін
13 ПЕ	Октен-1	11 ПП	
14 ПЕ	Нонтен-1	12 ПП	
15 ПЕ		13 ПП	

Продовження табл. 4.3

1	2	3	4
16 ПЕ		14 ПП	4-Метилгептен-1 (або 4-метилгептен-2)
17 ПЕ			
18 ПЕ		15 ПП	
		16 ПП	
		17 ПП	
		18 ПП	2,4-Диметилгептен-1 (або 2,4-диметилгептен-5 (або 6))

За результатами досліджень були сформульовані наступні положення:

1. При нагріванні сополімерів на основі поліпропіленів за рахунок деструкції не утворюються лінійні молекули з довжиною ланцюга більш ніж C_5 . Більше важкі продукти деструкції завжди містять метильні відгалуження або 2,4-диметильні фрагменти, особливо значна кількість 2,4-диметилгептену. Цю речовину можна розглядати як тример пропілену і як головний продукт деструкції в процесі старіння поліпропілену. Отже, нам слід вивчити, як впливатимуть вищевказані групи на стан порожнини рота в процесі експлуатації поліпропіленових знімних протезів.

2. Блок-сополімери дають таку ж піраграму, як і суміш гомополімерів у відповідних пропорціях (див. рис. 4.2, табл. 4.3), табл. 4.4). Таким чином, блок-сополімери, що чергуються з пропіленовими ланками, мають такі ж властивості, як і поліпропіленовий гомополімер.

3. Для статистичних сополімерів відсутні пропіленові ланки, що чергуються, а в процесі лиття протезів концентрація 2,4-диметилгептену мала.

Таблиця 4.4

Ідентифікація продуктів піролізу за пірограмами поліетилену і поліпропілену

Продукти піролізу деяких поліолефінів				
Поліетилен		Поліпропілен		Сополімер етилену з пропіленом
Основні	Другорядні	Основні	Другорядні	
н-алкани: етан, пропан, бутан, пентан, гексан, октан	Невеликі кількості 2-метил- і 3-метил-заміщених вуглеводнів (присутність ізопентану і 3-метилпентану вазує на наявність коротких білкових ланцюгів)	Основні піки належать до розгалужених алканів (2-метил-, 3-метил-, 2,4-диметил-заміщені вуглеводні). Особливо помітні великі піки 2,4-диметилпентану і 2,4-диметилгептану (майже відсутні в піролізі поліетилену)	н-парафіни, аж до н-гексану, присутні в незначних кількостях (можлива присутність н-гептану і н-октану, але їхні піки маскуються піками циклічних продуктів)	Присутні як розгалуження, так і н-алкани (2-метил-, 3-метил- і 2,4-диметил заміщені вуглеводні); 2,4-кількостях, ніж у поліпропілені

На рис. 4.2 пік 18ПП (поліпропілен), характерний для послідовності поліпропіленових ланок, повністю відсутній. Очевидно, що при статистичній послідовності етиленових і пропіленових ланок імовірність утворення тримера пропілену в ланцюзі дуже мала. З іншого боку, на пірограмі статистичного сополімеру добре помітні пік поліпропілену – 13ПЕ (поліетилен) і пік 14ПП (поліпропілен). Зникнення піка 18ПП властиво статистичній природі розподілу етиленових і пропіленових ланок у сополімерах етилену з пропіленом.

Для більшості гідрованих продуктів, які виникають під час лиття протезів, проводили попередню ідентифікацію (див. табл. 4.3). Величина деяких піків практично не залежить від вмісту пропілену, на відміну від ряду інших (ізобутан, 2-метилпентан, н-гексан, н-гептан, н-октан, 2,4-диметилгепан). Отримані результати дозволили встановити зв'язок між вмістом пропілену в сополімері й площами піків останніх чотирьох речовин.

Проблема аналізу сополімерів етилену з пропіленом полягає в тому, щоб уміти відрізнити блоки пропіленових ланок від етиленових ланок, розподілених систематично.

Тут можливі два крайніх випадки:

1. Полімер, у якому блоки етиленових і пропіленових ланок настільки довгі, що після піролізу він ідентичний фізичній суміші двох гомополімерів.

2. Сополімер, що повністю чергується, для якого як модельна сполука може бути використаний гідрований поліізопрен, тобто

-E-P-E-P-E-P-E-.

Досліджувалися пірограми для двох полімерів: а) суміші поліетилену й поліпропілену (1:1), б) сополімеру етилену з пропіленом складу (1:1).

Результати представлені на рис. 4.3.

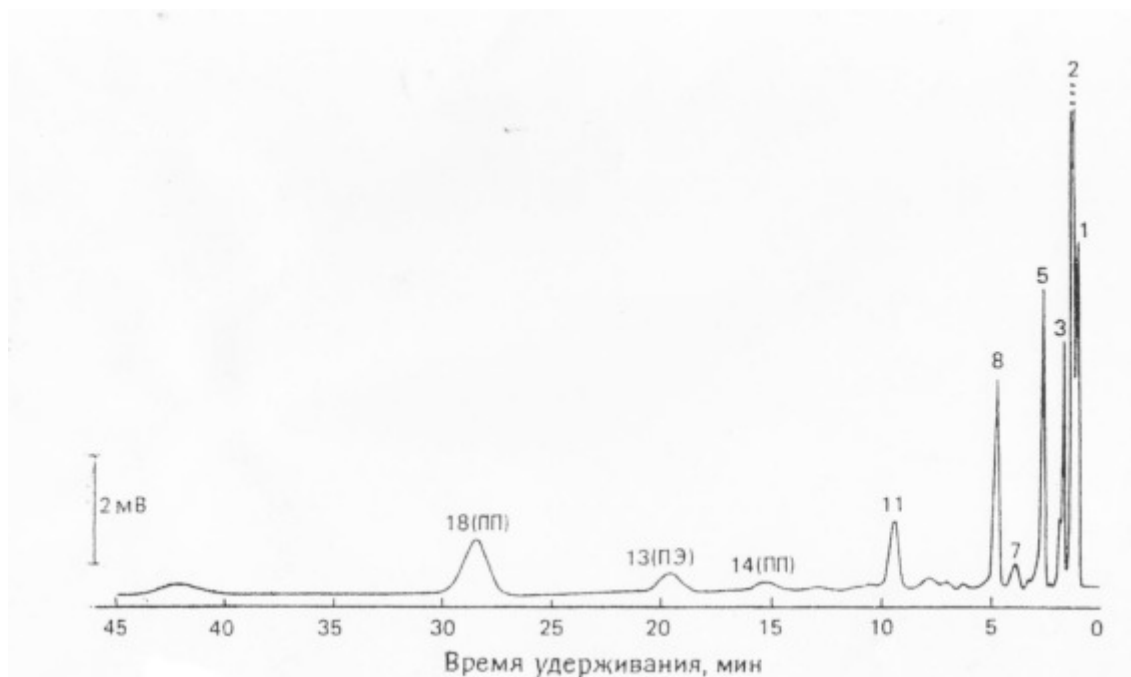


Рис. 4.3 Газова хроматограма продуктів піролізу суміші 50 % поліетилену й 50 % поліпропілену¹: 18(ПП) – 2,4-диметилгептен – 1; 14 (ПП) – метилгептен-1; 13 (ПЭ) – октен-1

Порівняння цих пірограм показало, що пірограма суміші поліетилену з поліпропіленом (1:1) істотно відрізняється від пірограми, отриманої в припущенні аддитивності, тільки на початковій ділянці (до виходу бутанів), тобто там, де відтворюваність газової / рідинної хроматографії досить низка.

Пірограми сополімерів поліпропілену з поліетиленом дещо відрізняються від пірограм суміші поліпропілену з поліетиленом (1:1). У пірограмі суміші полімерів, на відміну від пірограми сополімеру (1:1), присутні піки метану, етану, пропану й ізобутану, а також піки 2-метилгексана й 2-метилгептана, які істотно вище, і піки 2,4-диметилпентану й 2,4-диметилгептану, які істотно нижчі, ніж для сополімеру (1:1).

¹ (за масою)

За не ідентифікованим піком 18 на рис. 4.3 можна проводити якісну ідентифікацію поліпропілену в сумішах з іншими полімерами типу поліетилену, полібутену-1 і полі-4-метилпентену-1.

При розкладанні поліпропіленів не було виявлено продуктів з нерозгалуженим вуглецевим ланцюгом, що мають більше 5 атомів С, чого й слід було очікувати для полімерів зі структурою «голова до хвоста». Усі більш важкі продукти розкладання або мають бічні металні групи, або мають вуглецеві ланцюги з кількома розгалуженнями.

Нами було виявлено, що склад продуктів піролізу однаковий для різних зразків поліпропілену. Більша площа піка пропану свідчить про те, що у випадку поліпропілену деполімеризація є досить важливим процесом. Наявність двох інших великих піків на пірограмі може бути пов'язана з перебігом внутрішньомолекулярного переносу водню в п'ятого атома вуглецю вторинного радикала I, н-пентан + II, 2,4-диметилгептан. Первинний радикал подібним чином дає I, Ізобутан + II, 2,4-диметилгептан + III.

Невеликі піки, що належать до ізобутану й особливо до метану, свідчать про те, що зазначена реакція для первинного радикала характерна лише в незначному ступені. Для цього радикала важливішу роль повинен відігравати перенос водню у шостого атома вуглецю, завдяки чому можна пояснити наявність піка 2-метилпентану. Поява цього продукту може бути пов'язана і з реакціями внутрішньомолекулярного переносу водню (з утворенням 2-метилпентадієну). У табл. 4.5 наведено склад продуктів, утворення яких слід очікувати в результаті внутрішньомолекулярного переносу водню в процесі піролізу поліпропілену.

Досліджувався процес деструкції сополімерів поліетилену з поліпропіленом, що перебігає за радикальними механізмами. Показано, що в результаті деструкції таких полімерів більшість продуктів утворюються в результаті внутрішньомолекулярної передачі ланцюга.

Таблиця 4.5

Склад продуктів, які утворюються в процесі піролізу поліпропілену

Радикал	Номер атома вуглецю, що віддає водень				
	5	6	7	8	9
Вторинний $\begin{array}{ccccccc} \text{C} & - & \text{C} & - & \text{C} & - & \text{C} \\ & & & & & & \\ \text{C} & & \text{C} & & \text{C} & & \text{C} \end{array}$	н-н- C₅	H₄ 3	4 - C₇	H₄ 3	4,6 - C₉
Первинний $\begin{array}{ccccccc} \text{C} & - & \text{C} & - & \text{C} & - & \text{C} \\ & & & & & & \\ \text{C} & & \text{C} & & \text{C} & & \text{C} \end{array}$	2,4 - C₇	2-2- C₅	М 2,4,6 - C₉	2,4 - C₇	М 2,4,6,8 - C₁₁
	М	М 4-	М	М 4, 6-	М
	C₄	C₇	H₄	C₉	М
	3- 2-	М 4,6 -	3 2, 4-4-	М 4,6,8 -	H₄
	C	C₉	C₅	C₁₁	3 2,4,6 -
	М 2,4 -	М 2-2-	М 2, 5-	М 2,4 -	C₇
	C₇	C₅	C₇	C₇	М 2,4, 6-
	М	М 2,4,6 -	М 2,4,6 -	М 2,4,6,8 -	C₉
	H₄	C₇	C₉	C₉	М 2,4,6,8 -
	3	М	М	М	C₁₁
					М

^a Продукти, що утворюються в результаті обміну водню на метильну групу.

Проведені дослідження дозволяють зробити висновок, що як матеріал для виготовлення знімних зубних протезів доцільніше використовувати сополімерт, а не суміші поліпропілену з поліетиленом через присутність в останніх вищезазначених домішок, які можуть істотно впливати на процеси, що відбуваються в порожнині рота в процесі експлуатації протезів.

4.3.2 Результати досліджень сополімерів методом ІЧ-спектроскопії й ЕПР. Інфрачервоні спектри сополімеру поліпропілену з етиленом і чистого ПП наведені на рис. 4.4., рис. 4.5

В ІЧ-спектрах сополімерів поліпропілену були виявлені смуги поглинання при 1645, 890 і 735–740 см^{-1} . Перші дві смуги належать до винільної групи $\text{RR}'\text{C}=\text{CH}_2$, а смуги при 735–740 см^{-1} – до пропільних груп $\text{R}-\text{CH}_2\text{CH}_2\text{CH}_3$.

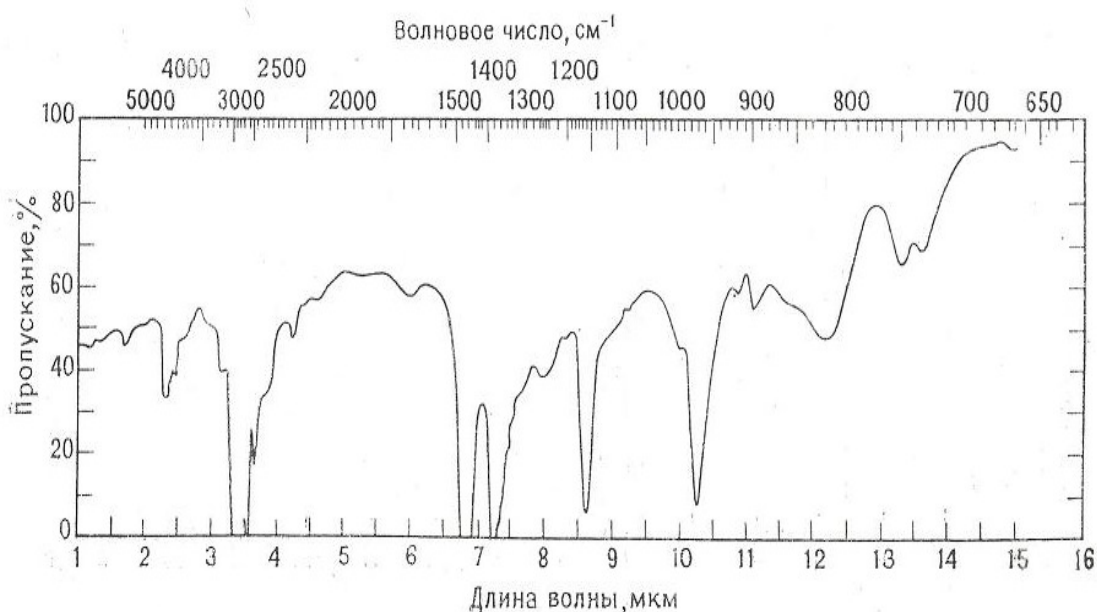


Рис. 4.4 ІЧ-спектр сополімеру етилену з пропіленом (1:1)

Ці групи утворюються при термічній деструкції поліпропілену в результаті диспропорціонування між двома вільними радикалами, що

виникають при розриві полімерного скелета. Полімерний ланцюг розривається з утворенням двох молекул з вініліденовою і пропільною кінцевими групами. З'являється смуга поглинання при 910 см^{-1} , що належить до вінільної групи $\text{R}-\text{CH}=\text{CH}_2$, тобто при деструкції поліпропілену можливий одночасний розрив двох $\text{C}-\text{C}$ -зв'язків в основному й бічному ланцюгах. Інтенсивність смуг вінільної групи в спектрі менша, ніж смуг вініліденової групи, хоча коефіцієнти екстинкції обох груп приблизно однакові.

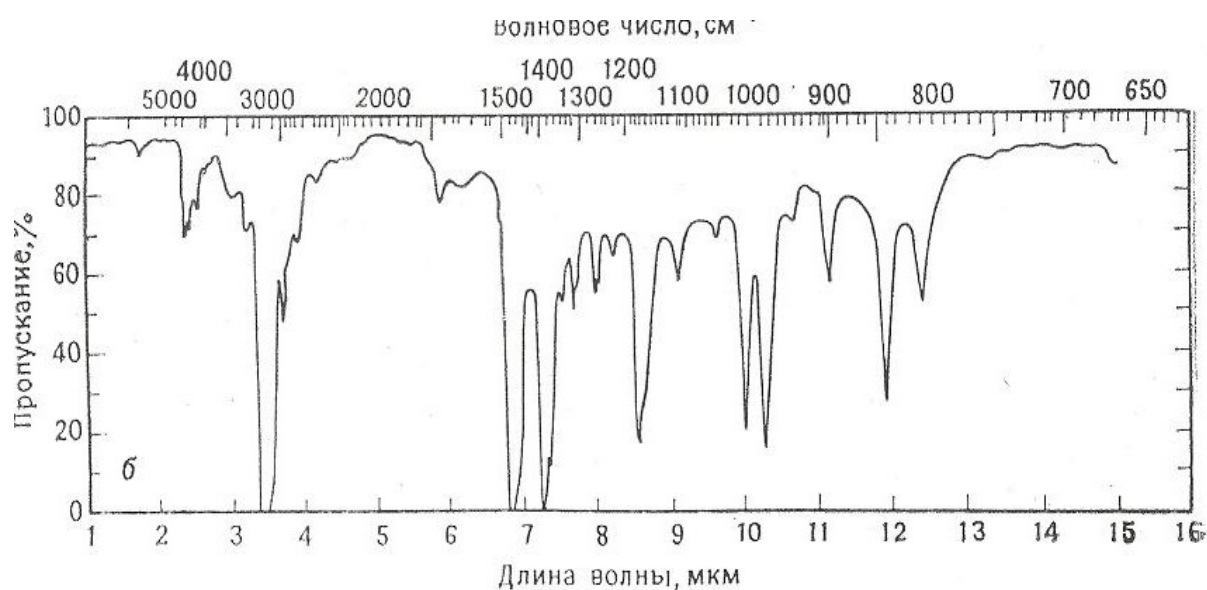
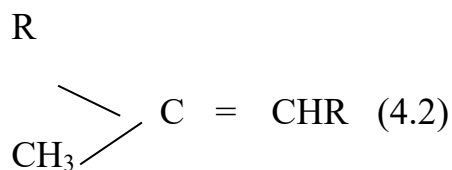


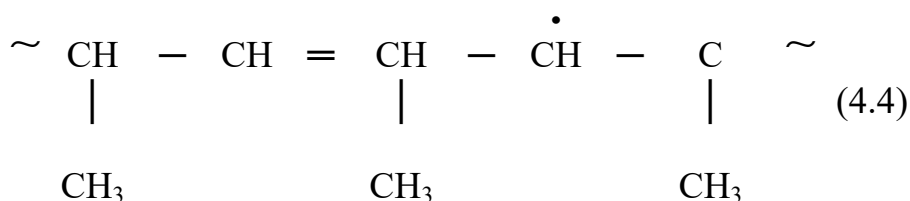
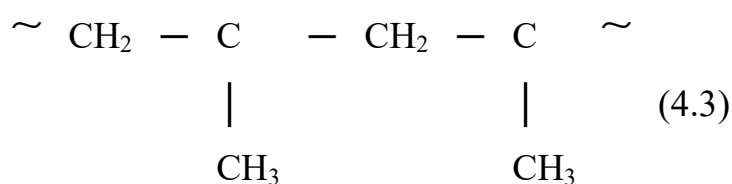
Рис. 4.5 ІЧ-спектр поліпропілену

У спектрі аморфного поліпропілену, крім смуги при 1645 см^{-1} з'являється більше слабка смуга з максимумом близько 1665 см^{-1} , яка, можливо, належить до внутрішніх подвійних зв'язків. Додатковим доказом утворення внутрішніх подвійних зв'язків є наявність у спектрі смуг в ділянці $815\text{--}855\text{ см}^{-1}$, які належать до деформаційних коливань CH -груп при подвійному зв'язку в сполуках, що існують у різних конформаціях. Поява в спектрі сополімеру поліпропілену смуг при 815 і 855 см^{-1} може розглядатися як доказ утворення внутрішніх подвійних зв'язків у полімері

в процесі експлуатації (4.2).



Дослідження сополімерів поліпропілену довели, що алкільні радикали (4.3) при експлуатації зразка перетворюються на алкільні радикали типу (4.4), тобто радикальні центри переміщуються на внутрішні подвійні зв'язки, у результаті чого утворюються стабільні радикали.



Цілком імовірно, що зменшення інтенсивності смуги при 1665 см^{-1} , пов'язаної з валентними коливаннями внутрішнього подвійного зв'язку, і розширення її максимуму при витримці в рН = 5 зумовлено утворенням алкільних радикалів, оскільки взаємодія електронів подвійного зв'язку з неспареним електроном алкільного радикала повинна впливати на коливання подвійного зв'язку. У результаті спряження двох подвійних зв'язків з'являється смуга поглинання з меншою частотою. Можливо, що спряження з неспареним електроном також зменшує частоту коливань подвійного зв'язку. Порівняння інтенсивностей смуг кінцевих подвійних зв'язків при 890 і 910 см^{-1} і смуги при 1645 см^{-1} у спектрі ізотактичного поліпропілену показує, що інтенсивність поглинання в ділянці 1645 см^{-1} не корелює з інтенсивністю поглинання в ділянці 890 і 910 см^{-1} . Відповідно до

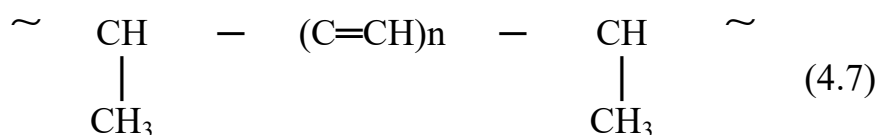
відомих значень коефіцієнтів екстинкції для цих смуг відношення їх оптичних щільностей повинне бути таким – (4.5) і (4.6):

$$D_{890}/D_{1645} = 3,7; \quad D_{910}/D_{1645} = 3,2 \quad (4.5)$$

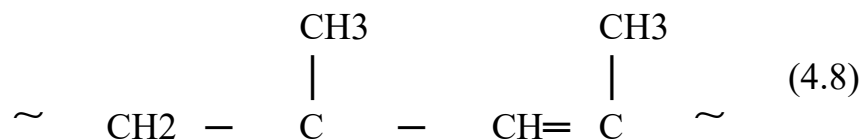
$$(D_{890} + D_{910})/D_{1645} = 3,5 \quad (4.6)$$

В останньому випадку D_{1645} являє собою суму оптичних щільностей смуг поглинання вініліденової і вінільної груп.

Наявність спряжень подвійних зв'язків підтверджується наступними фактами. У спектрах сополімерів поліпропілену присутня смуга при 1610 см^{-1} , що характеризує поглинання полієнових груп. Дослідження показало, що, якщо ці зразки нагріти вище $80 \text{ }^\circ\text{C}$, то в них утворюються вільні радикали (4.7), що також указує на можливість міграції подвійного зв'язку по полімерному ланцюгу.



Поява в спектрі зразків сополімерів (ПЕ+ПП) після їхнього зберігання на повітрі інтенсивних смуг поглинання в ділянці 1710 см^{-1} , що належать до карбонільних груп, пояснюється тим, що кисень реагує з довгоіснуючими алкільними радикалами, утворюючи пероксидні радикали (4.8).



Продукти при окисненні під час експлуатації протезів дуже швидко розкладаються, не нагромаджуючись у скільки-небудь значних концентраціях.

Карбонільні групи в спектрі характеризуються великою шириною, що свідчить про наявність кількох функціональних груп, тому

спектрограму важко використовувати для проведення кількісного аналізу. Легко можуть бути ідентифіковані смуги поглинання вінільних груп при 1645 см^{-1} , карбоксильної групи при 1715 см^{-1} і γ -лактону при 1790 см^{-1} . При обробці лугами γ -лактони, складні ефіри і кислоти перетворюються на карбоксилати 1580 см^{-1} , у результаті чого залишається тільки вузька смуга при 1720 см^{-1} , що належить до альдегідів і кетонів.

Після витримки зразків у розчині із рН=8 інтенсивність наявної раніше смуги поглинання складноєфірної групи при 1740 см^{-1} відновлюється не повністю внаслідок додаткового утворення карбонових кислот і γ -лактонів. Зміна ІЧ-спектрів досліджуваних зразків при деструкції й окисненні показала, що витримка зразків у камері тепла й вологи приводить до утворення наступних смуг, зарахованих до характерних груп: 3400 см^{-1} (гідроксильні й гідроперекисні, зв'язані водневими зв'язками), $1715\text{--}1720\text{ см}^{-1}$ (карбонільні), 1728 см^{-1} (γ -лактонні), 1715 см^{-1} (карбоксильні) і 1645 см^{-1} (вінільні). На рис. 4.6 наведені спектри поглинання гідроксильних і карбонільних груп в опромінену поліпропілені.

На рис. 4.7 показані кінетичні криві утворення цих груп. За аналогією з термоокисненням поліпропілену можна припустити, що смуга поглинання в ділянці 3340 см^{-1} зумовлена зв'язаними водневими зв'язками гідроперекисними групами, що утворюються при окисненні третинних зв'язків С–Н.

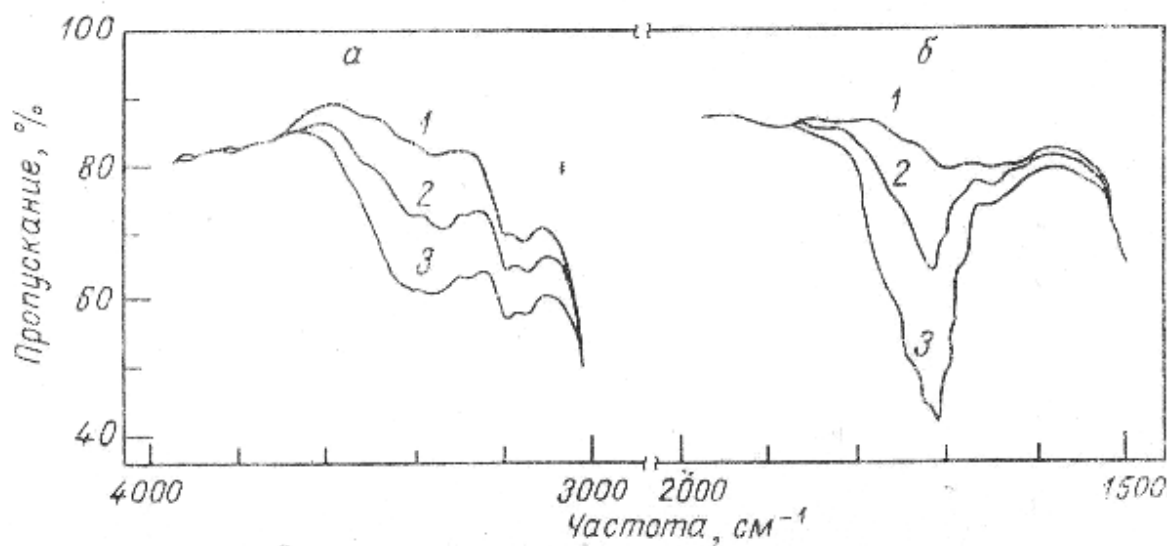


Рис. 4.6 Утворення груп -ОН (а) і С=О (б) при витримці зразків у камері тепла й вологи

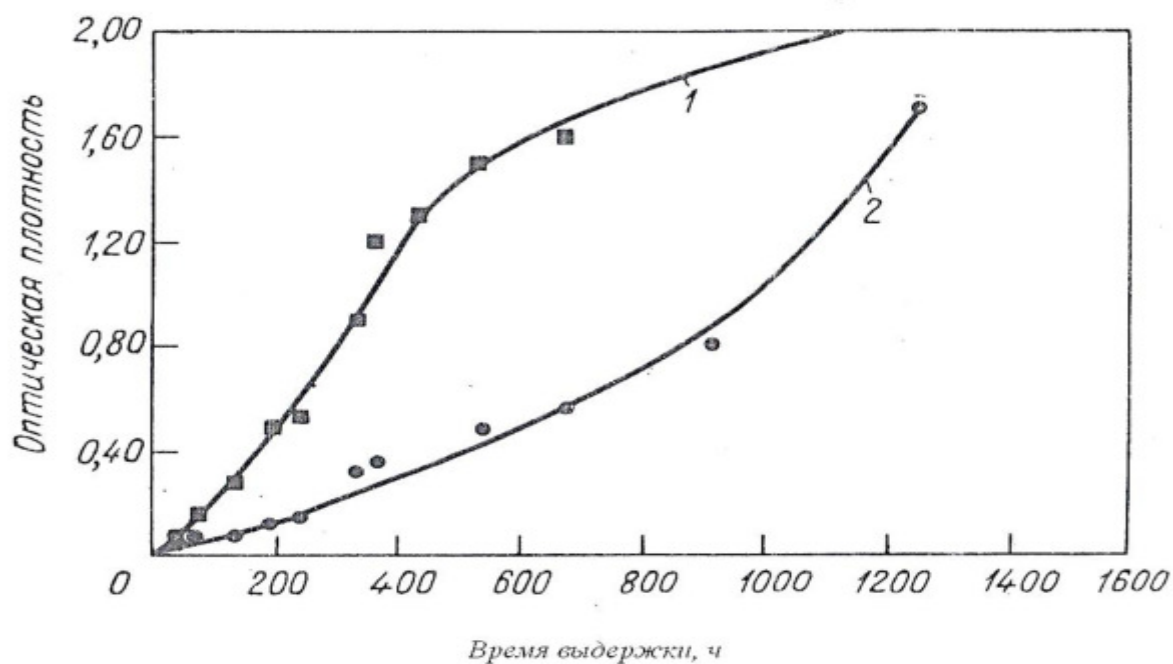


Рис. 4.7 Зміна концентрації карбонільних (1) і гідроксильних (2) груп при витримці зразків у камері тепла й вологи

У жодному з фотохімічно окиснених зразків не виявлені вільні гідроксильні групи -ОН. Карбоксильні групи мають широку смугу

поглинання, що сягає від 1650 до 1850 см^{-1} , яку можна розділити на шість піків, що перекриваються (рис. 4.8).

Форма смуги поглинання, що утворюється при опроміненні світлом з даною довжиною хвилі, не залежить від ступеня окиснення полімеру. Молярний коефіцієнт екстинкції гідроперекисних груп, зв'язаних водневим зв'язком, в ділянці 3340 см^{-1} становить близько 70 л·моль $^{-1}$ · см^{-1} , а кетонів в ділянці 1716 см^{-1} – 220 л·моль $^{-1}$ · см^{-1} .

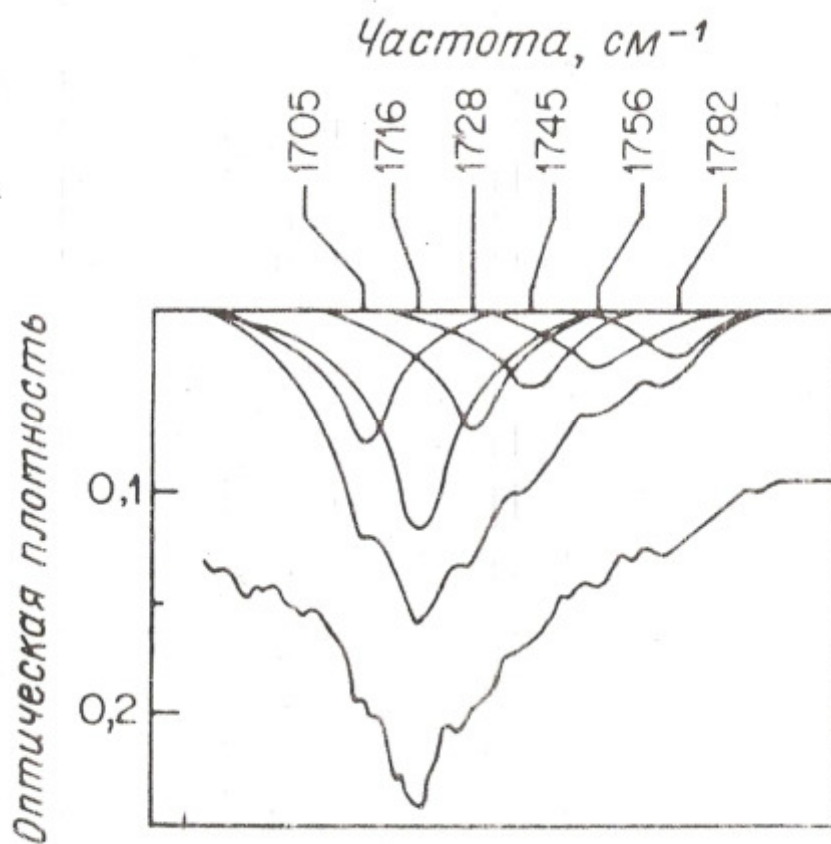


Рис. 4.8 Продукти старіння сополімерів поліпропілену. Структура поглинання карбонільних груп

Безпосередньою мірою відносних концентрацій карбонільних і гідроперекисних груп у зразках сополімерів поліпропілену є співвідношення оптичних площин їхніх смуг поглинання (D в ділянці 1716 см^{-1} і D в ділянці 3340 см^{-1}).

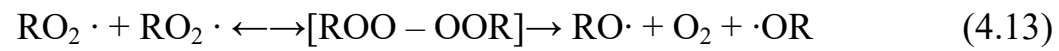
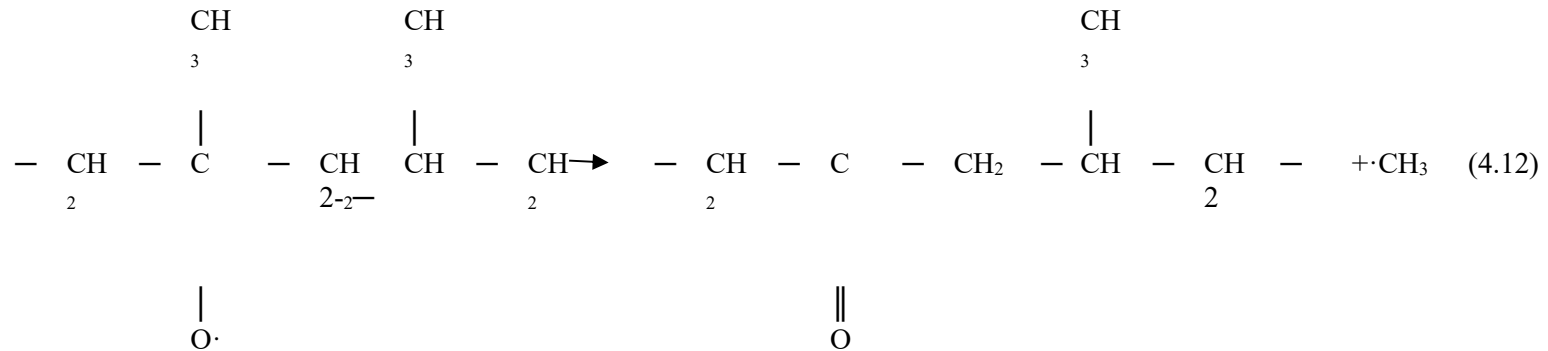
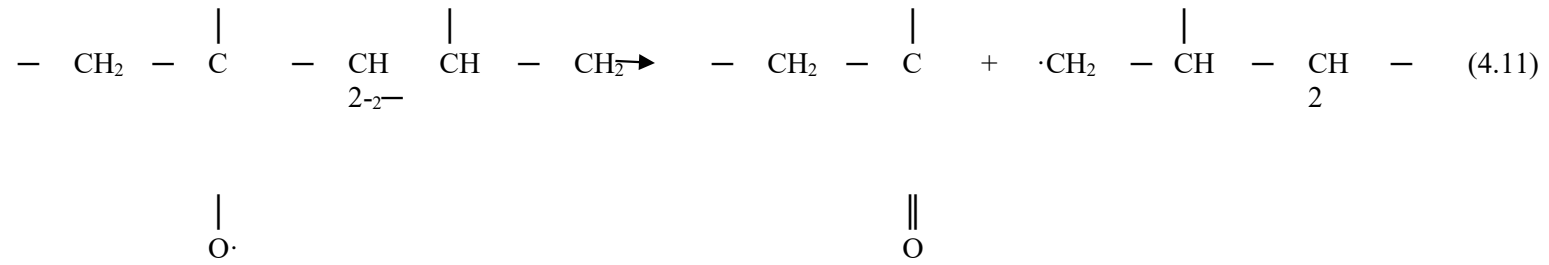
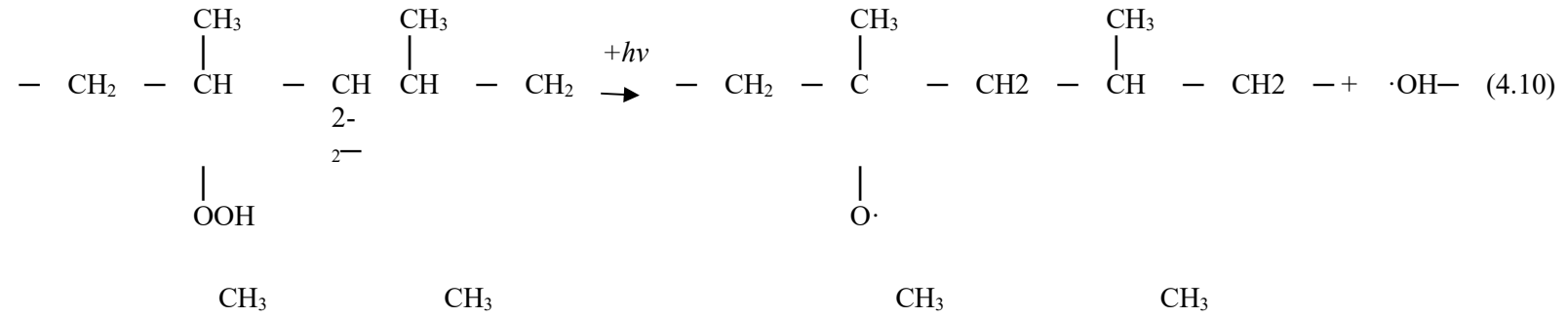
В утворенні гідроперекисів можуть також брати участь комплекси з переносом заряду типу вуглеводень $-O_2$, які, як вважають, виникають у поліолефінах. Під дією ультрафіолетового світла третинні гідроперекисні групи розпадаються на третинні алкоксильні й гідроксильні радикали (4.10). Третинні алкоксильні радикали швидко розпадаються по зв'язку в β -положенні в основному ланцюзі (4.11) або вступають у реакцію, в якій утворюється кетон-метильний радикал (4.12).

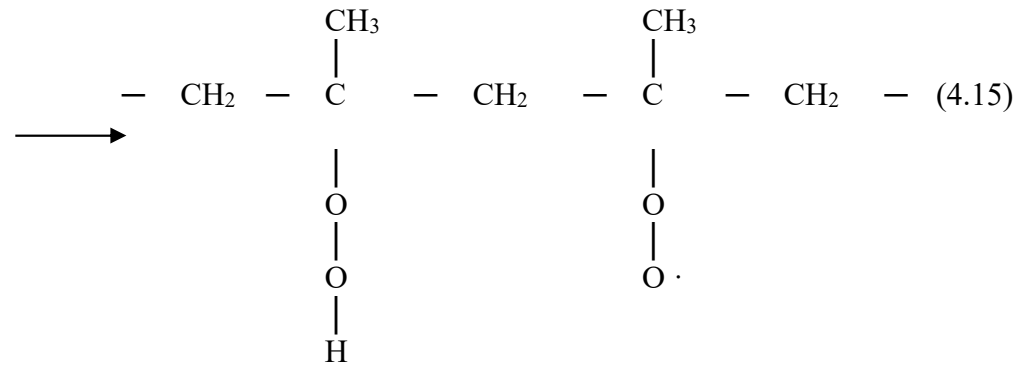
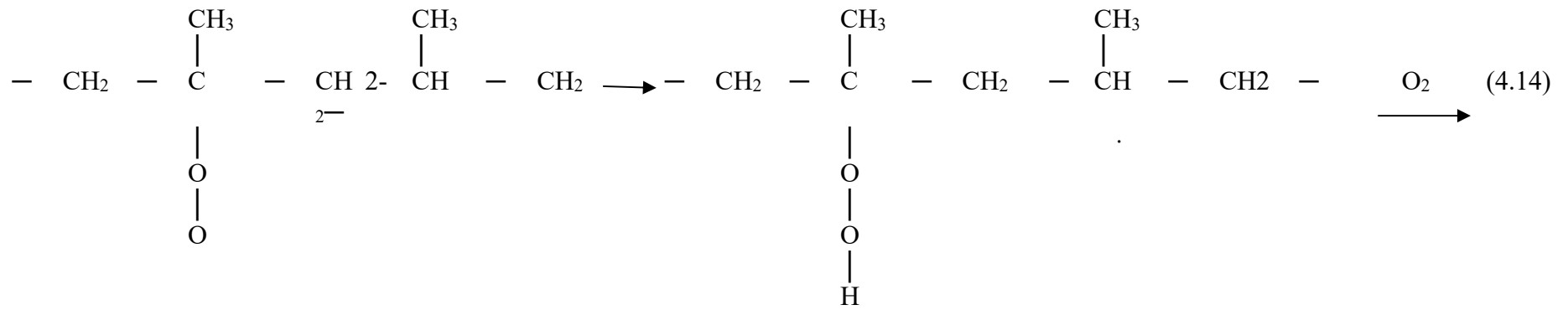
Реакція (4.12), імовірно, є головною причиною розривів основного ланцюга в процесі окиснення сополімерів поліпропілену. Кількість зв'язків, що розірвалися, в γ -положенні становить приблизно 15 % від загальної кількості гідроперекисних груп, що фотолізуються. Утворення метильних радикалів, супроводжуване появою кетонних продуктів, підтверджено методом ЕПР.

При окисненні досліджуваних зразків гідроперекиси можуть утворюватися при взаємодії первинних радикалів з первинними, вторинними й третинними C–H-зв'язками. Внутрішньомолекулярні реакції перекисних радикалів приводять до утворення послідовності розташованих поруч третинних 1,3-гідроперекисів (4.13).

Рекомбінація перекисних радикалів приводить до виникнення в якості проміжних сполук внутрішньо- і міжмолекулярних перекисних груп із чотирьох атомів кисню. Ці перекисні групи потім розпадаються, даючи алкоксильні групи і молекулярний кисень (4.14).

Головним летучим продуктом фотолізу гідроперекисів сополімерів пропілену з етиленом пропілену є вода, що утвориться в результаті відриву атома водню гідроксильними радикалами (4.15) (табл. 4.7).





У невеликих кількостях утворюються також етан, етилен, пропан, пропілен й інші сполуки. Склад летких продуктів фотолізу гідроперекисів див. табл. 4.7.

Таблиця 4.7

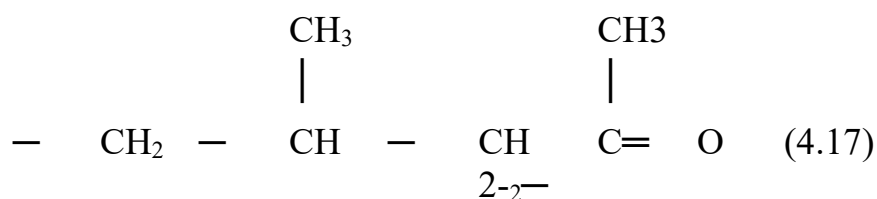
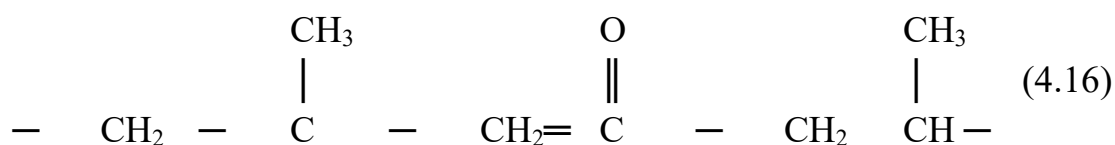
Продукти фотолізу гідроперекисів поліпропілену, 10^{-6} моль

Сполука	Вихід
H ₂ O	~1,4
CO ₂	~0,1
CH ₄	0,01
CO	0,03 ^б
CH ₃ COCH ₃	0,035 ^В
CH ₃ COOH	~0,02
HOCH ₂ COCH ₃	~0,03
CH ₃ OH	0,007
CH ₃ CHO	0,010 ^В
CH ₃ COCH ₂ CH ₃	0,010
C ₃ H ₆	0,010
C ₂ H ₄	0,004
C ₂ H ₆	0,004
O ₂	~0,1
H ₂	Не виявлений

б – продукти, які виходять при фотолізі кетону типу А

В – продукти, які виходять при фотолізі кетонів типу В.

Швидке окиснення сополімерів поліпропілену пов'язане з наявністю хромофорних груп, що утворюються під час процесів полімеризації або при переробці полімеру, наприклад сполуки Ti і Al, що вводяться при синтезі полімеру, можуть також давати аналогічні ефекти. Хромофорні групи, що утворюються при слабкому окисненні поверхні, що відбувається при переробці на повітрі, ефективно реагують при опроміненні світлом довжиною хвилі 300 нм, ініціюючи окиснення. При цих температурах і в присутності атмосферного кисню, імовірно, утворюються також і гідроперекисні групи. Однак вони нестабільні й розкладаються з виникненням алкоксильних радикалів відповідно до реакцій, даючи як кінцеві продукти кетони типу А (4.16) і В (4.17).



В ІЧ-спектрі зразків термоокисненого при 25 °С сополімеру поліпропілену з етиленом наявні відносно різкі смуги поглинання карбонільних груп (1721 см⁻¹) і ненасичених зв'язків (1645 см⁻¹) (табл. 4.8).

Таблиця 4.8

Повний склад продуктів розпаду гідроперекисів сополімерів поліпропілену і поліетилену

Склад	Вихід продукту, моль	Середній вихід основних продуктів, мол. % від кількості РООН, що розклалася	
		А	Б
1	2	3	4
Полімерні продукти			
- CH ₂ – OCH ₃ C	0,021	50–70	50
CH 3-3- OCH ₃ - CCH ₂ .CCH ₂ C H	0,023	50–70	50
- COOH (усього)	0,012	50–70	50
- CHO	0,010	50–70	50
O - C - O - C - 	0,005	50–70	50
O - C - O - O-O- C - 	0,005	50–70	50
 - COOC- 	0,027	5–10	~30
 -COH- 	≤ 0,010	5–10	15–20
Леткі продукти			
O 3 -CH ₂ CCH ₃	~0,001		
CH ₃ OCH ₃ CH ₂ – CCH ₂ CCH ₂ c-C- H	~0,001		
CH ₃ COOH	~0,002		

Продовження табл. 4.8			
1	2	3	4
$\text{HOCH}_2\text{COOCH}_3$	$\sim 0,001$		
H_2O	0,13		80–90
Кількість гідроперекису, що розклався	0,14		

В окиснених зразках поглинання карбонільних груп зменшується. Аналіз показує, що основними леткими продуктами є ацетон і ацетальдегід (див. табл. 4.8). Полімерні кетони типу А розпадаються, головним чином, за реакцією Норриша типу I з виділенням як основного леткого продукту окису вуглецю (рис. 4.9).

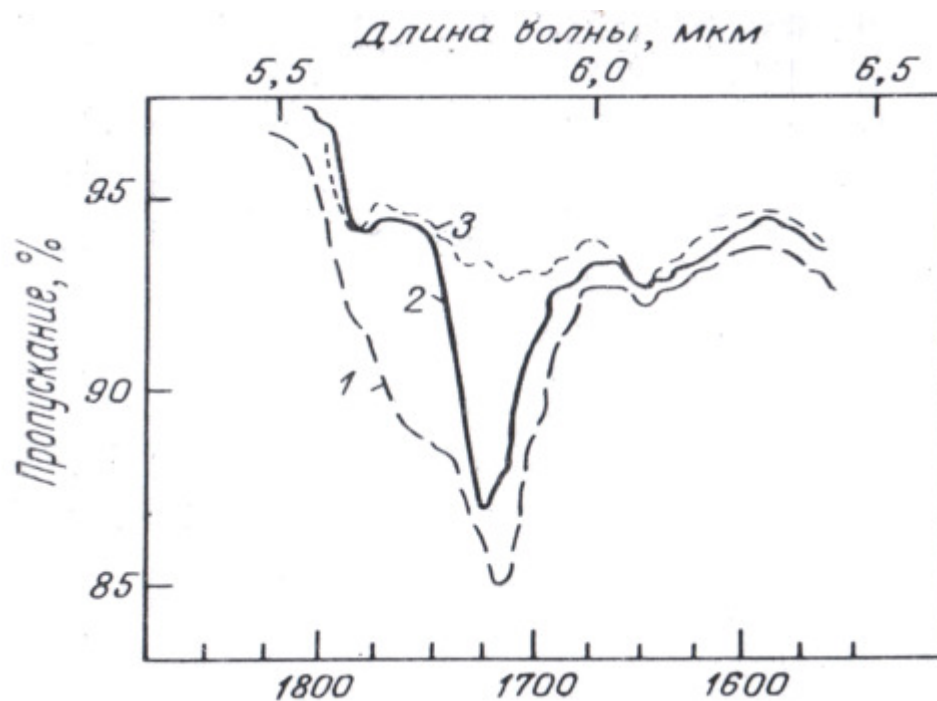
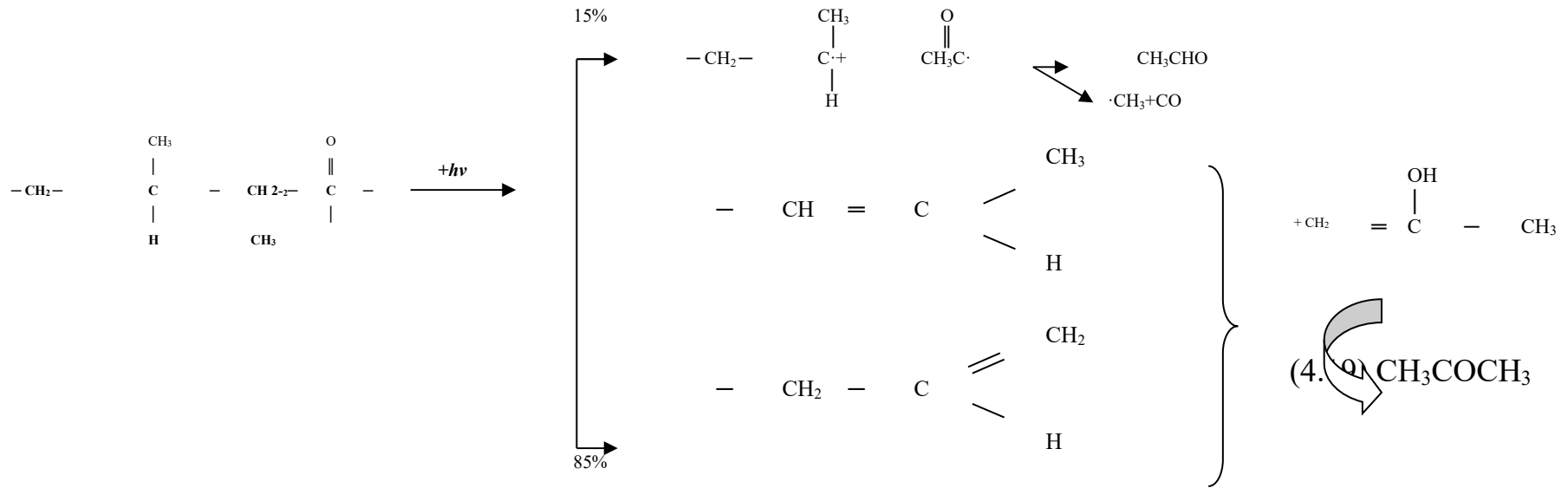
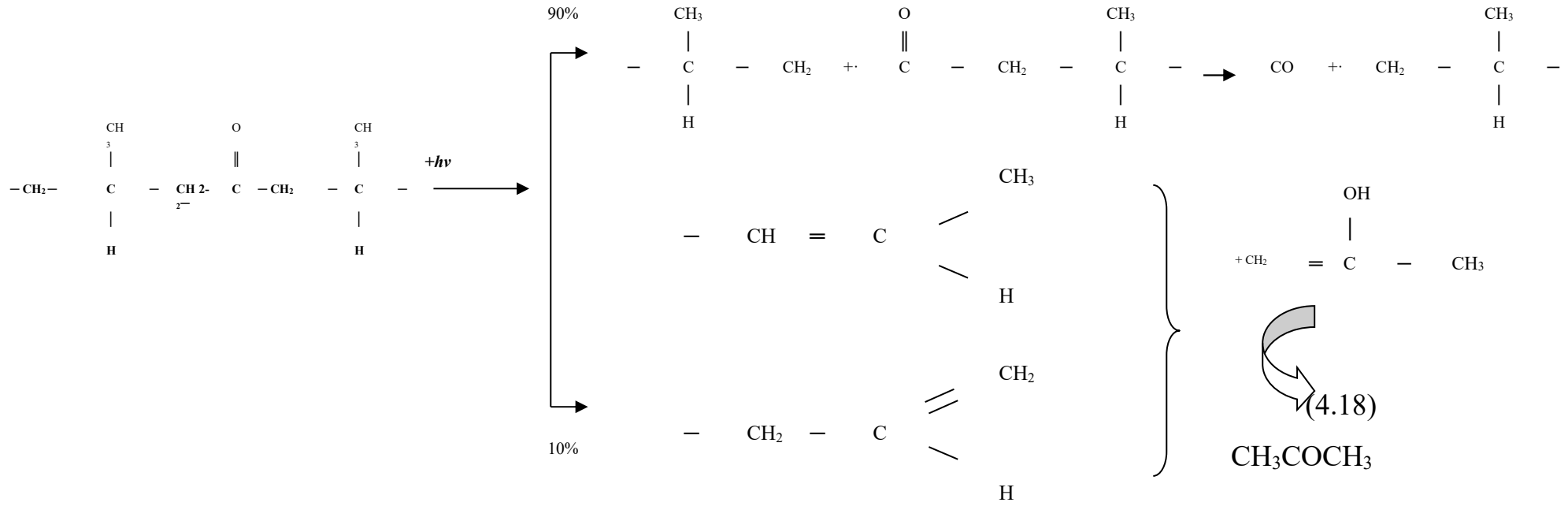


Рис. 4.9 ІЧ-спектри сополімеру поліпропілену з поліетиленом (70:30) після витримки в камері тепла й вологи (1 – 1 доба; 2 – 30 діб; 3 – 100 діб)

Фотоліз полімерного кетону типу В приводить до його розпаду за реакцією Норриша типу II (4.18) і (4.19). Ця реакція відповідальна за утворення ацетону (табл. 4.9).



Таблиця 4.9

Витрата продуктів окиснення і виходи летких продуктів при старінні зразків сополімерів поліпропілену з поліетиленом

Склад	Кількість	
	10 ⁻⁶ моль	мол. % від загальної кількості продуктів
Продукти окиснення		
(>C=O) 1726- ₁	1,89	58
(>C=O) 1718- ₁	1,36	42
Усього:	3,25	
Леткі продукти		
CH ₃ COCH ₃	1,54	49
CO	~1,1	34
CO ₂	~0,03	0,9
CH ₃ CHO	0,21	6,6
CH ₃ CH ₂ CHO	0,01	0,4
CH ₃ CH(CH ₃)OH	0,05	1,5
CH ₃ COCH ₂ CH ₃	0,03	0,9
CH ₃ COOH	0,04	1,4
CH ₃ CH ₂ COCH ₂ CH ₃	0,03	0,9
C ₃ H ₆	0,05	1,5
C ₂ H ₆	0,05	1,5
C ₂ H ₄	0,02	0,6
CH ₄	0,06	1,8
Загальна кількість летких продуктів	3,17	

Полімерні кетони типу А і В в «чистому» поліпропілені присутні в дуже малих кількостях, але їхня концентрація збільшується в термічно окисненому полімері. Фотолітичні реакції цих кетонів важливі на дуже ранніх стадіях процесів деструкції. Перетворення кетонів може ініціювати окиснення, тому що при цьому утворюються вільні радикали, а також приводить до розриву ланцюга. Крім того, кетони можуть брати участь у процесах переносу енергії.

У першому наближенні механізм окисної деструкції сополімерів поліпропілену, відповідно до якого вільні радикали, що утворюються при фотолізі поликетонів, далі ініціюють окиснення й деструкцію, слабо вивчений.

Ефективний захист сополімерів поліпропілену може бути досягнутий тільки в тому випадку, якщо вдасться запобігти фотолізу гідроперекисів полімеру і дезактивувати збуджені стани карбонільних і гідроперекисних груп. Гідроперекиси можна розкладати добавками сульфідів і фосфітів. Однак нині не відомі високоефективні стабілізатори, що діють за механізмом переносу енергії, які могли б слугувати акцепторами енергії збуджених гідроперекисних і карбонільних груп.

Спектри ЕПР зразків сополімерів ПЕ із ПП представлені на рис. 4.10. При вивченні спектрів було встановлено, що, як в атактичному, так і в ізотактичному полімері 80 % від загальної кількості радикалів становлять радикали $-\text{CH}_2-\text{CH}(\text{CH}_2)-$ і 20 % – радикали $-\text{CH}_2-\text{C}(\text{CH}_3)-\text{CH}_2-$. При нагріванні первинний радикал в ізотактичному полімері витрачається значно швидше, ніж вторинний; в атактичному матеріалі такої залежності не спостерігається. Спектр досліджуваних зразків складається із чотирьох основних ліній. Якщо припустити, що вони виникають у результаті еквівалентної взаємодії з трьома протонами, то можливе утворення радикалів (4.20).

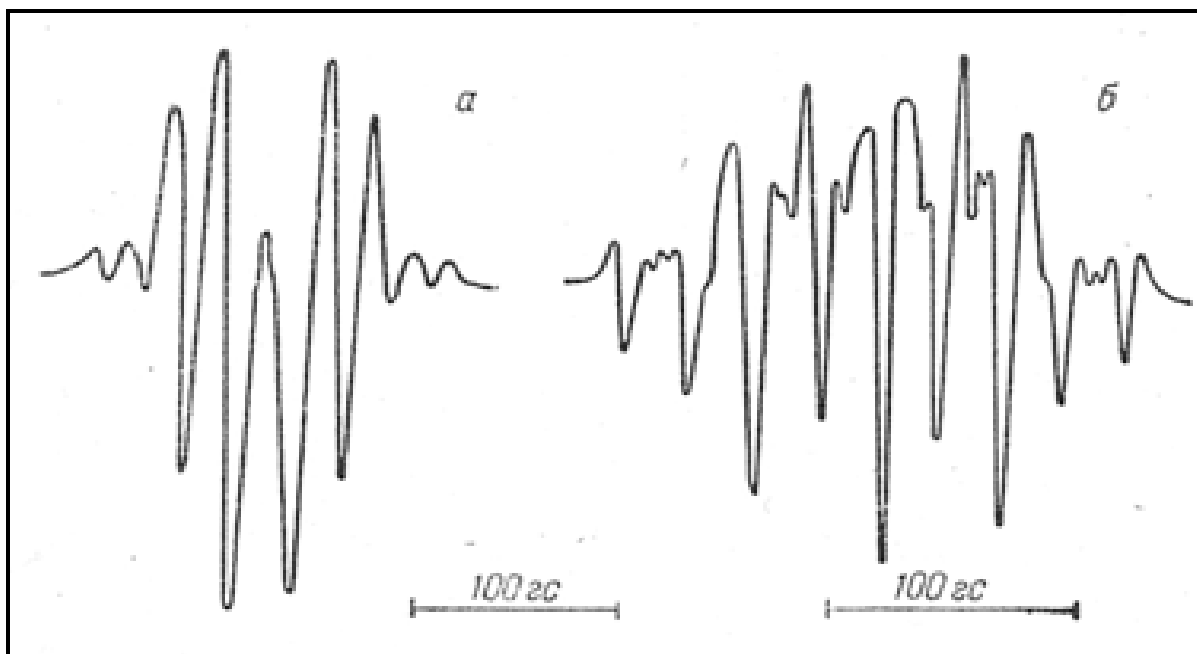
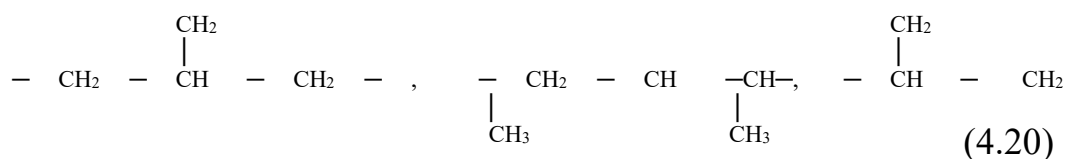


Рис. 4.10 Спектри ЕПР зразків сополімерів ПП із ПЕ:

a – після виливання;

б – після випробувань у камері тепла й вологи протягом 60 діб



Перші дві структури утворюються в результаті відриву атома водню або на стадії ініціювання, або при взаємодії з атомом водню, що виникла в процесі ініціювання. Третій радикал є продуктом реакції, що перебігає з розривом зв'язку.

Спектр, спостережуваний після витримки зразків у камері тепла й вологи, складається з 9 ліній. Вони можуть виникнути в результаті еквівалентних взаємодій неспареного електрона із протонами в радикалі.

У спектрах радикалів типу $R_2\dot{C}$ - анізотропія СТВ, що виникає в результаті взаємодії неспареного електрона з двома α -протонами, повинна приводити до сильного розширення бічних компонентів з $\Delta m_1 \pm 1$. Відсутність розширення ліній може свідчити як про вільне обертання CH_2 -

групи в радикалі $R_2\dot{N}C$, так і про утворення радикалів структури $-\dot{C}H(CH_3)CH_2CH(CH_3)-$. Переважне утворення алільних радикалів I може бути пов'язане з великою легкістю відриву атома водню від третинного атома вуглецю.

У процесі експлуатації в помітній кількості нагромаджуються полієнові радикали, і спектр ЕПР перетворюється на синглет.

Найбільш інтенсивний сигнал із чотирьох ліній СТС із відстанню між ними 24 гс у спектрі блок-сополімерів з етиленом, підданого дії УФ-світла при 77 К, приписаний радикалам $-\dot{C}H(CH_3) - CH - CH(CH_3)-$, кватрет вузьких ліній з відстанню між ними 23 гс зарахований до метильних радикалів. Таким чином, у процесі старіння утворюються алкільні й алільні радикали, в опроміненому при кімнатній температурі – алільні радикали структури I і II, а також радикали полієнового типу.

Випробування зразків із блоку та суміші сополімерів ПП із ПЕ в камері тепла й вологи, де було присутнє УФ-світло, показало, що відбувається розрив зв'язків і утворення зшивок.

Вивчення деструкції протезів на основі сополімеру поліпропілену методом ЕПР надало прямі докази утворення метильних, метиленових і кінцевих макрорадикалів при випробуванні на старіння, що приводить до швидкого фотоокиснення з помітним погіршенням механічних й інших фізичних властивостей. При деструкції, крім того, швидко зменшується молекулярна маса полімеру. Кількість розриву ланцюгів спочатку лінійно залежить від часу витримки зразків і розчину ($pH=7$), потім швидкість розривів постійна, а згодом швидкість процесу збільшується з часом. Це свідчить про автокаталітичний механізм фотоокиснення. Після тривалої витримки зразків у камері тепла й вологи з'являються дрібні тріщини, і зразки стає крихкими.

Дані, отримані в результаті дослідження старіння зразків, дозволяють зробити висновок, що блоксополімери на основі (ПП + ПЕ)

набагато краще проявляють себе, ніж фізична суміш гомополімеру етилену з сополімером поліпропілену.

Перебуваючи в порожнині рота, поліпропілени, особливо сополімер "Tipplen R 359", будуть менше піддаватися дії вологого середовища, що виражається в проникненні вглиб матеріалу вологи з мікроорганізмами, які перебувають у ній, і різними хімічними сполуками. Крім того, відомо, що при поглинанні 1,5–2 % води міцність матеріалу зменшується на 8–10 %. Отже, мінімальне водопоглинання створених матеріалів вигідно вирізняє їх від широко застосовуваних базисних акрилових пластмас (зокрема, «Фтораксу»).

При вивченні пористості матеріалів ми проводили порівняльну характеристику тільки двох матеріалів – «Ліпол» і сополімерк "Tipplen R 359".

Визначення пористості поверхні полімеризованого зразка проводили приладом для виміру пористості низької напруги DC15 [207].

Результати показали перевагу в застосуванні сополімеру "Tipplen R 359" – $(0,240 \pm 0,004)$ од. проти $(0,360 \pm 0,001)$ од., а застосування до пластмаси обробки в плазмі тліючого розряду знизило пористість до $(0,190 \pm 0,024)$ од.

Результати проведених фізико-хімічних і санітарно-хімічних досліджень ПП «Ліпол» і "Tipplen R 359" порівняно з найпоширенішою базисною пластмасою «Фторакс» переконливо доводять, що ці матеріали позбавлені основних недоліків акрилових базисних матеріалів, а саме: мають високий ступінь хімічної безпеки, підвищені міцнісні характеристики; вирізняються низькою усадкою, що забезпечує високу точність протезів, а також незначним водопоглинанням, що забезпечує їхню високу гігієнічність.

Однак основним недоліком ПП протезів залишається пористість їхньої поверхні, що спричинює зміну поверхні протезів при тривалому терміні користування.

Резюме

Проведені санітарно-хімічні дослідження зразків сополімерів ПП «Ліпол» і "Tipplen R 359" свідчать про високий ступінь їхньої хімічної безпеки, що дозволяє рекомендувати ці матеріали для використання в практиці ортопедичної стоматології для виготовлення базисів, кламерів й інших елементів часткових пластинкових протезів.

Результати проведених фізико-механічних випробувань матеріалів «Ліпол» і "Tipplen R 359" вказують на підвищені міцнісні характеристики цих матеріалів. Мінімальні значення усадки розроблених матеріалів забезпечують високу прецизійність протезів, що виготовляються, а це, у свою чергу, дозволяє уникнути значних припасувань і корекцій протезів. Результати проведених досліджень водопоглинання свідчать про дуже низьке водопоглинання поліпропіленових матеріалів порівняно з акриловими пластмасами.

Дослідження з вивчення усадки розроблених матеріалів показали, що усадка сополімеру ПП "Tipplen R 359" становить $(1,8 \pm 0,2)$ %, що порівнянно з показником сополімеру ПП «Ліпол» – $(1,9 \pm 0,1)$ %, але значно менше за усадку акрилових базисних пластмас. У результаті визначення відносного подовження при розриві встановлено, що сополімер "Tipplen R 359" за цим показником у 9 разів перевершує акрилові пластмаси, отже, протези, виготовлені із цього матеріалу, зможуть витримувати набагато більші навантаження під час експлуатації.

Результати проведених фізико-хімічних і санітарно-хімічних досліджень сополімерів ПП «Ліпол» і "Tipplen R 359" порівняно з найпоширенішою базисною пластмасою «Фторакс» переконливо доводять, що ці матеріали позбавлені основних недоліків акрилових базисних матеріалів, а саме: мають високий ступінь хімічної безпеки, підвищені міцнісні характеристики; вирізняються низькою усадкою, що забезпечує

високу точність протезів, а також незначним водопоглинанням, що забезпечує їхню високу гігієнічність.

У результаті експериментальних досліджень нами був установлений оптимальний режим обробки сополімеру ПП із метою зниження високої пористості ПП, що є одним з істотних недоліків у широкому застосуванні протезів із нього. Після модифікації зразка ПП протягом 60–70 хв при температурі 40–42 °С и щільності струму 50–60 мА/см² змочуваність поверхні експериментальних зразків ПП "Tipplen R 359" збільшується в 2,8 разу, що дозволяє істотно знизити пористість поверхні пластмаси.

Проведені дослідження дозволяють зробити висновок, що як матеріал для виготовлення знімних зубних протезів доцільніше використовувати сополімери, а не суміші поліпропілену з поліетиленом через наявність в останніх вищевказаних домішок, які можуть істотно впливати на процеси, що відбуваються в порожнині рота, при експлуатації протезів.

Поява в спектрі зразків сополімерів "Tipplen R 359" після їхнього зберігання на повітрі інтенсивних смуг поглинання в ділянці 1710 см⁻¹, що належать до карбонільних груп, пояснюється тим, що кисень реагує з довгоіснуючими алкільними радикалами, утворюючи пероксидні радикали. Продукти при окисненні, під час експлуатації протезів дуже швидко розкладаються, не нагромаджуючись у скільки-небудь значних концентраціях.

Швидке окиснення сополімеру "Tipplen R 359" пов'язане з наявністю хромофорних груп, що утворюються під час процесів полімеризації або при переробці полімеру. Однак вони нестабільні й розкладаються з виникненням алкокільних радикалів відповідно до реакцій, даючи як кінцеві продукти кетони. При вивченні спектрів "Tipplen R 359" було встановлено, що як в атактичному, так і в ізотактичному полімері 80 % від загальної кількості радикалів становлять радикали -CH₂-CH(CH₂)- і 20 % – радикали

$-\text{CH}_2-\text{C}(\text{CH}_3)-\text{CH}_2-$. В процесі експлуатації в помітній кількості нагромаджуються полієнові радикали, спектр ЕПР перетворюється на синглет.

Випробування зразків із блок і суміші сополімерів "Tipplon R 359" у камері тепла й вологи, де було присутнє УФ-світло, показало, що відбувається розрив зв'язків і утворення зшивок.

Вивчення деструкції протезів на основі сополімеру "Tipplon R 359" методом ЕПР надало прямі докази утворення метильних, метиленових і кінцевих макрорадикалів при випробуванні на старіння, що приводить до швидкого фотоокиснення з помітним погіршенням механічних й інших фізичних властивостей. При одержанні, крім того, швидко зменшується молекулярна маса полімеру.

Матеріали, представлені в даній статті, опубліковані в роботах [268, 271].

РОЗДІЛ 5

ОЦІНКА КЛІНІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ ЛІКУВАННЯ І ПРОФІЛАКТИКИ ПРОТЕЗНИХ СТОМАТИТІВ У ПАЦІЄНТІВ, ЯКІ КОРИСТУЮТЬСЯ ЧАСТКОВИМИ ПЛАСТИНКОВИМИ ПРОТЕЗАМИ

Порожнина рота – унікальне місце в організмі людини, в якому протягом життя формується певний гомеостаз тканин (епітелію порожнини рота) зубів і колоній мікроорганізмів, які виконують у нормі захисну і травну функцію, а при патології – стають причиною різних дисбактеріозів, запальних уражень порожнини рота.

При введенні на тривалий строк протезів ця система тонкого балансу порушується: при обмеженні базисом функції малих слинних залоз, впливі на епітелій у результаті тиску базисом і під дією інших факторів запускається механізм, що призводить до так званого протезного стоматиту й вираженого дисбактеріозу.

Наступний розділ досліджень присвячений аналізу запальних і дистрофічних змін, що виникають як ускладнення знімного протезування у твердих і м'яких тканинах порожнини рота при користуванні частковими пластинковими протезами з різними базисами.

5.1. Результати клінічних і параклінічних досліджень тканин порожнини рота пацієнтів, яким виготовлялися часткові знімні протези

5.1.1 Експрес-оцінка стану твердих і м'яких тканин порожнини рота і ротової рідини у протезоносіїв часткових пластинкових протезів. Салівація – це екстрений механізм захисту органів порожнини рота при потраплянні речовин, що відторгаються. Сильне подразнення механо-, термо- і хеморецепторів, а

також вплив на ноцицептори призводять до відділення великої кількості слини, бідної на ферменти, яка виконує завдання найшвидшого видалення речовин, що відторгаються, з порожнини рота, нормалізації температури продуктів, що надходять, розведення хімічних подразників [211]. Істотну роль відіграють буферні властивості слини, які дозволяють нейтралізувати кислотні або основні компоненти речовин, що відторгаються [212].

Знімний зубний пластинковий протез впливає на цілий ряд рецепторів у тканинах порожнини рота, що спричинює істотні зміни у складі ротової рідини [213–214].

Основними компонентами, що забезпечують підтримку захисних і бар'єрних функцій ротової рідини, є білкові фракції слини, які містять лізоцим, імуноглобуліни та ін.

Саме тому цей розділ присвячений вивченню впливу знімних пластинкових протезів, виготовлених з різних безакрилових пластмас, на склад ротової рідини й опосередковано – на місцевий імунітет порожнини рота.

Дослідження проводилося, як і раніше, у п'яти групах пацієнтів, характеристика яких надана в розділі «Матеріал і методи дослідження».

Для одержання комплексної оцінки змін складу ротової рідини ми застосували методику вивчення білкових фракцій ротової рідини за допомогою лазерно-кореляційної спектроскопії (ЛКС).

Оцінку ефективності протезування і стани тканин протезного ложа ми проводили за п'яти основними, обраними нами, критеріями:

1. Оцінка стану тканин пародонта опорних зубів – ми обрали як найбільш інформативний показник у даній ситуації (за результатами раніше проведених досліджень) пробу Шиллера – Писарева.

2. Оцінка ступеня деструктивних змін у пародонті опорних зубів – за методикою виміру глибини ясенного кармана.

3. Оцінка стану кісткової тканини альвеолярного відростка – за результатами вивчення ортопантомограм.

4. Оцінка стану капілярів слизової оболонки протезного ложа – за пробою Кулаженка.

5. Стан ротової рідини – за лазерно-кореляційною діагностикою.

Кожний із зазначених критеріїв нами був представлений в усередненому трибальному варіанті.

Оцінка результатів проби Шиллера – Писарева була представлена в такий спосіб:

1. Солом'яно-жовтий колір ясен (норма).
2. Світло-коричневий (помірна).
3. Темно-бурий (виражена).

При вимірі глибини ясенних карманів отримані результати звели до таких значень:

1. Умовна «норма» (0,5–1,0 мм).
2. Помірна (1,0–2,0 мм).
3. Виражена (2,0 мм і більше).

Результати дослідження ортопантограм класифікували такий чином:

1. Відсутність згладженості міжальвеолярних перегородок.
2. Згладженість міжальвеолярних перегородок, без вираженої атрофії альвеолярного краю.
3. Атрофія кісткової тканини альвеоли на 1–2 мм і більше.

Оцінка результатів проби Кулаженка нами була систематизована в такий спосіб:

1. 50–60 с (норма).
2. 40–50 с (помірна).
3. Менше 40 с (виражена).

Уніфіковані дані, отримані при зазначених вище дослідженнях, підсумовувалися (загальний коефіцієнт).

Враховуючи, що кількість показників – чотири (без урахування ЛКС-досліджень), для визначення генерального індексу¹ ми використовували наступне співвідношення (табл. 5.1).

Таблиця 5.1

Розподіл пацієнтів за значенням генерального індексу
до протезування, осіб

Загальний коефіцієнт, бали	Генеральний індекс	Кіл-ть пацієнтів з даним значенням індексу	% від загальної кількості пацієнтів
1–4	I	274	86,7
5–8	II	27	8,5
9–12	III	15	4,8
Усього пацієнтів		316	100

Як показує розподіл пацієнтів по генеральному індексу до протезування, мінімальна кількість пацієнтів мала генеральний індекс III у всіх групах дослідження, що становило лише 4,8 % від усіх досліджених хворих. Кількість пацієнтів з генеральним індексом I було максимальною у всіх групах (86,7 %). Аналогічний розподіл пацієнтів по групах дослідження наведений в табл. 5.2.

Виходячи з даних табл. 5.2, генеральний індекс I характеризував групу пацієнтів, близьких за своїми показниками до норми, з низьким значенням атрофії кісткової тканини альвеолярних відростків, відсутністю запалення в тканинах пародонта опорних зубів, стійкістю судинної стінки слизової оболонки протезного ложа. Індекс II відповідав помірній, але вираженій патології зубощелепної системи, індекс III – тяжким патологічним станам у порожнині рота, оцінювалася як несприятлива ситуація, що веде до подальшої швидкої втрати зубів, проблем з користуванням частковими знімними протезами.

¹ Генеральний індекс (при дослідженнях методом ЛКС) – умовна система комплексної оцінки загального стану локальної ділянки тканин організму людини, що прогнозує сприятливий або несприятливий результат лікування або профілактики

Таблиця 5.2

Розподіл пацієнтів по групах дослідження відповідно до значення генерального індексу до протезування, осіб

Репрезентативна група	Генеральний індекс		
	I	II	III
1-ша – акрилові базиси протезів, n=63	56	5	2
2-га – протези із пластмаси «Ліпол», n=64	56	4	4
3-тя – нейлонові протези, n=63	54	4	5
4-та – протези із пластмаси "Tipplen R 359", n=63	56	6	1
5-та – протези за розробленою технологією, n=63	52	8	3
УСЬОГО, n=316	274	27	15

Віддалену оцінку якості протезування і стану тканин протезного ложа оцінювали через 3, 6, 12 міс. Більше віддалені дослідження не проводили, оскільки зміни в тканинах протезного ложа (особливо атрофія кісткової тканини) потребували корекції протеза.

Отже, через 3 міс. в 1-й групі пацієнтів спостерігався істотний (на 25,4 %) зсув у бік групи з генеральним індексом II й незначний (на 3,2 %) – у бік групи з індексом III (табл. 5.3).

В 2-й групі пацієнтів зсів у бік групи з генеральним індексом II становив 17,2 % за відсутності збільшення кількості пацієнтів у групі з генеральним індексом III. Зсув на 1,6 % у бік групи з індексом III (12,7 %) на фоні низького переходу в групу з індексом II також свідчить про більш сприятливий вплив протезів 3-ї групи на опорні тканини порожнини рота.

В 4-й групі спостерігалися зсуви, подібні до показників 3-ї групи. В 5-й групі зміна генерального індексу була мінімальною – усього на 4,8 % (середній показник по всіх групах – 23,1 %).

Таблиця 5.3

Розподіл пацієнтів у групах дослідження за значенням генерального індексу через 3 місяці після протезування, осіб

Репрезентативна група	Генеральний індекс					
	I		II		III	
	Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%
1-ша – акрилові базиси протезів, n=63	38 (-18)	28,6	21 (+16)	25,4	4 (+2)	3,2
2-га – протези із пластмаси «Ліпол», n=64	45 (-11)	17,2	15 (+11)	17,2	4 (0)	0
3-тя – нейлонові протези, n=63	45 (-10)	15,9	12 (+8)	12,7	6 (+1)	1,6
4-та – протези із пластмаси "Tipplen R 359", n=63	48 (-8)	12,7	14 (+8)	12,7	1 (0)	0
5-та – протези за розробленою технологією, n=63	49 (-3)	4,8	11 (+3)	4,8	3 (0)	0
УСЬОГО, n=316	225		73		18	

Через півроку користування протезами в 1-й групі пацієнтів (з акриловими зубними протезами) спостерігався зсув у бік групи з генеральним індексом II на 39,7 % порівняно з дослідженнями до протезування. Зсув у бік групи з генеральним індексом III досяг рівня 12,7 % (табл. 5.4).

Таблиця 5.4

Розподіл пацієнтів у групах дослідження зі значення генерального індексу через 6 міс. після протезування, осіб

Репрезентативна група	Генеральний індекс					
	I		II		III	
	Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%
1-ша – акрилові базиси протезів, n=63	23 (-33)	52,4	30 (+25)	39,7	10 (+8)	12,7
2-га – протези із пластмаси «Ліпол», n=64	37 (-19)	29,7	19 (+15)	23,4	8 (+4)	6,2
3-тя – нейлонові протези, n=63	37 (-17)	26,9	17 (+13)	20,6	9 (+4)	6,3
4-та – протези із пластмаси "Tipplen R 359", n=63	43 (-13)	20,6	17 (+11)	17,4	3 (+2)	4,8
5-та – протези за розробленою технологією, n=63	41 (-11)	17,4	18 (+10)	15,9	4 (+1)	1,6
УСЬОГО, n=316	181		101		34	

Це продемонструвало негативний, деструктивний вплив акрилових базисів знімних пластинкових протезів на тканини протезного ложа.

У 2-й групі досліджень (протези з «Ліполу») зсув у бік групи з генеральним індексом II становив 23,4 % при незначному (6,2 %) збільшенні кількості пацієнтів у групі з генеральним індексом III. Це свідчить про більше сприятливий вплив безакрилових протезів на тканини протезного ложа, але рівень деструкції (розвитку протезного стоматиту) залишається все ж таки на досить високому рівні.

У 3-й групі (протези з нейлону) зсув на 6,3 % у бік групи з генеральним індексом III на фоні незначного (на 20,6 %) переходу в групу

з генеральним індексом II також свідчить про більше сприятливий (порівняно з групою акрилових протезів) вплив протезів 3-ї групи на опорні тканини порожнини рота.

В 4-й групі (протези з "Tipplen R 359") перехід становив для групи з генеральним індексом II – 17,5 %, а для групи з генеральним індексом III – усього 3,2 %.

В 5-й групі (протези, виготовлені за розробленою нами технологією) перехід у більше несприятливі групи (з генеральним індексом II й III) був мінімальним і становив усього 17,4 %. Дані експрес-оцінки демонструють мінімальний деструктивний вплив цих протезів на тканини протезного ложа.

Через 1 рік користування протезами в 1-й групі пацієнтів (з акриловими зубними протезами) спостерігався стійкий зсув у бік II групи генерального індексу – на 49,2 % порівняно з дослідженнями до протезування, тривав зсув у бік групи з генеральним індексом III до рівня 19,0 % (табл. 5.5).

Це може означати, що більше 50 % пацієнтів, що користуються акриловими знімними зубними протезами, страждають через негативний вплив протезів на тканини протезного ложа (аж до розвитку проявів протезного стоматиту) (рис. 5.1).

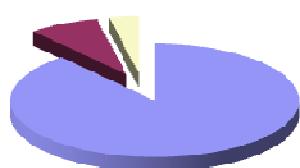
В 2-й групі досліджень зсув у бік групи з генеральним індексом II дорівнював 25,0 %, що лише на 1,6 % вище за показник через півроку після накладення протеза при незначному (9,4 %) збільшенні кількості пацієнтів у групі з генеральним індексом III.

Це свідчить про більше сприятливий вплив безакрилових протезів на тканині протезного ложа й демонструє відсутність динаміки збільшення деструкції тканин підпротезного ложа.

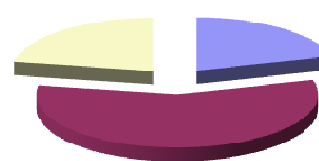
Таблиця 5.5

Розподіл пацієнтів у групах дослідження за значенням генерального індексу через 1 рік після протезування, осіб

Репрезентативна група	Генеральний індекс					
	I		II		III	
	Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%
1-ша – акрилові базиси протезів, n=63	13 (-43)	68,3	36 (+31)	49,2	14 (+12)	19,0
2-га – протези із пластмаси «Ліпол», n=64	34 (-22)	34,3	19 (+16)	25,0	10 (+6)	9,4
3-тя – нейлонові протези, n=63	35 (-19)	30,1	19 (+15)	23,8	9 (+4)	6,3
4-та – протези із пластмаси "Tipplon R 359", n=63	41 (-15)	23,8	18 (+12)	19,0	4 (+3)	4,7
5-та – протези за розробленою технологією, n=63	37 (-15)	23,8	18 (+14)	22,2	4 (+1)	1,6
УСЬОГО, n=316	181		104		31	



До протезування

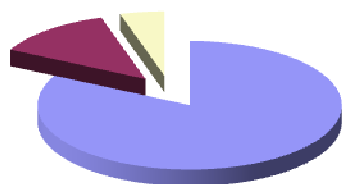


Через 1 рік після протезування

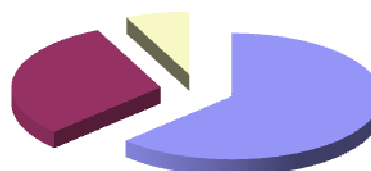
Рис. 5.1 Розподіл груп генерального індексу в групі пацієнтів, що користуються акриловими зубними протезами, до протезування і через 1 рік носіння протезів

В 3, 4 і 5-й групах спостерігаються результати, що практично відповідають показникам, отриманим через півроку після протезування. Так, зсув у 3-й групі у бік генерального індексу II становив 23,8 % (зміни + 3,2 %), у бік III – 6,3 % (зміни 0 %); в 4-й групі – у бік II 19,0 % (зміни + 2,6 %), у бік III – 6,3 % (зміни +3,1 %); в 5-й групі – у бік II 22,2 % (зміни + 4,8 %), у бік III – 1,6 % (зміни +1,6 %).

Отримані дані свідчать про незначний негативний вплив протезів (як нейлонових, так і поліпропіленових), виготовлених за нашими методиками (негативні зміни склали становили від 6,3 до 19,0 % зсувів) (рис. 5.2).



До протезування



Через 1 рік після протезування

Рис. 5.2 Розподіл груп генерального індексу в групі пацієнтів, що користуються зубними протезами, виготовленими із сополімеру поліпропілену за вдосконаленою нами технологією, до протезування і через 1 рік носіння протезів

Для підвищення інформативності експрес-методики досліджень ми застосували для зазначених груп пацієнтів метод ЛКС [215].

Результати даних ЛКС-метрії ми представили у вигляді таких підкласів:

- 0 – нормоподібний підклас;
- 1 – алергоподібний підклас;
- 2 – інтоксикаційноподібний підклас;

- 3 – дистрофічно спрямований підклас;
- 4 – аутоімунноподібний підклас;
- 5 – катаболічно спрямований підклас;
- 6 – змішаний алерго- й інтоксикаційноподібний підклас;
- 7 – змішаний алерго- й аутоімунноподібний підклас.

Виходячи з вищевказаного класифікатора, ми об'єднали дані підкласи в чотири основних класи:

- 0 (нормоподібний) – сюди увійшов підклас 0;
- Г (гідролітичний) – 2, 3 і 5-й підкласи;
- П (проліферативний) – 1-й і 4-й підкласи;
- З (змішаний) – 6-й і 7-й підкласи.

Результати аналізу даних ЛКС-метрії білкових фракцій ротової рідини до протезування знімними протезами об'єднані в табл. 5.6.

Аналізуючи стан порожнини рота у всіх груп хворих до протезування, спостерігаємо чітке превалювання нормоподібного класу ЛКС-спектрів (49,4 %), співвідношення проліферативного і гідролітичного класів приблизно однакове (відповідно 16,5 і 25,3 %).

При дослідженні розподілу ЛКС-спектрів чітко простежується тенденція: у хворих, зарахованих до I групи генерального індексу, у ротовій рідині визначаються нормоподібні й змішані типи ЛКС-грам.

Таблиця 5.6

Результати ЛКС-метрії білкових фракцій ротової рідини пацієнтів до протезування, осіб

Групи пацієнтів по виду протезів, осіб	Групи по генеральному індексу	Клас класифікатора								Разом
		Нормоподібний (0)		Гідролітичний (Г)		Проліферативний (П)		Змішаний (З)		
		Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%	
1-ша, n=63	I	30	53,6	5	8,9	14	25,0	7	12,5	56
	II	0	-	4	80,0	1	20,0	0	-	5
	III	0	-	1	50,0	0	-	1	50,0	2
2-га, n=64	I	28	50,0	3	5,4	17	30,3	8	14,3	56
	II	0	-	3	75,0	0	-	1	25,0	4
	III	0	-	2	50,0	0	-	2	50,0	4
3-тя, n=63	I	27	50,0	8	14,9	18	33,3	1	1,8	54
	II	0	-	4	100,0	0	-	0	-	4
	III	0	-	2	40,0	0	-	3	60,0	5
4-та, n=63	I	35	62,5	4	7,1	16	28,6	1	1,3	56
	II	1	16,7	4	66,6	0	-	1	16,7	6
	III	0	-	1	100,0	0	-	0	-	1
5-та, n=63	I	35	67,3	3	5,8	12	23,0	2	3,9	52
	II	0	-	5	52,5	2	25,0	1	12,5	8
	III	0	-	3	100	0	-	0	-	3
УСЬОГО, n=316		156	49,4	52	16,5	80	25,3	28	8,7	316

У хворих II групи генерального індексу визначаються гідролітичний і, у меншому ступені, проліферативний ЛКС-спектри, для III групи генерального індексу характерні переважно гідролітичні спектри.

При вивченні динаміки змін ЛКС-зсувів через 1 рік після протезування (табл. 5.7) відзначається чітка тенденція до переходу в 1-й групі до гідролітичного класу, в 2-й і 3-й – до проліферативного, в 4-й і 5-й – до нормоподібного класу.

Отримані дані свідчать про значну ефективність застосування ЛКС-діагностики для визначення стану тканин протезного ложа, ефективності протезування знімними протезами.

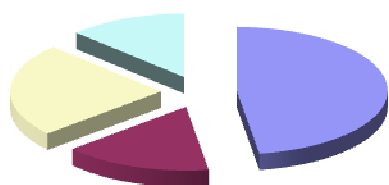
Так, при одержанні великої кількості гідролітичних спектрів ми можемо прогнозувати негативний вплив протеза на тканини протезного ложа.

За результатами ЛКС-діагностики нами було отримане підтвердження раніше представлених висновків про те, що застосування протезів, виконаних за вдосконаленою нами технологією, дозволяє мінімізувати негативний ефект на пародонт опорних зубів і слизову оболонку порожнини рота (рис. 5.3 і 5.4).

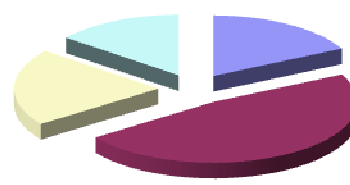
Таблиця 5.7

Результати ЛКС-метрії білкових фракцій ротової рідини пацієнтів через 1 рік після протезування

Групи пацієнтів по виду протезів, осіб	Групи по генеральному індексу	Клас класифікатора								Разом
		Нормоподібний (0)		Гідролітичний (Г)		Проліферативний (П)		Змішаний (З)		
		Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%	
1-ша, n=63	I	8	61,5	2	15,4	3	23,0	0	-	13
	II	3	8,3	21	58,3	8	22,2	4	11,1	36
	III	0	-	7	50,0	2	14,3	5	35,7	14
2-га, n=64	I	21	61,8	1	2,9	2	5,8	10	29,4	34
	II	0	-	7	36,8	4	21,0	8	42,1	19
	III	0	-	6	60,0	3	30,0	1	10,0	10
3-тя, n=63	I	25	71,4	1	2,9	10	28,6	-	0	35
	II	4	21,1	11	57,9	2	10,5	2	10,5	19
	III	0	-	5	55,6	3	33,3	1	11,1	9
4-та, n=63	I	36	87,8	2	4,9	0	-	3	7,3	41
	II	1	5,6	9	50,0	1	5,6	7	38,9	18
	III	0	-	3	75,0	0	-	1	25,0	4
5-та, n=63	I	22	59,5	2	5,4	3	8,1	10	27,0	37
	II	0	-	8	44,4	4	22,2	6	66,6	18
	III	0	-	4	100,0	0	-	0	-	4
УСЬОГО, n=316		120	37,9	89	28,2	45	14,2	58	18,4	316

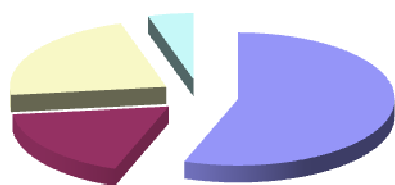


До протезування

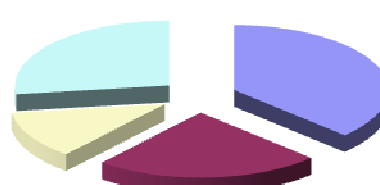


Через 1 рік після протезування

Рис. 5.3 Розподіл ЛКС-спектрів у 1-й групі хворих (з акриловими зубними протезами) до протезування і через 1 рік після накладання протезов: П – проліферативний; З – змішаний; Н – нормоподібний; Г – гідролітичний



До протезування



Через 1 рік після протезування

Рис. 5.4 Розподіл ЛКС-спектрів у 5-й групі хворих (з акриловими зубними протезами) до протезування і через 1 рік після накладання протезів: П – проліферативний; З – змішаний; Н – нормоподібний; Г – гідролітичний

5.1.2 Оцінка якості догляду за знімними зубними протезами як показник профілактики стоматитів. Першим із проведених нами клінічних досліджень була оцінка якості догляду за частковими пластинковими знімними протезами у всіх груп пацієнтів.

У результаті проведеного дослідження були встановлені: кореляція вираженої кількості протезного нальоту по групах обстежених залежно від групи дослідження, а також статистично значущий зв'язок кількості протезного нальоту із часом користування протезом. Математична обробка показала вірогідність розбіжностей між групами ($\chi^2 = 8,64$; $p < 0,01$).

Так, через 1 міс. після обстеження найгірший рівень гігієни спостерігався у хворих 1-ї групи (з акриловими протезами) (12,5 % хворих з коефіцієнтом гігієни 4 бали і вище), найкращий – у пацієнтів 3-ї групи (відсутність хворих з коефіцієнтом гігієни 4 бали і вище) (рис. 5.5).

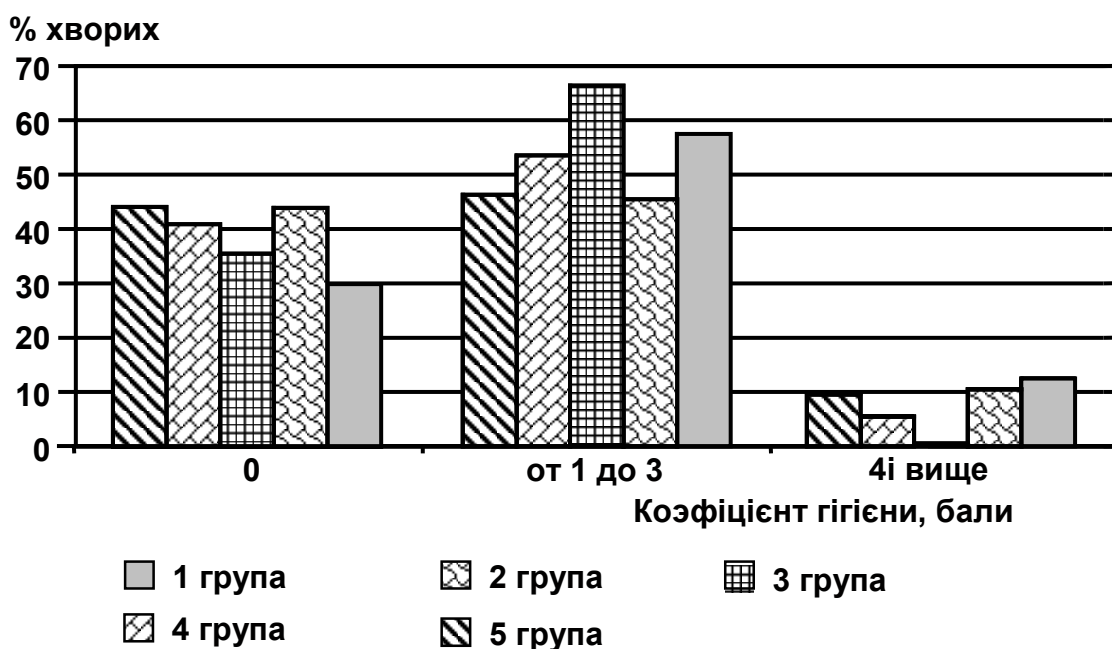


Рис. 5.5 Результати дослідження якості догляду за знімними пластинковими протезами через 1 міс. після початку носіння, бали

При гігієнічних дослідженнях через 3 міс. спостерігається погіршення якості догляду за протезами у хворих 1-ї групи (16,4 % хворих з коефіцієнтом гігієни 4 бали і вище), практично незмінними залишаються результати досліджень у групах 2, 4 і 5, а в групі 3 цей рівень дещо знижується (до 5,5 % хворих із коефіцієнтом гігієни протезів 4 бали і вище), але все ж таки результати залишалися найвищими.

Це свідчить, що протези, виготовлені із пластмаси "Valplast" (група 3), зручніші для якісного очищення; із груп 2–5 (безакрилові протези) найгірші показники в 2-ї групи пацієнтів, запротезованих поліпропіленом «Ліпол» за методикою Е. Я. Вареса (рис. 5.6).

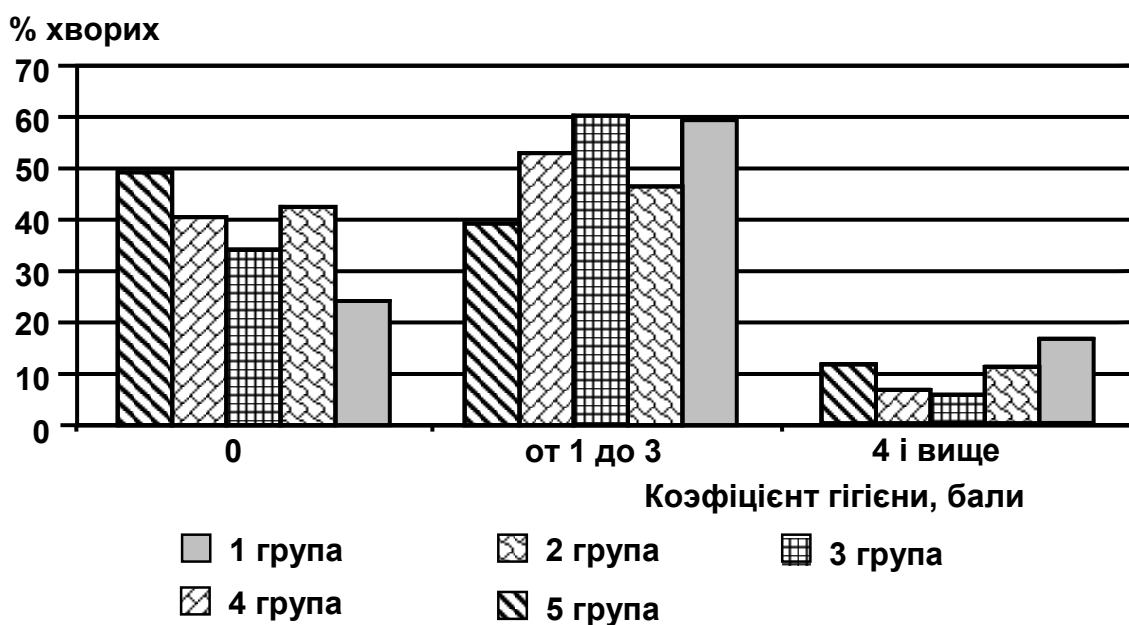


Рис. 5.6 Результати дослідження якості догляду за знімними пластинковими протезами через 3 міс. після початку носіння, бали

Через 6 міс. відзначали різке погіршення рівня догляду за протезами в 1-й групі (акрилові протези): зниження кількості пацієнтів до рівня 21,5 % у групі низьких балів коефіцієнта гігієни і підвищення до 28,5 % – у групі високих балів коефіцієнта гігієни протезів (рис. 5.7).

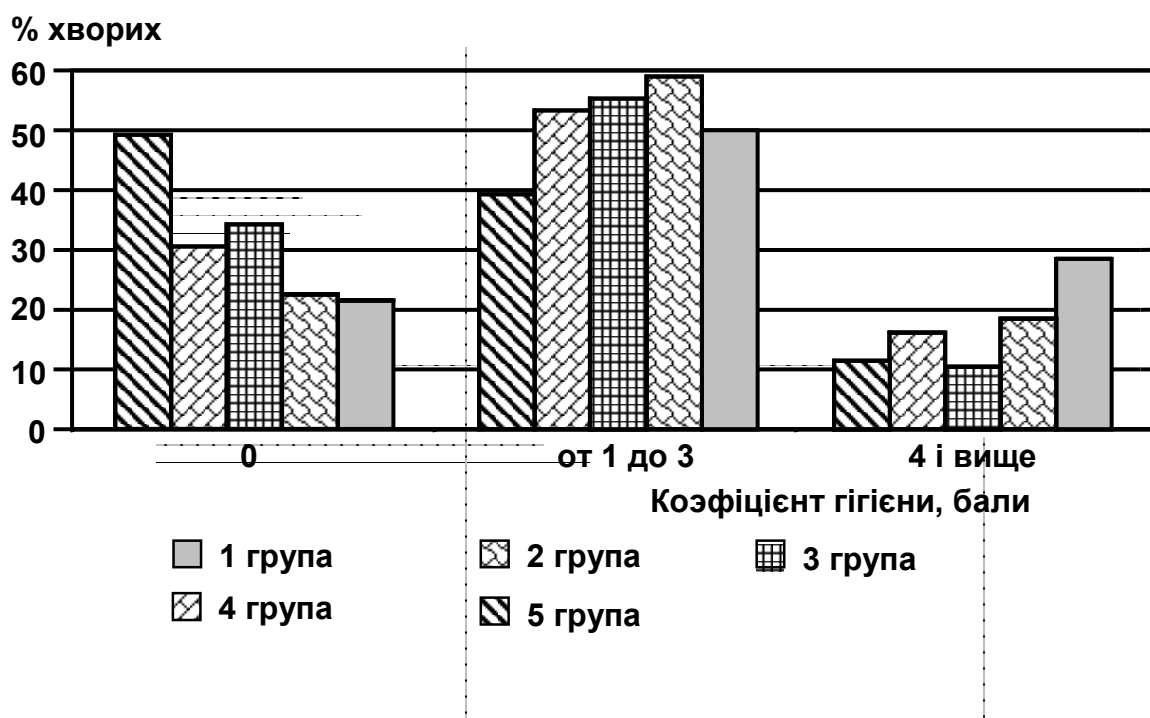


Рис. 5.7 Результати дослідження якості догляду за знімними пластинковими протезами через 6 мес. після початку носіння, бали

Через 6 міс. спостерігалось також погіршення якості догляду за протезами в 2-й групі, причому більш інтенсивно, ніж при дослідженнях перших 3 міс. – зниження кількості пацієнтів до рівня 18,5 % у групі поганого догляду і до 22,5 % – у групі гарної якості очищення.

Погіршення, хоч і не настільки значуще, спостерігалось в групі протезів, виготовлених з "Tipplen R 359" (група 4). Так, у групі високої якості догляду залишилося тільки 30,5 % пацієнтів, а в групу поганого догляду перейшло до 16,2 % пацієнтів.

Практично незмінними залишалися тільки результати досліджень у хворих 3-ї і 5-ї груп, причому в 3-ї групі показники трохи погіршилися і практично зрівнялися з показниками 1-ї групи.

При дослідженнях через 1 рік особливих змін у динаміці рівня догляду за протезами не спостерігалось (рис. 5.8). Показники, що встановилися в термін 6 міс., є, на нашу думку, визначальними для подальшої якості догляду за протезами.

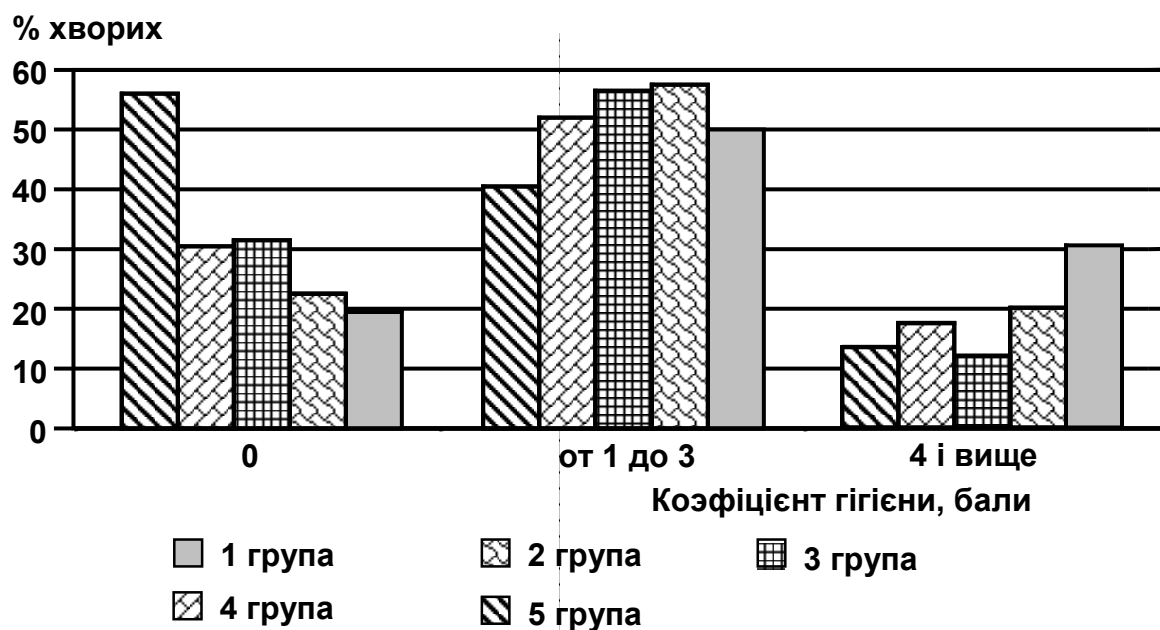


Рис. 5.8 Результати дослідження якості догляду за знімними пластинковими протезами через 1 рік після початку носіння, бали

Аналізуючи в цілому результати зазначених досліджень акрилових і безакрилових протезів, слід зазначити, що хворі, які користуються акриловими протезами, демонструють значно гіршу якість догляду за протезами вже в перший місяць користування (12,5 % хворих з коефіцієнтом гігієни 4 бали і вище), порівняно з хворими, які користуються безакриловими протезами.

Протези, виготовлені із пластмаси «Ліпол», маючи високу пористість, через 6 міс. спостережень ніби «всмоктують» у себе елементи нальоту, що призводить до утворення плівки на поверхні протезів, яка є своєрідною матрицею для нальоту, що погано піддається хімічній і механічній обробці (18,5 % хворих з коефіцієнтом гігієни 4 бали і вище для протезів з «Ліполу»).

Обробка протезів у плазмі тліючого розряду або використання безакрилового нейлону зводить до мінімуму утворення зазначеної плівки і значно зменшує пористість протезів.

Показники якості очищення протезів, що встановилися в термін 6 міс., були визначальними для подальшої гігієни протезів і залишалися незмінними при спостереженні через 1 рік.

5.1.3 Оцінка стану тканин пародонта опорних зубів при різних видах знімних зубних протезів. Пробу Шиллера – Писарева проводили в ті ж терміни спостереження, що й всі клінічні дослідження – через 1, 3, 6, 12 міс. Як відомо, позитивний результат цієї проби вказує на наявність глікогену в слизовій оболонці, свідчить про хронічний запальний процес. Проби були взяті у всіх 316 пацієнтів. Результати досліджень представлені в табл. 5.8.

Із представлених даних видно, що показники проб у всіх груп хворих практично однакові, за винятком 1-ї групи – хворих, запротезованих акриловими зубними протезами.

Показники проб у хворих із протезами, виготовленими із сополімеру ПП "Tirplen R 359" і обробленими в плазмі тліючого розряду, через 1 міс. з моменту фіксації протезів зростають із $(1,990 \pm 0,005)$ до протезування до $(2,180 \pm 0,005)$ од., але в усі інші терміни спостережень цей показник залишається практично на тому ж рівні.

Показники проб Шиллера – Писарева в 2-й групі (протези із сополімеру ПП «Ліпол») відрізняються від попередніх показників. Через 1 міс. користування знімними протезами цифровий показник різко зростає – з $(1,990 \pm 0,004)$ до $(2,42 \pm 0,03)$ од. Протягом усього терміну дослідження цей показник залишається на досить високому, хоча й стабільному рівні.

Таблиця 5.8

Результати визначення проби Шиллера – Писарева на слизовій оболонці порожнини рота, $M \pm m$, ед.

Групи спостережень	Терміни спостережень				
	До протезування	1 міс.	3 міс.	6 міс.	1 рік
1. Хворі, що користуються акриловими зубними протезами	1,990± 0,005	2,520± 0,005	2,370± 0,005	2,340± 0,005	2,310± 0,004
2. Хворі, що користуються зубними протезами, виготовленими із сополімеру ПП «Ліпол»	1,990± 0,004	2,42± 0,03	2,380± 0,004	2,360± 0,006	2,280± 0,007
3. Хворі, що користуються зубними протезами, виготовленими з нейлону за технологією "Valplast"	1,990± 0,005	2,220± 0,005	2,200± 0,004	2,180± 0,003	2,100± 0,005
4. Хворі, що користуються зубними протезами, виготовленими із сополімеру ПП "Tipplen R 359"	1,990± 0,005	2,180± 0,005	2,200± 0,005	2,300± 0,005	2,320± 0,004
5. Хворі, що користуються зубними протезами, виготовленими із сополімеру ПП "Tipplen R 359", обробленими в плазмі тліючого розряду	1,990± 0,005	2,180± 0,005	2,260± 0,005	2,220± 0,005	2,100± 0,005

Показники проби Шиллера – Писарева у хворих, запротезованих протезами з нейлону (3-тя група), дуже схожі з аналогічними в 5-й групі. Хоча в термін 3–6 міс. цей показник в 5-й групі підвищується – до $(2,260 \pm 0,005)$ од., а в 3-й групі спад показника відбувається плавно.

5.1.4 Оцінка швидкості слиновиділення і кислотності ротової рідини як показник ризику травматичного протезного стоматиту. У дослідженнях взяли участь всі пацієнти з п'яти груп дослідження. Швидкість слиновиділення і рН визначали до протезування, через 7, 14 діб, через 1, 3, 6 міс. і через 1 рік.

У всіх груп до початку дослідження рівень саливації був близьким до середньостатистичного – $(0,28 \pm 0,09)$ мл/хв.

Дослідження показали (табл. 5.9), що в протезоносіїв, запротезованих акриловими зубними протезами (група 1), рівень слиновиділення після накладення протеза зростає, що, на нашу думку, пов'язано з токсичним впливом протезів на слинні залози.

Протези всіх груп досліджень через 7 днів викликали незначне підвищення слиновиділення. Однак слід зазначити, що зниження швидкості слиновиділення до 14-ї доби спостеріголася також у всіх групах, причому, в групі 1 (акрилові протези) воно було значним – до $(0,19 \pm 0,02)$ мл/хв, тільки в групі 3 (протези з нейлону) зниження слиновиділення відбулося практично до рівня до протезування – $(0,26 \pm 0,04)$ мл/хв.

При спостереженнях у віддалений термін відзначалася також тенденція до незначного зниження слиновиділення, особливо в 1-й групі хворих.

Хворі, запротезовані протезами, виготовленими із ПП «Ліпол» (група 2), продемонстрували зниження слиновиділення, щоправда, його рівень відрізнявся від початкового всього на 28,6 %, а в динаміці – на 21,4 % від рівня слиновиділення через 1 рік (див. табл. 5.9).

Таблиця 5.9

Динаміка зміни швидкості слиновиділення в пацієнтів,
запротезованих різними видами часткових знімних протезів, $M \pm m$, мл/хв

Час дослідження	Групи дослідження				
	1-ша	2-га	3-тя	4-та	5-та
До протезування	0,280±0,009				
Через 7 діб	0,38±0,08	0,33±0,06	0,31±0,07	0,31±0,09	0,35±0,02
Через 14 діб.	0,19±0,02	0,29±0,04	0,26±0,04	0,24±0,02	0,30±0,04
Через 1 міс.	0,14±0,06	0,20±0,04	0,30±0,04	0,20±0,04	0,24±0,03
Через 3 міс.	0,11±0,01	0,20±0,05	0,32±0,05	0,18±0,02	0,19±0,03
Через 6 міс.	0,11±0,02	0,17±0,06	0,33±0,06	0,20±0,05	0,28±0,04
Через 1 рік	0,14±0,04	0,22±0,06	0,29±0,06	0,25±0,02	0,26±0,04

Рівень слиновиділення у хворих 4-ї групи незначно знижувався через 1 міс. після протезування і плавно відновлювався до терміну 1 рік. В 3-й групі через 1 рік він майже наближався до вихідного рівня – (0,29±0,06) мл/хв.

Рівень слиновиділення в пацієнтів, запротезованих протезами, виготовленими із сополімеру ПП за вдосконаленою нами технологією й обробленими в плазмі тліючого розряду, також мав тенденцію до зниження в період через 14 днів, але досить швидко (уже через 6 міс.) відновлювався до вихідного рівня.

Дані табл. 5.10 свідчать, що під впливом перебування в порожнині рота часткових акрилових знімних протезів (1-ша група) рН слини в перший тиждень користування істотно збільшується, а через 3 міс. повертається до вихідного рівня.

Таблиця 5.10

Динаміка зміни рН змішаної слини в пацієнтів, запротезованих різними видами часткових знімних протезів, $M \pm m$

Час дослідження	Групи дослідження				
	1-ша	2-га	3-тя	4-та	5-та
До протезування	6,77±0,01				
Через 7 діб	7,10±0,04	7,00±0,06	6,89±0,07	6,89±0,09	6,88±0,02
Через 14 діб.	6,95±0,05	6,89±0,04	6,82±0,08	6,89±0,07	6,79±0,04
Через 1 міс.	6,84±0,05	6,79±0,04	6,79±0,04	6,80±0,04	6,75±0,03
Через 3 міс.	6,81±0,07	6,79±0,05	6,78±0,05	6,79±0,05	6,74±0,03
Через 6 міс.	6,99±0,07	6,76±0,06	6,74±0,06	6,77±0,05	6,79±0,04
Через 1 рік	7,08±0,07	6,75±0,06	6,79±0,06	6,70±0,05	6,71±0,04

Однак згодом, у віддалений термін спостережень, знову реєструється збільшення рівня рН, що, на нашу думку, пов'язане з певним «звиканням» до мономера механізмів стійкості гомеостазу протягом перших місяців після протезування, а також формуванням вогнища хронічного запалення – у більше віддалений термін.

В інших групах спостерігалось незначне відхилення рН у терміни до 1 міс., що повністю відновлювалося в більш віддалений термін спостережень.

5.1.5 Результати визначення ступеня атрофії альвеолярного відростка в пацієнтів із травматичним протезним стоматитом. Терміни спостереження в цій групі досліджень становили 7, 14 діб, 1, 3, 6 міс. і 1 рік. Результати проведених досліджень представлені в табл. 5.11.

Таблиця 5.11

Динаміка зміни висоти гребеня альвеолярного відростка
у протезоносіїв різних часткових пластинкових протезів, $M \pm m$, мм

Групи	Терміни спостереження					
	7 діб	14 діб	30 діб	3 міс.	6 міс.	1 рік
1-ша, n=63	+0,130±0,014	-0,290±0,020	-1,270±0,156	-1,970±0,156	-2,400±0,156	-2,450±0,142
2-га, n=64	+0,160±0,014	-0,210±0,036	-0,970±0,095	-1,370±0,094	-2,200±0,089	-2,230±0,096
3-тя, n=63	+0,140±0,015	-0,190±0,027	-0,800±0,093	-1,120±0,100	-1,540±0,101	-1,580±0,102
4-та, n=63	+0,220±0,024	-0,160±0,033	-0,550±0,039	-0,700±0,039	-0,83±0,40	-0,870±0,039
5-та, n=63	+0,230±0,020	-0,140±0,021	-0,440±0,028	-0,650±0,029	-0,790±0,055	-0,880±0,040

На 14-ту добу після накладання протеза висота гребеня альвеолярного відростка починає зменшуватися, але ступінь її зменшення в різних групах дослідження неоднаковий. Порівняно з даними, отриманими у хворих 1-ї групи, резорбція альвеолярного гребеня була відповідно на 28, 34 і 45 % менше у хворих 2, 3 і 4-й груп.

Результати виміру моделей щелеп через 1 рік практично відображають тенденцію, виявлену на результатах визначення висоти гребеня альвеолярного відростка на 30-ту доба. Отриманий результат свідчить про те, що після 30 діб висота гребеня альвеолярного відростка істотно не змінюється, тобто на цей термін, очевидно, закінчується перебудова кістки в ямці вилученого зуба. Разом із тим, очевидний найменший ступінь атрофії протезного ложа в 5-й групі пацієнтів.

Наші досліджень показали, що в пацієнтів з акриловими протезами (1-ша група) швидкість перебігу атрофії становить за період до 1 року -2,45 мм, у пацієнтів із протезами, виготовленими із ПП (2-га група) – -2,25 мм, що на 9,6 % нижче результатів 1-ї групи. При аналізі результатів, отриманих при застосуванні нейлонових протезів (3-тя група) і протезів, виготовлених із сополімеру ПП "Tipplen R 359" (група 4), через 1 рік після дослідження, результати були незначно вище – $(-1,580 \pm 0,102$ і $(-0,87 \pm 0,039)$ відповідно, що на 35,5 і 70,8 % більше порівняно з рівнем атрофії, спричинюваним акриловими протезами.

Що стосується пацієнтів 5-ї групи, запротезованих протезами за нашою технологією, обробленими в плазмі тліючого розряду, рівень атрофії становив через 3 міс. -0,65 мм, а через 1 рік – -0,88 мм, що становить усього 35,9 % від рівня атрофії акрилових протезів.

5.1.6 Визначення швидкості міграції лейкоцитів і злущування епітелію при користуванні різними видами протезів. Що стосується міграції лейкоцитів у ротовій порожнині (табл. 5.12), те цей показник є одним з найінформативніших для оцінки якості протезування знімними протезами з урахуванням їх впливу на тверді й м'які тканини протезного ложа.

При дослідженні в пацієнтів 1-ї групи (акрилові протези) показник міграції лейкоцитів був первісно високим. Так, через 1 міс. підвищення становило 41,7 % від початкового рівня, а зменшення через 1 рік – не більше 5,5 %.

Кожний вид безакрилових протезів продемонстрував значно сприятливіший вплив на слизову оболонку підпротезного простору, ніж у акрилових протезів.

Таблиця 5.12

Динаміка зміни міграції лейкоцитів у ротовій порожнині
у протезоносіїв часткових пластинкових протезів, $M \pm m$, тис. клітин

Групи	Терміни спостереження				
	До протезування	30 діб	2 міс.	6 міс.	1 рік
1-ша, n=63	312,7± 9,7	441,2± 34,7	414,5±34,1	555,2±44,4	418,5±39,7
2-га, n=64	294,9±25,8	291,5±23,7	285,6±24,8	301,5±23,5	299,9±21,9
3-тя, n=63	295,8±31,0	368,2±35,6	399,5±29,7	499,2±28,2	375,7±32,4
4-та, n=63	265,5±23,8	258,5±23,5	287,9±21,9	387,5±23,1	325,6±29,8
5-та, n=63	295,6±28,4	237,5± 22,6	267,4±31,0	358,0±47,1	301,2±20,1

Слід зазначити, що в 3-й і 4-й групах досліджень при тривалому носінні виникають процеси, що спричинюють збільшення міграції лейкоцитів на 21,5 і 14,8 % відповідно, що свідчить про прихований негативний вплив протезів, які стимулюють запальні процеси в слизовій оболонці протезного ложа, викликані хронічною травмою, у перші терміни спостережень, і викликають хронічне запалення через 6 міс. і 1 рік користування ними.

Зазначені результати, підтвержені дослідженнями міграції епітеліальних клітин, представлені в табл. 5.13.

5.1.7 Оцінка стану капілярної мережі слизової оболонки підпротезного простору. Стійкість капілярів досліджувалася за допомогою електронно-вакуумного апарата на верхній і нижній щелепах до початку протезування і після фіксації зубних протезів через 1 тиж., 1 міс., 1 рік.

Таблиця 5.13

Динаміка злущування епітеліальних клітин
у ротовій порожнині в протезоносії часткових пластинкових
протезів, $M \pm m$, тис. клітин

Групи	Терміни спостереження				
	До протезування	30 діб	2 міс.	6 міс.	1 рік
1-ша, n=63	294,9±25,8	291,5±23,7	285,6±24,8	301,5±23,5	299,9±21,9
2-га, n=64	312,7±29,7	441,2±34,7	414,5±34,1	555,2±44,4	418,5±39,3
3-тя, n=63	371,7±31,4	368,2±35,6	399,5±29,7	455,5±55,8	375,7±32,4
4-та, n=63	265,5±23,8	258,5±23,5	287,9±21,9	351,2±31,2	325,6±29,8
5-та, n=63	295,6±28,4	237,5±22,6	267,4±31,0	299,85±30,0	324,5±58,8

Стійкість капілярів була визначена у всіх 316 хворих. Результати визначення стійкості капілярів представлені в табл. 5.14.

Із представлених в таблиці даних видно, що до фіксації зубних протезів середнє значення стійкості капілярів відзначено на рівні 55 с.

Через 7 днів показники запалення в слизовій оболонці порожнини рота були такими: 1-ша група – (31,20±0,76) с, 2-га – (26,30±0,49), 3-тя – (26,40±0,50), 4-та – (25,40±1,00), 5-та група – (23,90±0,77) с.

Таблиця 5.14

Визначення стійкості каплярів у протезоносіїв часткових пластинкових протезів, $M \pm m$, с

Групи	Терміни спостережень					
	До протезування	7 днів	1 міс.	6 міс.	1 рік	2 роки
1. Хворі, що користуються акриловими зубними протезами	56,50±0,01	31,20 ± 0,76	42,30 ±0,97	40,00±0,81	42,80±0,74	45,00±0,77
2. Хворі, що користуються зубними протезами, виготовленими із сополімеру ПП «Ліпол»	51,50±0,02	26,30±0,49	32,70±0,11	38,00±0,09	47,50±0,05	55,00±0,77
3. Хворі, що користуються зубними протезами, виготовленими з нейлону за технологією "Valplast"	57,50±0,03	26,40±0,50	44,30±0,31	53,80±0,40	53,00±1,35	51,50±1,01
4. Хворі, що користуються зубними протезами, виготовленими із сополімеру ПП "Tipplen R 359"	54,40±0,01	25,40±1,00	45,10±0,87	54,40±1,05	53,90±0,89	51,85±1,08
5. Хворі, що користуються зубними протезами, виготовленими із сополімеру ПП "Tipplen R 359", обробленими в плазмі тліючого розряду	53,50±0,01	23,90±0,77	49,40±0,81	58,30±0,39	56,40±0,50	52,70±1,01

Як видно, істотно відрізнялися показники 1-ї групи, що може бути пов'язане із хронічними токсично-алергічними і запальними процесами, які відбуваються у слизовій оболонці пацієнтів, запротезованих акриловими протезами.

Через 6 міс., 1 і 2 роки цифрові показники стійкості капілярів слизової оболонки в 5-й групі вирівнювалися, хоча й мали тенденцію до підвищення: $(58,30 \pm 0,39)$; $(56,40 \pm 0,50)$; $(52,70 \pm 1,01)$ с відповідно.

Цифрові показники стійкості капілярів у хворих 1-ї групи протягом 2 років мали найменшу тенденцію до зниження: $(42,30 \pm 0,97)$; $(40,00 \pm 0,81)$; $(42,8 \pm 0,74)$ с відповідно, що вказувало на глибоке порушення судинного русла протезного ложа.

Показники стійкості капілярів в 2-й групі досліджуваних хворих до 6 міс. незначно підвищилися з $(26,30 \pm 0,49)$ до $(38,00 \pm 0,09)$ с, а через 1 і 2 роки практично повернулися до норми – $(47,50 \pm 0,05)$; $(55,00 \pm 0,77)$ с.

Досліджуючи стійкість капілярів в 3-й групі, ми одержали показники, які свідчать про підвищення цифрових показників у термін 1, 6 міс., 1 і 2 роки, хоча до норми показники не повернулися навіть через 2 роки: $(44,30 \pm 0,31)$; $(53,80 \pm 0,40)$; $(53,00 \pm 1,35)$; $(51,50 \pm 1,01)$ с відповідно. Аналогічні зміни цифрових показників у ці ж терміни спостерігалися і в 4-й групі: $(45,10 \pm 0,87)$; $(54,40 \pm 1,05)$; $(53,90 \pm 0,89)$; $(51,85 \pm 1,08)$ с відповідно.

Результати проведених досліджень показують, що стійкість капілярів слизової оболонки при користуванні різними знімними пластинковими протезами не однакова. Механічна травма базисом протеза у всіх видів протезів призводить до істотного порушення стійкості судинного русла – від 51,0 до 62,1 % зниження від вихідного показника.

Так, акрилові протези викликають стійке порушення міцності судинного русла, а протези, виготовлені за вдосконаленою нами технологією і оброблені в плазмі тліючого розряду, показують оптимальне відновлення стійкості капілярів до показника $(52,470 \pm 1,01)$ с.

Проведена клінічна проба є досить показовою в патогенезі розвитку протезних стоматитів. Як показали наші дослідження (розділ 3), травматична етіологія є пригнічувальною в розвитку протезних стоматитів. Механічна травма властива всім протезам тією чи іншою мірою. Однак адаптація тканин порожнини рота й корекція протезів нівелюють первинну травму твердим базисом протеза. Разом із тим, знімний протез порушує капілярну мережу підслизового шару протезного ложа, що призводить до місцевих трофічних порушень і спричинює, таким чином, хронічний стоматит.

Дослідження, проведені нами, показали, що протези із сополімеру "Tirplen R 359", оброблені в плазмі тліючого розряду, за рахунок оптимальної еластичності й відсутності шаруватого краю максимально зберігають судинну мережу слизової оболонки порожнини рота, отже, і зменшують кількість розвитку травматичних протезних стоматитів.

5.1.8 Результати визначення жувальної ефективності. Найбільш значущим для ортопедів-стоматологів і клініцистів є визначення рівня відновлення жувальної ефективності – як основний критерій оцінки якості протезування, особливо коли це стосується знімного пластинкового протезування.

Для визначення жувальної ефективності ми використовували пробу Менли [192], що визнана ВООЗ як експертна оцінка визначення жувальної ефективності. З огляду на розбіжність дефектів у досліджуваних групах хворих, ми оцінювали різницю (ΔE) між жувальною ефективністю до протезування ($E_{до}$) і через 1 міс. після накладання пластинкового протеза ($E_{міс}$) (5.2).

$$\Delta E = E_{міс} - E_{до} \quad (5.2)$$

При одержанні попередніх результатів ми зіштовхнулися із проблемою розбіжності значень в одній групі досліджень. Для забезпечення більшої вірогідності одержуваних результатів пацієнтів

кожної групи ми розділили за кількістю відсутніх жувальних зубів на три групи (по складності дефектів):

А – втрата не більше 1 жувального зуба;

В – втрата 2–4 жувальних зубів;

С – втрата більше 4 жувальних зубів.

Результати досліджень представлені в табл. 5.15.

Таблиця 5.15

Результати відновлення жувальної ефективності у хворих, запротезованих частковими пластинковими протезами, ΔЕ, %

Групи за складності дефектів	Групи за видами протезів				
	1	2	3	4	5
А, n=187	21,50±0,45	30,20±0,47	31,50±0,78	27,50±0,63	36,40±0,57
В, n= 95	29,10±0,81	34,80±0,56	34,40±0,57	31,00±0,11	38,40±0,14
С, n= 33	34,20±0,25	39,50±0,71	39,10±0,25	38,40±0,55	40,50±0,99

Як видно з результатів досліджень, в 1-й групі (акрилові протези) відновлення жувальної ефективності становило від 21,5 до 34,2 %.

Відновлення жувальної ефективності в 2-й і 3-й групах (протези, виготовлені із сополімеру ПП «Ліпол» і нейлону) було практично схожим: від 30,2 до 39,5 % в 2-й групі, від 31,5 до 39,1 % – в 3-й групі. Ненабагато відрізнялося відновлення жувальної ефективності в 4-й групі – від 27,5 до 38,4 %.

У групі ж протезів, виготовлених за розробленою нами технологією й оброблених у плазмі тліючого розряду, мінімальне значення відновлення жувальної ефективності дорівнювало 36,4 %, а максимальне, у принципі, перебувало на рівні всіх груп безакрилових протезів – 40,5%. На нашу думку, цей факт пояснюється різноманітністю конструкцій, застосованих нами для вдосконалення знімного протезування.

Отже, застосування вдосконалених конструкцій безакрилових зубних протезів дозволяє підвищити жувальну ефективність на 6,3 % (40,5–34,2) % у групі протезів з «легкими» дефектами (С) і на 19,4 % (36,4–21,5) % – у групі з «складними» дефектами порівняно з групами пацієнтів, запротезованих акриловими протезами.

5.2. Результати лабораторних досліджень тканин порожнини рота пацієнтів, яким виготовлялися часткові знімні протези

5.2.1 Дослідження мікробіологічного статусу пацієнтів із травматичним протезним стоматитом. У перші дні після накладання протезів з базисом, виготовленим із пластмаси «Фторакс» (1-ша група досліджень), кількість колоній стрептококів, які висівались з поверхні протезів, становила $(1,00 \pm 0,014) \cdot 10^5$ кол./см². На 7-му добу кількість колоній стрептококів досягла рівня $(1,24 \pm 0,58) \cdot 10^7$ кол./см².

При дослідженні колонізації протезів пародонтопатогенними мікроорганізмами ми спостерігали їхню основну колонізацію через 1 міс. – $(1,57 \pm 0,58) \cdot 10^5$ кол./см², яка стабілізувалася і залишалася на досить високому рівні на термін до 6 міс. у цій групі дослідження – $(2,58 \pm 0,75) \cdot 10^5$ кол./см² (табл. 5.16).

Що стосується резидентної флори, що може підтримувати перебіг гнійного запалення за рахунок різкого збільшення кількості токсинів (α -зеленуваті стрептококи, пептострептококи і бактероїди), то їхня колонізація в даній групі була незначною, виявилася лише на 30-ту доба, а свого максимуму досягла через півроку.

Таблиця 5.16

Результати вивчення мікробної колонізації порожнини рота і знімних протезів у динаміці в пацієнтів 1-ї групи,

$M \pm m$, кол./см²

Терміни спостережень	1-ша доба	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.
Стрептококи	$(1,00 \pm 0,014) 10^5$	$(1,24 \pm 0,58) 10^7$	$(2,54 \pm 0,87) 10^6$	$(2,58 \pm 0,77) 10^7$	$(1,88 \pm 0,45) 10^7$
Пародонтопатогенні види мікроорганізмів, у т. ч. фузобактерії й пігментоутворювальні бактероїди	0	0	$(1,57 \pm 0,58) 10^5$	$(1,74 \pm 0,22) 10^4$	$(2,58 \pm 0,75) 10^5$
Резидентна флора (альфа-стрептококи, пептострептококи, анаероби, бактероїди)	0	0	$(0,85 \pm 0,05) 10^2$	0	$(0,85 \pm 0,07) 10^2$
Сапрофітна (пробіотична) флора	$(0,59 \pm 0,04) 10^2$	0	$(0,25 \pm 0,02) 10^2$	0	0
Гриби роду <i>Candida</i>	$(0,24 \pm 0,09) 10^2$	$(1,38 \pm 0,87) 10^3$	$(1,75 \pm 0,92) 10^5$	$(1,55 \pm 0,05) 10^7$	$(42,25 \pm 1,28) 10^7$

Проте, привертає увагу той факт, що сапрофітна (пробіотична) флора в даній групі досліджень майже була відсутня або проявлялася в незначній кількості на 1-шу і 30-ту доба.

Відносно обсіменіння грибами роду *Candida* слід зазначити, що нарощування чисельності колоній грибів відбувалося в арифметичній прогресії й досягло рівня $(42,25 \pm 1,28) \cdot 10^7$ кол./см² на 6-му місяці дослідження, що часто супроводжувалося певними симптомами в клініці (сухість порожнини рота, печіння в ділянці протеза й ін.).

В 2-й групі досліджень (табл. 5.17) (пацієнти з базисом із сополімеру ПП «Ліпол») звертає на себе увага те, що в першу добу носіння знімного зубного протеза кількість колоній стрептококів, що перебувають на поверхні базису, становила $(1,87 \pm 0,24) \cdot 10^4$ кол./см², що значно перевищувало показники 1-ї групи.

На 7-му добу кількість стрептококів досягала максимального рівня – $(5,28 \pm 0,58) \cdot 10^7$ кол./см² – і залишалася на цьому рівні без зміни протягом усього часу дослідження (див. табл. 5.17).

Аналогічною була й колонізація резидентною флорою, яка на 1-шу добу була відсутня. Піка колонізація сягала через 6 міс. – $(2,04 \pm 0,23) \cdot 10^2$ кол./см², разом ыз тим, у віддалений термін спостережень – незначно зменшувалася

Високі показники обсіменіння основною патогенною флорою порожнини рота протезів у 2-й групі доводять, що пластмаса «Фторакс», завдяки можливості значно кращого полірування базису протеза, зменшує осідання на захисній плівці патогенної флори, а також свідчать про більше раннє її утворення (між 1-м і 3-м місяцем користування протезом).

Таблиця 5.17

Результати вивчення мікробної колонізації порожнини рота і знімних протезів у динаміці в пацієнтів 2-ї групи,

$M \pm m$, кол./см²

Терміни спостережень	1-ша доба	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.
Стрептококи	$(1,87 \pm 0,24) \cdot 10^4$	$(5,28 \pm 0,58) \cdot 10^7$	$(1,85 \pm 0,85) \cdot 10^6$	$(1,87 \pm 0,42) \cdot 10^7$	$(2,58 \pm 0,24) \cdot 10^7$
Пародонтопатогенні види мікроорганізмів, у т. ч. фузобактерії й пігментоутворювальні бактероїди	0	0	$(2,75 \pm 0,85) \cdot 10^4$	$(2,87 \pm 0,35) \cdot 10^3$	$(4,25 \pm 0,27) \cdot 10^5$
Резидентна флора (альфа-стрептококи, пептострептококи, анаероби, бактероїди)	0	0	$(0,85 \pm 0,05) \cdot 10^2$	0	$(2,04 \pm 0,23) \cdot 10^2$
Сапрофітна (пробіотична) флора	$(1,25 \pm 0,21) \cdot 10^2$	0	$(0,21 \pm 0,01) \cdot 10^2$	0	0
Гриби роду <i>Candida</i>	$(1,36 \pm 0,88) \cdot 10^2$	$(5,87 \pm 0,99) \cdot 10^3$	$(2,58 \pm 0,84) \cdot 10^5$	$(5,45 \pm 0,95) \cdot 10^7$	$(8,25 \pm 1,02) \cdot 10^8$

Відсутність або непостійність перебування сапрофітної (пробіотичної) флори в обох репрезентативних групах свідчить, у свою чергу, про витискання даної найважливішої групи мікроорганізмів через надмірний розвиток α -стрептококів, пептострептококів і вірулентних анаеробних бактерій.

При дослідженні в 3-й (пацієнти із протезами з нейлону) і в 4-й (протези із сополімеру "Tipplon R 359") групах ми спостерігали практично однакову картину, що проявлялася в такому.

На 1-шу добу після накладання знімного протеза кількість колоній стрептококів, що перебувають на поверхні базису, становила в 3-й групі $(2,56 \pm 0,48) \cdot 10^3$ кол./см², в 4-й – $(3,07 \pm 0,29) \cdot 10^4$ кол./см², що значно (майже в півтора рази) нижче за показник 2-ї групи.

На 7-му добу кількість колоній стрептококів сягала максимального рівня – $(3,67 \pm 0,45) \cdot 10^5$ кол./см² (в 3-й групі) і $(1,85 \pm 0,23) \cdot 10^7$ кол./см² (для 4-ї групи) – и не перевищувала цей показник весь час дослідження (табл. 5.18, 5.19).

Колонізація резидентною флорою була також поступовою: на 1-шу доба незначна – $(0,080 \pm 0,027) \cdot 10^2$ кол./см² (для "Tipplon R 359") і $(0,87 \pm 0,05) \cdot 10^2$ кол./см² для нейлону, сягаючи свого максимуму поступово вже на 3-й місяць, а у віддалені терміни спостережень зменшувалася до рівня $(4,58 \pm 0,61) \cdot 10^8$ кол./см².

Таблиця 5.18

Результати вивчення мікробної колонізації порожнини рота і знімних протезів у динаміці в пацієнтів 3-ї групи,

$M \pm m$, кол./см²

Терміни спостережень	1-ша доба	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.
Стрептококи	$(2,56 \pm 0,48) \cdot 10^3$	$(3,67 \pm 0,45) \cdot 10^5$	$(3,75 \pm 0,84) \cdot 10^5$	$(2,07 \pm 0,85) \cdot 10^4$	$(3,08 \pm 0,02) \cdot 10^5$
Пародонтопатогенні види мікроорганізмів, у т. ч. фузобактерії й пігментоутворювальні бактероїди	0	0	$(0,080 \pm 0,005) \cdot 10^2$	0	0
Резидентна флора (альфа-стрептококи, пептострептококи, анаероби, бактероїди)	$(0,87 \pm 0,05) \cdot 10^2$	$(3,33 \pm 0,47) \cdot 10^3$	$(8,24 \pm 0,94) \cdot 10^7$	$(4,58 \pm 0,61) \cdot 10^8$	$(2,06 \pm 0,22) \cdot 10^6$
Сапрофітна (пробіотична) флора	$(0,65 \pm 0,03) \cdot 10^2$	$(2,18 \pm 0,67) \cdot 10^7$	$(1,94 \pm 0,58) \cdot 10^6$	$(2,08 \pm 0,77) \cdot 10^3$	$(3,02 \pm 0,01) \cdot 10^7$
Гриби роду <i>Candida</i>	0	$(0,080 \pm 0,004) \cdot 10^2$	$(2,64 \pm 0,27) \cdot 10^2$	$(1,85 \pm 0,46) \cdot 10^2$	$(0,09 \pm 0,01) \cdot 10^2$

Таблиця 5.19

Результати вивчення мікробної колонізації порожнини рота і знімних протезів у динаміці в пацієнтів 4-ї групи,

$M \pm m$, кол./см²

Терміни спостережень	1-ша доба	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.
Стрептококи	$(3,07 \pm 0,29) \cdot 10^4$	$(1,85 \pm 0,23) \cdot 10^7$	$(4,02 \pm 0,36) \cdot 10^5$	$(6,02 \pm 0,84) \cdot 10^5$	$(1,25 \pm 0,27) \cdot 10^5$
Пародонтопатогенні види мікроорганізмів, у т. ч. фузобактерії й пігментоутворювальні бактероїди	0	0	$(0,025 \pm 0,01) \cdot 10^2$	$(0,25 \pm 0,02) \cdot 10^2$	0
Резидентна флора (альфа-стрептококи, пептострептококи, анаероби, бактероїди)	$(0,080 \pm 0,027) \cdot 10^2$	$(6,58 \pm 0,58) \cdot 10^3$	$(8,25 \pm 0,94) \cdot 10^7$	$(5,94 \pm 0,36) \cdot 10^8$	$(1,74 \pm 0,36) \cdot 10^6$
Сапрофітна (пробіотична) флора	$(0,095 \pm 0,036) \cdot 10^2$	$(2,07 \pm 0,89) \cdot 10^3$	$(5,25 \pm 0,69) \cdot 10^6$	$(0,85 \pm 0,01) \cdot 10^6$	$(4,44 \pm 0,28) \cdot 10^7$
Гриби роду <i>Candida</i>	0	$(0,025 \pm 0,006) \cdot 10^2$	$(2,02 \pm 0,96) \cdot 10^2$	$(1,11 \pm 0,08) \cdot 10^3$	$(2,05 \pm 0,08) \cdot 10^2$

Істотні відмінності спостерігали при вивченні колонізації пародонтопатогенних видів мікроорганізмів у цих групах пацієнтів. Наші дослідження довели їхню відсутність в 3-й групі, крім появи на 30-ту добу дослідження в кількості $(0,080 \pm 0,005) \cdot 10^2$ кол./см², досить слабке обсіменіння в 4-й групі на 30-ту й на 60ту добу – $(0,025 \pm 0,010) \cdot 10^2$ і $(0,25 \pm 0,02) \cdot 10^2$ кол./см²; у більш віддалені терміни спостереження – повна відсутність патогенної флори.

Що стосується грибів *Candida*, то вони визначалися, хоча й у незначній кількості, майже увесь час спостереження: від $(0,080 \pm 0,004) \cdot 10^2$ кол./см² на 7-му добу до $(2,64 \pm 0,27) \cdot 10^2$ кол. /см² через 1 міс. – для 3-ї групи (протези із нейлону) і від $(0,080 \pm 0,004) \cdot 10^2$ кол./см² на 7-му добу до $(2,64 \pm 0,27) \cdot 10^2$ кол./см² – через 1 міс. для пацієнтів 4-ї групи.

Результати дослідження в 5-й групі (протези, виготовлені із сополімеру ПП, оброблені в плазмі тліючого розряду) представлені в табл. 5.20.

На 1-шу добу після накладання знімного протеза, виготовленого за нашою технологією, кількість колоній стрептококів, що перебувають на поверхні базису, становила $(0,25 \pm 0,08) \cdot 10^2$ кол./см², що було найменшим показником із усіх груп дослідження (рис. 5.9).

На 7-му доба кількість колоній стрептококів сягала максимального рівня – $(1,85 \pm 0,26) \cdot 10^6$ кол./см².

Колонізація сапрофітною флорою була досить активною, сягала максимуму вже через 3 міс. – $(5,89 \pm 0,88) \cdot 10^8$ кол./см², що також є найкращим результатом (рис. 5.10).

Таблиця 5.20

Результати вивчення мікробної колонізації порожнини рота і знімних протезів у динаміці в пацієнтів 5-ї групи,

$M \pm m$, кол./см²

Терміни спостережень	1-ша доба	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.
Стрептококи	$(0,25 \pm 0,08) \cdot 10^2$	$(1,85 \pm 0,26) \cdot 10^6$	$(8,25 \pm 0,68) \cdot 10^5$	$(2,83 \pm 0,23) \cdot 10^4$	$(4,02 \pm 0,23) \cdot 10^4$
Пародонтопатогенні види мікроорганізмів, у т. ч. фузобактерії й пігментоутворювальні бактероїди	0	0	$(0,55 \pm 0,02) \cdot 10^2$	$(0,45 \pm 0,07) \cdot 10^2$	0
Резидентна флора (альфа-стрептококи, пептострептококи, анаероби, бактероїди)	$(0,85 \pm 0,06) \cdot 10^2$	$(2,65 \pm 0,23) \cdot 10^3$	$(1,58 \pm 0,22) \cdot 10^7$	$(5,89 \pm 0,88) \cdot 10^8$	$(3,33 \pm 0,84) \cdot 10^6$
Сапрофітна (пробіотична) флора	$(0,74 \pm 0,07) \cdot 10^2$	$(3,69 \pm 0,11) \cdot 10^2$	$(5,27 \pm 0,11) \cdot 10^5$	$(5,58 \pm 0,02) \cdot 10^5$	$(2,64 \pm 0,21) \cdot 10^7$
Гриби роду <i>Candida</i>	0	$(0,58 \pm 0,06) \cdot 10^2$	$(0,75 \pm 0,02) \cdot 10^2$	0	0

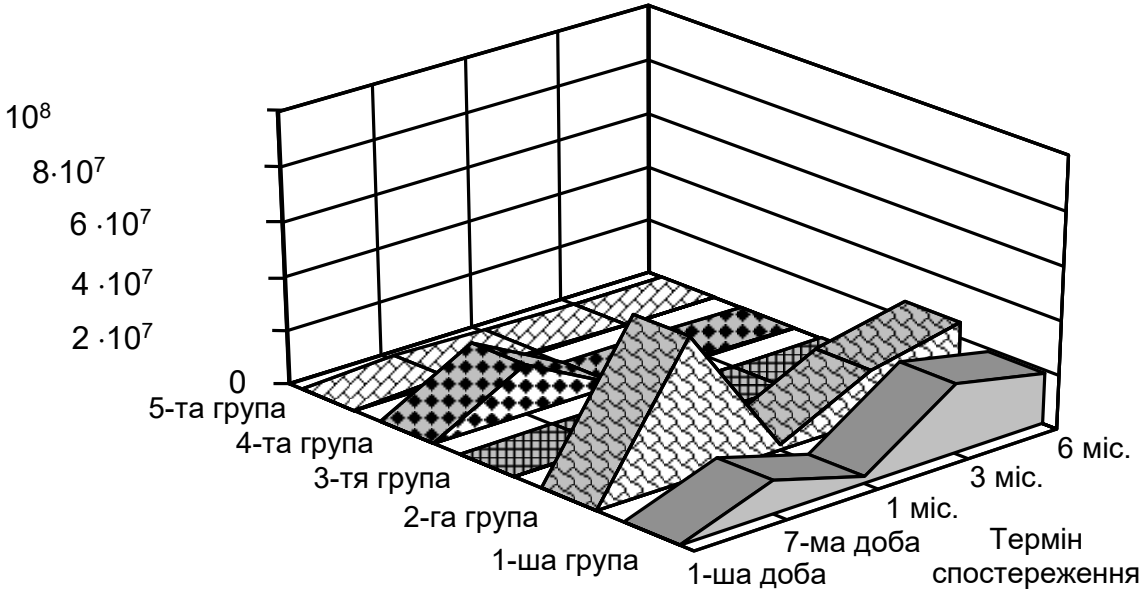


Рис. 5.9 Порівняльна характеристика ступеня колонізації порожнини рота і знімних протезів стрептококом у динаміці в пацієнтів з різними групами протезів, кол./см²

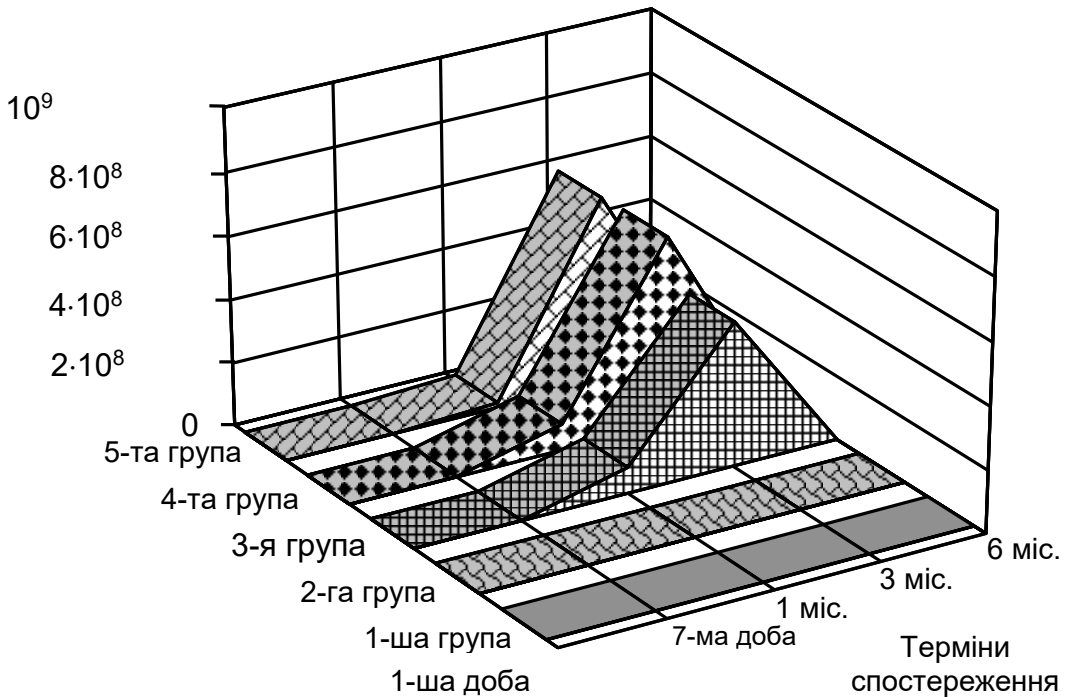


Рис. 5.10 Порівняльна характеристика ступеня колонізації порожнини рота і знімних протезів резидентною флорою в динаміці в пацієнтів з різними групами протезів, кол./см²

Гриби роду *Candida* з'являлися на протезі на 7-му добу й не виявлялися вже на 3-му місяці досліджень, що не відзначалося в жодній з досліджуваних груп (рис. 5.11).

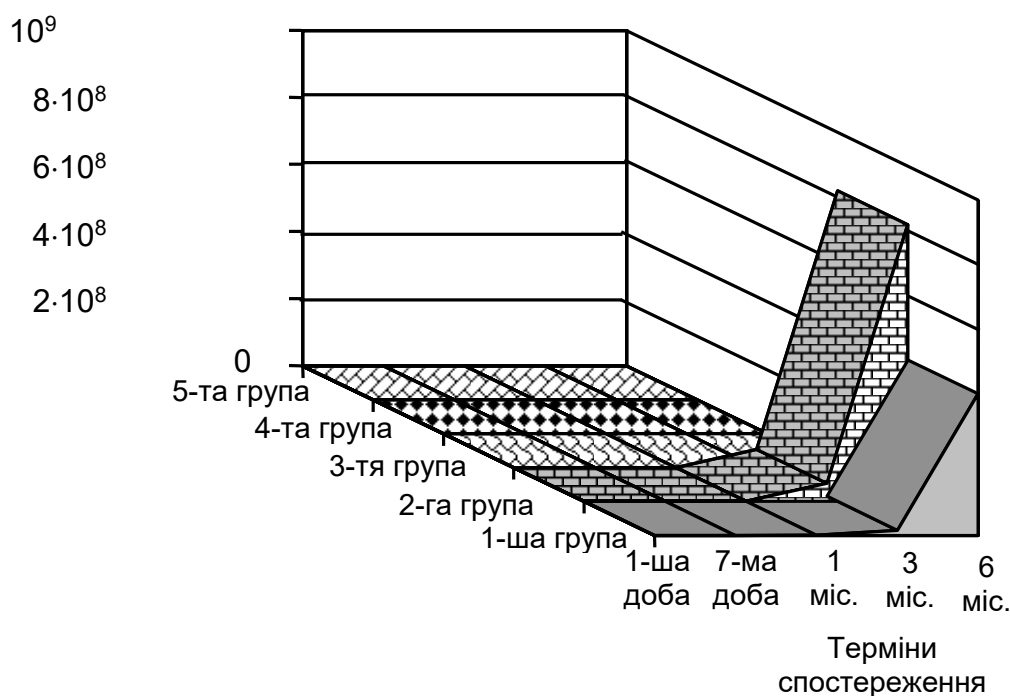


Рис. 5.11 Порівняльна характеристика ступеня колонізації порожнини рота і знімних протезів грибами роду *Candida* у динаміці в пацієнтів з різними групами протезів, кол./см²

Отримані дані показують, що пробіотичні види мікробної флори порожнини рота схильні до колонізації на поверхні ПП протезів, що не характерно для акрилових протезів. Ця флора за кількісними параметрами значно перевершує вірулентну і гриби роду *Candida*.

Також можна зробити висновок, що використання протезів із сополімеру ПП, оброблених у плазмі тліючого розряду, дозволяє істотно (у сто разів) знизити обсіменіння протеза через 1 міс. спостереження. При загальному патогенному обсіменінні застосування цього виду

протезування дозволяє домогтися зменшення кількості колоній стрептококів у кілька разів.

Отже, отримані результати дозволяють стверджувати, що ПП протези справляють більше сприятливий мікробний вплив на мікробіоценоз порожнини рота завдяки зазначеним вище властивостям.

Виходячи з отриманих даних, ризик розвитку протезних стоматитів мітотичної або бактеріальної етіології значно вищий в протезоносців акрилових протезів і є меншим для протезів з поліпропілену, оброблених у плазмі тліючого розряду.

5.2.2. Морфометрія епітелію слизової оболонки порожнини рота хворих із протезним стоматитом. Дослідження проводилося в п'яти групах пацієнтів, у терміни 7 днів, 1, 3, 6 міс. і 1 рік. Вибір термінів спостережень ґрунтується на клінічних етапах адаптації м'яких тканин протезного ложа до пластинкового протеза. Так, через 7 днів закінчується період корекцій протезів, викликаних процесами адаптації до протеза, через 1 міс. формується стійке звикання до протеза; терміни 3 і 6 міс. обрані у зв'язку з можливим контролем стану атрофії кісткової тканини альвеолярного відростка. А дослідження в більш віддалений термін, ніж через 1 рік, на нашу думку, не мали істотного значення, оскільки стабілізація результатів, в основному, спостерігалася до 3-го місяця спостережень. Контролем служували дані вивчення морфологічного індексу дозрівання епітеліоцитів до протезування.

При мікроскопічному дослідженні мазків, отриманих до протезування, визначалися шари епітелію порожнини рота. Індокси дозрівання клітин в епітелії слизової оболонки порожнини рота в групах хворих з різними знімними протезами через 7 днів після накладання протеза ілюструє табл. 5.21.

Як видно з дані таблиці, до протезування клітини парабазального шару не визначаються, клітини поверхневого шару становлять переважну

більшість. Клітин проміжного шару приблизно в 4 рази менше, ніж поверхневих.

Таблиця 5.21

Вміст епітеліоцитів слизової оболонки порожнини рота в груп
протезоносіїв через 7 днів після накладення протеза,
M±m, клітин

Групи пацієнтів	Групи клітин		
	парабазальні	проміжні	поверхневі
До протезування	0	21,0±8,1	80,0±17,1
Хворі 1-ї групи (акрилові протези)	3,0±1,5	64,0±13,5	26,0±10,4
Хворі 2-ї групи (протези з «Ліполу»)	1,0±0,5	45,0±7,5	44,5±7,8
Хворі 3-ї групи (протези з нейлону)	2,0±0,5	55,0±2,5	41,0±1,5
Хворі 4-ї групи (протези з "Tipplen R 359")	1,0±0,5	60,0±3,0	33,0±0,5
Хворі 5-ї групи (протези за розробленою нами технологією)	0	82,0±11,4	28,0±8,4

Дослідження мазків-зіскрібків, отриманих у 1-ї групи хворих через 7 днів після протезування, показало таке. У мазках багато слизу, переважно з великою кількістю кристалів. Клітини розташовуються поодинокі або невеликими групами. На відміну від мазків, отриманих до протезування, у мазках визначалися парабазальні клітини (рис. 5.12). Ще однією особливістю було те, що такі клітини зустрічалися практично у всіх пацієнтів.

Що стосується клітин проміжного і поверхневого шарів, то, як випливає з даних табл. 5.21, у 1-ї групи пацієнтів кількість проміжних клітин різко збільшується, а кількість поверхневих клітин – значно знижується.

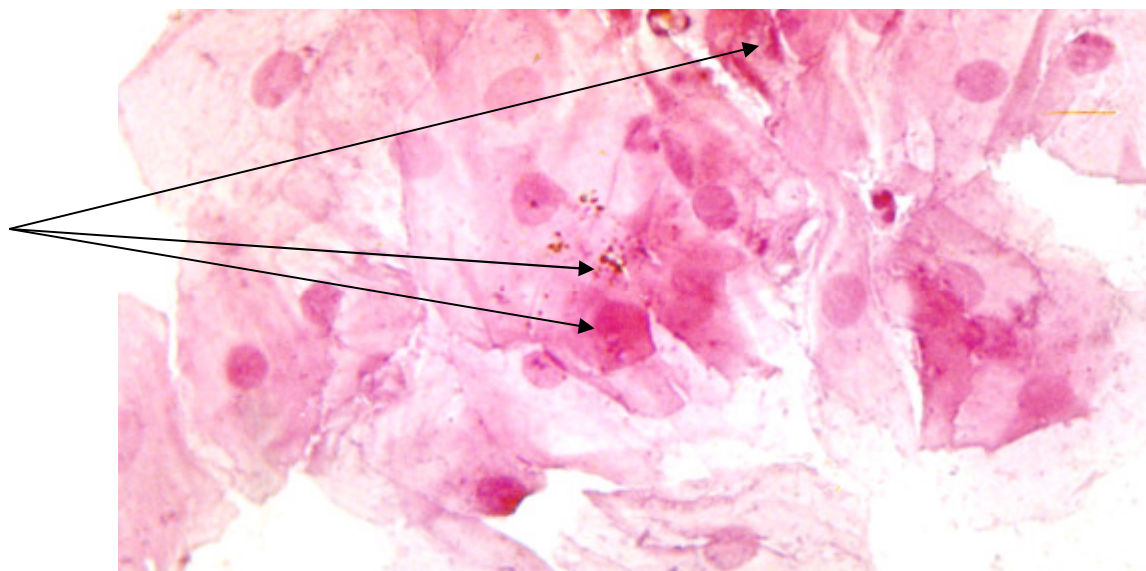


Рис. 5.12 Збільшення кількості клітин парабазального шару слизової оболонки порожнини рота у хворого 1-ї групи через 7 днів після накладання протеза. Забарв.: нітросиній тетразол. Ок. $\times 20$, об. $\times 90$. (Стрілками позначені клітини парабазального шару)

У хворих 2-ї групи зсув у бік парабазальних клітин менш відчутний – він характерний появою в поодиноких спостереженнях ($1,0 \pm 0,5$) парабазальних клітин, але спостерігається досить виразний зсув у бік проміжних клітин: ($45,0 \pm 7,5$) проти ($21,0 \pm 8,1$) у мазках хворих до протезування, що свідчить про більш м'який вплив базисів протезів на епітелій порожнини рота в ранній термін.

Результати досліджень в 3-й групі також демонструють тенденцію до збільшення вже через 7 днів після накладання протеза. Так, у цій групі кількість клітин парабазального шару становила ($2,0 \pm 0,5$), проміжного – ($55,0 \pm 2,5$), поверхневого – ($41,0 \pm 1,5$), що, на наш погляд, свідчить про значно менший травмуючий фактор протезів, виготовлених з нейлону, порівняно з акриловими зубними протезами.

В 4-й групі досліджень кількість парабазальних клітин була трохи нижчою, ніж у мазках групи хворих із протезами з нейлону, і становила

($1,0 \pm 0,5$), зате відзначалося невелике збільшення кількості проміжних клітин до рівня ($60,0 \pm 3,0$) при зниженні кількості поверхневих – ($33,0 \pm 0,5$).

В 5-й групі пацієнтів при мікроскопічному дослідженні мазків-зіскрібків слизової порожнини рота визначалися окремі епітеліоцити або невеликі їхні групи, у невеликій кількості – сегментоядерні нейтрофіли і лімфоцити. Парабазальних клітин, як і при дослідженні мазків до протезування, не виявляли. Однак при вивченні мазків даної групи привертає увага переважна кількість клітин проміжного шару багатошарового незроговілого епітелію протезного ложа – ($82,0 \pm 11,4$) на тлі різкого зменшення кількості клітин поверхневого шару – ($28,0 \pm 8,4$).

Таким чином, отримані дані свідчать, що розвиток атрофічних процесів в альвеолярних відростках супроводжується зміною співвідношення шарів епітеліальних клітин у слизовій порожнині рота. Ці зміни полягають в переважанні клітин проміжного шару і зменшенні кількості епітеліоцитів поверхневого шару, що свідчить про пригнічення процесів проліферації епітелію протезного ложа.

Результати дослідження стану багатошарового плоского незроговілого епітелію в більш віддалений термін спостережень – 1, 3, 6 міс. і 1 рік – представлені в табл. 5.22.

У результаті аналізу даних підрахунку клітин у мазках по 1-й групі досліджень визначено, що протезування пацієнтів 1-ї групи призводить до стійких атрофічних процесів у епітеліальному шарі, із практично незмінним співвідношенням кількості клітин й істотним зсувом у бік парабазальних клітин.

Так, кількість клітин у парабазальному шарі, порівняно з рівнем до протезування, збільшується в середньому в 10 разів, а кількість клітин поверхневого шару зменшується вдвічі. Стан епітеліального шару в терміни, віддалені від моменту накладання протеза, ілюструє рис. 5.13.

Таблиця 5.22

Вміст епітеліоцитів слизової оболонки порожнини рота в групах протезоносіїв у віддалений термін користування протезом, $M \pm m$, клітин

Групи пацієнтів	Групи клітин		
	парабазальні	проміжні	поверхневі
1	2	3	4
1-ша, n=63			
Через 1 міс.	11,0±2,5	66,0±4,0	44,0±9,2
Через 3 міс.	9,0±1,5	64,0±5,8	46,0±8,1
Через 6 міс.	10,0±1,5	69,0±5,4	49,0±18,0
Через 1 рік	8,0±0,5	59,0±5,0	47,0±19,4
2-га, n=64			
Через 1 міс.	2,0±0,5	42,0±4,0	50,0±4,4
Через 3 міс.	2,0±0,5	40,0±5,0	58,0±8,0
Через 6 міс.	2,0±0,5	47,0±5,4	57,0±1,0
Через 1 рік	2,0±0,5	40,0±4,5	55,0±2,1
3-тя, n=63			
Через 1 міс.	1,0±0,5	44,0±4,9	51,0±9,4
Через 3 міс.	1,0±0,5	46,0±5,6	55,0±8,7
Через 6 міс.	1,0±0,5	40,0±5,7	58,0±18,1
Через 1 рік	1,0±0,5	38,0±5,3	60,0±5,2
4-та, n=63			
Через 1 міс.	1,0±0,5	35±11,4	55±10,4
Через 3 міс.	0,0±0,5	45,0±10,6	44,0±12,4
Через 6 міс.	0,0±0,5	35,0±12,7	65,0±10,3
Через 1 рік	0	26,0±4,5	70,0±11,0
5-та, n=63			
Через 1 міс.	2,0±1,2	61,0±4,1	29,0±8,0
Через 3 міс.	2,0±1,2	58,0±7,2	35,0±10,0
Через 6 міс.	2,0±1,5	56,0±9,4	34,0±5,7
Через 1 рік	2,0±1,5	55,0±5,2	37,0±4,7

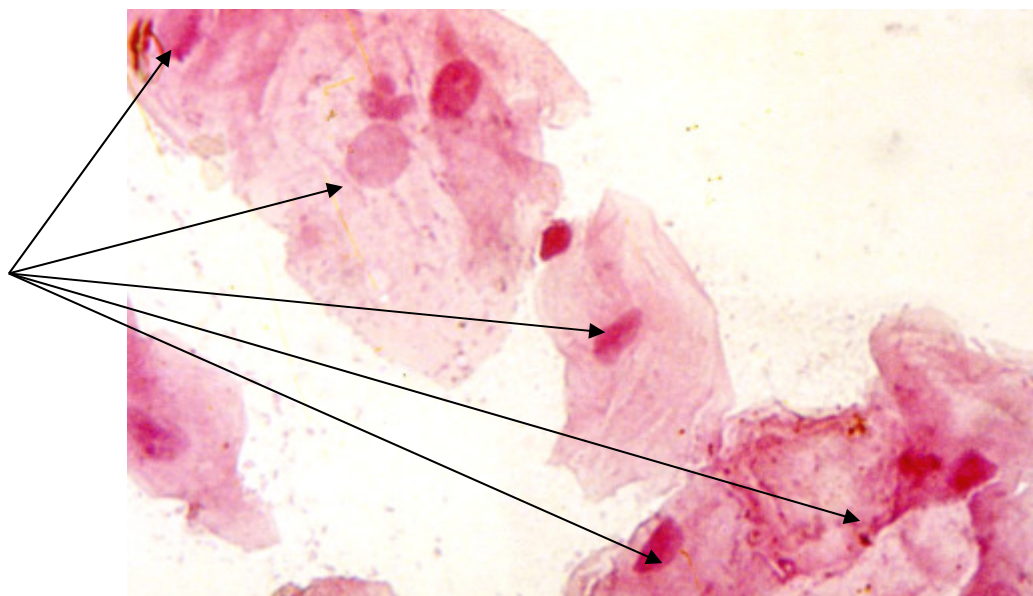


Рис. 5.13 Значне зменшення кількості клітин поверхневого шару на тлі збільшення кількості клітин парабазального шару ючи слизової оболонки порожнини рота у хворого 1-ї групи через 3 міс. після накладіння протеза. Забарв.: нітросиний тетразол. Ок. $\times 20$, об. $\times 90$. (Стрілками позначені клітини парабазального шару)

Як видно з даних таблиці, в 2-й і 3-й групах досліджень, де проводили протезування хворих поліпропіленовими і нейлоновими протезами, кількість клітин парабазального шару практично стабільна – від 1 до 2.

Зате кількість клітин проміжного шару незначно зміщується у бік зменшення до 1 року після протезування: від $(42,0 \pm 4,0)$ до $(40,0 \pm 4,5)$ у 2-й групі й від $(44,0 \pm 4,9)$ до $(38,0 \pm 5,3)$ – в 3-й. Кількість епітеліоцитів поверхневого шару збільшується: від $(50,0 \pm 4,4)$ до $(55,0 \pm 20,1)$ в 2-й групі й від $(51,1 \pm 9,4)$ до $(60,0 \pm 21,2)$ – в 3-й.

Даний факт свідчить, що протезування часткових дефектів зубних рядів протезами з еластичними базисами і біоінертною пластмасою сприятливіше для слизової оболонки протезного ложа.

Виходячи з даних таблиці, очевидно, що застосування протезів із сополімеру ПП "Tipplen R 359" істотно знижує кількість парабазальних клітин в 4-й групі порівняно з 1-ю: $(1,0 \pm 0,5)$ проти $(11,0 \pm 2,5)$, причому слід зазначити, що помилка репрезентативності істотно знижується і стабілізується до 0,5.

При аналізі мазків в 5-й групі досліджень (розроблений нами вид знімного протезування) чітко простежується зміна співвідношення проміжних і поверхневих клітин; у групі епітеліальних клітин проміжного шару – у бік різкого їхнього зменшення – з $(61,0 \pm 4,1)$ до $(55,0 \pm 5,2)$, і збільшення в групі епітеліальних клітин поверхневого шару – з $(29,0 \pm 8,0)$ до $(37,0 \pm 4,7)$ клітин.

Таким чином, результати досліджень морфологічного складу клітин епітелію слизової оболонки порожнини рота, узятих із протезного поля до і після протезування, доводять негативний вплив базисів акрилових протезів на епітелій слизової оболонки порожнини рота. Протезування пацієнтів 1-ї групи (акрилові протези) призводить до стійких атрофічних процесів у епітеліальному шарі, з незмінним співвідношенням кількості клітин і з істотним зсувом у бік клітин парабазального шару. Кількість парабазальних клітин, порівняно з дослідженнями до протезування, збільшується в середньому в 10 разів, а кількість поверхневих клітин – зменшується вдвічі.

При протезуванні найоптимальнішим було співвідношення клітин епітелію слизової оболонки порожнини рота в ділянці протезного ложа у хворих 5-ї групи – протезування протезами з "Tipplen R 359", обробленими в плазмі тліючого розряду.

Так, кількість парабазальних клітин різко знижується вже через 1 міс. після протезування, через 3 міс. спостерігається їхнє повне зникнення, а через 1 рік парабазальні клітини не зустрічаються зовсім, як у групи осіб до протезування.

Що ж стосується проміжних і поверхневих клітин, то чітко простежується зміна пропорції проміжні/поверхневі клітини: у групі проміжних – у бік різкого зменшення: з $(61,0 \pm 4,1)$ до $(55,0 \pm 5,2)$, у групі поверхневих – збільшення: з $(29,0 \pm 8,0)$ до $(37,0 \pm 4,7)$.

5.2.3 Результати досліджень неспецифічної резистентності ротової рідини в пацієнтів із протезним стоматитом. Наші спостереження виявили, що паралельно із клінічними проявами впливу базисів знімних пластинкових протезів змінювався вміст білка, лізоциму і секреторного Ig у ротовій рідині протезоносіїв. Як видно з табл. 5.23, у протезоносіїв акрилових протезів (1-ша група) на 7-му добу, через 1 і 3 міс. після протезування відзначається збільшення вмісту білка в ротовій рідині.

При цьому через 1–3 міс. після протезування в цих хворих рівень білка в ротовій рідині в 1,2 разу вище вихідного значення. До кінця спостереження відзначається його зниження, але значення вмісту білка залишаються вище вихідних, що може свідчити про наявність хронічного запального процесу. У протезоносіїв безакрилових знімних протезів підвищення рівня білка в ротовій рідині було несуттєвим. Рівень білка в ротовій рідині у хворих із протезами, виготовленими з поліпропілену, коливався в межах вихідних значень.

У табл. 5.24 наведені дані про активність у ротовій рідині лізоциму, що є індикатором системи неспецифічного антимікробного захисту порожнини рота. Як показали наші дослідження, рівень лізоциму в ротовій рідині пацієнтів до протезування коливався в межах норми.

Протягом 7 діб після протезування у всіх пацієнтів відбувалося зниження рівня лізоциму, що, можливо, пов'язане з підвищенням слиновиділення, в першу чергу, з великих слинних залоз у відповідь на рефлекторне подразнення протезами.

Таблиця 5.23

Динаміка вмісту білка в ротовій рідині в пацієнтів до і після протезування,

$M \pm m$, г/л

Час дослідження	Групи дослідження				
	1-ша	2-га	3-тя	4-та	5-та
До протезування	1,38±0,10	1,26±0,08	1,41±0,10	1,40±0,09	1,43±0,11
Через 7 діб р до вих.	1,55±0,10 >0,05	1,32±0,09 >0,05	1,54±0,12 >0,05	1,48±0,08 >0,05	1,47±0,10 >0,05
Через 1 міс. р до вих.	1,62±0,09 <0,05	1,41±0,12 >0,05	1,59±0,13 >0,05	1,50±0,10 >0,05	1,45±0,07 >0,05
Через 3 міс. р до вих.	1,68±0,07 <0,05	1,36±0,10 >0,05	1,48±0,09 >0,05	1,46±0,12 >0,05	1,47±0,08 >0,05
Через 6 міс. р до вих.	1,56±0,09 >0,05	1,37±0,010 >0,05	1,46±0,09 >0,05	1,42±0,08 >0,05	1,44±0,10 >0,05
Через 1 рік р до вих.	1,50±0,09 >0,05	1,30±0,08 >0,05	1,45±0,09 >0,05	1,44±0,11 >0,05	1,42±0,12 >0,05

У перші дні носіння протезів найбільш виражене зниження активності лізоциму було виявлено в ротовій рідині у хворих після протезування акриловими частковими знімними протезами.

Через 1 міс після протезування в цій групі хворих рівень лізоциму становив у середньому (0,046±0,0003) од./мл, а через 3 міс. – (0,044±0,0040) од./мл, що в середньому в 1,36 разу нижче показника до протезування.

До кінця спостереження рівень лізоциму в цих хворих підвищувався (через 1 рік після протезування) у середньому до (0,05±0,008) од./мл, залишаючись нижче вихідних даних у приблизно на 22 %.

Таблиця 5.24

Динаміка вмісту лізоциму в ротовій рідині в пацієнтів до і після протезування, $M \pm m$, од./мл

Час дослідження	Групи дослідження				
	1-ша	2-га	3-тя	4-га	5-га
До протезування	0,060±0,003	0,060±0,004	0,060±0,002	0,060±0,004	0,060±0,005
Через 7 діб р до вих.	0,050±0,044 >0,05	0,520±0,002 >0,05	0,050±0,003 <0,05	0,050±0,003 <0,05	0,060±0,004 p=1
Через 1 міс. р до вих.	0,050±0,003 <0,05	0,050±0,003 >0,05	0,050±0,004 <0,05	0,050±0,003 <0,05	0,060±0,003 p=1
Через 3 міс. р до вих.	0,040±0,004 <0,05	0,050±0,003 >0,05	0,050±0,003 <0,05	0,050±0,002 <0,05	0,060±0,04 p=1
Через 6 міс. р до вих.	0,050±0,003 <0,05	0,050±0,004 >0,05	0,050±0,003 <0,05	0,060±0,003 p=1	0,060±0,050 p=1
Через 1 рік р до вих.	0,050±0,006 >0,05	0,050±0,003 >0,05	0,050±0,004 <0,05	0,060±0,002 p=1	0,060±0,050 p=1

Зниження концентрації лізоциму в ротовій порожнині в протезоносіїв безакрилових протезів (2-га і 3-тя групи) через 1–3 міс. було виражено в меншому ступені, а через 6 міс. – відзначалася тенденція до відновлення показника рівня лізоциму.

В окремий термін у протезоносіїв протезів із сополімеру «Ліпол» (2-га група) і протезів, виготовлених з нейлону (3-тя група), рівень лізоциму сягав вихідних значень. Показники рівня лізоциму у хворих, запротезованих протезами із сополімеру ПП "Tirplen R 359", обробленими в плазмі тліючого розряду (4-та і 5-та групи хворих), у процесі спостереження коливалися в межах вихідних значень, зберігаючись на досить високому рівні.

Як показали наші дослідження, після протезування акриловими знімними протезами у хворих у ротовій рідині концентрація SIgA підвищується в середньому з $(0,400 \pm 0,030)$ до $(0,450 \pm 0,030)$ г/л на 7-му добу і до $(0,520 \pm 0,020)$ г/л – через 1 міс., тобто в 1,1 і 1,3 разу відповідно. Через 3 міс. після протезування спостерігається тенденція до зниження рівня SIgA, але й у віддалений термін носіння протезів він залишається, у середньому, на 17,5 % вище вихідних значень (табл. 5.25).

У протезоносителей протезів із сополімеру «Ліпол» і протезів з нейлону підвищення вмісту SIgA в ротовій рідині через 7 діб і через 1 міс. не було настільки виражене, а через 3 міс. носіння протезів у цих хворих даний показник виявив тенденцію до нормалізації.

У хворих 4-ї і 5-ї груп, запротезованих протезами із сополімеру ПП "Tirplen R359", значення SIgA коливалися в межах вихідних значень протягом спостереження. Можна припустити, що тривале підвищення концентрації SIgA у хворих 1-ї групи, запротезованих акриловими зубними протезами, мало захисно-компенсаційний і антимікробний характер.

Таблиця 5.25

Динаміка вмісту SIgA у ротовій рідині в пацієнтів до і після протезування,

M±m, г/л

Час дослідження	Групи дослідження				
	1-ша	2-га	3-тя	4-та	5-та
До протезування	0,400±0,010	0,360±0,020	0,380±0,030	0,420±0,020	0,400±0,010
Через 7 діб р до вих.	0,450±0,020 <0,05	0,390±0,010 >0,05	0,410±0,020 >0,05	0,440±0,020 >0,05	0,420±0,020 >0,05
Через 1 міс. р до вих.	0,520±0,020 <0,05	0,420±0,010 <0,05	0,430±0,030 >0,05	0,450±0,010 >0,05	0,420±0,030 >0,05
Через 3 міс. р до вих.	0,490±0,020 <0,05	0,420±0,020 <0,05	0,410±0,020 >0,05	0,430±0,020 >0,05	0,400±0,020 >0,05
Через 6 міс. р до вих.	0,470±0,010 <0,05	0,390±0,020 >0,05	0,400±0,020 >0,05	0,420±0,020 >0,05	0,390±0,020 >0,05
Через 1 рік р до вих.	0,470±0,020 <0,05	0,390±0,030 >0,03	0,400±0,010 >0,05	0,420±0,020 >0,05	0,400±0,010 >0,05

У табл. 5.26 і табл. 5.27 представлені результати визначення в ротовій рідині вмісту IgA і IgG.

Таблиця 5.26

Динаміка зміни вмісту IgA у ротовій рідині в пацієнтів до і після протезування, $M \pm m$, г/л

Час дослідження	Групи дослідження				
	1-ша	2-га	3-тя	4-га	5-та
До протезування	0,180±0,010	0,190±0,010	0,170±0,020	0,180±0,010	0,180±0,010
Через 7 діб	0,190±0,020	0,200±0,010	0,180±0,010	0,190±0,020	0,170±0,020
Через 1 міс.	0,220±0,010	0,210±0,010	0,190±0,020	0,190±0,020	0,170±0,020
Через 3 міс.	0,210±0,010	0,200±0,020	0,180±0,020	0,180±0,010	0,180±0,010
Через 6 міс.	0,230±0,010	0,200±0,020	0,180±0,020	0,170±0,010	0,180±0,010
Через 1 рік	0,210±0,020	0,200±0,010	0,180±0,010	0,170±0,020	0,180±0,020

Таблиця 5.27

Динаміка зміни змісту IgG у ротовій рідині в пацієнтів до й після протезування, $M \pm m$, г/л

Час дослідження	Групи дослідження				
	1-ша	2-га	3-тя	4-та	5-та
До протезування	0,680±0,020	0,590±0,030	0,700±0,020	0,650±0,020	0,670±0,020
Через 7 діб	0,730±0,030	0,620±0,010	0,730±0,030	0,740±0,030	0,700±0,030
Через 1 міс.	0,880±0,020	0,690±0,020	0,760±0,020	0,720±0,020	0,700±0,030
Через 3 міс.	0,800±0,040	0,660±0,010	0,730±0,030	0,660±0,030	0,650±0,040
Через 6 міс.	0,820±0,030	0,620±0,020	0,720±0,020	0,650±0,040	0,560±0,020
Через 1 рік	0,750±0,020	0,600±0,010	0,700±0,010	0,620±0,030	0,520±0,030

Із цих даних видно, що в процесі протезування у хворих відбулося збільшення вмісту IgG на 7-му добу і через 1 міс. после протезування. Однак у той час, як у протезоносіїв акрилових протезів рівень IgG підвищений протягом усього спостереження, у хворих, запротезованих безакриловими протезами, рівень IgG перебуває в межах вихідних значень.

Аналогічна динаміка зміни вмісту IgA у ротовій рідині протезоносіїв, що свідчить про прояв більш вираженої захисної антимікробної реакції організму пацієнта після протезування безакриловими протезами.

5.3. Клінічні приклади ефективності обраного методу протезування частковими пластинковими протезами

Проведені клінічні й клініко-лабораторні дослідження продемонстрували, що тканини порожнини рота по-різному реагують на акрилові й безакрилові зубні протези.

Застосування протезів із сополімерів, оброблених у плазмі тліючого розряду, дозволяє зменшити тяжкість, кількість спричинюваних ними протезних стоматитів.

Саме про це свідчать наведені нижче виписки з історій хвороб пацієнтів, запротезованих розробленою нами конструкцією знімних зубних протезів.

1. Хворий П., 1961 р. н. Іст. хвороби № 5755 (рис. 5.14). До конструктивних особливостей даного протеза, крім зменшення площі базису, належать елементи пластмасового орального кламера, що дозволяє перерозподілити навантаження, шинувати опорні зуби.

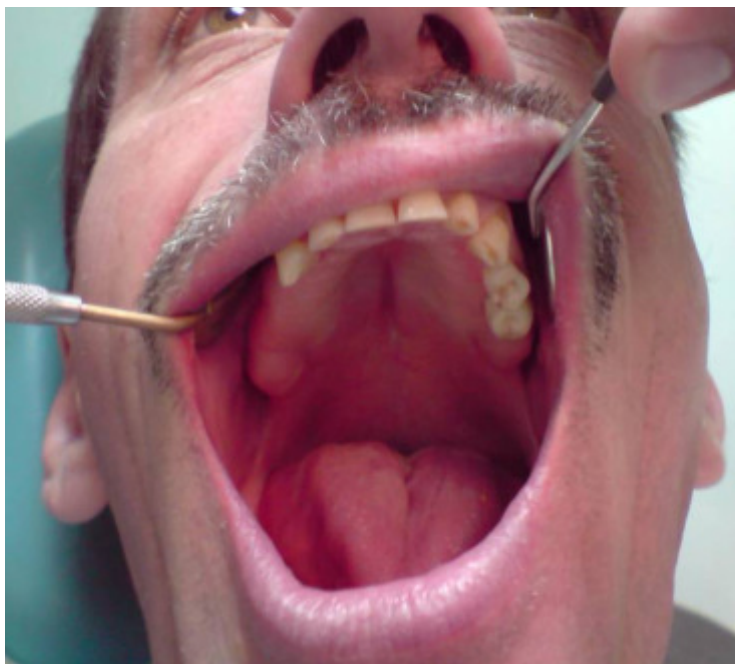


Рис. 5.14 Хворий П. до протезування

Після накладання протеза (рис. 5.15) було проведено ряд досліджень, результати яких представлені нижче.



Рис. 5.15 Зовнішній вигляд протеза

Результати досліджень мікробіоценозу пацієнта П. представлені в табл. 5.28.

Результати проведення проби Шиллера – Писарева (од.): до протезування – 2,0; через 1 міс. – 2,1; через 3 міс. – 2,2; через 6 міс. – 2,2; через 1 рік – 2,1.

Таблиця 5.28

Результати дослідження обсіменіння протеза в пацієнта П.,
історія хвороби № 5755, кол./см²

Терміни спостережень	1-ша доба	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.
Види мікрофлори					
Стрептококи	10 ²	10 ⁷	10 ⁶	10 ⁵	10 ⁵
Пародонтопатогенні види мікроорганізмів	0	0	10 ²	10 ²	0
Резидентна флора	10 ²	10 ⁴	10 ⁸	10 ⁹	10 ⁷
Сапрофітна флора	10 ²	10 ³	10 ⁶	10 ⁶	10 ⁸
Гриби роду <i>Candida</i>	0	10 ²	10 ²	0	0

Результати дослідження структури і морфології епітелію представлені в табл. 5.29.

Таблиця 5.29

Результати дослідження динаміки змін у структурі епітеліоцитів епітелію протезного ложа у хворого П., історія хвороби № 5755, клітин

Терміни спостережень	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.	1 рік
Групи клітин					
Парабазальні	0	2	3	3	1
Проміжні	29	61	59	55	58
Поверхневі	11	29	34	42	41

Естетичні результати протезування представлені на рис. 5.16. Адаптація протеза зайняла 3 доби, після 1 корекції, хворий не пред'являв скарг на дискомфорт, болю при користуванні протезом, були відсутні також інші супровідні скарги.

Отже, ми не відзначали явищ протезного стоматиту вже через добу після початку адаптації до протеза. У хворого були відсутні як запальні явища на слизовій оболонці, так і суб'єктивні скарги.



Рис. 5.16 Хворий П. після протезування, корекції й адаптації до протеза

2. Хвора Д., 1950 р. н. Іст. хвороби № 5747. Конструктивна особливість даного протеза, крім введення в конструкцію пластмасового опорно-утримуючого кламера, що дозволяє перерозподілити навантаження як на слизову оболонку, так і на опорні зуби, – те, що площа базису зменшена вдвічі порівняно з акриловим пластинковим протезом.

Після накладання протеза (рис. 5.17) було проведено ряд досліджень, результати яких представлені нижче.

Результати досліджень мікробіоценозу пацієнтки Д. ілюструє табл. 5.30.



Рис. 5.17 Зовнішній вигляд протеза

Результати проведення проби Шиллера – Писарєва (од.): до протезування – 2,0; через 1 міс. – 2,22; через 3 міс. – 2,25; через 6 міс. – 2,25; через 1 рік – 2,15.

Результати дослідження структури і морфології епітелію представлені в табл. 5.31.

Таблиця 5.30

Результати дослідження обсіменіння протеза у пацієнтки Д.,
історія хвороби № 5747, кол./см²

Терміни спостережень	1-ша доба	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.
Види мікрофлори					
Стрептококи	10 ³	10 ⁶	10 ⁷	10 ⁶	10 ⁶
Пародонтопатогенні види мікроорганізмів	0	0	10 ²	10 ²	0
Резидентна флора	10 ²	10 ³	10 ⁷	10 ⁸	10 ⁶
Сапрофітна флора	10 ³	10 ²	10 ⁵	10 ⁷	10 ⁷
Гриби роду <i>Candida</i>	0	10 ²	10 ²	0	0

Таблиця 5.31

Результати дослідження динаміки змін у структурі епітеліоцитів епітелію протезного ложа в пацієнтки Д., історія хвороби № 5747, клітин

Терміни спостережень	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.	1 рік
Групи клітин					
Парабазальні	0	1	2	3	2
Проміжні	32	59	57	57	61
Поверхневі	12	33	38	40	39

Естетичні результати протезування представлені на рис. 5.18.

Протягом перших трьох діб після початку носіння протеза у хворої спостерігалися незначної інтенсивності вогнища гіперемії в ділянці країв протезів. Наступного дня після фіксації протеза були призначені полоскання розчином «Ротокану». явища травматичного протезного стоматиту на третій день значно зменшилися, До п'ятої доби, після двох

корекцій, хвора не пред'являла скарг на дискомфорт, біль при користуванні протезом, були відсутні й інші супровідні скарги.



Рис. 5.18 Хвора Д. після протезування, корекції й адаптації до протеза

3. Хвора Д., 1946 р. н. Іст. хвороби № 3787. Звернулася до клініки з метою протезування. Об'єктивно дефект 2 класу 2 підкласу за Кеннеді. Було вирішено виготовити знімний пластинковий протез із поліпропілену. Конструктивна особливість даного протеза – наближення конструкції до дугових протезів. Мала кількість опорних зубів дозволяє виконати його з дугою із пластмаси шириною 16 мм. Для поліпшення фіксації кількість кламерів збільшена до трьох з використанням подвійної накладки замість четвертого кламера.

Після накладання протеза (рис. 5.19) було проведено ряд досліджень, результати яких представлені нижче.



Рис. 5.17 Зовнішній вигляд протеза через 1 рік після користування

Результати досліджень мікробіоценозу пацієнтки Д. представлені в табл. 5.32.

Результати проведення проби Шиллера – Писарева (од.): до протезування – 1,98; через 1 міс. – 2,20; через 3 міс. – 2,22; через 6 міс. – 2,24; через 1 рік – 2,19.

Таблиця 5.32

Результати дослідження обсіменіння протезів у пацієнтки Д.,
історія хвороби № 3787, кол./см²

Терміни спостережень	1-ша доба	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.
Види мікрофлори					
Стрептококи	10 ³	10 ⁸	10 ⁶	10 ⁵	10 ⁴
Пародонтопатогенні види мікроорганізмів	0	0	0	10 ³	0
Резидентна флора	0	10 ³	10 ⁷	10 ⁹	10 ⁸
Пробіотична флора	10 ²	10 ⁴	10 ⁵	10 ^{7,6}	10 ⁷
Гриби роду <i>Candida</i>	0	10 ²	10 ³	0	0

Результати дослідження структури і морфології епітелію представлені в табл. 5.33.

Таблиця 5.33

Результати дослідження динаміки змін у структурі епітеліоцитів епітелію протезного ложа у хворі Д., історія хвороби № 3787, клітин

Терміни спостережень	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.	1 рік
Групи клітин					
Парабазальні	0	1	2	3	2
Проміжні	29	62	55	54	65
Поверхневі	10	31	37	44	36

Адаптація протеза зайняла 2 доби, після 1 корекції, хвора не пред'являла скарг на дискомфорт, біль при користуванні протезом був відсутній, як і інші супровідні скарги. Проявів протезного стоматиту не спостерігали. Це свідчило на користь розробленої конструкції (зменшення площі базису) і біоінертності матеріалу.

4. Хвора Ч., 1962 р. н. Іст. хвороби № 2093 (рис. 5.20). Звернулася до клініки з метою протезування. Раніше (більше 5 років тому) протезувалася частковим пластинковим акриловим протезом, який не носить близько 3 років. Причина (зі слів пацієнтки) неможливість жування, біль і печіння в ділянці дистальних країв протеза. При об'єктивному огляді часткового акрилового протеза видимих порушень технології виготовлення (муару, пористості, необроблених країв) не виявлено.



Рис. 5.20 Хвора Ч. до протезування

На слизовій оболонці протезного ложа – високе прикріплення щічних вуздечок і тяжій. Було вирішено виготовити частковий пластинковий протез із поліпропілену.

Конструктивна особливість даного протеза – наявність подвійного еластичного пластмасового опорно-утримувального кламера і телескопічної конструкції з покривною коронкою, вбудованою в базис протеза.

Враховуючи, що 38 зуб був з низькою клінічною коронкою, зі складним анатомо-топографічним станом корневих каналів, що ускладнювало виготовлення опорної конструкції, він був реставрований склоіономерним цементом і підготовлений як телескопічна опора¹.

Після накладання протеза (рис. 5.21) було проведено ряд досліджень, результати яких представлені нижче.

Результати досліджень мікробіоценозу пацієнтки Ч. представлені в табл. 5.34.

¹ Дана конструкція захищена деклараційним патентом України 42634 «Телескопічна система фіксації знімних часткових протезів» [223], де дисертант – один із співавторів винаходу.



Рис. 5.19 Зовнішній вигляд протеза

Результати проведення проби Шиллера – Писарева (од.): до протезування – 1,97; через 1 міс. – 2,23; через 3 міс. – 2,21; через 6 міс. – 2,23; через 1 рік – 2,17.

Таблиця 5.34

Результати дослідження обсіменіння протезів у пацієнтки Ч.,
історія хвороби № 2093, кол./см²

Терміни спостережень	1-ша доба	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.
Види мікрофлори					
Стрептококи	0	10 ⁵	10 ⁶	10 ⁴	10 ⁴
Пародонтопатогенні види мікроорганізмів	0	0	10 ²	10 ³	0
Резидентна флора	10 ³	10 ⁵	10 ⁷	10 ⁸	10 ⁶
Пробіотична флора	0	10 ⁴	10 ⁵	10 ⁵	10 ⁶
Гриби роду <i>Candida</i>	0	10 ³	10 ³	0	0

Результати дослідження структури і морфології епітелію представлені в табл. 5.35.

Таблиця 5.35

Результати дослідження динаміки змін у структурі епітеліоцитів епітелію протезного ложа у хворі Ч., історія хвороби № 3787, клітин

Терміни спостережень Групи клітин	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.	1 рік
Парабазальні	0	1	2	3	2
Проміжні	29	62	55	54	65
Поверхневі	10	31	37	44	36

Адаптація протеза зайняла 4 доби, після трьох корекцій, хвора не пред'являла скарг на дискомфорт, біль при користуванні протезом, були відсутні й інші супровідні скарги. Слід зазначити, що в першу добу протез досить сильно «стискав» альвеолярний відросток, що потребувало додаткової психологічної корекції стану пацієнтки.

5. Хворий Б., 1951 р. н. Іст. хвороби № 1244 (рис. 5.22). Хворий звернувся з метою протезування. Раніше протезами не користувався. Опорні зуби мають 2 ступінь рухливості. Виготовлення мостоподібного протеза – не раціональне. Була запропонована конструкція пластинкового безакрилового протеза.



Рис. 5.22 Порожнина рота хворого Б. до протезування знімною конструкцією

У даній конструкції ми використали варіант дугового пластинкового протеза із плечем сили на дузі, подібно до бюгельних протезів. На відміну від раніше продемонстрованих конструкцій, ми виконали всі кламери як утримувальні – з метою розвантажити опорні зуби.

Після накладання протеза було проведено ряд досліджень, результати яких представлені нижче.

Результати досліджень мікробіоценозу пацієнта Б. наведено в табл. 5.36.

Результати проведення проби Шиллера – Писарева (од.): до протезування – 2,0; через 1 міс. – 2,25; через 3 міс. – 2,24; через 6 міс. – 2,22; через 1 рік – 2,19.

Результати дослідження структури і морфології епітелію представлені в табл. 5.37.

Таблиця 5.36

Результати дослідження обсіменіння протезів у пацієнта Б.,
історія хвороби № 1244, кол./см²

Терміни спостережень	1-ша доба	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.
Види мікрофлори					
Стрептококи	10 ³	10 ⁷	10 ⁶	10 ⁴	10 ⁶
Пародонтопатогенні види мікроорганізмів	0	0	10 ²	10 ²	0
Резидентна флора	10 ³	10 ⁴	10 ⁷	10 ⁸	10 ⁸
Пробіотична флора	10 ³	10 ³	10 ⁶	10 ⁵	10 ⁷
Гриби роду <i>Candida</i>	0	102	102	0	0

Таблиця 5.37

Результати дослідження динаміки змін у структурі епітеліоцитів епітелію протезного ложа в хворого Б., історія хвороби № 1244, клітин

Терміни спостережень	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.	1 рік
Групи клітин					
Парабазальні	0	2	1	2	1
Проміжні	36	59	59	48	67
Поверхневі	19	35	34	46	35

Адаптація до протеза відбувалася чотири дні й потребувала 4 корекцій (рис. 5.23). На нашу думку, це було пов'язане з підвищеним емоційним статусом пацієнта і низкою перенесених психологічних травм в анамнезі. Проте, при віддалених дослідженнях пацієнт підтвердив високий ступінь адаптації до протеза (рис. 5.24) і відсутність тривалого протезного стоматиту.



Рис. 5.2. Зовнішній вигляд протеза хворого Б.

Представлені виписки з історій хвороб продемонстрували відмінні клінічні результати лікування частковими знімними протезами із сополімеру поліпропілену за розробленою нами технологією виготовлення. Низький відсоток ускладнень у вигляді протезних стоматитів клінічно характеризується відсутністю змін на слизовій оболонці протезного поля при обстеженні як у безпосередній термін (через 1 добу, 7 днів і 1 міс.), так і у віддалений термін – 1 рік. Примітна досить швидка адаптація до протезів і стримана психоемоційна реакція на них у пацієнтів.



Рис. 5.24 Зовнішній вигляд порожнини рота хворого Б. після протезування

Резюме

Використання протезів із сополімеру ПП, оброблених у плазмі тліючого розряду, дозволяє в 100 разів знизити обсіменіння протезів грибами роду *Candida* у ранні терміни спостереження, а у віддалені – домогтися її повної відсутності на поверхні протеза. При загальному патогенному обсіменінні застосування цього виду протезування дозволяє досягти зменшення кількості колоній стрептококів в 10^3 разів. Отже, ПП протези справляють більш сприятливий вплив на мікробіоценоз порожнини рота завдяки збільшенню кількості колоній резидентної флори і зменшенню – патогенної. Саме завдяки цьому усувається мікробний фактор в етіології розвитку протезних стоматитів при використанні часткових пластинкових протезів, виготовлених за розробленою нами технологією.

Результати досліджень індексів дозрівання клітин епітелію слизової оболонки порожнини рота, узятих із протезного поля до і після протезування, свідчать про негативний вплив базисів акрилових протезів на епітелій слизової оболонки порожнини рота.

Протезування пацієнтів акриловими протезами призводить до стійких атрофічних процесів у епітеліальному шарі слизової оболонки протезного ложа, із практично не змінюваною сталістю співвідношення клітин і з істотним зсувом у бік збільшення кількості парабазальних клітин (у середньому в 10 разів), при зменшенні кількості поверхневих клітин удвічі.

При протезуванні найоптимальнішим був коефіцієнт дозрівання клітин епітелію слизової оболонки протезного ложа в ділянці протезного поля у хворих, протезированих протезами із сополімеру ПП "Tipplen R 359", обробленими в плазмі тліючого розряду. У таких пацієнтів кількість парабазальних клітин різко знижується вже через 1 міс. після протезування, а через 3 міс. спостерігається їх повне зникнення. Через рік ці клітини не зустрічаються зовсім, як у групи осіб до протезування. Що ж стосується проміжних і поверхневих клітин, то чітко простежується зміна пропорції проміжні/поверхневі клітини: у групі проміжних – у бік різкого зменшення – з $(61,0 \pm 4,1)$ до $(55,0 \pm 5,2)$, у групі поверхневих – у бік збільшення – з $(29,0 \pm 8,0)$ до $(37,0 \pm 4,7)$.

Отримані результати свідчать про негативний вплив акрилових протезів на тканини протезного ложа, а також про незначний негативний вплив нейлонових і поліпропіленових протезів, виготовлених за нашими методиками (негативні зміни становили лише від 6,3 до 19,0 % ЛКС-зсувів).

Також нами визначена значна ефективність застосування ЛКС-діагностики для визначення стану тканин протезного ложа, ефективності протезування знімними протезами.

Так, при одержанні великої кількості гідролітичних спектрів ми можемо прогнозувати негативний вплив протеза на тканини протезного ложа.

За результатами ЛКС-діагностики нами було отримане підтвердження раніше представлених висновків, що застосування протезів, виконаних за вдосконаленою нами технологією, дозволяє значно знизити негативний ефект на тверді й м'які тканини підпротезного простору.

Дослідження місцевого імунітету ротової порожнини (вміст лізоциму, секреторного імуноглобуліну А, імуноглобулінів А і G) протезоносіїв безакрилових знімних протезів не виявили вираженого токсико-хімічного впливу протезів на показники місцевої резистентності. Спостерігалася компенсаторна реакція гуморальних факторів резистентності у хворих з акриловими зубними протезами, що проявлялося в зниженні рівня лізоциму і підвищенні вмісту загального білка, секреторного імуноглобуліну А, імуноглобулінів А і G в слині на ранніх етапах протезування.

Результати дослідження свідчать про найбільш сприятливий вплив протезів із сополімеру ПП "Tipplen R 359", оброблених у плазмі тліючого розряду, на фактори місцевого імунітету ротової порожнини.

Проведені клінічні дослідження з апробації й порівняльної характеристики акрилових і безакрилових зубних протезів, виготовлених за різними методиками, показали, що протези, виготовлені із пластмаси «Ліпол», маючи високу пористість, через 6 міс. спостережень ніби «усмоктують» у себе елементи нальоту, що призводить до утворення плівки на поверхні протезів, яка є своєрідною матрицею для утворення нальоту, що погано піддається хімічній і механічній обробці (18,5 % хворих з коефіцієнтом гігієни 4 бали і вище для протезів з «Ліполу» і 16,2 % – для протезів із сополімеру ПП "Tipplen R 359"), що часто викликало нарікання лікарів-стоматологів ортопедів і гігієністів. Обробка протезів у плазмі тліючого розряду або використання безакрилового нейлону знижує

до мінімуму утворення зазначеної плівки і значно зменшує пористість протезів.

Показники гігієни протезів, що встановилися в терміні 6 міс., були визначальними для подальшої гігієни протезів і залишалися незмінними при спостереженні через 1 рік.

Показники проби Шиллера – Писарева у хворих із протезами, виготовленими із сополімеру ПП "Tipplon R 359" і обробленими в плазмі тліючого розряду, через 1 міс. з моменту фіксації протезів зростають із $(1,990 \pm 0,005)$ до протезування до $(2,180 \pm 0,005)$ од., зате в усі інші терміни спостережень цей показник залишається практично на тому ж рівні.

Цифровий показник нагромадження глікогену в слизовій оболонці у хворих, запротезованих протезами з нейлону, дуже близький за значенням до аналогічного в 5-й групі. Хоча в терміні 6 міс., 1 і 2 роки цей показник в 3-й групі підвищується до $(2,320 \pm 0,003)$ ум. од.

Рівень слиновиділення в пацієнтів, запротезованих протезами, виготовленими із сополімеру ПП за вдосконаленою нами технологією й обробленими в плазмі тліючого розряду, знижувався протягом 1 міс. після протезування до рівня $(0,11 \pm 0,01)$ мл/хв у 1-й групі або $(0,19 \pm 0,03)$ – у 5-й групі, а потім незначно підвищувався протягом 1 року в 1, 4, 3-й групах до вихідного рівня. У 5-й групі він відновлювався вже через 6 міс. після протезування.

При аналізі результатів вивчення рівня атрофії альвеолярних відростків, отриманих при застосуванні нейлонових протезів $(-1,580 \pm 0,102)$ мм, і при застосуванні протезів, виготовлених із сополімеру ПП "Tipplon R 359" $(-0,870 \pm 0,039)$ мм, через 1 рік після дослідження з'ясовано, що результати були значно краще (на 35,5 і на 70,8 %) порівняно з рівнем атрофії, спричиненим акриловими протезами.

Що стосується пацієнтів, запротезованих протезами за нашою технологією, обробленими в плазмі тліючого розряду, то рівень атрофії

становив через 3 міс. $(-0,650 \pm 0,029)$ мм, а через 1 рік – $(-0,880 \pm 0,040)$ мм, що становить лише 35,9 % від рівня атрофії акрилових протезів.

При дослідженні в пацієнтів з акриловими протезами показник міграції лейкоцитів був початково високим. Так, через 1 міс. підвищення становило 41,7 % від початкового рівня і зменшення через 1 рік – не більше 5,5 %.

Однак слід зазначити, що в 3-й і 4-й групах досліджень при тривалому носінні виникають процеси, які призводять до кількісного зменшення міграції лейкоцитів на 21,5 і 14,8 % відповідно, що свідчить про прихований негативний вплив протезів, які сприяють запальним процесам у слизовій оболонці протезного ложа в перші терміни спостережень і спричинюють хронічне запалення через 6 міс і 1 рік користування.

Результати проведених досліджень показують, що стійкість капілярів слизової оболонки при користуванні різними знімними пластинковими протезами має різну картину, однак відразу після протезування досить різко знижується.

Ці дані підтверджують отримані раніше клініко-лабораторні докази зниження кількості протезних стоматитів і пояснюють патогенез даного факту.

У свою чергу, зниження кількості й зменшення інтенсивності проявів протезних стоматитів дозволяють підвищити жувальну ефективність із $(21,50 \pm 0,45)$ до $(40,50 \pm 0,93)$ % порівняно із групами пацієнтів, запротезованих акриловими протезами, що підтвердили проведені нами дослідження.

Результати досліджень, описаних у даному розділі, опубліковані в цілому ряді наукових праць – [182; 216-229; 270; 272].

РОЗДІЛ 6

ОЦІНКА ЯКОСТІ ПРОФІЛАКТИКИ РОЗВИТКУ ПРОТЕЗНИХ СТОМАТИТІВ У ХВОРИХ З ОБТЯЖЕНИМ АНАМНЕЗОМ

Безакрилові протези, завдяки своїм технологічним характеристикам, мають перевагу для творчого вирішення різних клінічних проблем.

Як відомо, найскладнішою в клінічному плані є проблема токсично-алергічних стоматитів. Для вирішення даного завдання за час існування акрилових протезів запропоновано десятки рішень, серед яких золочення базису, заміна його на металічний, покриття фторопластом і застосування безбарвної пластмаси (розділ 1). Але, як свідчать самі автори, ефективність проведених заходів становить 50–75 %.

Для вирішення завдань досліджень нами була відібрана група пацієнтів, яким виконувалося знімне протезування, що мають обтяжений алергологічний статус, токсично-алергічний протезний стоматит в анамнезі. До цієї групи увійшов 21 пацієнт.

Група була розділена на 2 підгрупи (контроль і робочу). У контролі пацієнтам виготовляли бюгельні протези, на базисі яких наносили фторопластове ізоляційне покриття (9 осіб). Хворим другої групи виготовляли часткові пластинкові протези із сополімеру поліпропілену "Tipplene R 359" з подальшою обробкою в плазмі тліючого розряду (12 осіб).

6.1. Оцінка якості протезування і стани тканин протезного ложа у хворих з алергічним протезним стоматитом

Як показали результати клінічного спостереження при протезуванні бюгельними протезами, протезний стоматит виник у 2 (18,2 %) випадках. При протезуванні протезами з поліпропілену "Tipplene R 359",

обробленими в плазмі тліючого розряду, не спостерігалось жодного випадку виражених клінічних проявів токсично-алергічного стоматиту. Фаза адаптації до протезів у обох групах була подовжена, пацієнти часто сильніше акцентували увагу на протезі, ніж пацієнти без ускладненого алергічного статусу в анамнезі. В результаті пацієнти з протезом і "Tirplene R359" повністю адаптувалися до протеза в середньому до 6,2 доби, з бюгельним протезом – до 7,4 доби.

Результати клінічних і клініко-лабораторних досліджень даної категорії пацієнтів представлені в табл. 6.1.

Виходячи з результатів представлених досліджень, вміст білка в ротовій рідині пацієнтів, запротезованих за нашою технологією, коливався на рівні показників до протезування, хоча й був дещо вище норми. А в групі протезування бюгельними протезами вже на 14-ту добу підвищувався до рівня $(1,76 \pm 0,19)$ г/л, що на 10,7 % вище вихідного рівня. Однак у більш віддалений термін рівень білка знижувався, так і не досягши показника до протезування – $(1,61 \pm 0,11)$ г/л.

При дослідженні рівня лізоциму привертає увагу той факт, що до протезування рівень лізоциму у всіх пацієнтів цієї досліджуваної групи (хворих з обтяженим статусом) був нижче норми. У групі хворих, запротезованих бюгельними протезами, через 14 днів рівень лізоциму ставав ще нижчим – $(0,032 \pm 0,004)$ од./мл.

Таблиця 6.1

Результати клініко-лабораторних досліджень порожнини рота пацієнтів із середніми дефектами зубних рядів з обтяженим алергічним статусом

Вид клініко-лабораторного дослідження	Вміст білка, г/л		Рівень лізоциму, од./мл		Проба Шиллера – Писарєва, од.		Зміни рН слини	
	Бюгельний протез	Протез із "Tipplene R 359"	Бюгельний протез	Протез із "Tipplene R 359"	Бюгельний протез	Протез із "Tipplene R 359"	Бюгельний протез	Протез із "Tipplene R 359"
До протезування	1,59±0,11		0,049±0,004		1,665±0,004		6,74±0,05	
Через 14 діб	1,76±0,19	1,58±0,17	0,032±0,004*	0,046±0,002	2,032±0,007*	1,854±0,004*	5,85±0,08*	6,01±0,03*
Через 3 міс.	1,79±0,21	1,55±0,11	0,036±0,006	0,044±0,006	1,970±0,001*	1,865±0,006*	5,74±0,09*	6,12±0,07*
Через 6 міс.	1,68±0,17	1,54±0,05	0,040±0,002	0,051±0,003	1,905±0,008*	1,874±0,007*	5,34±0,07*	6,45±0,11*
Через 1 рік	1,61±0,11	1,59±0,10	0,045±0,009	0,058±0,007	1,856±0,002*	1,904±0,002*	5,84±0,10*	6,55±0,32

Примітка: * – $p < 0,05$.

З огляду на те, що рівень білка у даній групі був значно підвищений, це може свідчити про досить значуще хронічне запалення, яке в'яло перебігає в слизовій оболонці порожнини рота, що посилюється через вплив базису бюгельного протеза на тлі зниженого імунітету.

У групі пацієнтів, запротезованих протезами із пластмаси "Tirplene R 359", рівні лізоциму коливаються в межах показань до протезування, а у віддалений термін навіть незначно підвищуються до рівня $(0,058 \pm 0,007)$ од./мл.

Цікавими є результати проби Шиллера – Писарева з пародонта зубів, що залишилися. Хоча показання цієї проби при обтяженому алергічному статусі мають опосередковане значення, ми дослідили комплекс впливу носіння протеза на всі тканини протезного ложа.

У результаті цих досліджень помітно, що при застосуванні знімних протезів вміст глікогену при фіксації протеза спочатку збільшується в обох групах, однак при фіксації бюгельного протеза це підвищення більше значуще – $(2,032 \pm 0,007)$ од.

При спостереженні за пацієнтами в групі протезуванні сополімером поліпропілену показники проби Шиллера – Писарева коливалися в межах показника $(1,865 \pm 0,006)$ од.

Збільшення значень проби Шиллера – Писарева в групі протезування бюгельними протезами, на нашу думку, пояснюється впливом опорно-утримувальних кламерів на опорні зуби.

Вивчення зсувів рН у хворих, що мають токсично-алергічні стоматити в анамнезі, виявило не значний зсув у кислу сторону до протезування до рівня $(6,74 \pm 0,05)$.

Нами визначено, що в групі хворих, запротезованих бюгельними протезами, відзначається значний зсув рН до рівня $(5,34 \pm 0,07)$ через 6 міс., а через 1 рік він починає поступово відновлюватися. У групі хворих, запротезованих за запропонованою нами методикою, зниження рН хоч і відзначається, але воно незначне.

Зсув рН, на нашу думку, крім запальної реакції характеризує і вплив великого обсягу металу в порожнині рота, що супроводжує бюгельне протезування.

Отже, проведене нами дослідження показало, що при обтяженому алергічному статусі протезування запропонованою нами конструкцією протеза із сополімеру поліпропілену "Tirplene R 359", обробленою в плазмі тліючого розряду, знижує кількісно (на 18,2 %) ризик виникнення протезних стоматитів, а також чинить більш сприятливий стан на тканини протезного ложа.

У контексті вищезазначеного вважаємо за доцільне навести виписку з історії хвороби пацієнтки із групи хворих з обтяженим алергічним статусом.

Хвора А.-Т., 1988 р. н. Історія хвороби № 5041 (рис. 6.1). Звернулася зі скаргами на косметичний дефект, порушення мови. Два роки тому перенесла інфаркт; ІХС III Б. Раніше хвора протезувалася акриловими протезами. Зі її слів, через 2 тиж. у хворої виникало печіння під протезом, біль в ділянці базису протеза. Від носіння протеза хвора відмовилася.

З огляду на вік пацієнтки і супровідне захворювання, протезування незнімними косметичними конструкціями фронтального дефекту не уявлялося можливим. Було вирішено виготовити частинний пластинковий протез із сополімеру поліпропілену.

У даній конструкції ми зробили протез максимально легким з метою поліпшення розмовної адаптації й підвищення косметичності, збільшивши кількість кламерів до п'яти. З цією же метою використовували багатошарові штучні зуби.

Після накладання протеза (рис. 6.2) було проведено низку досліджень, результати яких представлені нижче.

Результати досліджень мікробіоценозу пацієнтки А.-Т. представлені в табл. 6.2.



Рис. 6.1 Хвора А.-Т. Вид порожнини рота до протезування.

Таблиця 6.2

Результати дослідження обсіменіння протезів у пацієнтки А.-Т.,
історія хвороби № 5041, кол./см²

Терміни спостережень	1-ша доба	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.
Види мікрофлори					
Стрептококи	0	10 ⁶	10 ⁶	10 ⁵	10 ⁶
Пародонтопатогенні види мікроорганізмів	0	0	10 ³	10 ³	0
Резидентна флора	10 ²	10 ⁴	10 ⁷	10 ⁹	10 ⁶
Стабілізувальна флора	10 ³	10 ⁴	10 ⁶	10 ⁶	10 ⁸
Гриби роду <i>Candida</i>	0	0	0	0	0

Результати проведення проби Шиллера – Писарева (од.): до протезування – 1,667; через 14 днів – 1,856; через 3 міс. – 1,871; через 1 рік – 1,905.



Рис. 6.2 Зовнішній вигляд протеза через 6 міс. носіння

Результати дослідження структури і морфології епітелію представлені в табл. 6.3.

Таблиця 6.3

Результати дослідження динаміки змін у структурі епітеліоцитів епітелію протезного ложа в хворої А.-Т., історія хвороби № 5041, клітин

Терміни спостережень Групи клітин	7-ма доба	1 міс.	3 міс.	6 міс.	1 рік
Парабазальні	0	1	1	2	2
Проміжні	36	62	63	51	63
Поверхневі	21	34	31	48	39

Адаптація до протеза відбувалася за п'ять днів із двома корекціями. Після закінчення термінів адаптації психологічний стан хворої покращився, вона перестала комплексувати через відсутність фронтальних зубів, відновилася мова.

Вищенаведене продемонструвало можливості знімного пластинкового протезування з ПП у конструктивному плані, практично при всіх дефектах зубних рядів, що підлягають знівному протезуванню, вказують на його високу біологічну індиферентність і кращу, порівняно з акриловими протезами, біологічну адаптивність.

6.2. Оцінка методів профілактики розвитку протезних стоматитів і швидкості адаптації у хворих з повною відсутністю зубів

Проблема протезних стоматитів особливо гостро проявляється при протезуванні хворих з повною вторинною адентією. З однієї сторони, це пов'язане з частою зміною знімних протезів, з іншої – з великою площею базису протеза, утворенням під ним парникового ефекту і рядом інших причин.

Відомо, що протези з термопласту через деяку їхню еластичність застосовуються для повного протезування тільки у випадках неможливості інших альтернативних видів протезування. Ми провели порівняльне дослідження впливу на розвиток протезних стоматитів у даної групи пацієнтів протезування повними знімними протезами, виготовленими за зазначеною вище технологією, і групи пацієнтів із протезами з безбарвної пластмаси при приблизно однакових анатомо-фізіологічних умовах (Келлер, Шредер 1, Суплі 1 або 2).

Загальна кількість таких пацієнтів становила 41 чоловік у групі з протезами з безбарвної пластмаси і 46 – у групі пацієнтів, запротезованих протезами із пластмаси "Tirplene R 359", обробленими в плазмі тліючого розряду (рис 6.3, 6.4).

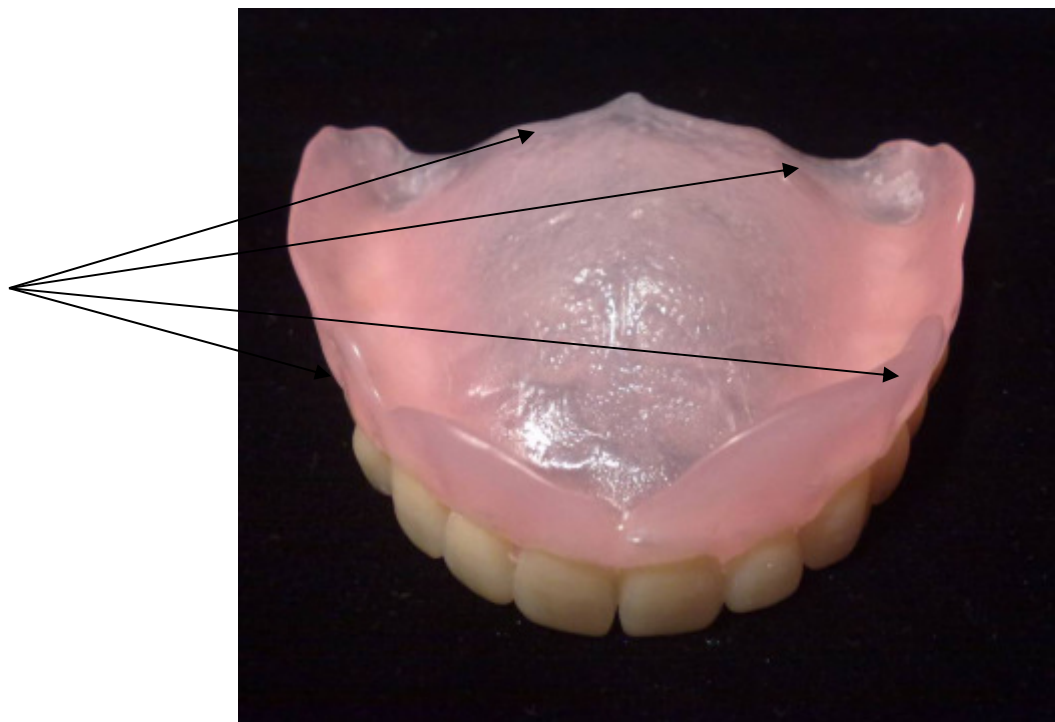


Рис. 6.3 Повний знімний верхній протез із пластмаси "Tipplene R 359", оброблений у плазмі тліючого розряду. Посилення клапанної зони показано стрілками



Рис. 6.4 Повний знімний нижній протез із пластмаси "Tipplene R 359", оброблений у плазмі тліючого розряду

У зв'язку із проблемною клапанною зоною протезів з термопластів нами проводилося стовщення базису протеза по буферних зонах по Гаврилову, що дало можливість підсилити замикальний клапан даного виду знімного протеза.

Як показали клінічні спостереження у хворих, запротезованих протезами, виготовленими за нашою методикою, явищ стоматитів не виникало (рис. 6.5), а при протезуванні протезами з акрилової безбарвної пластмаси протезний стоматит діагностовано в 7 (17,1 %) випадках (рис. 6.6).

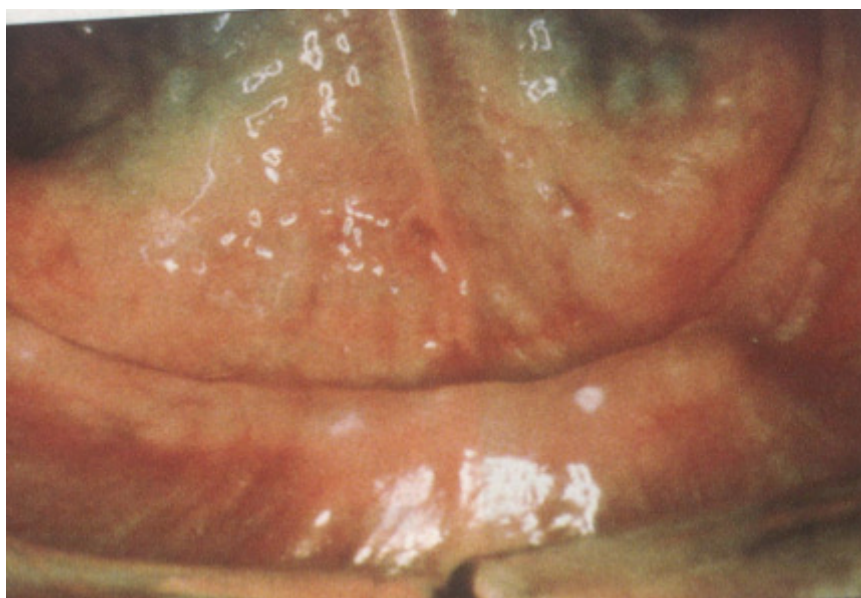


Рис. 6.5 Стан порожнини рота хворого Ш., запротезованого зубними протезами із пластмаси "Tirplene R 359" (1 міс. після накладання протеза. Історія хвороби № 0179/03)

Також досить показовими є результати швидкості адаптації до повних знімних протезів, які хоч і опосередковано, але досить істотно демонструють незначні прояви протезних стоматитів.

Дані про повноту і швидкість адаптації досліджувалися до фіксації протеза, через 1, 2 і 8 діб з моменту фіксації протеза.



Рис. 6.6 Стан порожнини рота хворої Р., запротезованої акриловими зубними протезами (1 міс. після накладання протеза. Історія хвороби № 0181/03)

При огляді слизової протезного ложа в пацієнтів групи порівняння (протези з безбарвної пластмаси) через 1 добу після накладання протеза спостерігалися ділянки мацерації, однак сама слизова була лише незначно гіперемійована. У кожного з пацієнтів протягом перших трьох днів було проведено від 2 до 4 корекцій протеза.

Основним критерієм якості і швидкості адаптації до протезів ми вважали терміни «звикання» пацієнтів до протезів, що включали як відсутність скарг на болі з боку слизової оболонки порожнини рота, так і відновлення функції мови, жування, «ефект сприйняття протеза» [230–232].

На основі досліджень, проведених у цій сфері раніше [233–234], пацієнтів нашої групи дослідження розділили на три психоемоційні групи: спокійні (28 осіб), неспокійні (29) і тривожні (30), які були рівномірно розподілені по групах дослідження.

Результати досліджень наведені на діаграмах (рис. 6.7–6.9).



Рис. 6.7 Залежність динаміки адаптації до повних знімних пластинкових протезів від виду протезів у пацієнтів, віднесених до групи «спокійних» за характером адаптації



Рис. 6.8 Залежність динаміки адаптації до повних знімних пластинкових протезів від виду протезів у пацієнтів, віднесених до групи «неспокійних» за характером адаптації

Клінічні спостереження і результати наукових досліджень показали, що застосування протезів, виготовлених за нашою технологією, дозволяє різко поліпшити адаптацію до протезів, знімає психоемоційне напруження в групі пацієнтів з лабільною психікою і дозволяє виконати

протезування повними знімними зубними протезами на цілком іншому, якіснішому рівні.

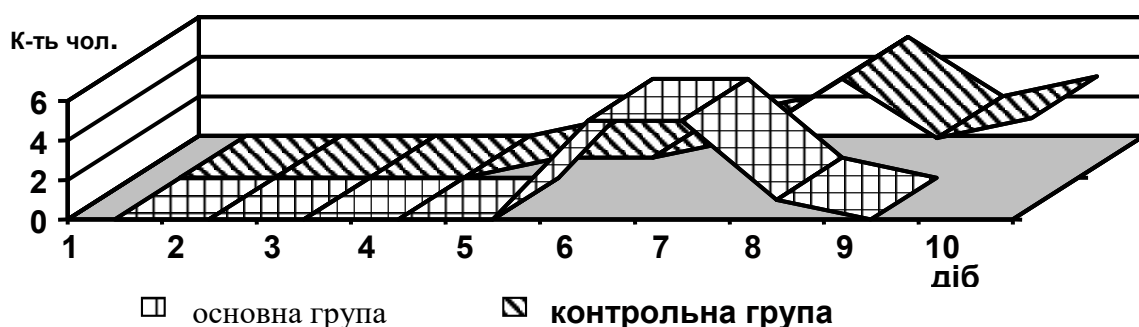


Рис. 6.9 Залежність динаміки адаптації до повних знімних пластинкових протезів від виду протезів у пацієнтів, віднесених до групи «тривожних» за характером адаптації

6.3. Оцінка методів профілактики розвитку протезних стоматитів у психічно хворих осіб

Сьогодні психічно хворі протезуються за тими ж Протоколами ортопедичного лікування, що й психічно здорові пацієнти [233]. Протезування важко виліковного пародонтиту, швидка атрофія щелепних кісток, сухість порожнини рота при протезуванні традиційними акриловими пластинковими протезами із гнутими дровими кламерами призводять до ускладнення патологічного стану твердих і м'яких тканин протезного ложа, що, в свою чергу, спричинює відмову від користування протезами в даній категорії хворих.

Виходячи з вищесказаного, ми розробили і провели клінічну апробацію конструкції протеза, який дозволив би мінімізувати негативний

вплив його частин на підлеглі тверді й м'які тканини протезного поля в психічно хворих.

Розроблена нами конструкція складається з каркаса, виготовленого із сополімеру ПП "Tipplen R 359" подібно до каркаса бюгельного протеза, опорно-утримувальних кламерів і ретенційних сідел із цього ж матеріалу, базису, виготовленого з акрилової пластмаси, пластмасових штучних зубів, фіксованих на базисі.

На рис. 6.10 представлений загальний вид запропонованого комбінованого знімного протеза.

Запропонований знімний комбінований протез виготовляється в такий спосіб.

На першому клінічному етапі лікар знімає три альгінатних відбитки, за якими відливають дві моделі для фіксації в оклюдатор, і одну робочу модель, що дублює протезне ложе.

Після виготовлення прикусних валиків і визначення центральної оклюзії дві моделі фіксуються в оклюдатор.

На третій моделі проводять моделювання каркаса протеза з воску за методикою, прийнятої для бюгельного протезування, замінюють віск на сополімер ПП методом литтьового пресування. Таким чином, одержують термопластичний каркас, який перевіряють у клініці. На моделі, фіксованій в оклюдаторі, проводять воскове моделювання базису, постановку штучних зубів, перевірку в клініці, заміну воску на акрилову пластмасу, обробку і полірування протеза.

Застосування протеза в клініці було підтверджено клінічними даними на 87 психічно хворих пацієнтах, які були розділені на три групи, залежно від виду протезування.

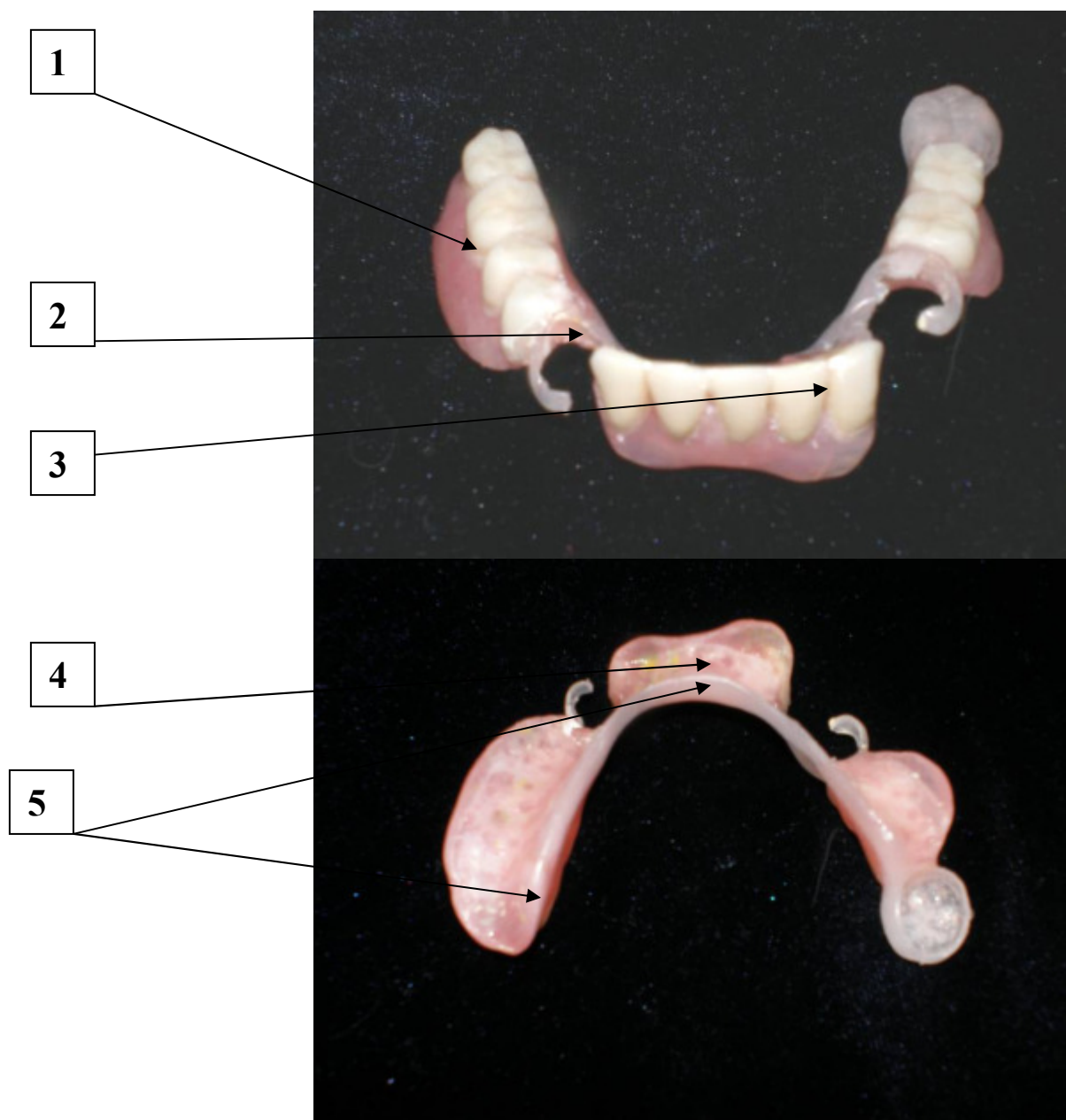


Рис. 6.10 Конструкція знімного комбінованого (акрилово-поліпропіленового) протеза: 1 – базис акриловий; 2 – кламер опорно-утримувальний; 3 – штучні зуби; 4 – ретенційні сидла; 5 – каркас із сополімеру ПП

Для оцінки якості протезування і стани тканин протезного ложа ми застосували такі широко відомі методики дослідження, як визначення стійкості капілярів слизової оболонки протезного поля і пробу Шиллера – Писарева для оцінки стану опорних зубів.

Із представлених у табл. 6.4 даних видно, що в день фіксації зубних протезів максимальне значення стійкості капілярів відзначено в пацієнтів I групи (з акриловими протезами) – $(131,20 \pm 0,76)$ с.

Таблиця 6.4

Визначення стійкості капілярів у психічно хворих, $M \pm m$, с

Групи	Терміни спостережень					
	До протезування	7 діб	30 діб	1 рік	2 роки	3 роки
I – хворі з акриловими протезами	$131,20 \pm 0,76$	$132,54 \pm 1,52$	$132,55 \pm 2,45$	$132,30 \pm 0,97$	$130,00 \pm 0,81$	$128,20 \pm 1,40^*$
II – хворі з протезами із полістиролу	$126,30 \pm 2,49$	$124,07 \pm 1,99$	$125,10 \pm 2,65$	$118,70 \pm 2,11^*$	$118,00 \pm 2,09^*$	$115,05 \pm 1,77^*$
III – хворі з протезами комбінованої конструкції	$126,40 \pm 2,50$	$124,80 \pm 2,54$	$119,55 \pm 3,00^*$	$111,99 \pm 1,52^*$	$114,58 \pm 2,01^*$	$112,07 \pm 2,77^*$

Примітка: * – розбіжності з вихідним рівнем статистично достовірні ($p < 0,05$).

Показники в II групі – $(126,30 \pm 2,49)$ с, в III – $(126,4 \pm 2,5)$ с істотно не відрізняються від показника I групи. Це може бути пов'язане з хронічними і запальними процесами, що перебігають у слизовій оболонці в даній категорії хворих.

Через 1 тиж. і 1 міс. користування протезами стійкість капілярів слизуватої оболонки у всіх досліджуваних групах значно не змінилася.

Цифрові показники стійкості капілярів у хворих I групи протягом трьох років мали найбільш незначну тенденцію до зниження – $(132,30 \pm 0,97)$; $(130,00 \pm 0,81)$; $(128,20 \pm 1,40)$ с відповідно.

Показники стійкості капілярів в II групі досліджуваних хворих також протягом першого року користування протезами знизилися незначно, а через рік зниження було відчутним – $(118,7 \pm 2,11)$ с. Зниження показників в III групі відбувалося плавно і значно: з показника в $(124,80 \pm 2,54)$ с через 7 діб користування протезом до $(111,99 \pm 1,52)$ с – через 1 рік. Протягом терміну служби (3 роки) цей показник залишався стабільним у межах показника через 1 рік.

Отримані дані свідчать про значно менший негативний вплив базисів знімних протезів в II й III групах, що пояснюється відсутністю мономера в II групі досліджень і особливостями конструкції (значно менша площа базису, опорно-утримувальні кламери) у III групі дослідження.

Результати проби Шиллера – Писарева представлені в табл. 6.5. Із представлених даних видно, що показники проб у всіх груп хворих до протезування практично однакові ($p > 0,05$).

Показники проб у хворих із протезами, виготовленими за розробленою нами конструкцією і технологією, через 1 тиж. від моменту фіксації протезів зростають – з $(2,01 \pm 0,05)$ до $(2,18 \pm 0,05)$ од.; але в усі інші терміни спостережень цей показник залишається практично на тому ж рівні.

Показники проб Шиллера — Писарева в II групі відрізняються від попередніх показників. Через 7 діб користування знімними протезами цифровий показник різко зростає – з $(2,05 \pm 0,04)$ до $(2,65 \pm 0,04)$ од. Протягом усього терміну спостережень цей показник залишається на досить високому, хоча й стабільному рівні.

Таблиця 6.5

Результати проби Шиллера – Писарева на слизовій оболонці психічно хворих користувачів знімних протезів, $M \pm m$, од.

Групи спостереження	Терміни спостережень					
	До протезування	7діб	30 діб	1 рік	2 роки	3 роки
I – хворі з акриловими протезами	$2,01 \pm 0,05$	$2,18 \pm 0,05^*$	$2,23 \pm 0,05^*$	$2,21 \pm 0,05^*$	$2,12 \pm 0,04$	$2,13 \pm 0,04^*$
II – хворі з протезами з поліпропілену	$2,05 \pm 0,04$	$2,65 \pm 0,04^*$	$2,57 \pm 0,04^*$	$2,53 \pm 0,06^*$	$2,49 \pm 0,07^*$	$2,50 \pm 0,05^*$
III – хворі з протезами комбінованої конструкції	$2,07 \pm 0,05$	$2,18 \pm 0,05^*$	$2,86 \pm 0,05^*$	$2,73 \pm 0,05^*$	$2,65 \pm 0,05^*$	$2,73 \pm 0,06^*$

Примітка: * – розбіжності з вихідним рівнем статистично достовірні ($p < 0,05$).

Показники проби Шиллера — Писарева на слизовій оболонці у хворих III групи через 1 міс. спостережень $(2,65 \pm 0,05)$ од. дуже схожі з такими в II групі – $(2,57 \pm 0,04)$ од., хоча на останніх термінах спостережень цей показник в III групі залишається на більш високому рівні – $(2,73 \pm 0,06)$ од.

Отримані результати свідчать про сприятливіший для пародонта вплив конструкційних фіксуєчих елементів протезів в II й III групах на опорні зуби.

Запропонована конструкція має високу функціональну цінність завдяки передачі жувального тиску більш природним способом – через опорні зуби і слизову оболонку; високу естетичність через відсутність металічних включень; комфортність у користуванні, завдяки легкості й еластичності каркаса, через відсутність базису, що закриває протезне ложе; високу міцність каркаса і базисів, завдяки наявності ретенційних сидел; можливість необхідної кількості перебазувань, що особливо актуально при лікуванні хворих із захворюваннями пародонта і психічно хворих осіб; відносно низьку собівартість для зазначеного типу протезування (що також актуально в цій соціально складній групі пацієнтів).

Резюме

Більше глибоке клінічне вивчення стану твердих і м'яких тканин протезного ложа у категорії хворих, схильних до розвитку протезних стоматитів, показало, що застосування протезів за розробленою нами технологією дозволяє уникнути розвитку протезних стоматитів практично у всіх досліджуваних пацієнтів.

Запропоновані конструкції мають високу функціональну цінність завдяки передачі жувального тиску більше природним способом – через опорні зуби і слизову оболонку; високу естетичність через відсутність металічних включень; комфортність у користуванні, завдяки легкості й еластичності каркаса, через відсутність базису, що закриває протезне ложе; високу міцність каркаса і базисів, завдяки наявності ретенційних сидел; можливість необхідної кількості перебазувань, що особливо актуально при лікуванні хворих із захворюваннями пародонта і психічно хворих осіб;

відносно низьку собівартість зазначеного типу протезування (що неабияк важливо в цій соціально складній групі пацієнтів).

Результати досліджень, представлених у роботі, освітлені в публікаціях: [236–239; 250; 266–267; 270; 276].

АНАЛІЗ І ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

У практиці ортопедичної стоматології одне із найвідповідальніших місць належить пластинковому протезуванню. Часто пластинкові знімні протези в силу соматичних захворювань пацієнта і виду дефекту стають єдиним видом раціонального протезування. Якість такого протезування важлива ще й через соціальну затребуваність цього виду стоматологічної допомоги.

Однак цей вид протезування досить часто ускладнюється протезним стоматитом, причинами якого є як механічна травма твердим базисом, так і токсичний вплив продуктів неостаточної полімеризації протеза.

Протезні стоматити не тільки ускладнюють користування протезом, а й часто призводять до соматичних ускладнень і, як результат – повної відмови від протезування.

Своїї актуальності проблема протезних стоматитів не втрачає вже майже 100 років, із часу широкого впровадження пластинкових протезів.

Удосконалювання матеріалознавчої бази, досягнення хімії полімерів дозволяють сьогодні цілком по-новому подивитися на цю невирішену до сьогодні проблему.

Протягом останніх 70 років у світовій стоматологічній практиці превалює знімне зубне протезування, яке використовує переважно акрилові пластмаси, що довели своє право на життя простотою у виготовленні, дешевизною й досить високою функціональною цінністю.

Однак акрилові протези мають ряд істотних недоліків, серед яких: токсична й алергізуюча дія вільного мономера метилметакрилату, часті поломки протезів, травмування кламером протеза твердих тканин опорних зубів тощо.

Поява в останні десятиліття безакрилових протезів запропонувала шляху можливого рішення проблеми, але такі протези мають також низку

недоліків: висока вартість, складність у роботі, висока пористість поверхні, низька гігієнічність.

На вирішення проблеми профілактики протезних стоматитів і розробку концепції біоінертного доступного протезування спрямовані дослідження, проаналізовані в даній роботі.

З огляду на вищесказане, ми побудували дослідження таким чином, щоб, з одного боку, вивчити можливість застосування раніше запропонованих, апробованих підходів, з іншого боку – розробити й удосконалити технології виготовлення протезів, використання яких з теоретичної точки зору цілком обґрунтоване. Водночас головним підсумком роботи, як видно з поставленої мети й завдань, повинні стати практичні рекомендації, засновані на комплексному вивченні в клініці біохімічних, імунологічних, морфологічних, мікробіологічних характеристик в осіб, що потребують протезування частковими знімними протезами з метою лікування і профілактики протезних стоматитів.

Такі дослідження мають забезпечити індивідуальний підхід до проведення профілактичних і лікувальних заходів запальних явищ в ділянці протезного ложа й підвищити ефективність знімного протезування в цілому.

Для вирішення поставленого завдання нами проведено статистичне дослідження надання стоматологічної ортопедичної допомоги населенню Одеської області з метою перенесення даних на загальнодержавний рівень. Отримані нами дані корелюють з роботами професора В. А. Лабунця [240] – табл. 7.1, 7.2.

Таблиця 7.1

Кількість дорослого населення Одеси, яким необхідно виготовити знімні зубні протези, на 1000 обстежених (стандартизовані показники), $M \pm m$, осіб (за даними В. А. Лабунця, 2006)

Види протезів	Вікові групи, років					Усього
	30–34	35–44	45–54	55–64	65 і старше	
Один частковий знімний протез	6,32±0,38	4,01±0,34	32,67±1,58	39,21±1,78	127,65±6,04	20,33 ±1,04
Два часткових знімних протези	–	8,03±0,67	65,63±3,11	117,64 ±5,28	184,39±8,21	35,06 ±1,79
Один бюгельний протез	25,31±1,12	48,19±2,13	45,75±2,21	58,82±2,84	42,55±2,04	24,54 ±1,17
Два бюгельних протези	25,31±1,09	28,11±1,11	45,75±2,17	49,01±2,28	49,64±2,14	21,07 ±1,01
Повні й частковий знімний протези	–	–	–	14,60±0,51	14,18±0,48	2,80±0,08
Частковий і бюгельний протези	–	12,04±0,11	26,14±1,12	29,41±1,28	–	7,01 ±0,09

Таблиця 7.2

Кількість знімних зубних протезів, що підлягають виготовленню дорослому міському населенню України, на 1000 обстежених осіб (стандартизовані показники), $M \pm m$, шт. (за даними В.А. Лабунця, 2006)

Види зубних протезів	Вікові групи, років						
	20–24	25–29	30–34	35–40	45–54	55–64	65 і старше
Часткові пластинкові протези	-	-	2,01±0,01	35,28±1,21	145,98 ±7,31	270,10±13,11	470,24±22,21
Бюгельні протези	5,87±0,02	19,23±0,89	58,35±2,34	100,80 ±4,89	135,03±5,03	156,70±7,32	84,4±3,89

Порівнявши всі доступні й отримані нами дані, слід зробити висновок, що протезування частковими знімними протезами охоплює групи:

– 45–54 років (перевищення середнього показника на 37,7 % у групі з одним частковим знімним протезом, на 87,2 % – у групі із двома частковими пластинковими протезами, на 86,4 % – у групі з одним бюгельним протезом і, нарешті, на 117,1 % – у групі із двома бюгельними протезами);

– 55–64 років (перевищення середнього показника на 92,9 % у групі з одним частковим знімним протезом, на 235,5 % – у групі із двома частковими пластинковими протезами, на 139,7 % – у групі з одним бюгельним протезом, і, нарешті, на 115,9 % – у групі із двома бюгельними протезами).

Дані свідчать, що основна група осіб, які потребують виготовлення часткових знімних протезів, – це пацієнти у віці від 45 до 64 років. Аналогічні показники простежуються в роботах проф. В. А. Лабунця [238], де кількість осіб, які потребують часткових знімних протезів, становить 45,1 % від загальної кількості осіб, у виготовленні бюгельних протезів які потребують 52,1 % від цього показника.

Проведений ретроспективний аналіз свідчить, що основні групи носіїв часткових знімних протезів – особи в активному життєвому віці, що, за даними звітів страхових компаній Росії (країна обрана як максимально наближена до економіки України, яка разом з тим має вже достатній досвід роботи медичних страхових компаній) [241], становить до 72,5 % всіх застрахованих осіб. Саме тому розробка технології якісних і водночас не дорогих, функціонуючих тривалих строк (можливість перебазування й корекції з часом) протезів є особливо актуальною.

Незважаючи на негативну динаміку в кількості осіб, що протезуються, частка часткового знімного протезування залишається досить високою – не менше 45–50 % від загальної кількості протезів.

У середньому від 11,3 до 14,4 % часткових протезів на рік підлягають ремонту базису, від 14,5 до 17,8 % гнутих дротових кламерів потребують

ремонту й заміни протягом 1 року. Ці дані свідчать про один з недоліків акрилових протезів – їхню крихкість. Отже, одна з головних переваг цього виду протезування – доступність є відносною, тому що у вартість протеза при п'ятирічному терміні користування обов'язково слід включити ремонт протеза.

У розробці стратегії профілактики протезних стоматитів як основний нами було обрано етіопатогенетичний напрямок – усунення основних факторів, що спричинюють патологічний процес. Враховуючи, що основними факторами є: механічна травма твердим базисом, хіміко-токсичний вплив продуктами, що не вступили в хімічну реакцію, вплив додаткових хімічних продуктів пластмасової композиції (барвники, інгібітори та ін.), ми поставили завдання розробки й удосконалення матеріалу базису пластинкового протеза, що був би позбавлений зазначених недоліків, але був доступний для масового застосування.

Для реалізації цього завдання нами проводилося дослідження 90 експериментальних зразків з різних пластмас: акрилової, нейлону, сополімеру ПП «Ліпол», сополімеру ПП "Tipplon R 359" з різними варіантами барвника, а також на зразках матеріалу "Tipplon R 359", оброблених у плазмі тліючого розряду. Комплекс досліджень був таким:

1. Визначення санітарно-хімічних параметрів, що характеризують сополімер ПП марки "Tipplon R 359", у порівняльній характеристиці із сополімером ПП «Ліпол» – для визначення хімічної стійкості й біологічної безпеки матеріалів.

2. Визначення фізико-механічних порівняльних параметрів пластмас (стійкість в агресивних середовищах, виділення речовин на етапах стимуляції середовища порожнини рота та ін.) – для оцінки основних властивостей пластмас для виготовлення базисів знімних протезів.

Результати проведених фізико-механічних випробувань матеріалів «Ліпол» і "Tipplon R 359" указують на підвищені міцнісні характеристики цих матеріалів. Мінімальні значення усадки розроблених матеріалів

забезпечують високу прецизійність протезів, які виготовляються, що, у свою чергу, дозволяє уникнути значних припасувань і корекцій протезів. За результатами проведених досліджень, водопоглинання поліпропіленових матеріалів набагато нижче порівняно з акриловими пластмасами.

Дослідження з вивчення усадки зазначених матеріалів показали таке. Усадка сополімеру ПП "Tipplen R 359" становить $(1,8 \pm 0,2)$ %, що трохи нижче показника сополімеру ПП «Ліпол» – $(1,9 \pm 0,1)$ %, але значно менше усадки акрилових базисних пластмас.

В результаті визначення відносного подовження при розриві встановлено, що сополімер ПП "Tipplen R 359" по цьому показнику в 9 разів перевершує акрилові пластмаси, виходить, протези, виготовлені із цього матеріалу, зможуть витримувати набагато більші навантаження при експлуатації.

Отримані результати досліджень базисів пластмасових протезів показали значне поліпшення їх фізико-хімічних, фізико-механічних і біологічних якостей [242].

У роботах Чулака Л. Д. і Вальды В. В. використовувалася обробка протезів у плазмі тліючого розряду з метою оптимізації поверхні базисів акрилових протезів, що привело до поліпшення властивостей базисів протезів [210].

Результати проведених фізико-хімічних і санітарно-хімічних досліджень сополімерів ПП «Ліпол» і "Tipplen R 359" порівняно з найпоширенішою базисною пластмасою «Фторакс» переконливо доводять, що ці матеріали позбавлені основних недоліків акрилових базисних матеріалів, а саме: мають високий ступінь хімічної безпеки, підвищеними міцнісні характеристики; відрізняються низькою усадкою, що забезпечує високу точність протезів, а також незначне водопоглинання, що забезпечує їхню високу гігієнічність.

У результаті експериментальних досліджень нами був установлений оптимальний режим обробки сополімеру ПП із метою зниження високої

пористості ПП, що є одним з істотних недоліків при широкому застосуванні протезів із ПП. Після модифікації зразка сополімеру ПП протягом 60–70 хв при температурі 40–42 °С і щільності струму 50–60 мА/см² змочуваність поверхні експериментальних зразків сополімеру ПП "Tipplon R 359" збільшується в 2,8 разу, що дозволяє істотно знизити пористість поверхні цієї пластмаси при даному виді фізичної обробки.

Проведені дослідження дозволяють зробити висновок, що як матеріал для виготовлення знімних зубних протезів доцільніше використовувати сополімери, а не суміші поліпропілену з поліетиленом, через наявність в останніх вищевказаних домішок, які можуть істотно впливати на процеси, що відбуваються в порожнині рота в процесі експлуатації протезів.

Поява в спектрі зразків сополімерів "Tipplon R 359" після їхнього зберігання на повітрі інтенсивних смуг поглинання в ділянці 1710 см⁻¹, що належать до карбонільних груп, пояснюється тим, що кисень реагує з довгоживучими алкільними радикалами, утворюючи пероксидні радикали. Продукти окиснення під час експлуатації протезів дуже швидко розкладаються, не нагромаджуючись у скільки-небудь значних концентраціях.

Швидке окиснення сополімеру "Tipplon R 359" пов'язане з наявністю хромофорних груп, що утворюються під час процесів полімеризації або при переробці полімеру. Однак вони є нестабільними й розкладаються з виникненням алкокільних радикалів відповідно до реакцій, даючи як кінцеві продукти кетони. При вивченні спектрів "Tipplon R 359" було встановлено, що як в атактичному, так і в ізотактичному полімері 80 % від загальної кількості радикалів становлять радикал $-\text{CH}_2-\text{CH}(\text{CH}_2)-$ і 20 % – радикали $-\text{CH}_2-\text{C}(\text{CH}_3)-\text{CH}_2-$. У процесі експлуатації в помітній кількості нагромаджуються полієнові радикали, і спектр ЕПР перетворюється на синглет.

Випробування зразків із блок і суміші сополімерів "Tipplon R 359" у камері тепла і вологи, де було присутнє УФ-світло, показало, що відбувається розрив зв'язків і утворення зшивок.

Вивчення деструкції протезів на основі сополімеру "Tipplon R 359" методом ЕПР дало прямі докази утворення метильних, метиленових і кінцевих макрорадикалів при випробуванні на старіння, що спричинює швидке фотоокиснення з помітним погіршенням механічних та інших фізичних властивостей. При одержанні суміші, крім того, швидко зменшується молекулярна маса полімеру.

Практична апробація розробленої модифікації поліпропілену потребує клінічного застосування протезів із зазначених пластмас. Клінічні дослідження проводилися в 5 групах хворих (316 осіб), яким виготовляли часткові пластинкові протези.

Перша група (63 особи) – група контролю – пацієнти, яким виготовляли часткові пластинкові протези з акрилової пластмаси «Фторакс» методом литтєвого пресування.

Другу групу (64 особи) утворили пацієнти, запротезовані поліпропіленовими протезами із пластмаси «Ліпол» за методикою Э. Я. Вареса.

Третю групу (63 особи) – пацієнти, запротезовані протезами з нейлону за технологією "Valplast"

Четверту групу (63 особи) утворили пацієнти, запротезовані ПП протезами, виготовленими із сополімеру ПП "Tipplon R 359" за модифікованою нами технологією.

П'яту групу (63 особи) утворили пацієнти, запротезовані ПП протезами, виготовленими із сополімеру ПП "Tipplon R 359" з поверхнею, модифікованою в плазмі тліючого розряду.

Використання протезів із сополімеру ПП, оброблених у плазмі тліючого розряду, дозволяє в 100 разів знизити обсіменіння протеза грибами роду *Candida* у ранній термін спостереження, а у віддалений термін —

домогтися його повної відсутності на поверхні протеза. При загальному патогенному обсіменінні застосування цього виду протезування дозволяє домогтися зменшення кількості колоній стрептококів в 10^3 разів. Отже, ПП протези більш сприятливо впливають на мікробіоценоз порожнини рота завдяки збільшенню кількості колоній резидентної флори і зменшенню – патогенної.

Ці дані узгоджуються з дослідженнями, проведеними групою авторів під керівництвом Громова О. В. [265].

У рамках проведених досліджень проаналізована колонізація мікроорганізмами тканин протезного ложа до різних видів базисних термопластичних матеріалів.

У роботі було визначено, що ступінь колонізації мікроорганізмами тканин протезного ложа залежить від хімічного класу базисного матеріалу, причому найменший мікробний індекс виявлений при використанні базисного матеріалу на основі термопластів. Застосування цих матеріалів забезпечує значно нижчий рівень колонізації агресивними видами бактерій і грибами роду *Candida* порівняно з акриловими протезами, що є профілактикою виникнення ускладнень і підвищує якість ортопедичного лікування пацієнтів із вторинною частковою адентією.

Ступінь колонізації мікроорганізмами тканин протезного ложа в пацієнтів, що користуються протезами з поліпропілену, перебуває на рівні між етилвінілацетатом і нейлоном, що й відповідало отриманим нами даним.

Результати морфометрії епітелію слизової оболонки порожнини рота, взятого з протезного поля до і після протезування, доводять негативний вплив базисів акрилових протезів на епітелій слизової оболонки порожнини рота. Протезування пацієнтів акриловими протезами призводить до стійких атрофічних процесів у епітеліальному шарі слизової оболонки протезного ложа, з практично незмінною сталістю співвідношення клітин і з істотним зсувом у бік збільшення кількості парабазальних клітин (у середньому в 10 разів), при зменшенні кількості поверхневих клітин удвічі.

При протезуванні оптимальним було співвідношення клітин епітелію слизової оболонки порожнини рота (СОПР) в ділянці протезного поля у хворих, запротезованих протезами із сополімеру ПП "Tipplen R 359", обробленими в плазмі тліючого розряду. У цьому випадку кількість парабазальних клітин різко знижується вже через 1 міс. після протезування, а через 3 міс. спостерігається їхнє повне зникнення.

Через рік ці клітини не зустрічаються зовсім, як у групи осіб до протезування. Що ж стосується проміжних і поверхневих кліток, то чітко простежується зміна пропорції проміжні / поверхневі клітки: у групі проміжних – у бік різкого зменшення (з 64 до 38), у групі поверхневих – збільшення (з 28 до 60).

Також нами доведена значна ефективність застосування ЛКС-діагностики для визначення стану тканин протезного ложа, ефективності протезування знімними протезами.

Так, при одержанні великої кількості гідролітичних спектрів ми можемо прогнозувати негативний вплив протеза на тканини протезного ложа.

Також за результатами ЛКС-діагностики нами було отримане підтвердження раніше представлених висновків, що застосування протезів, виконаних за вдосконаленою нами технологією, дозволяє мінімізувати негативний ефект на тверді й м'які тканини підпротезного простору.

Комплексний клінічний аналіз ефективності протезування, проведений нами, установив, що сприятливий результат досяжний в 53 % пацієнтів, що користуються частковими акриловими пластинковими протезами, в 67 % – що використовують протези, виготовлені із ПП, в 71 % – що використовують протези з нейлону, в 73 % – що використовують протези із сополімеру ПП "Tipplen R 359" і в 79 % – у пацієнтів, що користуються протезами, виготовленими за вдосконаленою технологією.

Дослідження місцевого імунітету ротової порожнини (вміст лізоциму, SIg, Ig, Ig) протезоносіїв безакрилових знімних протезів не виявили

вираженого токсично-хімічного впливу протезів на показники місцевої резистентності. Спостерігалася компенсаторна реакція гуморальних факторів резистентності у хворих з акриловими зубними протезами, що проявлялося в зниженні рівня лізоциму й підвищенні вмісту загального білка, SIg, Ig, Ig у ротовій рідині на ранніх етапах протезування.

Зміну вмісту лізоциму в ротовій рідині протезоносіїв можна віднести за рахунок впливу механічного фактора і хімічного складу базису протеза, а також особливостей організму протезоносія. Механічний фактор (тиск базису протеза на слизову порожнину рота й альвеолярний відросток) за наявності знімних протезів присутній навіть при самій вельми вдалій конструкції протеза і бездоганному технічному його виконанні. Тому вплив механічного фактора завжди присутній у тому або іншому ступені, ліквідувати його неможливо, тому що жувальні зусилля передають навантаження через слизову оболонку за допомогою гінгіво-мускульного рефлексу [241].

Хімічна дія базису протеза обумовлена його складом. У хворих 1-ї групи, запротезованих акриловими протезами, на ранніх етапах протезоносійства відбувається вимивання залишкового мономера, що безпосередньо впливає на клітини слизової оболонки порожнини рота і клітинні елементи ротової рідини. При цьому відбувається порушення регенерації епітелію порожнини рота і трофіки підлеглих шарів, а також антибактеріальної активності нейтрофілів, що призводить до активізації сапрофітної мікрофлори і появи в порожнині рота патогенних штамів мікроорганізмів і грибів [244–245].

Саме мікроорганізми є домінуючим стимулятором для клітин – продуцентів SIg.

SIg – основний імуноглобулін антимікробного імунітету порожнини рота, що спричинює опсонізацію й аглютинацію мікроорганізмів, здійснюючи бактеріостатичну дію, запобігає адгезії мікроорганізмів до епітелію, нейтралізує бактеріальні токсини [244].

Результати дослідження свідчать про найбільш сприятливий вплив протезів із сополімеру ПП "Tipplon R 359", оброблених у плазмі тліючого розряду, на фактори місцевого імунітету ротової порожнини.

Проведені клінічні дослідження з апробації й порівняльної характеристики акрилових і безакрилових зубних протезів, виготовлених за різними методиками, показали, що протези, виготовлені із пластмаси «Лііол», маючи високу пористість, через 6 міс. спостережень ніби «всмоктують» в себе елементи нальоту, що призводить до утворення плівки на поверхні протезів, яка є своєрідною матрицею для утворення нальоту, що погано піддається хімічній і механічній обробці (18,5 % хворих з коефіцієнтом гігієни 4 бали і вище для протезів з «Ліполу»), що й викликало значні нарікання лікарів-стоматологів ортопедів і гігієністів. Обробка протезів у плазмі тліючого розряду або використання безакрилового нейлону зводить до мінімуму утворення зазначеної плівки і зменшує пористість протезів в 2,7 разу.

Показники гігієни протезів, що встановилися в термін 6 міс., були визначальними для подальшої гігієни протезів і залишалися незмінними при спостереженні через 1 рік.

Показники проби Шиллера – Писарева у хворих із протезами, виготовленими із сополімеру ПП "Tipplon R 359" і обробленими в плазмі тліючого розряду, через 1 міс. з моменту фіксації протезів зростають із $(1,990 \pm 0,005)$ до протезування до $(2,180 \pm 0,005)$, зате в усі інші терміни спостережень цей показник залишається практично на тому самому рівні.

Цифрові показники нагромадження глікогену в слизовій оболонці у хворих, запротезованих протезами з нейлону (3-тя група), незначно відрізняються від аналогічних показників в 5-й групі. Хоча через 1 рік цей показник в 3-й групі підвищується до значення $(2,100 \pm 0,005)$ порівняно з $(1,990 \pm 0,005)$ до протезування.

Рівень слиновиділення в пацієнтів, що користуються протезами, виготовленими із сополімеру ПП за вдосконаленою нами технологією й

обробленими в плазмі тліючого розряду, знижувався протягом 1 міс. після протезування до рівня $(0,11 \pm 0,01)$ мл/хв у 1-й групі або $(0,19 \pm 0,03)$ – у 5-й групі, а потім незначно підвищувався протягом 1 року в 1, 4, 3-й групах до вихідного рівня. У 5-й групі він відновлювався вже через 6 міс. після протезування.

При аналізі результатів зміни швидкості перебігу атрофічних процесів у тканинах протезного ложа через 1 рік користування протезами відзначили значну різницю в рівні атрофії кісткової тканини під протезами з акрилової пластмаси $(-2,450 \pm 0,142)$ мм, з нейлону – $(-1,580 \pm 0,102)$ мм і при застосуванні протезів, виготовлених із сополімеру ПП "Tipplen R 359" за вдосконаленою нами методикою – $(-0,880 \pm 0,040)$ мм.

Таким чином, швидкість атрофії альвеолярних відростків під протезами, виготовленими за нашою методикою, на 64,1 % менше швидкості атрофії при застосуванні акрилових протезів і на 14,3 % менше, ніж при застосуванні нейлонових. Наша думка щодо цього збігається з думкою деяких зарубіжних учених: причиною є достатня еластичність базису, відсутність вільних просторів під базисом акрилового протеза, що утворюються за рахунок появи ґрата при пакуванні пластмаси.

Результати проведених досліджень міграції лейкоцитів показують, що стійкість капілярів слизової оболонки при користуванні різними знімними пластинковими протезами має різну величину.

Так, акрилові протези спричинюють стійке порушення міцності судинного русла – стійкість капілярів становить відразу після накладення протеза $(31,20 \pm 0,76)$ с, а протези, виготовлені за вдосконаленою нами технологією й оброблені в плазмі тліючого розряду, приводять до відновлення оптимальних значень стійкості капілярів до $(52,70 \pm 1,01)$ с.

Застосування протезів із сополімеру ПП "Tipplen R 359" за вдосконаленою нами методикою дозволяє підвищити жувальну ефективність на 6,3 % $(40,5-34,2)$ у групі протезів з «легкими» дефектами (С) і на 19,4 %

(36,4–21,5) — у групі з «важкими» дефектами порівняно з групами пацієнтів, запротезованих акриловими протезами.

Запропоновані конструкції мають високу функціональну цінність завдяки передачі жувального тиску більш природним способом – через опорні зуби і слизову оболонку; високу естетичність через відсутність металевих включень; комфортність у користуванні, завдяки легкості й еластичності каркаса, через відсутність базису, що закриває протезне ложе; високу міцність каркаса і базисів, завдяки наявності ретенційних сідел; можливість необхідної кількості перебазувань, що особливо актуально при лікуванні пацієнтів із захворюваннями пародонта і психічно хворих осіб; відносно низьку собівартість зазначеного виду протезування, що особливо актуально для цієї соціально складної групи пацієнтів.

Використання протезів, виготовлених за даною технологією, застосовувалося нами в групах з обтяженим алергійним статусом, у пацієнтів із психічними захворюваннями і при виникненні протезних стоматитів за повної відсутності зубів.

Дослідження протезування групи психічно хворих осіб показали таке.

Останнім часом проблеми соматичного здоров'я психічно хворих осіб усе більше хвилюють учених і лікарів [245–247]. Стоматологічне здоров'я психічно хворих останніми роками також активно досліджується вченими, які довели зміни стану твердих і м'яких тканин порожнини рота, що відбуваються під впливом порушень ЦНС і препаратів, які впливають на нервову систему [237].

У переважної більшості хворих у досить молодому віці присутній певна форма хвороби пародонта: від тяжкої форми гінгівіту в більш молодих до генералізованого пародонтиту з утворенням патологічних ясенних карманів і втратою альвеолярної кістки – у дорослішому віці [249].

Дослідження підтвердили, що в психічно хворих часто розвивається виразковий гінгівіт і виникає значне руйнування тканин пародонта в ранні роки (при захворюванні в дитячому віці або при вроджених патологіях)

[250–251]. Природа раннього розвитку цього стану пов'язана з такими факторами, як імунологічна недостатність, погана гігієна рота, крихкість тканин пародонта, раннє старіння і слабка жувальна функція, що ускладнюється раннім випаданням зубів з утворенням значних дефектів зубних рядів.

У дослідженнях С. Н. Брунича [254] було доведено, що у віці 31–39 років 30 % психічно хворих мають середні й великі дефекти зубних рядів і скороминучу атрофію альвеолярного відростка щелеп, що призводить до проблем із протезуванням. Особливої складності ситуація набуває у випадку неможливості незнімного протезування.

Проведені нами економічно й науково обґрунтовані дослідження довели, що економічно доцільнішим є використання протезів з поліпропілену у зв'язку з тим, що за умови стандартного функціонування протеза в порожнині рота часові, отже, і вартісні витрати будуть на 5,2 % вище при виготовленні акрилових пластинкових зубних протезів.

У зв'язку із цим для державних програм безкоштовного протезування пільгових контингентів хворих й інших витратних статей в ортопедичній стоматології переважніше використання протезів із ПП порівняно з акриловими зубними протезами.

Одна із причин неактивного впровадження технології безакрилового протезування – висока вартість протезів з нейлону, що пов'язане з патентованою технологією, високою вартістю основних витратних матеріалів. При роботі із сополімером поліпропілену ми провели аналіз витрат, що включав такі параметри, як витрати часу, собівартість матеріалів, витрати на устаткування (його вартість така, як для виготовлення акрилових протезів), з урахуванням модернізації під виготовлення акрилових протезів (розділ 2) і ряд інших витрат.

Розгляд проблеми протезних стоматитів окремо від загального стану організму й обліку інших факторів, що корелюють, буде, щонайменше, не

обґрунтованим. Тому проаналізуємо отримані дані з погляду санології, науки яка найбільш коректно й сучасно оцінює всі фактори, що корелюють.

Саногенез у точному перекладі означає утворення здоров'я. При цьому під здоров'ям мається на увазі такий стан організму (або окремих тканин і клітин), що забезпечує оптимальне продуктивне функціонування в умовах змін зовнішнього і внутрішнього середовища [255].

Саногенетичні концепції, використовувані в трактуванні поліфункціональних зрушень, на відміну від традиційного детермінантно-маркерного підходу, дозволяють вирішувати основне практично-орієнтоване завдання: прогнозувати персоніфікований ризик тканинних відповідей, що супроводжують протезування. Логіка саногенетичного прогнозування вельми проста: поліфункціональні трансформації, що не перевищують потенцій динамічного тканинного гомеостазу, належать до сприятливих, а ті, що перевищують – до патологічно ускладнених.

У принципі, це логіка засновника медицини Гіппократа, який не вважав себе медиком, а визначав свій напрямок як санологію. Йому належить основне твердження, що «людина хворіє на ту хворобу, на яку може хворіти». Але, щоб знову повернутися до цього твердження, знадобилося більше 2 тис. років: наприкінці XIX ст. великий основоположник фізіології Клод Бернар обґрунтував концепцію про необхідність сталості внутрішнього середовища організму, потім у середині XX ст. Коен позначив її як концепцію гомеостазу, а Нобелівський лауреат Г. Пригожин запропонував динамічну екоентропійну модель.

Отже, проблема здоров'я полягає в тому, як методично можливо забезпечити детекцію полісистемного гомеостазу.

У проведених нами дослідженнях тканинного й загальноорганізмена реактивність організму оцінювалася за цілим рядом критеріїв, що стосувалися патогномонічних маркерів запалення: цитохімічного (десквамація епітелію, полінуклеарна й мононуклеарна проліферація) і біохімічного (фракції білків ротової рідини, імуноглобуліни А, М, G,

імуноглобуліни в ексудатах ротової порожнини). Перераховані показники вивчалися в динаміці користування протезами протягом 12 мес. Під контролем перерахованих параметрів вивчалися часткові пластинкові протези: акрилові, безакрилові, необроблені й оброблені в плазмі тліючого розряду.

Підсумовуючи отримані результати, ми дійшли висновку, що додаткова обробка протезів у плазмі тліючого розряду і використання пластмаси "Tipplen R 359" помітно мінімізують негативні зрушення практично щодо всіх вивчених показників. Разом із тим, доведена біоінертність пластинкового протезування не дозволила аргументовано обговорити принципові механізми запальних процесів, спостережуваних при протезних стоматитах. Ось чому ми провели розширений аналіз функціонального стану метаболізму епітеліальних тканин ротової порожнини.

Слід відзначити, що такий полісистемний аналіз виявився більш інформативним не тільки в диференціації напрямків метаболічних зрушень, але й при тривалих спостереженнях за користуванням протезами. Ми не проводитимемо детальний аналіз отриманих результатів, що доводять підвищену біоінертність зубних протезів у 5-й групі, а тільки зупинимося на порівняльних характеристиках інформативності двох підходів: цитохімічного й імунологічного.

Перший підхід вивчав переважно диференціальну зрілість кліток покривного епітелію ротової порожнини, а другий – відслідковував особливості функціональної регуляції гомеостазу екскреторних залоз (у цьому випадку – ротової рідини). З позиції першого підходу, результати здавалися менш прогностично значущими, оскільки відбивали тільки вихідні реакції ініційованої проліферації контактуючих із протезами клітин покривного епітелію відповідно до спрощеного варіанта: наявна або відсутня тканинна реактивність. Складність інтерпретації подібної односпрямованої індикації в тому, що відсутність тканинного ефекту не може трактуватися з

позиції безумовної біологічної сумісності використовуваного виду протезування, оскільки низька тканинна реактивність у ложі протеза маскує апріорно необхідну адаптаційну тканинну перебудову, легко контрольовану при подальших гістологічних дослідженнях.

Незадоволеність досягнутим результатом і в тому, що на його основі формально реєструється майже 100%-й результат при відновленні клітинних проліферативних функцій. Разом з тим, комплексний клінічний аналіз ефективності одужання встановив, що сприятливий результат досяжний у 53 % пацієнтів, що користуються частковими акриловими пластинковими протезами, в 67 % – що використовують протези, виготовлені із ПП, в 71 % – що використовують протези з нейлону, в 73 % – що використовують протези із сополімеру ПП "Tirplen R 359" і в 79 % – у пацієнтів, що користуються протезами, виготовленими за вдосконаленою технологією.

На основі запропонованих теоретичних обґрунтувань семіотичної класифікації ЛКС біологічних рідин, різним семіотично-зміненим групам можна визначити можливий біологічний ризик.

Нагадаємо, що багато варіантів непереносимості протезів деякі автори пропонують зараховувати до тимчасових, тільки на тій підставі, що при цьому в протезному ложі не виявляються активні ознаки запалення. Слід зазначити, що на основі традиційно-використовуваних підходів подібна закономірність виявляється й у нашій психогенно-ускладненій підгрупі.

ВИСНОВКИ

У дисертації наведено теоретичне узагальнення проведених експериментальних і клініко-лабораторних досліджень і запропоновано рішення проблеми профілактики протезних стоматитів під час ортопедичного лікування хворих з частковими дефектами зубних рядів шляхом вдосконалення технології виготовлення та застосування сучасних матеріалів для базисів протезів.

1. На підставі проведених статистичних та економічних досліджень визначено, що, незважаючи на негативну динаміку в кількості осіб, які отримали протези, відсоток часткового знімного протезування залишається досить високим (45-50 % від загальної кількості протезів). В середньому 11,3-14,4 % часткових акрилових протезів на рік підлягають ремонту базису, 14,5-17,8 % гнутих дротяних кламерів потребують ремонту і заміни протягом 1 року.

2. Розроблено методика і вдосконалена технологія виготовлення часткових знімних пластинкових протезів з поліпропілену, яка дозволила добитися зниження пористості поліпропілену «Tipplen R 359» в 2,8 рази, досягти найменшої кількості «вільного» барвника після обробки в плазмі тліючого розряду, зменшити усадку матеріалу базису протеза до $1,8 \pm 0,2$ %.

3. На підставі проведеного комплексу клініко-лабораторних досліджень було показано, що використання протезів з сополімеру поліпропілену, оброблених в плазмі тліючого розряду, дозволяє досягти зниження кількості клітин парабазального шару епітелію слизової оболонки протезного ложа вже через 1 міс. після протезування; а через 1 рік зменшується в 3,5 рази, що вказує на відновлення епітеліального шару СОПР. Отримані дані ЛКС-досліджень показали значне зменшення запальних проявів з боку слизової порожнини рота (з 47 % ускладнень у пацієнтів з акриловими протезами до 24 % ускладнень - у пацієнтів з модифікованими протезами).

4. Комплексний аналіз ефективності профілактики протезного стоматиту встановив, що сприятливий результат досяжний у 53 % пацієнтів, що користуються частковими акриловими пластинковими протезами, у 67 % осіб, що використовують протези, виготовлені з поліпропілену, у 71 % хворих, що використовують протези з нейлону, у 73 % пацієнтів, що використовують протези з сополімеру поліпропілену «Tipplon R 359» і у 79 % пацієнтів, що користуються протезами, виготовленими за вдосконаленою технологією.

5. Клінічні дослідження показали, що у хворих з протезами, виготовленими з сополімеру ПП «Tipplon R 359», обробленими в плазмі тліючого розряду, показник проби Шиллера-Писарєва досить швидко відновлюється з $2,180 \pm 0,005$ балів до $1,990 \pm 0,005$ балів, а рівень слиновиділення після протезування не змінюється вже через 1 міс. ($0,40 \pm 0,09$ мл/хв.) і навіть незначно підвищується вже через 1 рік ($0,49 \pm 0,08$ мл/хв.); рівень атрофії кісткової тканини на 70,8 % нижче в порівнянні з аналогічних за термінами рівнем атрофії у користувачів акрилових протезів; показник міграції лейкоцитів склав 14,8 % від рівня до протезування, підвищення жувальної ефективності склало 14,9 % в порівнянні з групами пацієнтів, яким виготовляли акрилові протези.

6. Клінічні спостереження і результати наукових досліджень показали, що застосування знімних протезів з сополімеру поліпропілену, оброблених в плазмі тліючого розряду, дозволяє поліпшити адаптацію до протезів на 24,7 % , Повна адаптація в групі « спокійних » пацієнтів наступала вже на 4 -у добу , в « неспокійній » групі - на 7-у, а у пацієнтів « тривожної » групи - на 9-у добу, що на 2-3 доби раніше групи хворих з акриловими протезами.

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

При ортопедичному лікуванні осіб з частковою або повною вторинною адентією для профілактики виникнення протезного стоматиту рекомендовано виготовлення безакрилового знімного зубного протеза за удосконаленою методикою, яка полягає в наступному.

Після відповідного опитування, огляду, діагностичних досліджень, вибору конструкції протезу, підготовки порожнини рота до протезування знімають повні анатомічні відбитки альгінатним матеріалом. У разі виготовлення одного протеза – 3 відбитки (2 робочих, 1 допоміжний), у разі виготовлення поліпропіленових протезів на обидві щелепи – 4 відбитки (по 2 робочих відбитки з кожної щелепи). Оцінюють відбитки і передають в лабораторію протягом 30 хв.

По відбитках відливають робочі моделі з супергіпсу 4-го класу, допоміжні моделі – зі звичайного медичного гіпсу. На робочу модель наносять межі протезу. При цьому звертають увагу на анатомічні складнощі на протезному ложі й ізолюють їх або виробляють гравіювання по дистальному краю протеза і в буферних зонах, виготовляють воскові шаблони з прикусними валиками. У клініці проводять стандартний етап визначення центрального співвідношення щелеп за загальноприйнятою методикою, наносять орієнтири для постановки зубів, визначають їх колір.

Отримані моделі з прикусними валиками фіксують до оклюдатору, загіпсовують. Далі проводять підбір штучних зубів і їх підготовку. Враховуючи відсутність хімічного зв'язку між акриловою і безакриловою пластмасами, в штучних зубах роблять діаторичні отвори з боку майбутнього базису і з оральної сторони в пришийковій зоні зубів. Враховуючи, що зуби не повинні розташовуватися безпосередньо на альвеолярному гребені, товщина воску між моделлю і нижньою частиною зуба повинна бути значною, щоб поліпропілен потрапив в ці діаторичні отвори. У клініці проводять примірку постановки зубів, після чого проводять остаточне

моделювання кламерів, оклюзійних накладок, доливають базис і області розташування кламерів розплавленим воском до моделі, гіпсують їх в модернізовану кювету для акрилового протезування. Проводять загіпсовки в нижню частину кювети моделі. На моделі встановлюють ливникову систему. Загіпсовують верхню частину кювети і прогрівають кювету в сушильній шафі. Після виплавлення воску, додаткового прогріву моделі до 120 °С в другій печі в спеціальному тиглі розплавляють підготовлений сополімер поліпропілену в суміші з барвником при температурі 250 °С.

Кювету встановлюють в спеціально розроблений прес. Туди ж поміщають тигель. Плавним переміщенням шківів преса домагаються повного впорскування термопласту в кювету. Остигання термопласту в кюветі проходить протягом 3 хв. Кювета при кімнатній температурі остигає протягом 10-15 хв., після чого її поміщають в холодну воду, потім дістають протез з кювети, проводять обрізку ливникової системи, очищення від гіпсу.

На другій моделі проводять припасування протезу, його підгонку і корекцію. Для обробки та полірування використовують м'які волосяні щітки. Краще використовувати щітки, вже стерті при акриловому протезуванні.

У клініці перед накладенням протезу його опускають у гарячу (65-80 °С) воду на 5-10 хв., після чого його еластичність збільшується і перше накладення протеза відбувається досить легко.

Після клінічної корекції протеза в вакуумно-плазмовій камері на протез впливають постійним електричним струмом щільністю 65-70 мА/см² при експозиції в 15-17 хв. при температурі 39-40 °С. Протез дістають з камери, дезінфікують в розчині антисептика.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Лабунець В. А. Розробка наукових основ планування стоматологічної ортопедичної допомоги на сучасному етапі її розвитку: автореф. дис. ... д-ра мед. наук: 14.00.22. Київ, 2000. 36 с.
2. Chen S. V., Liang W. M., Yen P. S. Reinforcement of acrylic denture base resin by incorporation of various fibers. *Journal of biomedical materials research*. 2001. Vol. 58, No. 2. P. 203–208.
3. Comparison of the dimensional accuracy of injection — molded denture base materials to that of conventional pressure pack acrylic resin / A. Parvizi et. al. *Journal of prosthodontics*. 2004. Vol. 13, No. 2. P. 83–89.
4. Jiao T., Chang T., Caputo A. A. Blood transfer characteristics of unilateral distal extension removable partial dentures with polyacetal resin supporting components. *Australian dental journal*. 2009. Vol. 54, No. 1. P. 31–37.
5. Жолудев С. Е. Опыт использования ацетатной пластмассы Dental D в ортопедической стоматологии. *Уральский стоматологический журнал*. 2001. № 2. С. 20–22.
6. Нідзельський М.Я., Криничко Л.Р. Аналітичний огляд реакцій тканин ротової порожнини на знімні зубні акрилові протези при їх користуванні. *Проблеми екології та медицини*. 2010. № 3-4. С. 8-11.
7. Сафаров А. М. Состояние слизистой оболочки протезного ложа при съемном протезировании. *Вестник стоматологии*. 2010. № 2. С. 121–123.
8. Юрченко С. Ю., Шумский А. В. Нарушение окклюзионных взаимоотношений как причина синдрома жжения полости рта. *Клиническая стоматология*. 2011. № 3 (59). С. 59–60.
9. Чулак Л. Д., Якименко Л. О. Состояние общей и местной резистентности у больных протезными стоматитами на фоне метаболического синдрома. *Вестник стоматологии*. 2007. № 5. С. 45–50.
10. Значение наличия хронических воспалительных заболеваний в возникновении полиаллергонепереносимости протезных материалов

/ К. А. Лебедев и др. *Стоматолог.* 2006. № 3. С. 19–27.10.

11. Стоматологическая реабилитация пациентов с синдромом сухости полости рта (некоторые аспекты клиники и адаптации) / В. И. Шемонаев и др. *Современная ортопедическая стоматология.* 2010. № 14. С. 74–77.

12. Юрченко С. Ю., Шумский А. В. Коррекция окклюзионных взаимоотношений в комплексном лечении синдрома жжения полости рта. *Современная ортопедическая стоматология.* 2011. № 15. С. 20–24.

13. Інформ. лист № 35 – 2015, Київ. Спосіб удосконалення виготовлення знімного пластинкового протеза методом штампування із безмономерної пластмаси / Палійчук І. В., Рожко М. М., Палійчук В.І. ; розробники Івано-Франк. Нац. мед. Ун-т та Укрмедпатентінформ МОЗ України – № 52 протоколу рішення ун-т та Укрмедпатентінформ МОЗ України ; опубл. 14.07.15.

14. Вальда В. В., Чулак Л. Д., Пашолок С. П., Бажора Ю. І. Імунобіохімічні показники якості профілактики та лікування захворювань слизових оболонок у протезоносіїв. *Буковинський медичний вісник.* 2003. Т. 7, № 2. С. 31–35.

15. Чулак Л. Д., Бас А. А., Вальда В. В. Технология изготовления биоинертных зубных протезов. Одесса: ОДМУ, 2005. 206 с.

16. Kaplan P. Flexible removable partial dentures: design and clasp concepts. *Dent Today.* 2008. Dec. No. 27 (12). P. 120–123.

17. Гризодуб В.И., Жуков К.В. Сенсibiliзация к базисным акриловым пластмассам у пациентов, пользующихся съёмными пластиночными протезами // *Український стоматологічний альманах.* 2001. №6. С. 54-56.

18. Каменев В. В. Роль физико-химических свойств пластмассы в этиологии протезных стоматитов: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.21. 2002. 20 с.

19. Палійчук І.В., Рожко М.М., Куцик Р.В. Вивчення стану місцевого імунітету та мікробіоценозу ротової порожнини у динаміці в ранні строки лікування знімними пластинковими протезами пацієнтів, схильних до

протезних стоматитів. *Современная стоматология*. 2012. №1 (60). С. 102-106.

20. Варес Э. Я., Варес Я. Э., Нагурный В. А. Дорогу термопластам в стоматологическую ортопедию (анализ опыта изготовления 12000 зубных протезов из биологически нейтральных термопластов медицинской чистоты). *Стоматология сегодня*. 2003. № 8. 38 с.

21. Дробница Р. THERMOPRESS 400. Аппарат для литья термической пластмассы впрыскиванием. *Современная стоматология*. 2007. № 3. С. 151.

22. Каплан М. З., Григорян А. С., Антипова З. П., Тигранян Х. Р. Поиск альтернативных полиметилметакрилатов для съемного протезирования: обзор. *Стоматология для всех*. 2007. № 2. С. 12–17.

23. Огородников М. Ю. Результаты исследований по созданию новых конструкционных материалов на основе полиуретана для ортопедической стоматологии. *Российский стоматологический журнал*. 2004. № 2. С. 4–7.

24. Рыжова И. П. Изготовление временных ортопедических конструкций современной технологией термического прессования. *Современная ортопедическая стоматология*. 2006. № 5. С. 96–97.

25. Григорян А. С., Каплан М. З. Применение базисного материала веллапласта при съемном зубном протезировании в качестве альтернативы применения полиметилметакрилата. *Стоматолог*. 2006. № 11. С. 46–51.

26. Gobel R., Welker D. Технологии соединения стоматологических сплавов и полимерных материалов. *Новое в стоматологии*. 2004. № 1. С. 73–79.

27. Warner E. Гибридный протез с эллиптической матрицей. *Новое в стоматологии*. 2007. №6. С.118-126.

28. Применение термопластических материалов в стоматологии: учеб. пособие / И. Д. Трегубов и др. Москва: Мед. пресса, 2007. 140 с.

29. Reducing the Incidence of Denture Stomatitis: Are Denture Cleansers Sufficient? / A. Jose et. al. *J. Prosthodontic.Dent*. 2010. No. 22. P. 321–327.

30. Denture-related stomatitis: identification of aetiological and predisposing factors – a large cohort / M. H. Figueiral et al. *J. Oral Rehabil.* 2007. No. 34 (6). P. 448–455.
31. Василенко З. С. Функціональні та морфологічні зміни в слизовій оболонці порожнини рота та її рецепторному апараті під впливом знімних протезів: автореф. дис. ... д-ра мед. наук:14.01.21. Київ, 1975. 48 с.
32. Kusz K., Wigdorowicz-Makowezowa N. Stomatopatie protetyczne. *Czas. Stomat.* 1963. No. 16. S. 51–56.
33. Gasser F. Auswirkungen von Prothesen auf die Gewebe des Prothesenbettes. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 1970. No. 25. Heft 8. S. 784–792.
34. The role of *Candida albicans* hyphae and *Lactobacillus* in denture-related stomatitis / H. Bilhan et. al. *Clin. Oral Investig.* 2009. No. 13 (4). P. 363–368.
35. Genotypic relatedness of yeasts in thrush and denture stomatitis / X. Song et al. *Oral Microbiol. Immunol.* 2006. No. 21 (5). P. 301–308.
36. Юрченко С. Ю., Шумський А. В., Мациевич А. А. Ортопедическе лікування синдрому жження порожнини рота. *Клінічеська стоматологія*. 2011. № 3. С. 62–65.
37. Палійчук І.В. Ковальчук Л. Є. Рання діагностика ризику виникнення та важкості перебігу протезних стоматитів за показниками метафазного аналізу. *Досягнення стоматології та їх впровадження в учбовий процес*. Всеукр.наук.-метод.конф., 31 жовт. – 1 лист. 2008 р. : тези конф. Харків, 2008. С. 107-110.
38. Маслов О. В. Клініко-експериментальне обґрунтування способу профілактики та лікування протезних стоматитів: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22 / АМН України Ін-т стоматології; Одес. держ. мед. ун-т. Одеса, 2005. 19 с.
39. Абу Сахюн Ияд Осложнения в клинике съемного зубного протезирования и их диагностика (обзор литературы). *Український стоматологічний альманах*. 2003. №4. С. 47-49.

40. Палійчук І.В., Рожко М.М. Соловей С.І. Вивчення етіологічних факторів у розвитку запальних уражень СОПР у протезоносіїв. *Сучасні підходи до лікування та профілактики основних стоматологічних захворювань* : всеукр. наук-практ. конф. 2003. : матер. Конф. Івано-Франківськ. 2003. С.116.

41. Мойсейчик П. Н., Богдан Г. П. Аллергии в ортопедической стоматологии. Сообщение 1. Побочные реакции при протезировании. *Современная стоматология (Минск)*. 2002. № 1. С. 34–36.

42. Strajnić L, Dokić M, Vucinić P. Contemporary methods and mobile denture cleansers and theirs significance for older population. *Med Pregl*. 2011. No. 64(9-10). P. 497-502

43. Kotilainen R. Stomatitis prosthetic and allergy. *Proc. Finn. Dent. Soc.* 1972. No. 62. P. 1–6.

44. Копейкин В. Н. Новая пластическая масса и аппарат для изготовления зубных протезов методом литья под давлением. *Стоматология*. 1961. № 3. С. 16–19.

45. Громов О. В., Котелевский Р. А., Яловой И. Л., Цисарь М. П. Влияние способа обработки контактной поверхности пластмассовых зубов на степень их адгезии к базису протеза. *Современная стоматология (Киев)*. 2009. № 2. С. 132–134.

46. Wagner I., Wu M., Sahm P. R., Augthun M. Numerical simulation of the casting process of titanium removable partial denture frameworks. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 2002. No. 13 (3). P. 301–306.

47. Лебедев К. А., Саган Л. Г. Безопасный физиологический провокационный тест для уточнения непереносимости стоматологических мероприятий. *Физиология человека*. 2002. Т. 28, № 2. С. 150–155.

48. Каливрадзян Э. С., Рыжова И. П. Функциональное состояние опорных тканей протезного ложа под базисами съемных конструкций зубных протезов. *Современная ортопедическая стоматология*. 2005. № 3. С. 63–64.

49. Дієва Т. В. Розробка адгезивних засобів для поліпшення якості

фіксації повних знімних зубних протезів та профілактики травматичних протезних стоматитів: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.21. Одеса, 2003. 20 с.

50. Candida-associated denture stomatitis / В. С. Webb et. al. *Aust. Dent. J.* 1998. Jun. Vol. 43 (3). P. 160–166.

51. Гасюк П. А., Киндий Д. Д., Калашников Д. В., Писаренко Е. А. Причини непереносимости съемных зубных протезов. *Вісник проблем біології та медицини*. 2011. Т. 1. Вип. 2. С. 221–223.

52. Вальда В. В., Бажора Ю. І., Чулак Л. Д., Пашолок С. П. Профілактика порушень місцевого імунітету порожнини рота в протезоносіїв. *Одеський медичний журнал*. 2003. № 2. С. 24–26.

53. Кузнецов В. В. Клініко-експериментальне обґрунтування застосування технології електромагнітної обробки акрилових пластмас при виготовленні знімних пластинкових протезів: автореф. дис. ...канд. мед. наук: 14.01.21. Полтава, 2005. 18 с.

54. Жуков К. В. Клініко-експериментальне обґрунтування методу підвищення біологічної індиферентності знімних пластинкових протезів: автореф. дис. ...канд. мед. наук: 14.01.21. Полтава, 2001. 16 с.

55. Невская В. В. Сравнительная оценка влияния различных конструкций съемных протезов на протезное ложе при полном отсутствии зубов: автореф. дис. ...канд. мед. наук: 14.01.21. Москва, 2011. 23 с.

56. Комаров Г. Д., Кучма В. Р., Носкин Л. А. Полисистемный саногенетический мониторинг. Москва: МИПКРО, 2001. 344 с.

57. Макаров К. А., Штейнгарт М. З. Сополимеры в стоматологии. Москва: Медицина, 1982. 248 с.

58. Бугерчук О. В. Клініко-експериментальне обґрунтування методу попередньої діагностики несприйняття до акрилових пластмас при повторному протезуванні знімними конструкціями зубних протезів: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.21. Івано-Франківськ, 2003. 24 с.

59. Палійчук І. В., Ковальчук Л. Є. Розробка і обґрунтування

використання прогнозування виникнення протезних стоматитів у первинно протезованих пацієнтів на основі оцінки спадкової схильності за результатами дерматогліфічних показників. *Совр. стоматология*. 2010. № 3. С. 155–160.

60. Гожая Л. Д., Талай Т. Ю., Арунов Т. И. Функциональные нарушения слюны при токсико-химическом стоматите, обусловленном металлическими протезами. *Стоматология для всех*. 2010. № 3. С. 32–34.

61. Абу Сахюн Іяд Мухаммед Сулейман Конструктивні вирішення проблеми протезування при непереносимості пластмаси: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.21. Полтава, 2005. 16 с.

62. Дранник Г. И. Клиническая иммунология и аллергология: учеб. пособие. Одесса: Астропринт, 1999. 604 с.

63. Фрейдлин И. С. Система мононуклеарных фагоцитов. Москва: Медицина, 1984. 272 с.

64. Сергеев Ю. В., Гусева Т. П. Аллергия к материалам, применяемым в ортопедической стоматологии. *Стоматолог*. 2005. № 6. С. 68–72.

65. Кулигіна В. М., Горай М. А. Динаміка змін імунологічних показників ротової рідини у процесі лікування хворих із хронічною механічною травмою слизової оболонки порожнини рота. *Совр. стоматология*. 2010. № 4. С. 72–76.

66. Инфракрасная спектрометрия в изучении ротовой жидкости для диагностических целей / Г. М. Зубарева и др. *Стоматология*. 2009. № 5. С. 7–10.

67. Дубова Л. В., Воложин А. И., Бабахин А. А. Биосовместимость стоматологических материалов – оценка безопасности по способности к гистаминолиберации. *Стоматология*. 2006. № 4. С. 4–9.

68. Сукманський О. І., Горохівський В. Н. Глікозаміноглюкани: кісткова тканина. *Вісник стоматології*. 2009. № 3. С. 113–118.

69. Шпулина О. А. Липоевая кислота – новое средство профилактики резорбции альвеолярных отростков в условиях экспериментального

пародонтита. *Вестник стоматолога*. 2005. № 1. С. 27–29.

70. Khasawneh S., al-Wahadni A. Control of denture plaque and mucosal inflammation in denture wearers. *J. Ir. Dent. Assoc.* 2002. Vol. 48 (4). P. 132–138.

71. Громов О. В., Альберт Е. Л., Чекрыгина А. А. Влияние базисного материала на микробиологическое состояние полости рта. *Современная стоматология*. 2010. № 1. С. 118–121.

72. Паненко І. А., Романова Ю. Г. Частота розповсюдження грибкових уражень слизової оболонки порожнини рота у пацієнтів зі знімними зубними протезами. *Одеський медичний журнал*. 2005. № 3. С. 84–86.

73. Марков Б. П., Пан Е. Г. Микроволновая дезинфекция съёмных пластиночных протезов с двухслойными базисами. *Актуальные проблемы ортопедической стоматологии*. Москва: Спецлит, 2001. С. 143–145.

74. Yilmaz H., Aydin C., Bal B. T., Ozcelik B. Effects of disinfectants on resilient denture-lining materials contaminated with *Staphylococcus aureus*, *Streptococcus sobrinus* and *Candida albicans*. *Quintessence Int.* 2005. Vol. 36, No. 5. P. 373–381.

75. Щербаков А. С., Гаврилов Е. И., Трегубов В. Н., Жулев Е. Н. Ортопедическая стоматология: учебник. 5-е изд., стереотип. Санкт-Петербург: Спецлит, 1997. 564 с.

76. Чулак Л. Д. Разработка технологии изготовления и клиническое применение биологически инертных зубных протезов: дис. ... д-ра мед. наук: 14.01.21. Одесса, 1996. 226 с.

77. Заблоцкий Я. В. Повышение биологической индифферентности съёмных зубных протезов из акриловых пластмасс: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.21. Львов, 1990.

78. Варес Э. Я. Зубные протезы из полипропилена и полиэтилена. Львов, 1999. 128 с.

79. Миргазизов М. З. Проблемы протезирования при полном отсутствии зубов. *V Рос. науч. форум стоматологов: матер.* Москва: ММСИ, 2002. С. 61–63.

80. Власова Л. Ф. Разработка и обоснование применения в ортопедической стоматологии протезов из акриловых пластмасс с модифицированной поверхностью (экспериментально-клинические исследования): дис. ... канд. мед. наук: 14.01.21. Омск, 1990. 161 с.

81. Романова Ю. Г., Килименчук О. О. Вплив функціональної активності слинних залоз на адаптацію до знімних зубних протезів. *Одеський медичний журнал*. 2007. № 4. С. 61–63.

82. Рубаненко В.В., Мартиненко Ы.М. Способи послаблення шкідливого впливу компонентів пластмас акрилового ряду. *Український стоматологічний альманах*, 2006. Т. 1. №1. С. 68-71.

83. Палійчук І.В., Рожко М.М., Куцик Р. В. Стан слизової оболонки ротової порожнини, тканин пародонта у хворих на алергічний і токсичний протезний стоматит. *Галицький лікарський вісник*. 2011. Т. 18. №1. С. 73-75.

84. Балалаева Н. М. Применение полиуретана СКУ-ПФЛ как базисного материала для изготовления боксерских шин и пластиночных зубных протезов: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.21. Пермь, 1983. 16 с.

85. Балалаева Н. М., Миллер Г. Д. Использование временной мягкой подкладки из поливинилацетата для сокращения срока адаптации к съемным пластиночным протезам. *Новые методы в теории и практике медицины*. Пермь: Медкнига, 1983. С. 87–88.

86. Воронов А. П. Применение протезов с двухслойными базисами при протезировании беззубых челюстей. *VI Съезд стоматологической ассоциации России: труды*. Москва: ЦНИИС, 2000. С. 19–20.

87. Корейко П. А. Применение мягкой пластмассы «Эладент» в пластинчатом протезировании. *Врачебное дело*. 1962. № 2. С. 99–101.

88. Лаппо В. Г., Селаври Т. В. Актуальные вопросы гигиены и токсикологии поливинилхлорида и акриловых полимеров медицинского назначения. *Гигиеническая оценка медицинских полимеров и изделий различного назначения: науч. обзор*. Москва: Медицина, 1983.

89. Девдера О. І. Аналітичний огляд факторів та профілактичних

заходів запально-реактивних змін тканин протезного ложа при користуванні зубними пластинковими акриловими протезами. *Український стоматологічний альманах*. 2008. № 5. С. 20–23.

90. Selecman A., Ahuja S. A combination technique for relining removable prostheses. *Br Dent J*. 2017. 9; 222(11):841-843

91. Лебеденко И. Ю., Ключев О. В. Применение нового силиконового материала горячей полимеризации для эластичной подкладки при ортопедическом лечении больных с ксеростомией. *Актуальные проблемы ортопедической стоматологии*. Москва: ГИС, 2002. С. 119–120.

92. Akay C., Tanış M. Ç., Sevim H. Effect of artificial saliva with different pH levels on the cytotoxicity of soft denture lining materials. *Int J Artif Organs*. 2017. Vol. 13; No. 40(10). P. 581-588.

93. Comparative Evaluation of Tensile Bond Strength between Silicon Soft Liners and Processed Denture Base Resin Conditioned by Three Modes of Surface Treatment: An In vitro Study / Surapaneni H. et. al. *J. Indian Prosthodont Soc*. 2013. Sep;13 (3). P. 274–280.

94. Meriç G., Ruyter I. E. Bond strength between a silica glass-fiber-reinforced composite and artificial polymer teeth. *Acta Odontol Scand*. 2007. Oct. – No. 65 (5). P. 306–312.

95. Рудольф Тренкеншу. Базисные пластмассы и методы их паковки. *Зубной техник*. 2005. №4. С. 28-32.

96. Akin H., Tugut F., Polat Z. A. In Vitro Comparison of the Cytotoxicity and Water Sorption of Two Different Denture Base Systems. *J. Prosthodont*. 2014. Jun 11. P. 1010–1111.

97. Cytotoxicity of soft denture lining materials depending on their component types / Song Y. H. et. al. *Int J. Prosthodont*. 2014. May-Jun; No. 27 (3). P. 229–233.

98. Jorge J. Y., Giampaolo E. T., Machado A. L., Vergani C. E. Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review. *J. Prosthet Dent*. 2003. Vol. 90, No. 2. P. 190–193.

99. Pradeep N., Sreekumar A. V. An in vitro investigation into the cytotoxicity of methyl methacrylate monomer. *J. Contemp. Dent. Pract.* 2012. Nov. No. 1; 13 (6). P. 838–841.
100. Мальгинов Н. Н., Подколотин А. А. Санитарно-химические свойства базисной пластмассы в зависимости от режима полимеризации. *Российский стоматологический журнал.* 2000. № 11. С. 43–47.
101. Almohareb T., Alkathieri M.S., Vohra F., Alrahlah A. Influence of experimental staining on the color stability of indirect computer-aided design/computer-aided manufacturing dental provisional materials. *Eur J Dent.* 2018. Vol. 12(2). P. 269-274
102. Darbar U. R., Huggett R., Harrison A. Denture fracture. A survey. *Brit. Dent. J.* 1994. No. 176. P. 342–345.
103. Schreiber C. K. Polymethyl methacrylate reinforced with carbon fibers. *Brit. Dent. J.* 1971. No. 130. P. 29–30.
104. Ван Кревелен Д. В. Свойства и химическое строение полимеров. Москва: Химия, 1976. С. 90–109.
105. Варес Э. Я., Садиков Э. С., Тищенко В. И. Протезы с фарфоровыми зубами. Киев: Здоров'я, 1982. С. 12–25.
106. Bucknall C. V. Toughened Plastics. London: Applied Sci. Publ, 1977. 260 p.
107. Rodford R. A. Further development and evaluation of high-impact-strength denture base materials. *J. of Dentistry.* 1990. No. 18. P. 151–167.
108. Bowman A. L., Manley T. R. The elimination of breakage in upper dentures by reinforcement with carbon fiber. *Brit. Dent. J.* 1984. No. 156. P. 87–89.
109. Manley T. R., Bowman A. J., Cook M. Denture bases reinforced with carbon fibers. *Brit. Dent. J.* 1979. No. 146. P. 25.
110. Berrong I. M., Weed R. M., Young I. M. Fracture resistance of Kevlar – reinforced polymethyl methacrylate resin. *Int. J. of Prosthodont.* 1990. No. 3. P. 391–395.

111. Mullarky R. H. Aramid fiber reinforcement of acrylic appliances. *J. of Clin. Orthodont.* 1985. No. 19. P. 655–658.

112. Miettinen V. M., Vallittu P. K. Release of residual methyl methacrylate into water from glass-fibre polymethyl methacrylate composites used in dentures. *B. Somatherials.* 1997. No. 18. P. 181–185.

113. Vallittu P. K. Dimensional accuracy and stability of polymethyl methacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber. *J. of Prosthetic Dent.* 1996. No. 75. P. 617–621.

114. Vallittu P. K. Glass fiber reinforcement in repaired acrylic resin removable dentures. Preliminary results of a clinical study. *Quintessence Int.* 1997. No. 28. P. 39–44.

115. Sehaypal S. B., Sood Y. K. Effect of fillers on some physical properties of acrylic resin. *J. of Prosthetic Dent.* 1989. Vol. 29, No. 61. P. 746–751.

116. Vallittu P. K., Lassila V. P. Effect of metal strengthened surface roughness on fracture resistance of acrylic dental base material. *J. of Oral Rehabil.* 1992. No. 19. P. 385–391.

117. Jacobsen I. E., Chai Chang I., Keri P. P., Watanabe L. G. Bond strength of 4 Metaacrylic resin denture base to cobalt chromium alloy. *J. of Prosthetic Dent.* 1988. No. 60. P. 570–576.

118. Denture base polymethyl methacrylate reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibres / M. Braden et. al. *Brit Dent. J.* 1988. No. 164. P. 109–113.

Almohareb T., Alkatheeri M.S., Vohra F., Alrahlah A. Influence of experimental staining on the color stability of indirect computer-aided design/computer-aided manufacturing dental provisional materials. *Eur J Dent.* 2018. Vol. 12(2). P. 269-274

120. Gutteridge D. L. Reinforcement of polymethyl methacrylate with ultra-high modulus polyethylene fibres. *J. of Dentistry.* 1992. No. 20. P. 50–54.

121. Carlos B., Harrison A. The effect of untreated UHMWPE beads on some properties of acrylic resin denture base material. *J. of Dentistry.* 1996.

No. 25. P. 59–64.

122. Harrison A., Constantinidis V., Vowles R. The effect of surface treated UHMWPE beads on some properties of acrylic denture base material. *Europ. J. of Prosthodont. & Restor. Dent.* 1997. No. 5. P. 39–42.

123. Chow T. W., Cheng Y. Y., Ladizeski N. H. Polyethylene fibre reinforced polymethyl methacrylate dimensional changes during immersion. *J. of Dentistry.* 1993. No. 21. P. 367–372.

124. Ladizeski N. H., Chow T. W., Cheng Y. Y. Denture base reinforcement using woven polyethylene fiber. *Int. J. of Prosthodont.* 1994. No. 7. P. 307–314.

125. Микробиологическое обоснование выбора базисной пластмассы съемных зубных протезов / С. Д. Арутюнов и др. *Стоматология.* 2002. № 3. С. 3–8.

126. Царев В. Н., Абакаров С. И., Умарова С. Э. Динамика колонизации микробной флоры полости рта различных материалов, используемых для протезирования. *Стоматология.* 2000. Т. 79, № 1. С. 55–58.

127. Микробиологические и клинические характеристики дисбиотического состояния в полости рта / Т. Л. Рединова и др. *Стоматология.* 2009. № 6. С. 12–18.

128. Адгезия *Candida albicans* к корригирующим пластмассам, используемым при ортопедическом лечении съемными протезами / Д. Ростока и др. *Стоматология.* 2004. № 5. С. 14–16.

129. Шеметов О. С., Луговая Л. А., Рябушко Н. А., Куц П. В. Оценка качества протезирования полными съемными протезами в условиях клинического приема. *Укр. стомат. альманах.* 2014. № 2. С. 70–73.

130. Палійчук І. В., Рожко М.М., Куцик Р. В. Цитокініновий профіль (ІЛ-17, TGF- β 1 та ІЛ-22) сироватки крові у хворих з різними видами протезних стоматитів. *Галицький лікарський вісник.* 2011. Т. 18. № 3. С.62-65.

131. Olms C., Yahiaoui-Doktor M., Remmerbach T.W., Stingu C.S. Bacterial Colonization and Tissue Compatibility of Denture Base Resins. *Dent J (Basel).* 2018. Vol.15. No.6(2).

132. Huang C. C., Feng H. L. Analysis of the difference in the tissue surfaces between the old and new upper complete dentures. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2009. Apr. No. 44 (4). P. 232–235.

133. Numerical investigation of the mechanical loading of supporting soft tissue for partial dentures / L. Keilig et. al. *Int. J. Prosthodont*. 2009. Mar-Apr. No. 22 (2). P. 201–203.

134. Indications for removable partial dentures: a literature review / B. Wöstmann et. al. *Int. J. Prosthodont*. 2005. Mar-Apr. No. 18 (2). P. 139–145.

135. Samson H., Strand G. V., Haugejorden O. Change in oral health status among the institutionalized Norwegian elderly over a period of 16 years. *Acta Odontol. Scand*. 2008. No. 66 (6). P. 368–373.

136. Палійчук І.В., Ковальчук Л.Є. Перевірка гіпотези про наявність зв'язку між показниками функціонального стану геному епітеліоцитів слизової оболонки ротової порожнини та нейтрофільних гранулоцитів крові в хворих на протезні стоматити за допомогою кореляційного аналізу. *Галицький лікарський вісник*. 2010. Т. 17. №3. С. 86-90.

137. Успенский Е. А., Янцеловский Э. И. Клеточный состав эпителия полости рта. *Стоматология*. 1980. № 1. С. 9–11.

138. Фактори гомеостазу ротової порожнини в нормі та при дефіциті секреторного IgA / П. М. Скрипніков та ін. *Український стоматологічний альманах*. 2014. № 2. С. 100–103.

139. Tanaka A., Kodaira Y., Ishizaki K., Sakurai K. Influence of palatal surface shape of dentures on food perception. *J. Oral Rehabil*. 2008. Oct. No. 35. Vol. 10. P. 715–721.

140. Clinical, histological and therapeutic study regarding the variations of the edentulous ridge's mucosa / M. M. Crăițoiu et. al. *Rom. J. Morphol. Embryol*. 2009. No. 50 (3). P. 441–445.

141. Okuhara S., Iseki S. Epithelial Integrity in Palatal Suture Elevation. *Japanese Dental Science Review*. 2012. No. 48. P. 18–22.

142. Спосіб виготовлення пластмасових зубних протезів: пат. 35105 А,

Україна, МПК6 А61 С 13/09. № 99084619; заявл. 12.08.99; опубл. 15.03.2001; Бюл. № 2.

143. Руководство по изготовлению стоматологических протезов и аппаратов из термопластов медицинской чистоты / под ред. Э. Я. Вареса. Донецк: Норд компьютер, 2002. 276 с.

144. Варес Э. Я., Павленко Л. В., Шевченко В. И. Литьевоe прессование зубочелюстных протезов из пластмасс. Москва, 1984. 127 с.

145. Krats H.-D. Применение полимерных материалов типа К+В в ежедневной практике. Часть III. *Dental Labor*. 2002. Bd. 50. No. 1. S. 37–43.

146. Дезертинский А. Б. Термопласты. Что мы о них знаем? *Институт стоматологии*. 2007. № 2. С. 99–101.

147. Чулак Л. Д., Шутурмінський В. Г. Клінічні та лабораторні етапи виготовлення зубних протезів: навч. посібник. Одеса: Одес. держ. мед. ун-т, 2009. 318 с.

148. Следков М. Съемные протезы методом литьевого прессования *Ивосар. Дентаклуб*. 2012. № 6. С. 54–58.

149. Крайній А. В. Покращення фізико-механічних властивостей пластмасових базисів знімних протезів: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22. Київ, 2002. 16 с.

150. Стрижаков В. А. Клинико-математическое обоснование применения эластичного пружинящего кламмера в съемных конструкциях зубных протезов: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.21. Екатеринбург, 2003. 27 с.

151. Герасимчук П. Г., Матвеєнко Р. Ю., Аняйкіна І. П. Відновлення окклюзійних контактів у часткових знімних протезах, виготовлених із термопластичних матеріалів. *Укр. стоматологічний альманах*. 2012. № 3. С. 92.

152. Чурыгин С. Н. Сравнительный анализ результатов протезирования пациентов различными съемными конструкциями при концевых дефектах нижней челюсти на основании изучения микроциркуляции в тканях

протезного ложа. *Стоматология*. 2007. № 5. С. 58–61.

153. Леонтович И. А., Проборецкий А. Н. Починка и изменение конструкции нейлонового протеза. *Укр. стоматологічний альманах*. 2012. № 3. С. 103–110.

154. Ожоган З. Р., Яковин О. М. Клінічна й експериментальна порівняльна оцінка вдосконалених методів виготовлення естетичних незнімних конструкцій зубних протезів. *Укр. стоматологічний альманах*. 2014. № 2. С. 53–56.

155. ван Нурт Р. Основы стоматологического материаловедения. Москва: Мосби, 2002.

156. Gad M.M., Rahoma A., Al-Thobity A.M. Effect of polymerization technique and glass fiber addition on the surface roughness and hardness of PMMA denture base material. *Dent Mater J*. 2018 Vol. 20. P. 138-143.

157. Герасимчук П. Г., Машайко І. В., Яловий І. Л. Покращення стабілізації повних знімних протезів у пацієнтів із періодичними набряками слизової оболонки. *Укр. стоматологічний альманах*. 2014. № 2. С. 42–43.

158. Yunus N., Rashid A. A., Azmi L. L., Abu-Hassan M. I. Some flexural properties of nylon denture base polymer. *J. Oral Rehabil*. 2005. Vol. 32, No. 1. P. 65–71.

159. Price C. A. A history of dental polymers. *Aust. Prosthodont. J*. 1994. Vol. 8, No. 1. P. 47–54.

160. Трегубов И. Д., Дмитриенко Д. С., Жук А. О. Эффективность применения нейлона при протезировании дефектов зубных рядов у детей. *Стоматология детского возраста и профилактика*. 2007. № 3. С. 23–26.

161. Valplast — уверенность в себе. *Современная ортопедическая стоматология*. 2006. № 5. С. 100–102.

162. Ворожко А. А. Новое поколение стоматологических материалов в ортопедической стоматологии. *Вестник стоматологии*. 2014. № 1. С. 98–101.

163. Flexible, removable partial denture for a patient with systemic sclerosis (scleroderma) and microstomia: a clinical report and a three-year follow-up / N.

Samet et. al. *Gen. Dent.* 2007. Nov–Dec. No. 55 (6). P. 548–551.

164. Critchlow S. B., Ellis J. S. Prognostic Indicators for Conventional Complete Denture Therapy: A Review of the Literature. *J. Dent.* 2009. No. 17. P. 3–9.

165. Ghosh T., Karak N. Silicone-Containing Biodegradable Smart Elastomeric Thermoplastic Hyperbranched Polyurethane. *ACS Omega*. 2018 Vol. 3(6). P. 6849-6859.

166. Stahl AM, Yang YP. Tunable Elastomers with an Antithrombotic Component for Cardiovascular Applications. *Adv Healthc Mater.* 2018 May 31:e1800222.

167. Огородников М. Ю. Новые базисные материалы на основе полиуретана для съемных зубных протезов — исследование химической и биологической безопасности. *Институт стоматологии*. 2004. № 1. С. 87–90.

168. Кренцель Б. А., Сидорова Л. Г. Полипропилен. Киев: Техника, 1964. 91 с.

169. Белокурова А. П., Агеева Т.А. Химия и технология получения полиолефинов. Учебное пособие / под ред. член-корр РАН О. М. Кайфмана. – Иваново ИГХТУ, 2011. 126 с.

170. Полипропилен / под ред. В. И. Пилиповского, И. К. Ярцева. Ленинград: Химия (Лен. отд-ние), 1967. 316 с.

171. Martyna A, Michalska A, Zadora G. Interpretation of FTIR spectra of polymers and Raman spectra of car paints by means of likelihood ratio approach supported by wavelet transform for reducing data dimensionality. *Anal Bioanal Chem.* 2015 Vol. 407, No 12. P. 3357-3376.

172. Продукты из полипропилена. *Фирма «ЛАЗЕР-Профи»*. URL: [http:// laser-profi.com/breloki/index.php](http://laser-profi.com/breloki/index.php)

173. Chi X., Cheng L., Liu W., Zhang X., Li S. Characterization of Polypropylene Modified by Blending Elastomer and Nano-Silica. *Materials (Basel)*. 2018.Vol. 30. No. 11(8). P. 69-76.

174. Кедровский Г. И., Варес Э. Я. Практическое руководство по изготовлению зубных протезов из термопластов. Запорожье, 2009. 90 с.
175. Кочнев А.М., Заикин А.Е., Галибеев С.С., Архиреев В.П. Физикохимия полимеров. К. : ФЭН, 2003. 512 с.
176. Стилл Д. К. Свойства полипропиленовых нитей. *Успехи химии*. 1958. № 27. С. 1437.
177. Филимошкин А. Г., Воронин Н. И. Химическая модификация полипропилена и его производных / под ред. Е. Е. Сироткиной. Томск: Изд-во Томского ун-та, 1988. 176 с.
178. Свойства базисных полимерных материалов в зависимости от энергетических характеристик их поверхности / Е. О. Кудасова и др. *Рос. стомат. журнал*. 2009. № 5. С. 10–15.
179. Группа компаний «Полимерснаб». Искусство преобразования. URL: <http://www.polimersnab.ru/polipropilen.htm>
180. Варес Э. Я. Восстановление полной утраты зубов: новые усовершенствованные технологические положения. Донецк, 1993. 240 с. (Библиотека врача-стоматолога и зубного техника).
181. ЛИПОЛ А1-66Н D30G 21003. ООО «Мегагрупп». URL: <http://www.mgtrade.ru/44.html>
182. Шутурмінський В. Г., Чулак Ю. Л. Проблема біологічних ризиків протезування знімними зубними протезами: огляд. *Современная стоматология*. 2007. № 2. С. 160–162.
183. Варес Э., Нагурный В. Акриловые пластмассы должны быть исключены из практики стоматологической ортопедии. В новом столетии их место должны занять литые термопласты медицинской чистоты: информ. письмо. Донецк, 2006. 8 с.
184. Жолудев С. Е., Маренкова М. Л. Гигиена полости рта у лиц со съемными зубными протезами и некоторые способы ее улучшения. *Панорама ортопедической стоматологии*. 2005. № 2. С. 50–52.
185. Ambjørnsen E., Henriksen B. M., Laake K., Axéll T. E. Oral hygiene

and oral symptoms among the elderly in long-term care. *Spec Care Dentist*. 2004. Vol. 24 (5). P. 254–259.

186. Иванов В. С. Заболевания пародонта. 4-е изд., перераб. и доп. Москва: Медицина, 2002. 235 с.

187. Ясиновский М. А. К физиологии, патологии и клинике слизистых оболочек. Харьков; Киев: Укрмедгиз, 1931. 170 с.

188. Сукманский О. И., Барабаш Р. Д., Березовская З. В. Метод дифференциальной оценки миграции лейкоцитов в полости рта. *Патологическая физиология и экспериментальная терапия*. 1980. Вып. 5. С. 76–77.

189. Григорьев И. В., Чиркин А. А. Роль биохимического исследования слюны в диагностике заболеваний. *Стоматология*. 1998. № 6. С. 18–20.

190. Денисов А. Б. Слюнные железы — тест-объект для оценки биосовместимости в стоматологии. *Бюллетень экспериментальной биологии и медицины*. 2001. Т. 131, № 2. С. 124–131.

191. Леонтьев В. К., Петрович Ю. А. Биохимические методы исследования в клинической и экспериментальной стоматологии: метод. пособие. Омск, 1976. 95 с.

192. Manly R. S., Braley L. C. Masticatory performance and efficiency. *J. Dent. Res.* 1950. Vol. 29, No. 4. P. 448–462.

193. Lowey O. H., Rosebrough N. J., Farr A. V., Randall R. J. Protein measurement with folin phenol reagent. *J. Biol. Chem.* 1951. No. 193. P. 265–275.

194. Mancini C., Garbonara H. O., Heremans S. F. Immunochemical quantitation of antigens by single radial immunodiffusion. *Immunochemistry*. 1965. Vol. 2. No. 6. P. 234–235.

195. Левицкий А. П. Лизоцим вместо антибиотиков. Одесса: КП ОГТ, 2005. 74 с.

196. Общие методические указания к токсико-гигиенической оценке полимерных материалов и изделий на их основе для медицины. Москва: ММСИ, 1987.

197. СанПН № 42-123-4240-86 «Допустимые количества миграции (ДКМ) химических веществ, выделяющихся из полимерных и других материалов». URL: <http://ussr.consultant.ru/doc9175.html>.

198. Сборник руководящих методических материалов по токсико-гигиеническим исследованиям полимерным материалам и изделий на их основе медицинского назначения. Москва: ММСИ, 1987.

199. Кузнецова Н. О пользе пластика и силикона *Новости торговли*. 2008. – № 3 (121). С. 50-53.

200. Чулак Л. Д. Конструкция и принцип действия вакуум-плазменного устройства для нанесения фторопластового покрытия на зубные протезы. *Бюл. Вост.-Сиб. науч. центра Сиб. отд-ния Рос. АМН*. Иркутск, 1993. Вып. 3–4. С. 61–66.

201. Измерения угла смачивания EasyDrop. *InfoLab — оборудование для лабораторий и производства*. URL: <http://www.infolab.ru/kruss/easydrop.php>

202. Роговой М. А. Изучение затрат рабочего времени работников учреждений здравоохранения в целях нормирования: метод. рекомендации. Москва: Б. и., 1979. 22 с.

203. Антамонов М. Ю. Математическая обработка и анализ медико-биологических данных. Киев, 2006. 568 с.

204. Ломакин Г. Ф. Биометрия. Москва: Высш. школа, 1990. 352 с.

205. Единицы системы СИ в медицине / под ред. В. В. Меньшикова. Москва: Медицина, 1989. 84 с.

206. Шутурмінський В. Г. Забезпеченість частковими знімними протезами жителів Одеської області за десятирічний період. *Вісник соціальної гігієни та організації охорони здоров'я України*. 2009. № 4. С. 68–72.

207. Приборы фирмы «Текса». URL: <http://www.tecsa.ru/content.asp?pn=633>.

208. Чулак Л. Д. Способ изготовления биологически инертных зубных протезов и обоснование их применения. *Науч.-практ. конф., посвящ.*

65-летию Одесского НИИ стоматологии: материалы. Одесса: Одесский НИИ стоматологии, 1993. С. 236–237.

209. Чулак Л. Д., Вальда В. В. Результаты патоморфологических исследований подшкірной имплантации акриловых пластмасс, модифицированных у плазме тліючого розряду. *Одеський медичний журнал*. 2000. № 3 (59). С. 68–71.

210. Чулак Л. Д., Вальда В. В. Оцінка виразності запального процесу слизової оболонки порожнини рота при протезуванні пластинковими знімними протезами, виготовленими за різними технологіями. *Вопросы экспериментальной и клинической патологии*. Харьков, 2005. Вып. 9. С. 92–97.

211. Huang C. M., Zhu W. Profiling Human Saliva Endogenous Peptide via a High Throughput MALDI-TOF-TOF Mass Spectrometry. *Comb. Chem. High Throughput Screen*. 2009. Jun. Vol. 12 (5). P. 521–531.

212. Voronets J., Lussi A. Thickness of softened human enamel removed by toothbrush abrasion: an in vitro study. *Clin. Oral Investig*. 2009. Jun. P. 5.

213. Трезубов В. Н., Мишнев Л. М., Аль-Хадж О. Н. Взаимодействие съёмного протеза с организмом больного. *Пародонтология*. 2001. № 4 (22). С. 38–41.

214. Вербовская Р.И. Биохимические и физико-химические показатели ротовой жидкости у пациентов с полными съёмными пластинчатыми протезами, использующих адгезивные средства. *Стоматология*. 2014. №2. С. 19-22.

215. Бажора Ю. И., Носкин Л. А. Лазерная корреляционная спектроскопия в медицине. Одесса: Друк, 2002. 215 с.

216. Шутурмінський В. Г., Бас Н. О. Визначення рівня гігієни часткових знімних пластинкових протезів, виготовлених за різними технологіями. *Вісник стоматології*. 2009. № 3. С. 85–89.

217. Шутурмінський В. Г., Кравченко Л. С. Визначення стану функціональної активності слинних залоз у протезоносіїв часткових знімних

пластинкових протезів, виготовлених за різними технологіями. *Інтегративна антропология*. 2009. № 2 (14). С. 48–51.

218. Чулак Л. Д., Шутурмінський В. Г., Татаріна О. В. Вивчення швидкості атрофічних процесів в альвеолярних відростках щелеп у хворих з великими дефектами зубних рядів в залежності від виду протезування у хворих на шизофренію. *Вісник Вінницького національного медичного університету*. 2009. № 2. С. 475–478.

219. Шутурмінський В. Г. Дослідження мікробіологічного статусу порожнини рота в осіб, які користуються протезами з базисами з поліпропілену й акрилової пластмаси. *Одеський медичний журнал*. 2009. № 3 (113). С. 57–60.

220. Шутурмінський В. Г. Морфологічне дослідження слизової оболонки порожнини рота у психічно хворих, які користуються зубними протезами. *Галицький лікарський вісник*. 2005. Т. 12, ч. 1. С. 104–105.

221. Шутурмінський В. Г., Чулак О. Л. Проблеми саногенетичної регуляції динамічного тканинного гомеостазу при протезних стоматитах. *Український стоматологічний альманах*. 2006. № 6. С. 23–25.

222. Шутурмінський В. Г., Чулак О. Л. Проблеми регуляції динамічного тканинного гомеостазу при протезних стоматитах. *Вісник стоматології*. 2006. № 4. С. 56–58.

223. Шутурмінський В. Г. Визначення стоматологічного статусу психічно хворих із використанням комплексного інтеграційного індексу й методу лазерної кореляційної спектроскопії. *Досягнення біології та медицини*. 2007. № 1 (9). С. 33–37.

224. Шутурмінський В. Г. Визначення стоматологічного статусу хворих, які користуються частковими знімними протезами із різних пластмас, із використанням комплексного інтеграційного індексу. *Інтегративна антропология*. 2009. № 1 (13). С. 26–29.

225. Телескопічна система фіксації знімних часткових протезів: пат. 42634 Україна, МПК (2009) А61С 13/00. № u200902236; заяв. 16.03.2009;

опубл. 10.07.2009, Бюл. №13. 3 с.

226. Спосіб забору проби ротової рідини: пат. 19159 Україна, МПК (2006) А 61В 5/03. № u200603539; заявл. 03.04.2006; опубл. 15. 12. 06, Бюл. № 12. 3 с.

227. Знімний частковий протез: пат. 43998 Україна, МПК (2009) А 61С 13/00. № u200904277; заявл. 30.04.2006; опубл. 10. 09. 069, Бюл. № 12. 3 с.

228. Насибуллин Б. А., Шутурминский В. Г., Брунич С. Н. Возможность использования морфологического диагностического исследования слизистой полости рта у лиц, пользующихся протезами и имеющими нарушения ЦНС, как диагностического критерия атрофии альвеолярных отростков челюстей. *Вісник морфології*. 2004. № 10 (1). С. 100–101.

229. Чулак Л. Д., Шутурминский В. Г. Зубопротезная техника: учеб. пособие. Одесса: Одесский медуниверситет, 2001. 316 с.

230. Шутурмінський В. Г. Покращення адаптації до протезів з безакрилової пластмаси за допомогою застосування адаптаційного гелю. *Український стоматологічний альманах*. 2009. № 4. С. 28–29.

231. Нідзельський М. Я. Механізми адаптації до повних знімних пластиночних зубних протезів і методи їх корекції (клініко-експериментальні дослідження): автореф. дис. ... д-ра мед. наук. Київ, 1997. 36 с.

232. Адаптаційний гель при протезуванні порожнини рота знімними пластинковими протезами. Деклараційний патент України А 10304 від 30.01.97 р. Бюл. № 6. С. 1539.

233. Polyzois G., Partalis C., Lagouvardos P, Polyzois H. Effect of adaptation time on the occlusal force at denture dislodgement with or without denture adhesive. *J Prosthet Dent*. 2014 Vol. 111. № 3. P. 216-221.

234. Палійчук В.І., Рожко М.М., Жураківська О.Я. Компесаторно-відновні процеси в ливниковому м'язі через місяць впливу акрилових пластмас. *Галицький лікарський вісник*. 2015. Т. 22. №1. С. 64-67.

235. Протоколи надання стоматологічної допомоги / під ред. Ю. В. Опанасюка. Київ: ТОВ Вид.-інформ. Центр «Світ сучасної стоматології», 2005. 506 с.

236. Шутурмінський В. Г., Шубцов Д. М. Удосконалення конструкції знімного тимчасового протезу при лікуванні вторинної адентії шляхом дентальної імплантації. *Український стоматологічний альманах*. 2010. № 1. С. 20–23.

237. Чулак Л. Д., Шутурмінський В. Г., Бруніч С. М. Дослідження мікробіологічного статусу порожнини рота в осіб, що мають порушення центральної нервової системи. *Одеський медичний журнал*. 2007. № 2. С. 52–55.

238. Шутурмінський В. Г., Татаріна О. В. Клінічне обґрунтування нової конструкції знімного зубного протеза при протезуванні великих дефектів зубних рядів у психічно хворих. *Український стоматологічний альманах*. 2009. № 3. С. 26–29.

239. Бруніч С. М., Шутурмінський В. Г. Психосоматичні аспекти стоматологічного лікування психічно хворих. *Інтегративна антропологія*. 2004. № 1 (3). С. 53–55.

240. Лабунец В. А. Основы научного планирования и организации ортопедической стоматологической помощи на современном этапе ее развития. Одесса, 2006. 426 с.

241. Московский городской фонд обязательного медицинского страхования ПРИКАЗ N 931/131 от 14 ноября 2008 г. Приказ об утверждении порядка и условий предоставления медицинской помощи по московской городской программе ОМС

242. Чулак Л. Д. Влияние различных видов зубных протезов на состояние альвеолярных отростков челюстей. *Вопросы санитарной химии и токсикологии воздушной сферы (Медицина, экология, конверсия)*. Санкт-Петербург: Спецлит, 1994. Вып. 9. С. 105–106.

243. Загорский В. А., Рединов И. С. Восстановление функции органов

полости рта при потере зубов. *Стоматология*. 2001. № 3. С. 47–49.

244. Черета В. В. Мікрофлора як фактор виникнення запальних хвороб пародонта. *Український стоматологічний альманах*. 2007. № 1. С. 77–80.

245. Романова Ю. Г. Влияние несъемного и съемного зубного протезирования на степень дисбактериоза полости рта. *Вісник стоматології*. 2007. № 2. С. 44–46.

246. Marcotte H., Lavole M. C. Oral microbial ecology and the role of salivatory immunoglobuline A. *Microbiol. Mol. Biol. Rev.* 1998. Vol. 62, No. 1. P. 71–109.

247. Bijl R. V., Ravelli A., van Zessen G. Prevalence of psychiatric disorder in the general population: results of the Netherlands Mental Health Survey and Incidence Study (NEMESIS). *Social Psychiatry and Psychiatric Epidemiology*. 1998. No. 33. P. 587–595.

248. Kopp M. S., Skrabski A., Szedmark S. Psychosocial risk factors, inequality and self-rated morbidity in a changing society. *Social Science and Medicine*. 2000. No. 51. P. 1351–1361.

249. Periodontal disease in children and adolescents of Latin America Botero J.E. et al. *Periodontol 2000*. 2015 Vol. 67. No.1. P. 34-57

250. Шутурмінський В. Г. Визначення стоматологічного статусу психічно хворих із використанням комплексного інтеграційного індексу й методу лазерної кореляційної спектроскопії. *Досягнення біології та медицини*. 2007. № 1 (9). С. 33–37.

251. Atsuo A., Murakami J., Akiyama S., Morisaki I. Etiologic factors of early-onset periodontal disease in Down syndrome. *Japanese Dental Science Review*. 2008. No. 44. P. 118-127.

252. Kossioni A.E., Kossionis G.E., Polychronopoulou A. Oral health status of elderly hospitalised psychiatric patients. *Gerodontology*. 2012. Vol. 29(4). P. 272-283.

253. The representation of the human oral area in the somatosensory cortex:

a functional MRI study. J. J. Miyamoto et. al. *Cereb. Cortex*. 2006. No. 16 (5). P. 669–675.

254. Брунич С. М. Клініко-лабораторна оцінка стану тканин пародонту і ортопедичне лікування хворих на олігофренію: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22. Одеса, 2008. 24 с.

255. Здоровье и его полифункциональная оценка / Г. И. Крыжановский и др. *Интегративна антропология*. 2003. Т. 1, № 2. С. 46–51.

256. Наказ МОЗ України № 1097 від 13.12.2010 р. Про перегляд у частині фармакотерапії наказів МОЗ, що регламентують надання медичної допомоги.

257. Effect of Surface Preparation on the Failure Load of a Highly Filled Composite Resin Bonded to a Denture Base Resin / H. Shimizu et. al. *J. Prosthodont*. 2009. Aug. No. 4. P. 121–123.

258. Воронов И. А. Разработка и клинико-лабораторное обоснование применения материала «Протоплен-М» при ортопедическом лечении больных с полной утратой зубов: автореф. дисс. ... канд. мед. наук. Москва, 2002. 21 с.

259. Халафян А. А. Statistica 6.0 Статистический анализ данных: учебник. 3-е изд. Москва: Бином-Пресс, 2007. 512 с.

260. Farias-Neto A., Carreiro Ada F. Changes in patient satisfaction and masticatory efficiency during adaptation to new dentures. *Compend Contin Educ Dent*. 2015. Vol. 36. No 3. P. 174-177.

261. Нідзельський М. Я. Вплив знімних пластинкових протезів на тканини протезного ложа в залежності від строків користування ними. *Вісник стоматології*. 1996. № 1. С. 51–54.

262. Кіндій Д. Д. Клінічні та технологічні аспекти різних методів полімеризації стоматологічних базисних пластмас: автореф. дис. ... канд. мед. наук. Полтава, 1999. 14 с.

263. Рисованный С. И. Гистохимическая характеристика белков эпителиев слизистой оболочки твердого неба и альвеолярного отростка

человека в онтогенезе и при пользовании съемными пластинчатыми протезами: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22. Краснодар, 1978.

264. Хю О., Мариазье А. Биофункциональная система протезирования (БСП): новый подход к съемным зубным протезам. *Новое в стоматологии*. 2002. № 1. С. 70–78.

265. Громов О. В., Альберт Е. А., Чекрыгина А. А. Влияние базисного материала на микробиологическое состояние полости рта. *Современная стоматология*. 2010. № 1. С. 118–121.

266. Розуменко В. А., Чулак Л. Д., Шутурминский В. Г. Клиническая оценка усовершенствованного метода изготовления биоинертного полного съемного протеза. *Вестник стоматологии*. 2013. № 1. С. 104–107.

267. Шутурмінський В. Г., Антощук М. М. Порівняльний аналіз якості протезування знімними протезами. *Вісник стоматології*. 2013. № 1.

268. Шутурминский В. Г. Экспериментальное обоснование применения нового материала для изготовления базисов съемных зубных протезов. *Georgian medical news*. 2013. Т. 3 (216). С. 25–31.

269. Schwarz F., Derks J., Monje A., Wang H.L. Peri-implantitis. *J Periodontol*. 2018. No 89. S. 267-290.

270. Шутурминский В. Г. Опыт применения съемных зубных протезов из полипропилена в практике ортопедической стоматологии. *Стоматологический журнал*. 2013. № 4. С. 328–332.

271. Шутурминский В. Г., Шнайдер С. А. Клинико-лабораторная оценка нового базисного материала для съемного зубного протезирования на основе сополимера полипропилена. *Вісник стоматології*. 2014. № 1. С. 46–51.

272. Шутурминский В. Г. Сравнительная оценка капиллярной сети слизистой оболочки и атрофии альвеолярного отростка при протезировании съемными протезами. *Український стоматологічний альманах*. 2015. № 3. С. 29–32.

273. Шутурминский В. Г. Результаты сравнительных исследований

физико-механических свойств полипропиленовых и акриловых пластмасс. *Інновації в стоматології*. 2015. № 1. С. 56–59.

274. Шутурмінський В. Г. Результати вивчення розповсюдженості протезних стоматитів у осіб, протезованих знімними пластинковими протезами. *Інтегративна антропологія*. 2015. № 1. С. 50–54.

275. Шутурминский В. Г. Клиническая оценка применения съёмных пластиночных протезов при непереносимости акриловых пластмасс, изготовленных из сополимера полипропилена. *Одеський медичний журнал*. 2015. № 3. С. 50–55.

ДОДАТОК А

ЕКОНОМІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ТА ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА МЕТОДІВ
ВИГОТОВЛЕННЯ РІЗНИХ ВИДІВ БЕЗАКРИЛОВИХ ЗУБНИХ
ПЛАСТИНКОВИХ ПРОТЕЗІВ

Однією з цілей дослідження було – економічно обґрунтувати доцільність практичного впровадження методу виготовлення без акрилових зубних пластинкових протезів за запропонованою нами технологією та провести його порівняльну економічну характеристику в порівнянні з технологією виготовлення акрилових зубних протезів.

Для вирішення цієї задачі нами сформульовані етапи досягнення мети:

- визначити затрати робочого часу на виготовлення часткового пластинкового протезу з без акрилової пластмаси в УОП для лікаря стоматолога-ортопеда згідно методики розрахунку, визначеній в додатку Наказу МОЗ України № 507[254];
- визначити затрати робочого часу для зубного техника при виготовленні без акрилового знімного пластинкового протезу;
- провести порівняльний аналіз собівартості виготовлення акрилових та без акрилових зубних пластинкових протезів за різними методиками;
- провести економічне обґрунтування клінічного застосування технології, яка впроваджується.

А.1. Визначення часових затрат в УОП для лікаря стоматолога-ортопеда при виготовленні часткового пластинкового протеза з поліпропілену

Для вирішення поставленої задачі ми використовували методику, що була розроблена проф. В. А. Лабунцем [238]. При розрахунку затрат часу лікаря на виготовлення без акрилового протезу у порівнянні з протезом із

акрилової пластмаси існує певна різниця – збільшується час на зняття відбитку, так як слід отримати не один, а два робочі відбитки. Також збільшується час на перевірку конструкції через необхідність ретельного визначення розташування конструктивних особливостей клакерів та інше (табл. А.1).

Таблиця А.1

Розрахунок нормативу часу на виготовлення знімних часткових пластинкових без акрилових протезів (з поліпропілену) стоматологом-ортопедом (з корекцією протезів), хв.

Елементи операції	Тривалість одного елементу операції M±m, хв.	Кратність повторення елементів операції	Фактична затрата часу на операцію
1	2	3	4
Виклик хворого	0,39±0,03	7	2,73
Помивка рук	0,62±0,08	20	12,40
Підготовка інструментарію	0,56±0,03	7	3,92
Обстеження хворого. Аналіз клініко-лабораторних досліджень. Оформлення історії хвороби	7,63±0,03	2	15,26
Підбирання стандартних ложок	0,88±0,06	1	0,88
Підготовка відбиткового матеріалу та отримання відбитків	5,21±0,19	3	15,63
Контрольний огляд відбитків	0,38±0,03	3	1,14
Передача відбитків в зуботехнічну лабораторію	0,98±0,05	3	2,94
Визначення центральної окклюдії та висоти нижньої третини обличчя	12,45±0,22	1	12,45
Контрольний огляд моделей в стані центральної окклюдії	0,38±0,03	1	0,38
Визначення кольору штучних зубів, меж базису протезного ложе, опорних зубів під кламмери	3,34±0,11	1	3,34
Перевірка постановки штучних зубів, розташування кламмерів на опорних зубах	7,11±0,26	1	7,11

Продовження табл. А.1.

1	2	3	4
Припасовка та фіксація часткового знімного протеза в порожнині рота	18,28±0,78	1	18,28
Опитування та аналіз скарг хворого. Огляд порожнини рота, виявлення травматичних ушкоджень слизової оболонки порожнини рота. Корекція протезу	13,49±0,43	2	26,98
Рекомендації хворому	4,45±0,12	3	13,35
Робота з медичною документацією	2,11±0,15	7	14,77
Всього			151,56

Отже, згідно до даних табл. А.1, затрати робочого часу лікаря на виготовлення знімного часткового пластинкового протезу складають 151,56 хв. При цьому УОП складають 2,53 од. (для акрилового протезу з корекцією — 2,3 УОП) [238].

А.2. Визначення часових затрат в УОП для зубного техніка при виготовленні часткового пластинкового протеза з поліпропілену

Для визначення часу, що витрачається зубним техніком на виготовлення безакрилового протеза, ми провели статистичні дослідження за методикою, розглянутою в розділі 2. В експерименті брало участь 10 зубних техніків, з них 3 - з вищою категорією, 3 - з першої і 4 - без категорії (у всіх стаж роботи за технологією безакрилового знімного пластинкового протезування становив на момент дослідження не менше 5 років).

Так, згідно з даними, представленими в табл. А.2, час, що витрачається зубним техніком для виготовлення безакрилового протеза, становить 378,04 хв., що відповідає 4,9 УОП [254].

Отже, часові затрати за рахунок ін'єкційного лиття і необхідності

установки литникової системи, складності обробки протеза збільшуються на 25,7% в порівнянні з часом, розрахованим для виготовлення знімного протезу.

Також з наведених даних видно, що час роботи з безакриловим протезом залежить від кваліфікації зубного техника і його досвідченості. При роботі зубного техника вищої категорії економія робочого часу становить до 26,8% від загального витраченого часу, що, в свою чергу, свідчить про важливість творчого і раціонального підходу при виготовленні безакрилових зубних протезів.

А.3. Порівняльний аналіз собівартості виготовлення акрилових і безакрилових зубних протезів за різними методиками.

Для оцінки матеріальних затрат ми провели розрахунок вартості витратних матеріалів (без урахування заробітної плати та амортизації обладнання) для виготовлення одного знімного пластинкового протезу з 2 гнучими кламерами з пластмаси «Фторакс» і одного знімного пластинкового протезу з 2 пластмасовими кламмерами із сополимеру поліпропілена "Tipplen R 359".

При розрахунку вартості витратних матеріалів використовувалися преїскуранти закупівель витратних матеріалів стоматологічною поліклінікою Одеського державного медичного університету за 2008 р.

Дані досліджень представлені в табл. А.3 і А.4.

Таблиця А.2

Розрахунок нормативу часу на виготовлення знімних часткових пластинкових протезів із поліпропілену зубним техніком, хв

Елементи операції	Тривалість одного елементу операції при виконанні техніком вищої категорії, М±m, хв	Тривалість одного елементу операції при виконанні першої категорії, М±m, хв	Тривалість одного елементу операції при виконанні техніком без категорії, М±m, хв	Середня тривалість одного елементу операції, М±m, хв	Кратність повторення елементів операції	Фактична витрата часу на проведення операції, хв
1	2	3	4	5	6	7
Контрольний огляд відбитків	0,28±0,03	0,34±0,05	0,37±0,02	0,33	3	0,99
Підготовка супергіпсу та відливка моделей	3,21±0,19	3,21 ±0,19	3,21±0,19	3,21	3	9,63
Підготовка гіпсу та відливка допоміжної моделі	0,98±0,05	0,98±0,05	0,98±0,05	0,98	3	2,94
Обрізка моделей	4,21±0,11	4,32±0,32	5,14±0,42	4,56	3	13,67
Окреслювання меж базису безкрилового протезу	2,11±0,04	2,18±0,12	3,02±0,01	2,44	1	2,44
Виготовлення прикусного валика	12,22±0,07	13,42±0,05	15,04±0,10	13,56	2	27,12
Фіксація моделей	3,20±0,02	3,21±0,07	3,29±0,04	3,23	1	3,23
Загіпсування до окклюдатору	4,50±0,05	4,70±0,08	4,90±0,07	4,70	1	4,70
Первинне моделювання базису протеза	16,22±0,05	18,54±0,04	18,59±0,12	17,78	1	17,78
Підготовка зубів до постановки	3,42±0,02	3,54±0,08	3,86±0,04	3,64	8	29.12

Продовження табл. А.2

1	2	3	4	5	6	7
Постановка зубів (з розрахунку на 8 зубів)	2,11±0,01	2,26±0,05	2,59±0,07	2,32	8	18,56
Корекція постановки зубів	5,44±0,58	7,84±0,04	7,79±0,02	7,02	1	7,02
Остаточне моделювання протезів	41,51±0,06	41,95±0,02	42,49±0,08	41,98	1	41,98
Моделювання кламмерів (з розрахунку на 2 кламмери)	27,51±0,07	28,45±0,07	28,95±0,09	28,30	2	56,60
Встановлення литникової системи	32,44±0,08	33,54±0,04	31,20±0,02	32,39	1	32,39
Підготовка моделі до гіпсування до кювете	25,22±0,07	25,2±0,04	26,42±0,07	25,82	1	25,82
Загіпсовка до кювети	13,14±0,04	13,86±0,03	13,85±0,08	13,65	1	13,65
Заливка нижньої частини кювети	5,85±0,05	6,07±0,05	6,08±0,09	6,0	1	6,0
Підготовка верхньої частини кювети	3,25±0,04	3,25±0,07	3,28±0,09	3,26	1	3,26
Заливка верхньої частини кювети	1,82±0,05	1,92±0,07	2,12±0,07	1,95	1	1,95
Видалення залишків воску	16,24±0,05	16,23±0,03	16,11±0,02	16,19	1	16,19
Висушування кювети	15,10±0,07	15,10±0,03	15,20±0,07	15,10	1	15,10
Обробка ізоляційним лаком, підготування кювети до заливання пластмаси	4,20±0,04	4,40±0,08	4,30±0,05	4,30	1	4,30
Підготовка термопласта до заливання	56,5±0,08	56,5±0,05	56,5±0,05	56,5	1	56,5
Заливка термопласту	7,45±0,05	7,95±0,04	8,85±0,07	8,05	1	8,05
Застигання термопласту	3,0	3,0	3,0	3,0	1	3,0
Охолодження кювети	10,5	10,5	10,5	10,5	1	10,5
Доставання протезу	12,44±0,04	12,96±0,02	12,95±0,02	12,75	1	12,75
Очищування протезу від гіпсу	11,50±0,04	11,82±0,03	10,81±0,04	11,31	1	11,31
Видалення ливникової системи	1,25±0,05	1,24±0,04	1,22±0,04	1,24	1	1,24
Полірування	14,51±0,08	11,44±0,07	17,48±0,08	14,47	3	43,43
Всього						1158

Таблиця А.3

**Розрахунок витрат матеріалів і медичного інструментарію для
калькуляції собівартості виготовлення часткового пластинкового
протезу (без урахування вартості штучних зубів) з акрилової пластмаси**

Назва	Од. вим.	Кіл-сть	Ціна, коп	Вартіс ть, грн
1. Гіпс медичний	г	110,0±0,5	0,4	0,44
2. Гіпс високоміцний	г	110,0±0,5	1,5	1,65
3. Ізокол	мл	15,0±0,8	4	0,60
4. Віск базисний	г	15,0±0,7	44,91	0,44
5. Пластмаса «Фторакс	г	28,0±0,9	163,38	45,64
6. Круги шліфувальні для шліфмашин	шт	0,0100±0,0001	32,5	0,01
7. Круги шліфувальні для бормашин	шт	0,010±0,002	26,4	0,01
8. Головки шліфувальні стоматологічні	шт	0,010±0,001	270	0,03
9. Фреза	шт	0,003±0,001	150	0,01
10. Щітки щетинні	шт	0,007±0,010	200	0,01
11. Фільци	шт	0,010±0,001	166	0,02
12. Щітки нитяні (полірувальні)	шт	0,0010±0,0001	140	0,01
13. Паста полірувальна (пемза)	г	1,25±0,05	41,5	0,52
14. Матеріал багаторазового користування	1 УОП в грн	1,87±0,04	3,93	5,90
15. Проволока кламерна	м	0,020±0,004	4,45	0,02
ВСЬОГО:				482

Як видно з даних проведених експериментальних розрахунків, вартість матеріалів і медичного інструментарію при виготовленні протезів з акрилової пластмаси і поліпропілену практично однакова і становить 55,67 грн для протеза з поліпропілену, 55,31 грн - для безакрилового протеза, вартість протеза з поліпропілену на 0, 6% більше.

Таблиця А.4

**Розрахунок витрат матеріалів і медичного інструментарію для
калькуляції собівартості виготовлення часткового пластинкового
протезу (без урахування вартості штучних зубів) з сополімеру
поліпропілена**

Наименование	Ед. изм.	Кол-во	Цена, коп	Стоимость, грн
16. Гіпс медичний	г	110,0±0,5	0,4	0,44
17. Гіпс високоміцний	г	220,0±0,2	1,5	3,30
18. Ізокол	мл	15,0±0,8	4	0,60
19. Віск базисний	г	16,5±0,7	144,9	23,90
20. Пластмаса «Фторакс	г	14,5±0,1	34,4	4,99
21. Круги шліфувальні для шліфмашин	г	24,8±0,8	58,1	14,41
22. Круги шліфувальні для бормашин	г	0,0100±0,0005	155,4	0,02
23. Головки шліфувальні стоматологічні	шт	0,0100±0,0001	0,01	0,01
24. Фреза	шт	0,010±0,001	270	0,03
25. Щітки щетинні	шт	0,003±0,001	150	0,01
26. Фільци	шт	0,007±0,010	200	0,01
27. Щітки нитяні (полірувальні)	шт	0,0400±0,0001	140	0,06
28. Паста полірувальна (пемза)	г	1,25±0,05	41,5	0,52
29. Матеріал багаторазового користування	1 УОП в грн	1,87	3,93	7,37
ВСЬОГО:				518

При вивченні представлених даних для протеза з ПП звертає на себе увагу незначне збільшення вартості через більш тривалий час виготовлення (1,87 УОП), вартості литого воску, який не застосовується в акриловому протезуванні, а також збільшення витрат супергіпса вдвічі за рахунок виливки другої моделі.

Але дане підвищення витрат при виготовленні протезів з ПП нівелюється вартістю акрилової пластмаси (її вартість в 3,16 рази перевищує номінальну вартість промислового сополімера ПП) і необхідністю

застосування кламмерного дроту, фільців та іншого.

Отже, при порівняльному обліку собівартості виготовлення акрилових протезів і протезів з ПП можна вважати вартість витратних матеріалів однаковою.

Проведені економічні дослідження показали, що вартість витратних матеріалів при безакриловому протезуванні практично дорівнює вартості витратних матеріалів при виготовленні акрилових протезів. Час, що витрачається на виготовлення безакрилових протезів, на 25% більше, але якщо провести глобальний розрахунок і врахувати той факт, що на 1 акриловий протез доводиться 2 лагодження через його крихкість, то розрахунок УОП буде переконливішим (табл. А.5.)

Таблиця А.5

Порівняльний аналіз розрахунку умовних одиниць працездатності для виготовлення акрилових протезів і протезів із поліпропілену

Види робіт	Акрилові протези	Ремонт протезу*	УОП виготовлення акрилових протезів + 2 ремонту	Протези з поліпропілену
УОП лікаря-ортопеда	2,3	0,3	2,9	2,5
УОП зубного техника	3,7	0,6	4,9	4,9
Загальна УОП	6,0	0,9	7,8	7,4

Примітка. Данні для колонки «Ремонт протезу» взяті з нормативних документів [255] для самих простих видів ремонту протезів.

З отриманих даних зрозуміло, що економічно більш доцільне використання використання протезів з поліпропілену у зв'язку з тим, що при умовах стандартного функціонування протезу в порожнині рота часові, а також і вартівні витрати будуть на 5,2 % вище при виготовленні акрилових

пластинкових зубних протезів.

У зв'язку з цим для державних програм безкоштовного протезування пільгових контингентів хворих та інших витратних статей в ортопедичної стоматології краще використання протезів з ПП в порівнянні з акриловими зубними протезами.

Всі отримані результати дослідження лягли в основу наших подальших розробок.

ДОДАТОК Б.

ДКНП 24.16.51.300
 УКНП 83.080

СЕРТИФИКАТ
 ВИДАНО 20.04.07

СОГЛАСОВАНО
 Директор ООО «Фест»
 [Signature]
 18 2007 г.

ПРОВЕРИ И СТРИГОВАНО
 ДЕРЖСЛОЖИВСТАНДАРТ УКРАЇНИ
 ДП «Луганський регіональний науково-дослідницький центр стандартизації, метрології та сертифікації»
 Сертифікат № 2007-09-20
 в ділячці № 00125935/0031174

УКРАЇНА ЛУГАНСЬКА ОБЛ. М. ЛУГАНСЬК
 ЗАЛ «ЛІНІК» ВАТ
 Генеральний директор
 ЗАО «ЛІНІК»
 А.В.Панов
 09 2007 г.

ПОЛІПРОПІЛЕН І СОПОЛІМЕРИ ПРОПІЛЕНА МАРКИ ЛІПОЛ
 Технічні умови
 ТУ У 24.1-322929-003:2007

(Взаєм ТУ У 24.1-32359781-001-2005)
 Дата введення 2007-09-20
 без обмеження строку дієвості
 Літера А

СОГЛАСОВАНО
 Начальник територіального управління
 Госгорпромторга по Луганській області
 Т.М.Басакін
 «30» 03 2007 г.

РАЗРАБОТАНО
 Заместитель генерального директора -
 главный инженер
 ЗАО «ЛИНИК»
 [Signature] Н.И.Парсентьев
 «16» 03 2007 г.

Головний територіальний санітарний
 лікар Луганської області
 А.Н.Докшанецько
 «15» 03 2007 г.

Головний спеціаліст по
 нафтехімічному виробництву
 [Signature] Н.И.Бровко
 «15» 03 2007 г.

Начальник центральної заводської
 лабораторії - начальник відділу
 технічного контролю
 [Signature] Е.М.Макушена
 «15» 03 2007 г.

Начальник відділу системи менеджменту
 і аудиту по якості
 [Signature] Л.А.Пристромко
 «15» 03 2007 г.

Заключення № 05.02.04-04/2.05

Таблица 6 – Показатели качества полипропилена (гомополимера)

Марки ЛИПОЛ/ Методики измерений	Показа- тель текучес- ти расплава, г/10 мин.	Разброс значений показателя текучести расплава в пределах партии,%, не более		Массо- вая доля лету- чих ве- ществ, % не более	Массовая доля веществ, раствори- мых в холодном ксилоле, %, не более	Массо- вая доля изотак- тической фрак- ции,%, не мен.
		В.с.	1-й с.			
		Прил. А	Прил. Р			
A1-53К	0,10-0,50	± 20	± 25			
A1-60Н						
A1-66Н						
A2-67К	0,51-1,24	± 15				
A3-54УЛ	1,3 - 2,4					
A3-56О						
A3-57У						
A3-67К, A3-67Е						
A3-68УА						
A3-70ЕР						
A4-56К						
A4-58ЕР						
A4-71К, A4-71Е						
A4-72УА						
A5-71К, A5-71Е	4,1 - 6,0					
A6-71К, A6-71Е	6,1 - 8,0	± 10		0,12	5	95
A7-74К	8,1-11,4					
A8-61У	12 - 15					
A8-62У						
A8-74К						
A9-74К	16 - 19					
A9-78У						
A10-62У						
A10-75К						
A10-76У						
A10-79К						
A11-62У	31 - 60					
A11-63КР						
A11-64КР						
A11-65КР						
A11-76У						
A11-77У						

Таблица 9 - Показатели качества полипропиленовых гранул и пленки

Внешний вид гранул				
Наименование показателя	Норма			Методики
	Ед. измерения	Высший сорт	1-й сорт	
1 Индекс желтизны, не более	Ед.	2	5	Приложение В
2 Аномалии гранулирования, не более	%	5		
3 Количество загрязнений	Шт/кг	Отсутствие		Приложение Б
4 Количество включений, не более	Шт/кг	5	10	
Внешний вид пленки (для полипропилена и сополимеров пропилена с показателем текучести расплава от 1,3 г/10 мин. до 8,0 г/10 мин. включительно и с буквенным обозначением «Е»)				
5 Однородность	-	однородная		Приложение П
6 Максимальное количество «рыбьих глаз» диаметром, мм, не более				
- свыше 2,5		5	Не нормируется	
- от 1,5 до 2,5		10		
- от 0,7 до 1,5	Шт/м ²	20		
7 Максимальная плотность «рыбьих глаз» диаметром, мм, не более - свыше 0,2		250		

Таблица 10 - Гигиенические показатели водной вытяжки полипропилена и сополимеров пропилена марки ЛИПОЛ

Наименование показателей	Норма	Метод испытаний
1. Запах и привкус водной вытяжки, балл, не более	1	ГОСТ 22648
2. Концентрация формальдегида в водной вытяжке, мг/дм ³ , не более	0,1	

ДОДАТОК В



**МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНА САНІТАРНО-ЕПІДЕМІОЛОГІЧНА СЛУЖБА**


Міністерство Охорони Здраво'я України
(назва установи)

м. Київ, вул. Грушевського, 7
(адреса установи)

тел., факс: 353-94-84; 559-29-55

ЗАТВЕРДЖУЮ

Заступник голови державного
санітарного гігієнічного управління України


М.А.Ситенко

Висновок державної санітарно-епідеміологічної експертизи

від "08" 08 2008 р. № 08.03.02-03/50771

Сополімер пропілена гранульованого марку «Гірлен» R 359
(об'єкт експертизи, визначений у вказівках ТУ, ДСТУ, ГОСТ)

Код ХКГЗЕД: 3002300000
(код за ДКПД, код за УКТЗЕД, артикул)

Сировина для виробництва виробів медичного призначення
(сфера застосування та реалізації об'єкта експертизи)

"Трафескіт хімічний комбініт", Угорщина, Н-3081 Tuzsavaros, P.O.Box 20, Hungary
(п्राйв-виробник, виробник, адреса місцевості, телефон, факс, Е-пошта WWW, код ЄДРПОУ)

ВАТ "Гемодіалт", Україна, 67704, Одеська область, м.Білогірське-Дністровський, вул. Маджарського, 57, тел.: (04849) 3-1804, 3-1502, факс: 00480922
(підприємство, адреса, місцевість, телефон, факс, Е-пошта WWW, код ЄДРПОУ)

Необхідності в даних про контракт немає.
(дані про контракт на поставку об'єкта експертизи в Україну)

Об'єкт експертизи відповідає установленим медичним критеріям безпеки - показникам, за результатами випробувань поданих зразків об'єкт експертизи відповідає вимогам "Общих методических указаний к токсикологическо-гигиенической оценке полимерных материалов и изделий на их основе для медицины", М. 1987г. та СанПІН № 42-123-4240-86 "Допустимые количества миграции (ДКМ) химических веществ, выделяющихся из полимерных и других материалов, контактирующих с пищевыми продуктами, и методы их определения", в саме: інтенсивність виходу не > 1 базу, рівні міграції формальдегіду – не >0,1 мг/га, ацетальдегіду – не >0,2 мг/га.

Необхідними умовами використання / застосування, зберігання, транспортування, утилізації, знищення є, при застосуванні у виробництві додержуватись вимог нормативної документації на продукцію, що виробляється, та вимог ГОСТ 12.1.003-88

За результатами державної санітарно-епідеміологічної експертизи об'єкт експертизи "Сополімер пропілена гранульованого марку «Гірлен» R 359", за поданим заявником зразком відповідає вимогам діючого санітарного законодавства України і за умовами дотримання вимог цього висновку може бути використаний в заявленій сфері застосування.

Термін придатності: згідно рекомендацій виробника
Інформація щодо етикетки, інструкції, правила тощо:
Висновок дійсний - до 01.10.2013 р.
Відповідальність за дотримання вимог цього висновку несе заявник.

При зміні рецептури, технології виготовлення, які можуть змінити властивості об'єкта експертизи або спричинити негативний вплив на здоров'я людей, сфері застосування, умов застосування об'єкта експертизи даній висновок втрачає силу.

Позашкільна безпека, які підлягають контролю на кордоні: санітарного контролю за показниками безпеки для здоров'я не потребує

Позашкільна безпека, які підлягають контролю при митному оформленні: санітарного контролю за показниками безпеки для здоров'я не потребує

Поточний державний санітарний надгляд здійснюється згідно з вимогами цього висновку: у відповідності з чинним законодавством України.

Комісія з державної санітарно-епідеміологічної експертизи
при головному державному санітарному лікарні України
Інституту екології та токсикології ім. Л.І.Медведя

м. Київ, вул. Героїв Оборони, 6
тел. 258-47-73

Протокол експертизи

Заст. голови експертної комісії



№ 3/8-А-7508-08 від 05.08.2008 р.

Подрушник А.С.

ДОДАТОК Г
ТЕХНІЧНІ УМОВИ
«ПРОТЕЗИ ЗУБНІ ЗНІМНІ З ПОЛІПРОПІЛЕНУ»

ДКПІ 33.10.17.590

УКНД 11.040.40



ЗАТВЕРДЖУЮ

Ректор Одеського національного
медичного університету, акад.

В. М. Запорожан

2010 р.

ПРОТЕЗИ ЗУБНІ ЗНІМНІ З ПОЛІПРОПІЛЕНУ
Технічні умови

ТУ У 33.1-02010801-001:2010

Літера **О₁**

(Уведені вперше)

Дата надання чинності _____

Чинні до _____

РОЗРОБЛЕНО

Доцент кафедри ортопедичної
стоматології Одеського
національного медичного
університету, к.м.н.

В.Г. Шутурмінський

« 14 » жовтня 2010 р.

Державна санітарно-епідеміологічна
служба схвалила. **Висновок**

№ 069-с / від
« 10 » листопада 2010 р.

Завідувач кафедри ортопедичної
стоматології Одеського
національного медичного
університету, д.м.н., професор,
засл. діяч науки і техніки України

Л. Д. Чулак

« 14 » жовтня 2010 р.

1. СФЕРА ЗАСТОСУВАННЯ

Ці технічні умови розповсюджуються на протези зубні знімні часткові з поліпропілену марки „Tirplen R359” (далі по тексті — протези зубні), які застосовуються для відновлення жувальної ефективності та усунення косметичних дефектів у пацієнтів з частковою втратою зубів.

Галузь застосування — ортопедична стоматологія. Протези зубні застосовуються в стоматологічних кабінетах лікарень, поліклінік та інших медичних закладах стоматологічного профілю.

Вид кліматичного виконання V, категорії 6 згідно з ГОСТ 20790.

Залежно від потенційного ризику застосування протези зубні знімні відносяться до класу I згідно з ДСТУ 4388.

Приклад умовного позначення протезів зубних при замовленні: «Протез зубний знімний з поліпропілену Tirplen ТУ У 33.1-02010801-001:2010».

Обов'язкові вимоги, які забезпечують безпеку для здоров'я людини і охорону довкілля, утилізуванню викладені у розділі 3.

При розробці протезів зубних використаний патент на винахід України — «Спосіб виготовлення термопластичного знімного зубного протезу» (Україна, МПК (2009) А61С 9/00; заявник та патентовласник Одес. держ.мед. ун-тет. — № а2009 11614; заяв. 30.06.2010.

Ці ТУ є власністю Одеського національного медичного університету і не можуть бути повністю або частково відтворені, тиражовані і розмножені без дозволу власника. Вироби виготовлені згідно цих ТУ не можуть бути реалізовані під іншою назвою, торговою маркою тощо.

Ці ТУ треба перевіряти регулярно, але не рідше одного разу на п'ять років після надання їм чинності чи останнього перевіряння, якщо не виникне потреби перевірити їх раніше у разі прийняття нормативно-правових актів, відповідних національних (міждержавних) стандартів та інших нормативних документів, якими регламентовано інші вимоги, ніж ті, що встановлені у цих ТУ.

Ці ТУ придатні для цілей сертифікації у системі УкрСЕПРО.

2. НОРМАТИВНІ ПОСИЛАННЯ

2.1 У цих технічних умовах наведені посилання на наступні документи:

ДСТУ 2296-93 Система сертифікації УкрСЕПРО. Знак відповідності. Форма, розміри, технічні вимоги і правила застосування

ДСТУ 2708:2006 Метрологія. Повірка засобів вимірювальної техніки. Організація та порядок проведення.

ДСТУ 3413-96 Система сертифікації УкрСЕПРО. Порядок проведення сертифікації продукції.

ДСТУ 4388:2005 Вироби медичні. Класифікування залежно від потенційного ризику застосування. Загальні вимоги.

ДСТУ EN 980:2007 Символи графічні для маркування медичних виробів (EN 980:2003, IDT).

ДСТУ ISO 10993-1:2004 Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 1. Оцінювання та випробування.

ДСТУ ISO 10993-5:2004 Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 5.

Випробування та цитотоксичність in vitro.

ДСТУ ГОСТ 12.4.041:2006 ССБП. Засоби індивідуального захисту органів дихання фільтрувальні. Загальні технічні вимоги (ГОСТ 12.4.041:2001, IDT).

ДСТУ ГОСТ 166:2009 Штангенциркули. Технические условия.

ДСТУ ГОСТ 13837:2009 Динамометры общего назначения. Технические условия.

ДСТУ 4260:2003 Тара і пакування спожиткові. Пакування. Загальні вимоги.

ДСТУ 2972-94 Засоби миючі синтетичні порошкоподібні. Загальні технічні вимоги.

ГОСТ 3.1120-83 ЕСТД. Общие правила отражения и оформления требований безопасности труда в технологической документации.

ГОСТ 12.1.003-82 ССБТ. Шум. Общие требования безопасности.

ГОСТ 12.1.004-91 ССБТ. Пожарная безопасность. Общие требования.

ГОСТ 12.1.005-88 ССБТ. Общие санитарно-гигиенические требования к воздуху рабочей зоны.

ГОСТ 12.1.018-93 ССБТ. Пожарная безопасность. Электростатическая искро-безопасность. Общие требования

ГОСТ 12.1.019-79 ССБТ. Электробезопасность. Общие требования и номенклатура видов защиты.

ГОСТ 12.2.003-91 ССБТ. Оборудование производственное. Общие требования безопасности.

ГОСТ 12.3.002-75 ССБТ. Процессы производственные. Общие требования безопасности.

ГОСТ 12.4.011-89 ССБТ. Средства защиты работающих. Общие требования и классификация.

ГОСТ 12.4.021-75 ССБТ. Системы вентиляционные. Общие требования.

ГОСТ 17.2.3.02-78 ССБТ. Охрана природы. Атмосфера. Правила установления допустимых выбросов вредных веществ промышленных предприятий.

ГОСТ 177-77 Водорода перекись.

ГОСТ 745-79 Фольга алюмінієва.

ГОСТ 1770-74 Посуда мерная лабораторная стеклянная. Цилиндры, мензурки, колбы, пробирки.

ГОСТ 9142-84 Ящики из гофрированного картона для химических нитей. Технические условия.

ГОСТ 10354-82 Пленка полиэтиленовая. Технические условия.

ГОСТ 10459-87 Бумага-основа для клеевой ленты. Технические условия.

ГОСТ 13514-82 Ящики из гофрированного картона для продукции легкой промышленности. Технические условия.

ГОСТ 14192-96 Маркировка грузов.

ГОСТ 15150-69 Машины, приборы и другие технические изделия. Исполнения для различных климатических районов, категории, условия эксплуатации, хранение и транспортирование в части воздействия климатических факторов внешней среды.

ГОСТ 18251-87 Лента клеевая на бумажной основе. Технические условия.

ГОСТ 20790-82 Приборы, аппараты и оборудование медицинские. Общие технические условия.

ГОСТ 24297-87 Входной контроль продукции. Основные положения.

ГОСТ 25706-83 Лупы. Типы, основные параметры. Общие технические требования.

ГОСТ 2874-82 Вода питьевая. Гигиенические требования и контроль качества.

ТУ У 33.1-00481318-007-2020 Зубы искусственные пластмассовые. Технические условия.

НАПБ А.01.001-2004 Правила пожежної безпеки в Україні.

МУ 25.1-001-86 Устойчивость изделий медицинской техники к воздействию агрессивных

биологических жидкостей.

ОСТ 42-21-2 Стерилизация и дезинфекция изделий медицинского назначения.

РД 50-707-91 Изделия медицинской техники. Требования к надежности. Правила и методы контроля показателей надежности. Методические указания.

ДСН 3.3.6.037-99 Державні санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку.

ДСН 3.3.6.039-99 Державні санітарні норми виробничої загальної та локальної вібрації.

ДСН 3.3.6.042-99 Державні санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень.

СанПиН 2.2.7.029-99 Санитарные правила и нормы утилизации отходов производства.

СанПиН 4630-88 Санитарные правила и нормы по охране поверхностных вод от загрязнения.

ДБН В.2.5-28-2007 Інженерне обладнання будинків і споруд. Природне і штучне освітлення.

СНиП 2.04.05-91 Строительные нормы и правила отопления, вентиляции и кондиционирования воздуха.

СНиП 2.09.02-85 Производственные здания.

Правила №121-12/12-33-14 Правила приема производственных сточных вод в системы канализационных пунктов.

СП №449, 28.12.83 р. Устройство, оборудование, эксплуатация амбулаторно-поликлинических учреждений стоматологического профиля, охрана труда и личной гигиены персонала.

Наказ МОЗ України № 246 від 21.05 2007 р. Первинні та періодичні медичні огляди працівників певних категорій.

3. ТЕХНІЧНІ ВИМОГИ

3.1 Загальні вимоги

3.1.1 Протези зубні повинні відповідати вимогам цих технічних умов, комплекту технологічної документації і виготовляться у відповідності з технологічним регламентом затвердженим у встановленому порядку.

3.2 Основні параметри і розміри

3.2.1 Протези зубні в залежності від медичних показників та конструктивних особливостей, підрозділяються на класи дефектів зубних рядів. Типові представники протезів зубних наведені на рисунках Б.1-Б.6 (Додаток Б).

3.2.2 Розміри, форма та конструкція протезів зубних встановлюється за медичними показниками та повинні відповідати індивідуальними особливостям пацієнта та моделі. Зуби протезів зубних повинні наближатись до анатомічної форми природних зубів з урахуванням індивідуальних особливостей їх розташування.

3.3 Характеристики

3.3.1 Протези зубні повинні виготовлятися з матеріалів та комплектуючих виробів наведених в табл. 2.

3.3.2 Поверхні протезів зубних не повинні мати пазів, раковин, гострих країв, включень, тріщин, залишків гіпсу та ізоляційних матеріалів. Зовнішня поверхня протезів зубних повинна бути полірованою.

Таблиця 2

Назва та марка матеріалу	Нормативний документ	
Поліпропілен „Tipplen R359”		
Зуби штучні пластмасові	ТУ У 33.1-00481318-007-2002	
Примітка. Допускається застосовувати інші типи зубів, що мають дозвіл центрального органу виконавчої влади у сфері охорони здоров'я		

3.3.3 Колір зубів протезів зубних повинен відповідати кольоровим відтінкам “Vita” та бути наближеним до кольору природних зубів пацієнта.

3.3.4 Оклюзійна поверхня зубів протезів зубних, повинна мати щільне змикання з зубами антагоністами, при цьому:

- на жувальній поверхні кожного моляру повинно бути не менш чим три пункти (крапки) контакту;

- на поверхні кожного премоляра — не менше двох пунктів контакту та на поверхні кожного фронтального зуба — не менше одного контактуючого пункту.

Примітка. Допускається відсутність контакту у окремих зубів, або групи фронтальних зубів у залежності від стану прикусу.

Примітка. Допускається відкриття шийки пластмасових зубів у протезах зубних за естетичними показниками.

3.3.5 Відростки кламмерів протезів зубних повинні складати одно ціле з базисом протезу зубного. Шийки пластмасових зубів повинні бути закриті базисною пластмасою, а міжзубні проміжки з вестибулярної сторони повинні бути вільними від пластмаси. Межа між зубами та базисом протеза зубного повинна бути чіткою.

3.3.6 Пластмасові зуби повинні бути міцно з'єднани з базисом протезів зубних та витримувати зусилля на відрив не менше 250 Н (25 кгс).

3.3.7 Протези зубні в пунктах контакту зубів повинні витримувати статичне навантаження не менше 350 Н (35 кгс)

3.3.8 Конічна крапка текучесті базису протезів зубних по Хеплеру повинна бути, не менше 200 МПа.

3.3.9 Протези зубні повинні бути стійкі до почервоніння, деформації і розтріскуванню при витримки в киплячій воді.

3.3.10 Зуби протезів зубних та базис протезів зубних, повинні бути стійкими до дії світла.

3.3.11 Протези зубні повинні бути стійкі до циклу обробки, що складається з передстерилізаційного очищення і стерилізації хімічним методом відповідно до режимів ОСТ 42-21-2.

3.3.12 Протези зубні повинні бути стійкі до впливів біологічних рідин і виділень тканин організму, з якими вони контактують у процесі експлуатації.

3.3.13 По наслідках відмовлення протези зубні відносяться до класу В по РД 50-707.

Середній термін служби протезів зубних повинний бути не менше 3 років.

За критерій граничного стану приймають невідповідність їх характеристик вимогам 3.3.2, 3.3.9, 3.3.12 та економічна недоцільність відновлення протезів зубних ремонтом.

3.4 Комплектність

3.4.1 Комплект постачання протезів зубних повинний відповідати наведеному у таблиці 3.

Таблиця 3

Найменування	Кількість, шт.
1 Протез зубний одного виду	1
2 Етикетка	1
3 Тара споживча	1
4 Інструкція щодо застосування	1
Примітка. Кількість протезів зубних може бути змінено згідно заказ-наряду медичного закладу.	

3.5 Маркування

3.5.1 Маркування повинно відповідати ГОСТ 20790.

3.5.2 На кожному споживчому упакованні з протезом зубним, повинний бути наклеєний ярлик, виконаний друкованим способом.

На ярлику повинні бути зазначені:

- символ «ВИРОБНИК» згідно з ДСТУ EN 980, адреса та його знак для товарів та послуг;

- найменування протезу зубного;

- позначення цих технічних умов;

- символи згідно з ДСТУ EN 980: «ДАТА ВИГОТОВЛЕННЯ» та «СВІДОЦТВО ПРО ДЕРЖАВНУ РЕЄСТРАЦІЮ МЕДИЧНОГО ВИРОБУ В УКРАЇНІ»;

- символ можливості вторинного перероблення («Кільце Мебіуса») з вказівкою виду матеріалу згідно з ДСТУ 4260;

- штамп відділу технічного контролю;

- знак відповідності згідно з ДСТУ 2296 (при сертифікації).

3.5.3 Транспортне маркування тари повинно відповідати вимогам ГОСТ 14192 і містити:

- маніпуляційний знак "Берегти від вологи", "Крихке-обережно";

- найменування вантажоодержувача;

- найменування пункту відправлення;

- маса брутто;

- габаритні розміри вантажного місця.

3.6 Упакування

3.6.1 Упакування повинне відповідати ГОСТ 20790.

3.6.2 Перед упакуванням протез зубний повинен бути знежирений, загорнутий у вологу салфетку та вкладений в тару споживчу — герметичний пакет з плівки поліетиленової згідно з ГОСТ 10354.

3.6.3 Для транспортування (при необхідності), упаковані згідно 3.6.2 протези зубні

відповідно до комплекту постачання (таблиця 3), повинні бути покладені у ящики з гофрованого картону за ГОСТ 9142 чи ГОСТ 13514.

3.6.4 Кожна коробка повинна бути обклеєна стрічкою згідно з ГОСТ 18251 або ГОСТ 10459.

3.6.5 В кожний ящик повинно бути вкладено пакувальний аркуш із вказівкою:

- підприємства – виробника,
- найменування і кількості (при необхідності) упакованих протезів зубних,
- прізвища (лікара-стоматолога) або умовного номера пакувальника і дати упакування згідно з ГОСТ 20790.

3.6.6 Маса бруто повинна бути не більше 10 кг.

Примітка. Дозволяється використання інших видів пакування, що забезпечують зберігання протезів при транспортуванні й зберіганні.

4 ВИМОГИ БЕЗПЕКИ ТА ОХОРОНИ ДОВКІЛЛЯ, УТИЛІЗУВАННЯ

4.1 Протези зубні повинні бути нетоксичні. Біологічне оцінювання матеріалів протезів зубних згідно з ДСТУ ISO 10993-1 та ДСТУ ISO 10993-5.

4.2 *Вимоги щодо безпеки при виготовленні протезів зубних повинні бути встановлені в технологічній документації згідно з ГОСТ 3.1120 і відповідати діючим нормативним документам.*

4.3 Устаткування, на якому виробляються протези зубні повинно відповідати вимогам безпеки згідно з ГОСТ 12.2.003 і ГОСТ 12.3.002.

4.4 Загальні вимоги електробезпеки повинні відповідати ГОСТ 12.1.018 та ГОСТ 12.1.019.

4.5 Допустимі рівні шуму і вібрації, які створюються обладнанням, повинні відповідати ГОСТ 12.1.003, ДСН 3.3.6.037 і ДСН 3.3.6.039.

4.6 *Виробничі приміщення повинні відповідати вимогам СНиП 2.09.02 та СП 449, а освітленість — ДБН В.2.5-28.*

4.7 Виробничі приміщення повинні бути обладнані припливно-витяжною вентиляцією відповідно ГОСТ 12.4.021-75, ДСН 3.3.6.043 і СНиП 2.04.05.

Місця можливих виділень газу і пилу повинні бути обладнані місцевими витяжними пристроями.

4.8 Повітря робочої зони і мікроклімат у виробничих приміщеннях повинний відповідати вимогам ГОСТ 12.1.005 і ДСН 3.3.6.042.

Гранично допустимі концентрації шкідливих речовин у повітрі у робочій зоні при виробництві протезів зубних надані у таблиці 4.

Контроль допустимих концентрацій шкідливих речовин у робочій зоні повинний здійснюватися згідно з ГОСТ 12.1.005 і по методиках, погоджених з органами Держсаннагляду. Періодичність контролю встановлюється органами Держсаннагляду.

Таблиця 4

Найменування речовини	Гранично допустима концентрація у мг/м	Клас шкідливості	Метод контролю
Формальдегід	0,5	I	МВ № 4595 [1]
Ацетальдегід	5,0	II	МВ № 2563 [2]
Органічні кислоти	5,0	III	МВ № 4591 [3]
Аерозоль поліпропілену та сополімерів пропілену	10,0	III	МВ № 4436 [4]

4.9 Виробничі приміщення повинні бути забезпечені питною водою згідно з ГОСТ 2874.

4.10 Пожежна безпека згідно з ГОСТ 12.1.004 та НАПБ А.01.001-2004.

Для тушіння поліпропілену та сополімерів пропілену застосовують вогнегасники будь-якого типу, воду, водяний пар, вогнегасні суміші та піну, інертні гази, пісок, азбестове полотно.

Для захисту від токсичних продуктів, що утворюються під час пожежі, за необхідністю використовують ізолюючі протигази любого типу, або фільтруючі протигази марки БКФ.

4.11 Стічні води зливають у каналізаційну систему згідно з правилами № 121-12/1233-14 “Правила приема производственных сточных вод в системы канализации населенных пунктов” та СанПиН 4630

4.12 Захист ґрунтів від забруднення побутовими та промисловими відходами виконується у відповідності з вимогами СанПиН 4690.

4.13 Захист навколишнього середовища повинний бути забезпечений контролем за дотриманням гранично-допустимих викидів згідно з ГОСТ 17.2.3.02.

4.14 Відходи виробництва повинні утилізуватися згідно з ДСанПиН 2.2.7.029

4.15 Засоби індивідуального захисту працівників повинні відповідати вимогам ГОСТ 12.4.011.

4.16 Попередні та періодичні медичні огляди необхідно проводити у відповідності з наказом МОЗ України № 246 від 21.05.2007 р.

6. ПРАВИЛА ПРИЙМАННЯ

5.1 Загальні положення

5.1.1 Правила приймання протезів зубних - згідно з ГОСТ 20790 та з ціми технічними умовам, у частині надійності - згідно з РД 50.707.

Для перевірки відповідності протезів зубних устанавлюються наступні категорії випробувань:

- приймально-здавальні;
- періодичні;
- кваліфікаційні;
- типові;
- контрольні випробування на надійність;
- сертифікаційні.

5.1.2 Вхідний контроль матеріалів та комплектуючих виробів повинний здійснюватися у відповідності з ГОСТ 24297.

5.1.3 Вимоги безпеки, які встановлені в розділі 4 (крім 4.1) по охороні навколишнього середовища та безпеці праці, утилізуванню контролюють під час освоєння виробництва та при серійному виробництві в порядку, встановленому органами Держнагляду.

5.1.4 Об'єм вибірки для контролю токсичності — згідно “Керівних методичних матеріалів по токсиколого-гігієнічним дослідженням полімерних матеріалів і виробів на їхній основі медичного призначення”[5].

5.1.5 Об'єм і послідовність проведення приймально-здавальних і періодичних випробувань повинні відповідати таблиці 5.

Таблиця 5

Найменування випробування	Номер пункту		Категорія випробувань	
	технічних вимог	методів випробувань	Приймально-здавальні	Периодичні
1	2	3	4	5
1 Перевірка, комплектності, маркування та упакування	3.4, 3.5, 3.6.1-3.6.5	6.2	+	+
2 Перевірка відповідності технологічної документації	3.1.1	6.3	+	+
3 Перевірка відповідності зразкам-еталонам	3.2.1	6.4	+	+
4 Перевірка відповідності форми та конструкції	3.2.2	6.5	+	+
5 Перевірка відповідності матеріалів та комплектуючих виробів	3.3.1	6.6	+	+
6 Перевірка поверхонь	3.3.2	6.7	+	+
7 Перевірка кольору зубів	3.3.3	6.8	+	+
8 Перевірка змикання зубів та пункти контактів протезів зубних	3.3.4	6.9	+	+
9 Перевірка розташування зубів у товщі базису протезів зубних	3.3.5	6.10	+	+
10 Перевірка міцність з'єднання зубів з базисом протезів зубних	3.3.6	6.11	-	+
11 Перевірка статичного навантаження	3.3.7	6.12	-	+
12 Перевірка текучесті по Хеплеру	3.3.8	6.13	-	+
13 Перевірка стійкості до дії киплячий воді	3.3.9	6.14	-	+
14 Перевірка стійкості до дії світла	3.3.10	6.15	-	+
15 Перевірка стійкості до циклу обробки	3.3.11	6.16	-	+
16 Перевірка стійкості до дії біологічних рідин	3.3.12	6.17	-	*
17 Перевірка нетоксичності	4.1	6.18	-	*
18 Перевірка терміну служби	3.3.13	6.19	-	**

Примітки: 1. Знак "+" означає — випробування проводять, знак "-" — випробування не проводять, знак "*" — випробування проводять на дослідних зразках, зразках установчої серії і при типових випробуваннях, знак "***" означає, що випробування проводять один раз на 3 роки.

2. В обґрунтованих випадках послідовність випробувань може бути змінена.

5.2 Приймально-здавальні випробування

5.2.1 Приймально-здавальним випробуванням підлягає кожний пред'явлений протез зубний. Приймально-здавальні випробування проводить підприємство-виробник.

5.2.3 Протези зубні, які не витримали приймально-здавальні випробування, повертають для дороблення, після чого вони повторно пред'явлюються на випробування.

5.2.4 Протези зубні, пред'явлені на випробування повторно, підлягають приймально-здавальним випробуванням у повному обсязі.

В обґрунтованих випадках допускається проводити випробування по вимогам, по

яким були одержані незадовільні результати і по яким випробування не проводилися.

5.2.5 Протези зубні, які пройшли приймально-здавальні випробування, повинні мати клеймо ВТК і відповідні записи у паспорті.

5.3 Періодичні випробування

5.3.1 Періодичним випробуванням, крім випробувань терміну служби і зберігасності, повинні підлягати не менше трьох протезів зубних любых видів, що пройшли приймально-здавальні випробування та упакованих для відвантаження.

5.3.2 Періодичні випробування проводить підприємство-виготовлювач не рідше одного разу на рік по всіх пунктах вимог цих технічних умов, крім випробувань по 3.3.12 — 3.3.13, 4.1 періодичність контролю яких вказана в примітці до таблиці 5.

5.3.3 При незадовільних результатах періодичних випробувань повторні випробування проводять на подвоєній кількості протезів зубних.

5.3.4 При незадовільних результатах повторних випробувань приймання та відвантаження протезів зубних призупинють до з'ясування та усунення причин, що викликають невідповідність вимогам цих технічних умов.

Приймання і відвантаження протезів зубних відновляють після проведення повторних періодичних випробувань по усіх вимогах даних технічних умов.

5.3.5 Результати періодичних випробувань повинні бути оформлені протоколом.

5.4 Типові випробування

5.4.1 Типові випробування протезів зубних проводить підприємство-виготовлювач у всіх випадках, коли вносять зміни в конструкцію, матеріали чи технологію виготовлення.

5.4.2 Обсяг, послідовність і план типових випробувань визначається програмою, затвердженої керівником підприємства-виготовлювача.

5.5 Кваліфікаційні випробування

5.5.1 Кваліфікаційні випробування проводять на зразках установчої серії протезів зубних на відповідність усім вимогам цих технічних умов.

5.6 Контрольні випробування на надійність

5.6.1 Контрольні випробування середнього терміну служби протезів зубних проводять по РД 50-707.

Вихідні дані для планування випробувань:

- ризик постачальника дорівнює ризику споживача: $\alpha = \beta = 0,2$;
- приймальний рівень $P_{\alpha} = 0,92$;
- бракувальний рівень $P_{\beta} = 0,65$;
- число незалежних спостережень $N = 4$;
- приймальне число $C_{\alpha} = 0$.

5.7 Сертифікаційні випробування

5.7.1 Сертифікаційні випробування протезів зубних проводять відповідно до вимог ДСТУ 3413.

6. МЕТОДИ КОНТРОЛЮВАННЯ

6.1 Умови проведення випробувань повинні відповідати нормальним кліматичним умовам за ГОСТ 15150, крім особливо зазначених у цьому розділі.

Всі засоби вимірювальної техніки повинні бути повірені у відповідності з ДСТУ 2708, випробувальне устаткування повинно бути атестоване у відповідності з вимогами ГОСТ 24555.

Перелік засобів вимірювань та обладнання, що необхідні для контролю, наведений у додатку Б.

6.2 Перевірку комплектності (2.4), маркування (2.5) і упакування (2.6.1-2.6.5) протезів зубних проводять зовнішнім оглядом і порівнянням з технологічною документацією.

6.3 Перевірку на відповідність протезів зубних комплекту технологічної документації (3.1.1) проводять при операційному контролі шляхом порівняння методами і засобами, зазначеними технологічним регламентом.

6.4 Перевірку конструктивних особливостей протезів зубних (3.2.1) проводять порівнянням з рисунками Б.1-Б.6 та зразками-свідками затвердженими у встановленому порядку.

6.5 Перевірку розмірів, форми і конструкції протезів зубних та відповідності їх індивідуальними особливостям пацієнта (3.2.2) проводять:

- розмірів — припасовуючи протези на відповідні діагностичні гіпсові моделі. Протези зубні повинні вільно устанавлюватися на модель. Протези зубні повинні щільно охоплювати коронкові частини опорних зубів на моделі.

- товщини стінок протезів зубних у пришийковій частині — штангенциркулем стоматологічним або штангенциркулем ШЦ-11-160-0,05 згідно з ДСТУ ГОСТ 166.

- відповідності протезів зубних індивідуальним особливостям пацієнта, здійснюється безпосередньо лікарем—стоматологом.

Результати випробувань вважають задовільними, якщо товщина стінок протезів зубних відповідає вимогам 3.3.6, а форма, розміри та конструкція, індивідуальним особливостям пацієнта.

6.6 Перевірку матеріалів та комплектуючих виробів (3.3.1) проводять при вхідному контролі по сертифікатах, що засвідчує марку і якість матеріалів та комплектуючих виробів.

6.7 Перевірку стану зовнішніх поверхонь протезів зубних (3.3.2) проводять візуально зовнішнім оглядом, з застосуванням лупи згідно з ГОСТ 25706, яка забезпечує чотириохразове збільшення.

Результати випробувань вважають задовільними, якщо поверхні протезів зубних відповідають вимогам 3.3.2.

6.8 Перевірку кольору базису протезів зубних (3.3.3) проводять візуально, шляхом порівняння з кольоровими відтінкам спеціальних базисних еталонів, при освітленні в приміщенні не менше 300 лк.

Результати випробувань вважають задовільними, якщо колір базису та зубів протезів зубних відповідають вимогам 3.3.3.

6.9 Перевірку щільності змикання оклюзійних поверхонь зубів з зубами

антагоністами, пунктів контакту поверхонь премолярів та фронтальних зубів протезів зубних (3.3.4) проводять у оклюдаторі, контакт з зубами антагоністами — за допомогою копіювальної бумаги згідно діючої НД на відповідних моделях.

Результати випробувань вважають задовільними, якщо протези зубні відповідають вимогам 3.3.4.

6.10 Перевірка розташування у товщі базису протезів зубних (3.3.5) головок клямпонів, шийк зубів та міжзубних проміжків проводять візуально, зовнішнім оглядом.

Результати випробувань вважають задовільними, якщо протези зубні відповідають вимогам 3.3.5.

6.11 Перевірку міцності з'єднання з базисом протезів пластмасових зубів протезів зубних (3.3.6) проводять наступним чином:

- зубний протез встановлюють та закріплюють на пристосуванні;

- до пластмасових зубів послідовно, за допомогою динамометра ДПУ згідно з ДСТУ ГОСТ 13837 повільно прикладають зусилля на відрив від 10 Н до 100 Н (від 1 кгс до 10 кгс). Час витримки максимального зусилля на кожному зубі протезу не менше 30 с.

Результати випробувань вважають задовільними, якщо відсутні тріщини і механічні пошкодження базису протезів зубних та відсутній люфт пластмасових зубів.

6.12 Перевірку статичного навантаження у пунктах контакту зубів протезів зубних (3.3.7) проводять наступним чином:

- проводять перевірку та відмітку пунктів контакту поверхонь премолярів та фронтальних зубів протезів зубних згідно 6.9;

- зубний протез встановлюють та закріплюють на пристосуванні;

- повільно прикладають статичне навантаження від 100 Н до 200 Н (від 10 кгс до 20 кгс) за допомогою важків. Час витримки зусилля при максимальному навантаженні не менше 30 с.

Результати випробувань вважають задовільними, якщо відсутні тріщини і механічні пошкодження базису протезів та відсутній люфт або механічні пошкодження кляммерів чи пластмасових зубів.

6.13 Перевірка граничної точки текучості за Хеплером базису протезів зубних (3.3.8), проводять наступним чином:

- для випробувань готують не менше трьох зразків протезів зубних;

- зразок протезу зубного встановлюють та закріплюють на пристосуванні;

- потім протез зубний на пристосуванні встановлюють на горизонтальну поверхню консистомера Хеплера і вістря конуса приладу обережно опускають на відповідні місця базису протезу.

Зразок витримують протягом 30 с під навантаженням, не менше — 95 Н (9,5 кгс).

Вимір глибини проникнення вістря конуса приладу проводять за 60 с після зняття навантаження.

Обробка результатів:

- граничну точку текучості F , в МПа визначають за формулою 1:

$$F = \frac{4 G}{(S+0,2)^2 \pi} \quad (1)$$

де: G - нагрузка, Н;

S- глибина проникнення вістря конусу у базис протезів зубних або у зуб;

$\pi = 3,14$,

0,2 - величина сплюсненості вістря конусу.

Результати випробувань вважають задовільними, якщо середнє арифметичне усіх вимірів граничної точки текучості відрізняється від наведеного у 3.3.8 не більше ніж 10%.

6.14 Перевірка стійкості протезів зубних до почервоніння, деформації і розтріскування при витримки в киплячій воді (3.3.9), проводять наступним чином:

- в циліндр мірний згідно з ГОСТ 1770 до половини заповнений водою питною за ГОСТ 2874, занурюють зразки протезів, закривають фольгою алюмінієвою згідно з ГОСТ 745 та розміщують на водяній бані, щоб циліндр мірний не дотикався стінок судини;

- нагрівають водяну баню до кипіння протягом 20-30 хв та витримують на киплячій водяній бані протягом $(3 \pm 0,1)$ год;

- через $(3 \pm 0,1)$ години циліндр мірний з протезами зубними виймають з водяної бані і охолоджують на повітрі до кімнатної температури, потім воду зливають, протези зубні витягають та сушать протягом $(1 \pm 0,1)$ год на повітрі;

- після сушки протези зубні занурюють у метілметакрилат на (5 ± 1) с, виймають та витримують на повітрі $(1 \pm 0,1)$ хв. і повторюють занурювання у метілметакрилат. Далі протези зубні сушать на повітрі протягом $(2 \pm 0,1)$ годин, після чого перевіряють візуально, зовнішнім оглядом колір і зовнішній вигляд протезів зубних у порівнянні з відповідними зразками, які не пройшли такі самі випробування.

Результати випробувань вважають задовільними, якщо колір і зовнішній вигляд відповідають зразкам протезів зубних, які не пройшли такі самі випробування.

6.15 Перевірку стійкості зубів протезів зубних до дії світла (3.3.10) проводять, наступним чином:

Прилади та обладнання:

- джерело світла — дугова ртутна люмінесцентна лампа типу ДРЛ-400 (потужність 400 Вт) з апаратом пускорегулюючим серії ДПБ згідно з діючою НД;

- густина потоку ультрафіолетового (УФ) випромінювання на відстані 180 мм від центру випромінювання в діапазонах УФ (А, В, С) повинна бути:

- УФ-А (от 380 до 315 нм) = (19 ± 3) Вт/м²;

- УФ-В (от 315 до 280 нм) = $(0,7 \pm 0,3)$ Вт/м²;

- УФ-С (280 нм) = $(0,014 \pm 0,004)$ Вт/м²;

- поворотний стіл, обертаючийся з частотою (33 ± 1) хв⁻¹, якій має диск діаметром (380 ± 10) мм;

- лінійка вимірювальна металева згідно з ДСТУ ГОСТ 427;

- годинник згідно з ГОСТ 10733.

Проведення випробувань:

- протезі зубні розміщують на диску, на відстані 75 мм від центру поворотного столу. Диск центрують під лампою на відсталі (180 ± 10) мм від поверхні диску до центру джерела випромінювання. Після початку обертання столу зразки опромінюють на протязі (24 ± 1) години, підтримуючи температуру зразків (37 ± 5) °С за допомогою циркуляції повітря.

Результати випробувань вважають задовільними, якщо колір зубів та базису

протезів зубних відповідають зразкам протезів зубних, які не пройшли такі ж випробування.

6.16 Перевірку стійкості протезів зубних до циклу обробки (3.3.11) проводять згідно з ОСТ 42-21-2:

- передстерилізаційного очищення — ополоскування у проточній воді згідно з ГОСТ 2874 з застосуванням миючого засобу згідно з ДСТУ 2972.

- стерилізації — зануренням в 6% розчин перекису водню згідно з ГОСТ 177 з витримкою в розчині не менше 360 хв.

Результати випробувань вважають задовільними, якщо колір і зовнішній вигляд протезів зубних відповідають зразкам протезів зубних, які не пройшли такі ж випробування.

6.17 Перевірку стійкості протезів зубних до впливу біологічної рідини і виділень тканин організму (3.3.12) проводять згідно з МУ 25.1-001 у середовище що іммітує ротову рідину.

Результати випробувань вважаються задовільними, якщо протези зубні відповідають 3.3.2, 3.3.3.

6.18 Перевірку нетоксичності протезів зубних (4.1) проводять згідно «Общих методических указаний к токсиколого-гигиенической оценке полимерных материалов и изделий на их основе для медицины, М, 1987 г.»[5], методичними вказівками по токсиколого-гігієнічним дослідженням полімерних матеріалів і виробів на їхній основі медичного призначення, Київ, 1998 р. [6], ДСТУ ISO 10993-1 та ДСТУ ISO 10993-5.

6.19 Перевірку середнього терміну служби протезів зубних (3.3.13) проводять згідно з РД 50-707 відповідно до вихідних даних у 5.8.1.

Результати випробувань вважаються задовільними, якщо загальне число відмовлень за час терміну служби дорівнює 0.

7. ТРАНСПОРТУВАННЯ І ЗБЕРІГАННЯ

7.1 Транспортування і зберігання — згідно з ГОСТ 20790.

7.2 Протези зубні упаковані в транспортну тару, транспортуються усіма видами критих транспортних засобів відповідно до правил перевезення вантажів, що діють на даному виді транспорту.

Умови транспортування - по групі умов збереження 5 згідно з ГОСТ 15150.

7.3 Протези зубні в упакованні підприємства-виготовлювача повинні зберігатися на опалювальному складі.

Умови збереження: по групі умов збереження 1 згідно з ГОСТ 15150.

8. ПРАВИЛА ЕКСПЛУАТАЦІЇ

8.1 Протези зубні повинні експлуатуватися з вимогами вказаними в етикетки та інструкції з медичного застосування.

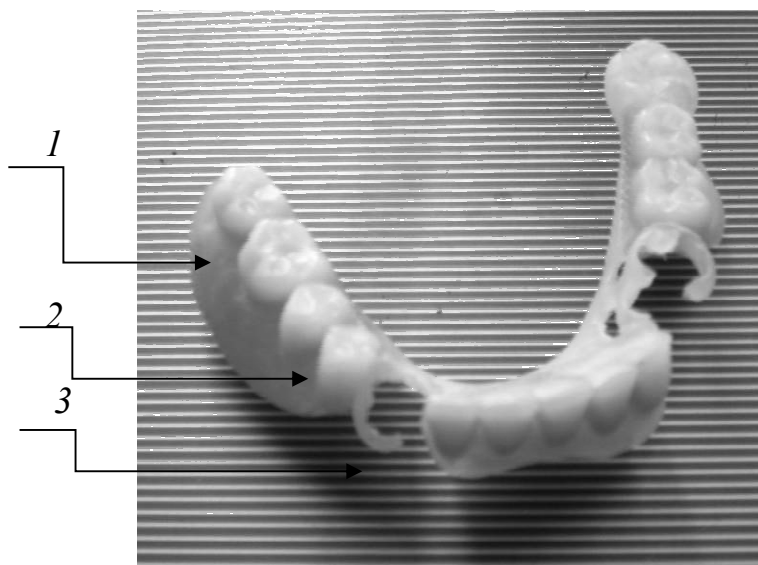
9. ГАРАНТІЇ ВИРОБНИКА

9.1 Виробник гарантує відповідність протезів зубних вимогам цих технічних умов при дотриманні споживачем умов експлуатації (виконання пацієнтом рекомендацій лікаря–стоматолога ортопеда та відповідній гігієні порожнини рота і зубного протезу), транспортування і збереження.

У випадку невідповідності протезів зубних індивідуальним особливостям пацієнта, виробник усуває недоліки, аж до виготовлення нових протезів зубних.

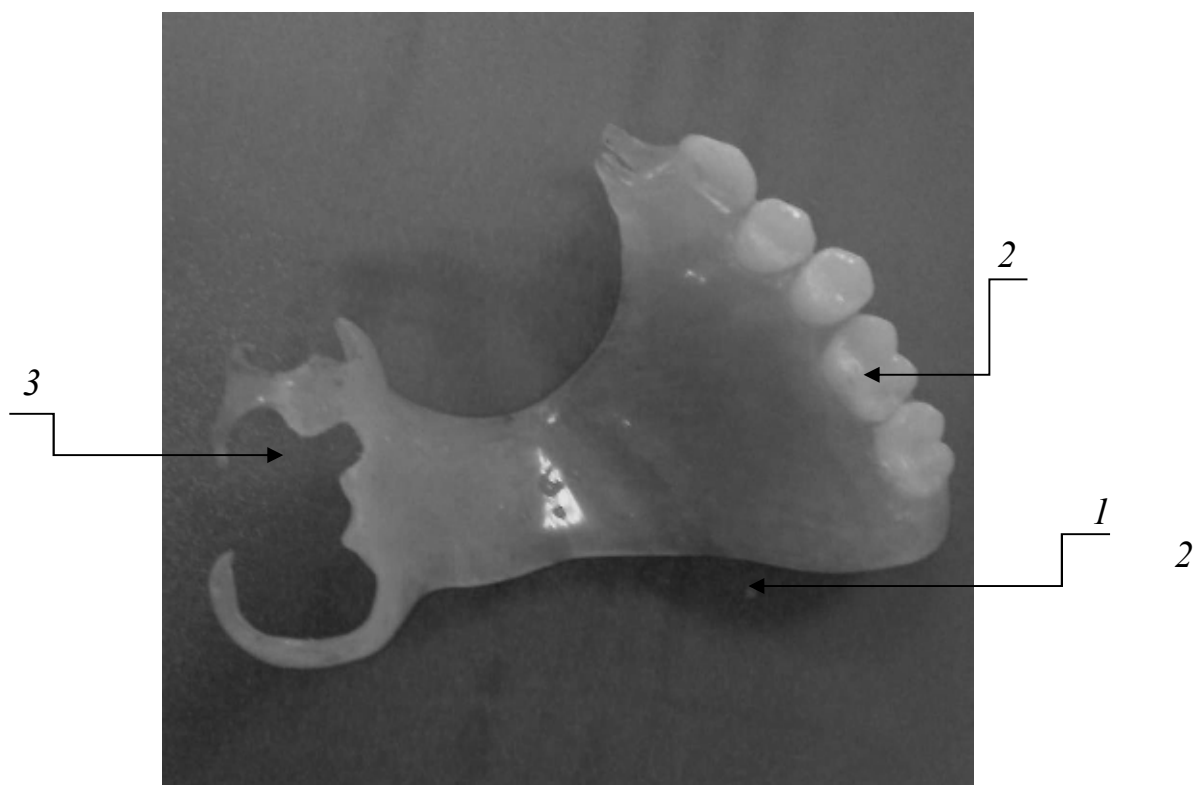
9.2 Гарантійний термін експлуатації протезів зубних - 1 рік з дати введення в експлуатацію.

ДОДАТОК А
(обов'язковий)
ТИПОВІ ПРЕДСТАВНИКИ ПРОТЕЗІВ ЗУБНИХ



1- базіс поліпропіленовий, 2 - штучні зуби, 3- кламер опорно-утримуючий,

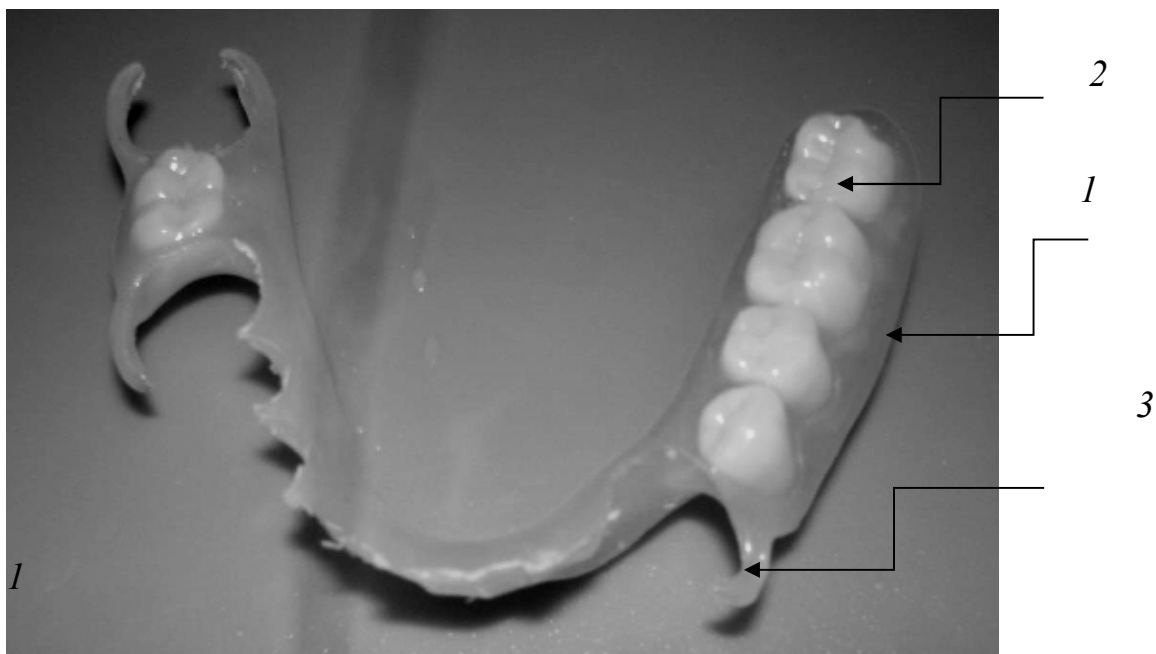
Рисунок А.1 - Протез зубний частковий знімний типу 1



1- базіс поліпропіленовий, 2 - штучні зуби, 3- кламер опорно-утримуючий

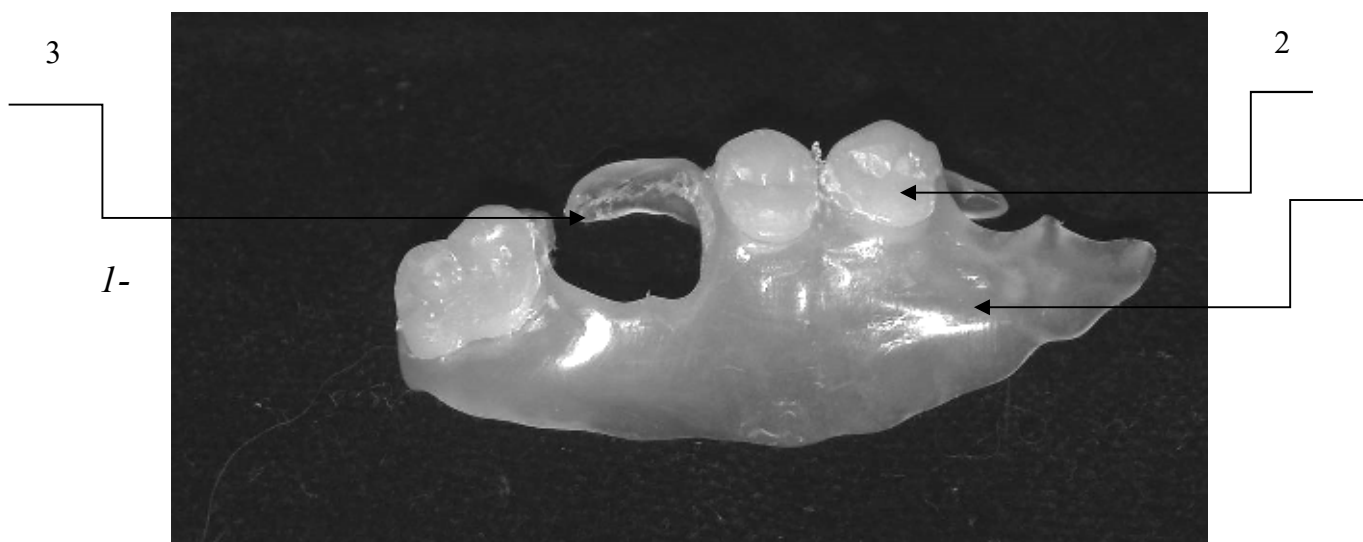
Продовження ДОДАТКУ А

Рисунок А.2 - Протез зубний частковий знімний типу 2



1- базис поліпропіленовий, 2 - штучні зуби, 3- кламер утримуючий,

Рисунок А.3 - Протез зубний частковий знімний типу 3



1 - базис поліпропіленовий, 2 - штучні зуби, 3- кламер утримуючий,

Рисунок А.4 - Протез зубний частковий знімний типу 4

Кінець ДОДАТКУ А
ДОДАТОК Б
(довідковий)

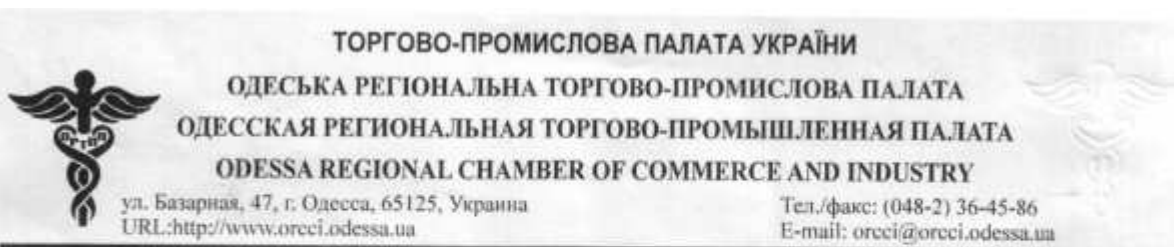
ПЕРЕЛИК
засобів вимірювальної техніки та устаткування, необхідних при
випробуваннях

Найменування	Основні характеристики, позначення документа
Терези для статичного зважування	ГОСТ 29329, НПВ 50 кг, середнього класу точності
Лінійка вимірювальна металева	ДСТУ ГОСТ 427
ШтангенциркульЩЦ-11-160-0,05	ДСТУ ГОСТ 166, ціна розподілу 0,05 мм.
Фольга алюмінієва	ГОСТ 745
Циліндр мірний	ГОСТ 1770
Годинник	ГОСТ 10733
Динамометр ДПУ	ДСТУ ГОСТ13837
Дугова ртутна люмінісцентна лампа типу ДРЛ-400	Потужність 400 Вт з апаратом пускорегулюючим серії ДПБ
Поворотний стіл	Частота обертів $(33\pm 1) \text{ хв}^{-1}$, який має диск діаметром $(380\pm 10) \text{ мм}$
Терези лабораторні	ГОСТ 24104, 2 кл. НПВ 200 г
Консистометр Хешплера з пристроєм вимірювання твердості	Нагрузка $(2,45-490) \text{ Н}$ $(0,25-50) \text{ кгс}$, твердий сталевой конус, з кутом біля вершини $55,08^\circ$ із зрізаною на 0,2 мм вершиною
Лупа	ГОСТ 25706-83, збільшення 10^\times
Пристосування для криплення протезів зубних	ПР.00.001-ПР.00.006
Камера тепла і холоду	Діапазон установлюваних температур від мінус $(50 \pm 2)^\circ\text{C}$ до плюс $(50 \pm 3)^\circ\text{C}$. Розміри корисного обсягу камери 600x300x300 мм
Камера тепла і вологи	Діапазон регулювання вологості від 80 до 97% при температурі від 10 до 40°C
Вібростенд	Робочий діапазон частот 5-100 Гц Погрішність відтворення частоти $\pm 10\%$, амплітуди- $\pm 20\%$, тривалості дії $\pm 30\%$
Стенд імітації транспортування	Амплітуда вібрації столу не більш 12 мм, максимальне прискорення 25 м/с^2 , при частоті 4 Гц.
Примітка. Для випробувань можуть застосовуватися інші засоби вимірювальної техніки та устаткування, що забезпечують необхідну точність вимірів.	

ДОДАТОК В
(довідковий)
БІБЛІОГРАФІЯ

1. МВ № 4595-88 Методические указания по газохроматографическому измерению концентрации формальдегида в воздухе рабочей зоны
2. МВ № 2563-82 Методические указания по газохроматографическому измерению концентрации окиси углерода в воздухе рабочей зоны
3. МВ № 4591-88 Методические указания по газохроматографическому измерению концентрации уксусной кислоты и метанола в воздухе рабочей зоны
4. МВ №4436-87 Методические указания на гравиметрическое определение пыли в воздухе рабочей зоне
5. Общие методические указания к токсиколого-гигиенической оценке полимерных материалов и изделий на их основе для медицины, М, 1987 г.
6. Методичні вказівки по токсиколого-гігієнічним дослідженням полімерних матеріалів і виробів на їхній основі медичного призначення, Київ, 1998 р.

ДОДАТОК Г



ЗАКЛЮЧЕНИЕ ЭКСПЕРТА № УТЭ-2573

1. Дата составления «05» августа 2010 г.
2. Эксперт Ластовецкий Г.И.
3. Заказчик экспертизы Одесский государственный медицинский университет, г.Одесса, пер.Валиховский, 2
4. Наряд № УТЭ-2573 от «05» августа 2010г.
5. Задача экспертизы: определить код товара согласно Украинской классификации товаров внешнеэкономической деятельности (УКТ ВЭД) в справочно-информационных целях
6. Эксперту предъявлены следующие документы:
 1. Техническая информация о товаре Одесского государственного медицинского университета № 01-09/139 от 04.08.2010.

7. Результаты экспертизы.

На основании изучения вышеуказанной информации, руководствуясь требованиями УКТ ВЭД, пояснениями к УКТ ВЭД, определено, что съемный зубной протез из сополимера «Tirplen» R 359 имеет код товара по УКТ ВЭД – 9021 21 10 00.

Информационные материалы прилагаются к архивному экземпляру настоящего заключения эксперта.



Г.Ластовецкий

Представитель

В.Шутурминский

Заключение зарегистрировано в УТЭ «05» августа 2010г.

Заключение без печати и даты регистрации НЕДЕЙСТВИТЕЛЬНО.