

**УКРАЇНСЬКА МЕДИЧНА СТОМАТОЛОГІЧНА АКАДЕМІЯ
МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ**

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

СИЛЕНКО БОГДАН ЮРІЙОВИЧ

УДК 616.31-002-02:616.314-089.28/29-77:539.12]-084

**ДИСЕРТАЦІЯ
КЛІНІКО-ПАТОГЕНЕТИЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ
ПРОФІЛАКТИКИ ПРОТЕЗНИХ СТОМАТИТІВ З
ВИКОРИСТАННЯМ НАНОПОКРИТТЯ**

221 – Стоматологія

22 – Охорона здоров'я

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

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

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

Полтава – 2020

АНОТАЦІЯ

Силенко Б.Ю. Клініко-патогенетичне обґрунтування профілактики протезних стоматитів з використанням нанопокриття. Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

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

В дисертаційній роботі представлено вирішення актуального питання сучасної медицини, а саме підвищення ефективності лікування пацієнтів з частковою або повною адентією нижньої та верхньої щелеп знімними пластинковими протезами з акрилової пластмаси.

Головним досягненням роботи є на основі клінічних та лабораторних досліджень удосконалено і обґрунтовано лікування пацієнтів з частковою або повною адентією нижньої та верхньої щелеп знімними пластинковими протезами з акрилової пластмаси.

Мета дослідження: підвищення ефективності ортопедичного лікування пацієнтів знімними акриловими пластинковими протезами з явищами протезного стоматиту за рахунок покриття пластмаси матеріалами нанорозмірної величини.

Відповідно до поставленої мети і завдань дослідження було проведено дослідження фізико-механічних властивостей та ступінь водопоглинання зразків акрилової пластмаси, які виготовлені за традиційною технологією, і з покриттям молекулами фулерену C_{60} . Проведено експериментальні дослідження впливу мономеру та фулерену C_{60} на організм білих щурів, гістологічні дослідження впливу мономеру та фулерену C_{60} на стан печінки білих щурів. Розроблена методика та протокол виготовлення протезів з модифікованою поверхнею для впровадження в клініку ортопедичної стоматології та оцінена ефективність протезування знімними пластинковими протезами з нанопокриттям протягом одного року, підтверджена ефективність запропонованої методики профілактики протезних стоматитів.

Проведено обстеження і лікування 50 пацієнтів з частковими і повними дефектами зубних рядів верхньої та нижньої щелеп, які мали ознаки протезних стоматитів, зубні ряди яких були відновлені за допомогою знімних пластинкових протезів виготовлених з акрилової пластмаси. Вік пацієнтів на момент початку дослідження склав від 40 до 80 років. Пацієнти були поділені на три групи: II група - пацієнти з частковими і повними знімними пластинковими протезами, базис яких виготовлений з стоматологічної пластмаси «Фторакс» (25 чоловік), III група пацієнти з частковими і повними знімними пластинковими протезами, базис яких виготовлений з стоматологічної пластмаси «Фторакс», і покритих молекулами фулерену C_{60} , способом магнетронного розпилення матеріалів (25 чоловік). Протези виготовлялися за загальноприйнятою методикою пакування пластмасового тіста в кювету. Контрольну групу (I) склали здорові пацієнти з безперервними зубними рядами (10 чоловік).

Під час обстеження, поряд з загальноприйнятими методиками клінічного дослідження пацієнтів, використовували фізичні – для отримання інформації, щодо фізико-механічних властивостей досліджуваних матеріалів, експериментальні - для визначення впливу фулерену на організм експериментальних тварин, електроміографічні - для оцінки стану власне жувальних м'язів під час адаптації до протезів, статистичні – для визначення абсолютних величин досліджуваних показників, достовірності відмінностей отриманих результатів.

Отримані дані клінічних і спеціальних методів досліджень обробляли методом варіаційної статистики, згідно з яким знаходили середнє арифметичне M , відхилення від середньоарифметичної величини. Статистичну обробку виконували за допомогою програми STATISTICA 6.0 (StatSoft, США) з обчисленням середнього (M) і стандартної помилки середнього (m).

Для встановлення вірогідності розходжень отриманих значень середніх величин, визначали критерій на підставі якого, з урахуванням числа

спостережень за таблицею показників суттєвої різниці "t" Стьюдента, визначали достовірність.

Теоретична та практична цінність. Результати клінічних, фізичних, експериментальних, електрофункціональних досліджень пацієнтів із протезним стоматитом мають теоретичне та практичне значення в ортопедичній стоматології.

Виконане дослідження має наукове і практичне значення в профілактиці та лікуванні протезного стоматиту. Удосконалений протокол профілактики і лікування протезного стоматиту довів свою ефективність, що дає підстави для його широкого впровадження в клініку ортопедичної стоматології

Ключові слова: протезний стоматит, фулерен, профілактика, нанопокриття, фторакс, знімний пластинковий протез.

SUMMARY

Sylenko B. Yu. Clinical and pathogenetic substantiation for the prevention of denture-induced stomatitis using nanocoating. Qualification research work on the manuscript basis.

Thesis for the scientific degree of Doctor of Philosophy (Candidate of Medical Sciences) in specialty 14.01.22 «Dentistry» – Ukrainian Medical Stomatological Academy of the Ministry of Public Health of Ukraine, Poltava, 2020.

The dissertation presents the solution for a topical issue of modern medicine, namely increasing the effectiveness of treatment of patients with partial or complete anodontia of the lower and upper jaws with removable laminar prostheses made of acrylic plastic.

The main achievement of the work is that treatment of patients with partial or complete anodontia of the lower and upper jaws with removable laminar prostheses made of acrylic plastic was improved and substantiated on the basis of clinical and laboratory studies.

The aim of the research was to increase the effectiveness of orthopedic treatment of patients using the removable acrylic plate prostheses with the phenomena of denture-induced stomatitis by coating the plastic with nanoscale materials.

In accordance with the stated aim and objectives of the research, the author focused on the study of physical and mechanical properties and degree of water absorption of acrylic plastic samples, which are made by traditional technology, and coated with C_{60} fullerene molecules. The research involved experimental studies of the effect of MMA and fullerene C_{60} on the body of white rats, histological studies of the effect of MMA and fullerene C_{60} on the liver of white rats. The method and protocol for manufacturing dentures with a modified surface was developed for implementation in the clinic of orthopedic dentistry, the effectiveness of prosthetics with removable laminar dentures with nanocoating for one year was evaluated, the effectiveness of the proposed method for prevention of denture-induced stomatitis was confirmed.

The study embraced examination and treatment of 50 patients with partial and complete defects of the dentition of the upper and lower jaws, who had signs of denture-induced stomatitis, the dentition of which was restored with removable laminar dentures made of acrylic plastic. The age of patients at the time of the study ranged from 40 to 80 years. Patients were divided into three groups: group II – patients with partial and complete removable laminar prostheses, the base of which is made of dental plastic «Ftorax» (25 people), group III – patients with partial and complete removable laminar dentures, the base of which is made of dental plastic «Ftorax», and coated with fullerene molecules C_{60} , by magnetron sputtering of materials (25 people). Prostheses were made according to the generally accepted method of packing plastic dough in a cuvette. The control group (I) consisted of healthy patients with uninterrupted dentitions (10 people).

During the examination, along with the generally accepted methods of clinical study of patients, the author used physical methods to obtain information on the physical and mechanical properties of the studied materials, experimental

methods to determine the effect of fullerene on the body of experimental animals, electromyographic methods to assess the actual masticatory muscles during adaptations to prostheses, and statistical methods to determine the absolute values of the studied indicators, the reliability of the differences in the results.

The obtained data of clinical and special research methods were processed by the method of variation statistics, according to which we found the arithmetic mean M , the deviation from the arithmetic mean. Statistical processing was performed using the program STATISTICA 6.0 (StatSoft, USA) with the calculation of the mean (M) and standard error of the mean value (m).

To establish the probability of discrepancies between the obtained parameters of the mean values, the criterion was determined, on the basis of which, taking into account the number of observations according to the table of "t" Student indicators of the significant difference, the reliability was identified.

Theoretical and practical value of the research. The results of clinical, physical, experimental and electrofunctional studies of patients with denture-induced stomatitis have theoretical and practical significance in orthopedic dentistry.

The conducted research has scientific and practical significance in the prevention and treatment of denture-induced stomatitis. The improved protocol for the prevention and treatment of denture-induced stomatitis has proven its effectiveness, which gives grounds for its widespread introduction in the clinic of orthopedic dentistry

Key words: denture-induced stomatitis, fullerene, prophylaxis, nanocoating, Ftorax, removable laminar denture.

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА

1. Силенко БЮ, Дворник ВМ. Фізико-механічні властивості базисної пластмаси з модифікованою поверхнею. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2017;17(3{59}):242-246. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.*

2. Силенко БЮ. Вивчення токсичного впливу фулерену C₆₀ на організм щурів. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2018;18(2{62}):172-176. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.*

3. Скрипников ПМ, Силенко БЮ, Силенко ГМ, Силенко ЮІ. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів. Український стоматологічний альманах. 2014;2:95-100. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.*

4. Bohdan Yu. Sylenko, Valentyn M. Dvornyk, Yurii I. Sylenko, Maryna V. Khrebor, Tetiana A. Khmil, Volodymyr I. Makarenko. Features of physical and mechanical parameters of acrylic plastics after fullerene coating. Wiadomości Lekarskie. 2020;73(6):1097-1102. *(Здобувач здійснив набір матеріалу, провів аналіз результатів дослідження, написання статті).*

5. Силенко БЮ, Силенко ЮІ, Єрошенко ГА. Вплив 1% ефіру метакрилової кислоти і фулерену C₆₀ на морфофункціональний стан печінки щурів. Світ медицини та біології. 2019;23(69):217-221. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.*

6. Силенко БЮ, Дворник ВМ, Шликова ОА. Особливості рівня про- і протизапального цитокінів при профілактиці протезного стоматиту в пацієнтів зі знімними акриловими протезами. Український стоматологічний

альманах. 2019;4:41-44. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.*

7. Пат.№120481 Україна, МПК А61С 13/00. Спосіб профілактики протезних стоматитів при частковій та повній відсутності зубів / Кайдашев І.П.(UA), Дворник В.М.(UA), Силенко Б.Ю.(UA), Силенко Ю.І.(UA), Казимиров М.М.(UA); власник Українська медична стоматологічна академія. - № u201702094; заявл.06.03.2017; опубл. 10.11.2017, Бюл. № 24. *Особистий внесок – автор провів патентний пошук, взяв участь у створенні способу, оформив заявку.*

8. Силенко БЮ. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів. Клінічна стоматологія. 2014;3:96-97. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

9. Скрипников ПМ, Силенко БЮ. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів. Тези доповідей науково-практичної конференції лікарів-інтернів, магістрів та клінічних ординаторів «Актуальні питання клінічної медицини» (26 травня 2014 року). Полтава: УМСА; 2014; С. 78. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

10. Силенко БЮ, Ковач ГМ. Профілактика протезних стоматитів з застосуванням нанотехнологій. Український медичний альманах. 2013;16(1):131-132. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив тези.*

11. Силенко БЮ. Показники міцності пластмаси з покриттям фулеренами C₆₀. Тези доповідей науково-практичної конференції лікарів-інтернів, магістрів та клінічних ординаторів «Актуальні питання клінічної

медицини» (25 травня 2015 року). Полтава: УМСА; 2015. С. 86. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

12. Силенко БЮ, Дворник ВМ, Силенко ЮІ. Визначення параметрів водорозчинності і водопоглинання базисної пластмаси з модифікованою поверхнею. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні проблеми ортопедичної стоматології» (6-7 грудня 2019 року). Харків: Харківський національний медичний університет; 2019:148-151. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

13. Силенко БЮ. Фізико-механічні властивості базисної пластмаси з модифікованою поверхнею. Тези доповідей науково-практичної конференції лікарів-інтернів, магістрів та клінічних ординаторів «Актуальні питання клінічної медицини» (25 травня 2017 року); Полтава: УМСА; 2017:92-93. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

14. Силенко БЮ. Вивчення токсичного впливу фулерену C_{60} на організм щурів. Тези доповідей науково-практичної конференції лікарів-інтернів, магістрів та клінічних ординаторів, присвяченої 25 річчю Навчально-наукового інституту післядипломної освіти. «Актуальні питання клінічної медицини» (24 травня 2018 року). Полтава: УМСА; 2018. С. 85. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

15. Силенко БЮ, Дворник ВМ, Силенко ЮІ, Силенко ГЯ. Показники електроміографії в різні терміни користування знімними протезами в пацієнтів із непереносимістю акрилатів. Український стоматологічний альманах. 2020;1:51-56. *Особистий внесок – автор провів літературний*

пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.

16. Інформаційний лист «Спосіб профілактики протезних стоматитів при частковій та повній відсутності зубів» / Кайдашев І.П., Дворник В.М., Силенко Б.Ю., Силенко Ю.І., Казимиров М.М. // №202–2019. *Особистий внесок – автор провів патентний пошук, оформив заявку.*

ЗМІСТ

ВСТУП	14
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	20
РОЗДІЛ I. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ	24
1.1 Вплив акрилових знімних пластинкових протезів на тканини протезного ложа	25
1.2 Способи профілактика протезних стоматитів.....	45
1.3 Профілактика протезних стоматитів з використанням нанотехнологій.....	55
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	66
РОЗДІЛ II. ОБ'ЄКТИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ	
2.1 Об'єкти дослідження.....	87
2.1.1 Характеристика груп пацієнтів.....	87
2.1.2 Клінічне обстеження пацієнтів.....	88
2.1.3 Методика визначення запального процесу (проба Шиллера-Писарева).....	90
2.1.4 Методика визначення наявності сенсibiliзації до акрилових пластмас	91
2.1.5 Методика визначення цитокінового профілю ротової рідини у осіб, що користуються знімними протезами з різних базисних матеріалів	92
2.1.6 Методика проведення електроміографії.....	93
2.2 Загальна характеристика методів експериментального дослідження.....	95
2.2.1 Визначення фізико-механічних властивостей різних базисних матеріалів, що входять у конструкцію знімних протезів.....	95
2.2.1.1 Характеристика груп зразків матеріалів, що досліджуються	95
2.2.1.2 Визначення мікротвердості дослідних зразків базисних матеріалів.....	98

2.2.1.3	Методика визначення деформаційних характеристик дослідних зразків.....	99
2.2.1.4	Вивчення деформації на згин дослідних зразків.....	98
2.2.2	Визначення коефіцієнтів водопоглинання і водорозчинності	100
2.2.3	Вивчення токсичного впливу фулерену C ₆₀ на організм щурів	101
2.2.4	Біохімічне дослідження сироватки крові.....	102
2.2.5	Гістологічне дослідження	103
2.2.6	Методи статистичної обробки результатів дослідження.....	104
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....		104
РОЗДІЛ III. РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ		
3.1	Визначення фізико-механічних властивостей різних базисних матеріалів, що входять у конструкцію знімних протезів.....	106
3.1.1	Визначення мікротвердості дослідних зразків базисних матеріалів.....	106
3.1.2	Визначення деформаційних характеристик дослідних зразків різних базисних матеріалів, при деформуванні на розтяг.....	108
3.1.3	Визначення деформації на стиск дослідних зразків базисних матеріалів.....	109
3.1.4	Визначення деформації на згин дослідних зразків базисних матеріалів.....	109
3.2	Визначення водопоглинання дослідних зразків.....	110
3.3	Вивчення токсичного впливу фулерену C ₆₀ на гематологічні показники організму щурів.....	111
3.4	Вивчення впливу 1% ефіру метакрилової кислоти і фулерену C ₆₀ на морфофункціональний стан печінки щурів.....	115
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....		124
РОЗДІЛ IV. СТАН ТКАНИН ПРОТЕЗНОГО ЛОЖА, В ГРУПАХ СПОСТЕРЕЖЕНЬ В ПРОЦЕСІ ОРТОПЕДИЧНОГО ЛІКУВАННЯ		

4.1 Стоматологічний статус пацієнтів.....	125
4.2 Клінічна оцінка стану тканин протезного ложа в групах в різні терміни після протезування.....	128
4.3. Цитокіновий профіль ротової рідини у осіб, що користуються знімними пластинковими протезами	138
4.4 Показники електроміографії у різні терміни користування знімними протезами у пацієнтів з непереносимістю акрилатів.....	140
ОБГОВОРЕННЯ ОТРИМАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ.....	150
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	166
ВИСНОВКИ.....	169
ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ.....	172
ДОДАТКИ.....	173
ДОДАТОК А.....	173
ДОДАТОК Б.....	177
ДОДАТОК В.....	178
ДОДАТОК Г.....	179
ДОДАТОК Д.....	180

ВСТУП

Актуальність теми: Потреба у протезуванні знімними зубними пластинковими протезами за даними різних авторів коливається від 50 до 75% і кількість хворих з знімними протезами постійно зростає у зв'язку зі значним поширенням стоматологічних захворювань, і прогресуючим старінням населення всієї земної кулі, особливо в індустріально розвинених країнах де тривалість життя збільшується [1, 2, 3, 4, 5].

Для виготовлення базисів пластинкових протезів, в основному, використовуються похідні акрилової та метакрилової пластмаси. Їх процентна частка у всіх видах знімних конструкцій складає від 91 до 98% [6, 7, 8, 9, 10, 11]. Завдяки своїй доступності та іншим позитивним якостям, акрилові пластмаси як свідчать дані [12], ще довгий час залишатимуться основними конструкційними матеріалами для виготовлення знімних протезів, і тому продовжуються наукові дослідження з покращення якості зубних протезів, виготовлених із полімерних матеріалів [13].

Проте, незважаючи на великий перелік позитивних якостей, акрилова пластмаса має багато недоліків: наявність залишкового мономеру і як наслідок токсичні і алергічні прояви в порожнині рота, мікропори в пластмасі де фіксується мікрофлора, порушення терморегуляції, неадекватний тиск та неточну відповідність базису протеза рельєфу тканин протезного ложа, функціональні і морфологічні зміни в слизовій оболонці порожнини рота, що все разом або кожен окремо може призводити до серйозних ускладнень при користуванні знімними пластинковими протезами – протезних стоматитів [7, 8, 14, 15, 16, 17].

Захворювання слизової оболонки під дією знімних протезів за даними різних авторів спостерігаються у 15 - 70% пацієнтів [16, 18, 19, 20], хворі скаржаться на неможливість або утруднене користування знімними протезами внаслідок постійного відчуття печіння в ділянці слизової оболонки протезного ложа, сухість в порожнині рота, порушення жувальної функції унаслідок больового синдрому [21, 22].

Вважається, що основною причиною в виникненні протезних стоматитів належить хіміко-токсичній дії, залишкового мономеру базису протеза який є протоплазматичною отрутою і поступово, під впливом біологічних середовищ, а також жувальних навантажень, шляхом дифузії, виділяється і потрапляє в порожнину рота [23, 24, 25, 26, 27].

Виникнення протезного стоматиту залежить не тільки від якості виготовлення протезу в лабораторії, хоча при недотриманні технології показники залишкового мономеру можуть сягати 2-5% [21, 28, 29], а й при індивідуальній непереносимості при його мінімальній концентрації в протезі після полімеризації - 0,2-0,5% [1, 8, 12, 16].

Останнім часом є дані про перспективи застосування в медицині фулеренів та позитивні ефекти, які вони надають [30, 31, 32, 33, 34], тому для профілактики виділення залишкового мономеру і негативних реакцій, які він викликає, нами запропоновано нову методику - екранування базису протеза виготовленого за традиційною методикою молекулами нанорозмірної величини – фулереном C_{60} .

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами

Дисертаційна робота є фрагментом комплексної теми Української медичної стоматологічної академії «Застосування сучасних технологій діагностики та лікування для реабілітації стоматологічних хворих ортопедичними методами» (№ держреєстрації 0117U004778). У якій автор був співвиконавцем.

Мета дослідження: підвищення ефективності ортопедичного лікування пацієнтів знімними акриловими пластинковими протезами з явищами протезного стоматиту за рахунок покриття пластмаси матеріалами нанорозмірної величини.

Завдання дослідження:

1. Дослідити фізико-механічні властивості та ступінь водопоглинання зразків акрилової пластмаси, які виготовлені за традиційною технологією, і з покриттям молекулами фулерену C_{60} .

2. Провести експериментальні дослідження впливу мономеру для пластмас гарячої полімеризації та фулерену C₆₀ на організм білих щурів.

3. Провести гістологічні дослідження впливу мономеру та фулерену C₆₀ на стан печінки білих щурів.

4. Визначити рівень прозапальних та протизапальних цитокінів в ротовій рідині протезоносіїв в різні терміни користування протезами.

5. Розробити протокол виготовлення протезів з нанопокриттям та оцінити ефективність протезування знімними пластинковими протезами за клінічними та електроміографічними дослідженнями у групах пацієнтів.

Об'єкт дослідження – тканини протезного ложа, зразки стоматологічних пластмас з яких виготовляються часткові та повні знімні протези.

Предмет дослідження – розробка, обґрунтування та оцінка ефективності профілактики протезних стоматитів у пацієнтів з частковими дефектами зубного ряду шляхом застосування нанопокриття **часткових** знімних протезів.

Методи дослідження: клінічні методи – для проведення оцінки стану тканин ротової порожнини і визначення ефективності ортопедичного лікування; фізичні – для отримання інформації, щодо фізико-механічних властивостей досліджуваних матеріалів; експериментальні - для визначення впливу фулерену на організм експериментальних тварин; імунологічні - для оцінки рівня прозапальних та протизапальних цитокінів в ротовій рідині протезоносіїв в різні терміни користування протезами; електроміографічні - для оцінки стану власне жувальних м'язів під час адаптації до протезів; статистичні – для визначення абсолютних величин досліджуваних показників, достовірності відмінностей отриманих результатів.

Наукова новизна отриманих результатів. Вперше з метою підвищення ефективності ортопедичного лікування та профілактики протезних стоматитів у пацієнтів із дефектами зубних рядів запротезованих

частковими та повними знімними пластинковими протезами, запропоновано застосування нанопокриття молекулами фулерену C_{60} .

Установлено, що під впливом нанопокриття молекулами фулерену C_{60} підвищуються фізико-механічні властивості акрилової базисної пластмаси. Зокрема вдвічі зростали показники мікротвердості та деформаційні характеристики дослідних зразків при деформуванні на розтяг, згин.

Уперше встановлено, що «Фторакс» з нанопокриттям молекулами фулерену C_{60} має менший рівень водопоглинання.

Вперше на експериментальній моделі доведено відсутність негативного впливу фулерену на організм білих щурів.

Вперше доведено, що після покриття фулереном C_{60} поверхні протеза, що контактує з тканинами протезного ложа, спостерігається суттєве зниження рівня прозапальних цитокінів в ротовій рідині (IL-1 β і ФНП α). Отримані результати є позитивним фактором впливу покриття базису протезів фулереном, адже клінічно спостерігається відсутність запалення слизової оболонки протезного ложа.

Вперше за допомогою електроміографії власне жувальних м'язів доведено, що таке покриття знижує негативний вплив вільного метилметакрилату, і інших низькомолекулярних компонентів пластмаси на тканини протезного ложа, за рахунок зменшення виділення з пластмаси цих складових, що покращує і пришвидшує адаптацію пацієнтів до протезу.

Практичне значення одержаних результатів. Результати експериментальних, клініко-лабораторних досліджень дозволили обґрунтувати застосування нанопокриття фулереном на етапах адаптації до знімних пластинкових протезів для профілактики протезних стоматитів і покращення якості протезування знімними пластинковими протезами.

Запропонований метод профілактики має значні переваги, що дозволяє лікарям-ортопедам широко застосовувати його в повсякденній клінічній практиці з метою підвищення якості базисів та ефективності лікування знімними пластинковими протезами.

Особистий внесок здобувача. Дисертаційна робота є самостійним науковим дослідженням. Автором особисто виконано патентно-інформаційний пошук, проаналізована наукова література з даної проблеми. Разом із науковим керівником сформульовані мета й основні завдання дисертаційної роботи. Проведено клініко - лабораторне обстеження хворих із частковою і повною відсутністю зубів. Проведено аналіз отриманих результатів експериментального, клінічного і лабораторного досліджень і їх статистичну обробку, зроблено висновки, розроблено практичні рекомендації.

Клінічні дослідження проведені на базі - Полтавська обласна стоматологічна поліклініка, лабораторні дослідження проведені на базі НДІ Українська медична стоматологічна академія.

Особистий внесок здобувача в опублікованих працях разом зі співавторами складає рівномірну частку участі кожного.

Апробація результатів дисертації. Матеріали дисертаційної роботи обговорювалися на засіданнях кафедри ортопедичної стоматології з імплантологією УМСА, на Міжнародній заочній науково-практичній конференції «Мультидисциплінарний підхід в лікуванні ортодонтичних пацієнтів» (Полтава, 3-4квітня 2015р.) - Застосування нанопокриттів у профілактиці протезних акрилових стоматитів; «Комплексний підхід до реабілітації стоматологічних хворих у сучасних умовах» (Полтава, 13 жовтня 2016 р.) - Новий спосіб профілактики протезних стоматитів із застосуванням нанопокриття; «Сучасні методи профілактики та лікування в дитячій стоматології» (Полтава, 16 травня 2017р.) - Сучасний погляд на проблему протезного стоматиту; «Ternopil Dental Summit» (Тернопіль, 1-2 червня 2017р.) - Профілактика протезних стоматитів при повній та частковій відсутності зубів з використанням нанопокриття; «Міжнародна науково-практична конференція присвячена 95-річчя професора Максименка П.Т.» (Полтава, 5 квітня 2018 р.) - Вивчення токсичного впливу фулерену C₆₀ на організм щурів; «Актуальні питання клінічної медицини» (Полтава, 24

травня 2018р.) - Вивчення токсичного впливу фулерену C60 на організм щурів.

Публікації. Результати роботи відображені у 16 наукових працях, з яких – 5 статей у наукових фахових виданнях України, 1 – за кордоном у наукометричному журналі (цитовання Scopus), 1 у наукометричному журналі (цитовання Web of Science), 7 тез доповідей на науково-практичних конференціях. Отримано деклараційний патент України на корисну модель №120481, МПК А61С 13/00. Інформаційний лист «Спосіб профілактики протезних стоматитів при частковій та повній відсутності зубів». Реєстр. №202-2019. Протокол №62 від 01.07.2019 р.

Впровадження результатів роботи:

Основні результати досліджень впроваджені в навчальний процес кафедр: післядипломної освіти лікарів – стоматологів Української медичної стоматологічної академії; стоматології інституту післядипломної освіти Івано-Франківського національного медичного університету; ортопедичної стоматології Тернопільського національного медичного університету імені І.Я. Горбачевського МОЗ України; стоматології Харківського національного медичного університету.

Результати роботи впроваджені в практику охорони здоров'я на кафедрі ортопедичної стоматології Тернопільського національного медичного університету імені І.Я. Горбачевського МОЗ України; Університетському стоматологічному центрі Харківського національного медичного університету; Університетська клініка Івано-Франківського національного медичного університету

Структура та обсяг роботи. Дисертаційна робота викладена на 186 сторінках комп'ютерного тексту і складається із вступу, огляду літератури, 3 розділів власних досліджень, узагальнення та обговорення результатів, висновків, практичних рекомендацій, списку використаних джерел, до якого увійшли 140 вітчизняних джерел і 76 іноземних. Фактичні дані наведені у 18 таблицях, ілюстровані 27 рисунками.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Кіндій ДД. Клінічні та технологічні аспекти різних методів полімеризації стоматологічних базисних пластмас [автореферат]. Полтава: УМСА; 1999. 18 с.
2. Розуменко ВА. Клиническая апробация усовершенствованного метода изготовления полного съемного пластиночного протеза при непереносимости акриловой пластмассы. Український стоматологічний альманах. 2011;4:42-45.
3. Нідзельський МЯ, Криничко ЛР. Структурні зміни в зубних протезах, виготовлених з акрилових пластмас, у різні строки користування ними та їх вплив на тканини порожнини рота. Современная стоматология. 2011;5:88-91.
4. Petersen PE, Yamamoto T. Improving the oral health of older people: the approach of the WHO Global Oral Health Programme. Community Dent Oral Epidemiol. 2005;33:81-92.
5. Turkeyilmaz I, Company AM, McGlumphy EA. Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. Gerodontology. 2010;27:3-10.
6. Палков ТА. Особливості ортопедичного лікування хворих на протений стоматит [автореферат]. Львів: Львівський мед. інст.; 2000. 15 с.
7. Рубаненко ВВ, Мартиненко ІМ. Способи послаблення шкідливого впливу компонентів пластмас акрилового ряду. Український стоматологічний альманах. 2006;1(1):68-71.
8. Кузнецов ВВ. Клініко-експериментальне обґрунтування застосування технології електромагнітної обробки акрилових пластмас при виготовленні знімних пластинкових протезів [автореферат]. Полтава: УМСА; 2005. 19 с.
9. Лабунец ВА. Нормативная потребность взрослого городского населения Украины стоматологической ортопедической помощи. Вестник стоматологии. 1999;1:66-69.

10. León BL, Del Bel Cury AA, Rodrigues Garcia RC. Loss of residual monomer from resilient lining materials processed by different methods. *Rev Odontol Ciênc.* 2008;23:215-219.
11. Bayraktar G, Guvener B, Bural C. et al. Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on the residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006;76:340-345.
12. Палійчук ІВ. Контроль якості лікування хворих знімними пластинковими протезами із акрилових пластмас [автореферат]. Полтава: УМСА; 1998. 17 с.
13. Кузнецов ВВ, Писаренко ОА. Удосконалення технології покращення якості базисів знімних пластинкових протезів. *Український стоматологічний альманах.* 2011;1;61-63.
14. Вахненко ОМ. Аналіз стану нормативної бази, що регулює надання стоматологічної допомоги населенню України. *Современная стоматология.* 2009;4:145–147.
15. Василенко ЗС. Функциональные и морфологические изменения в слизистой оболочке полости рта и ее рецепторном аппарате под влиянием съемных протезов [автореферат]. Киев: Нац. мед. ун. Ім. О.О. Богомольця 1977. 51 с.
16. Гожая ЛД. Аллергические и токсико-химические стоматиты, обусловленные материалами зубных протезов. М.; 2001. 31 с.
17. Gonçalves TS, Morganti MA, Campos LC. et al. Allergy to auto-polymerized acrylic resin in an orthodontic patient. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129:431-435.
18. Воронов АП, Лебеденко ИЮ, Воронов ИА. Ортопедическое лечение больных с полным отсутствием зубов. М.; 2006. 320 с.
19. Верховский АЕ. Лечение пациентов с частичным и полным отсутствием зубов съемными акриловыми протезами [автореферат]. Тверь: Тверской гос. мед. ун.; 2015. 24 с.

20. Прохвятилов ОГ. Оценка эффективности пользования полными съемными протезами нижней челюсти в зависимости от выраженности атрофии тканей протезного ложа протезами [диссертация]. Санкт-Петербург: Первый Санкт-Петербургский гос. мед. ун. им. И.П. Павлова; 2015. 121 с.
21. Гризодуб ВИ, Жуков КВ. Сенсибилизация к базисным акриловым пластмассам у пациентов, пользующихся съемными пластиночными протезами. Український стоматологічний альманах. 2001;6:54–55.
22. Лебедев КА, Митронин АВ, Понякина ИД. Непереносимость зубопротезных материалов. Непереносимость зубопротезных материалов. М., 2009:18–26.
23. Галонский ВГ, Радкевич АА. Реакция слизистой оболочки опорных тканей протезного ложа на воздействие съемных зубных протезов. Сибирский медицинский журнал. 2009;2:18-22.
24. Соколовська ВМ. Лабораторно - клінічне обґрунтування ультразвукової технології обробки полімерних матеріалів при виготовленні стоматологічних протезів [автореферат]. Полтава: УМСА; 2012.18 с.
25. Маслов ОВ. Клініко-експериментальне обґрунтування способу профілактики та лікування протезних [автореферат]. Одеса, 2005. 19 с.
26. Ivkovic N, D Bozovic, S Ristic [et al.] The residual monomer in dental acrylic resin and its adverse effects. Contemporary Materials. 2013;1(4):84-91.
27. Iça RB, Öztürk F, Ates B, [et al.]. Level of residual monomer released from orthodontic acrylic materials. Angle Orthod. 2014;84:862-867.
28. Трезубов ВВ, Долгодворов АФ, Сапронова ОН [и др.] Особенности ортопедического лечения больных с непереносимостью протетических материалов. Институт стоматологии. 2011;3(52):60-61.
29. Miettinen VM, Vallittu PK. Release of residual methyl methacrylate into water from glass fibre-poly (methyl methacrylate) composite used in dentures. Biomaterials. 1997;18:81-85.
30. Веснина ЛЭ, Мамонтова ТВ, Микитюк МВ, [и др.] Стимулирующее влияние фуллерена C60 на продукцию гемагглютининов и гемолизинов,

уровень активности комплемента во время первичного иммунного ответа у мышей линии Balb/c. Аллергология и иммунология. 2011;12(4):342-346.

31. Мамонтова ТВ, Куценко НЛ, Микитюк МВ, [и др.] Регуляція фулереном C60 фагоцитозу імунних клітин. Актуальні проблеми сучасної медицини.

Вісник української медичної стоматологічної академії. 2010;10:118

32. Bakry R, Vallant RM, [et al.] Medicinal applications of fullerenes. Int J Nanomedicine. 2007;2(4):639–649.

33. Gharbi N, Pressac M, Hadchouel M, [et al.] Fullerene is a powerful antioxidant in vivo with no acute or subacute toxicity. Nano Lett. 2005;5:2578–2585.

34. Azzam T, Domb AJ. Current developments in gene transfection agents. Curr Drug Deliv. 2004;1:165–93.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1 Вплив акрилових знімних пластинкових протезів на тканини протезного ложа

Важливою проблемою в ортопедичній стоматології є ускладнення при взаємодії тканин порожнини рота з матеріалами, які використовуються для виготовлення знімних ортопедичних конструкцій. Особливо це стосується часткових і повних знімних протезів виготовлених із акрилової пластмаси, так як після її появи від 91 до 98 % знімних конструкцій виготовляється з похідних акрилової та метакрилової пластмаси. Після впровадження в 1935-1936 роках акрилової пластмаси в клініку ортопедичної стоматології, вона швидко витіснила каучук і стала основним матеріалом для виготовлення знімних протезів [1, 2]. Акрилові пластмаси, які використовують у клініці ортопедичної стоматології є високополімерними органічними сполуками і можуть негативно впливати на слизову оболонку порожнини рота. До складу акрилової пластмаси, що негативно впливає на слизову оболонку, входять залишковий мономер, пластифікатори, стабілізатори, наповнювачі, барвники, замутнювачі тощо. Усі ці компоненти окремо чи у поєднанні є токсичними, алергічними, або ж мають комбіновану дію [3, 4, 5].

Потреба населення в частковому знімному протезуванні досить висока, адже це відносно не дорогий спосіб відновити жувальну, естетичну і інші функції. Пацієнти віком 15–34 роки, потребують часткового знімного протезування у 9% випадках з тих, що звертаються за допомогою до клініки ортопедичної стоматології. У віці 35–54 роки, 39% пацієнтів мають необхідність у протезуванні частковими знімними протезами. У людей віком понад 55 років потреба такого виду протезування зростає до 91% [6].

З віком збільшується як кількість видалених зубів, так і кількість людей з повною відсутністю зубів. По даним різних авторів, у 60 – 69 - літніх повна

втрата зубів складає 8-17%, у 70 – 79 - літніх – 29 - 34 %, у 80-89-літніх- 10-36 % [7].

Дані [8] показують, що люди старших вікових груп по різному користуються знімними протезами: 51,7% - постійно користуються протезами, 26,2% тільки під час їжі, 2,7% - лише при розмові, а 17,1% пацієнтів - не користуються взагалі.

У літніх людей потреба у знімному виді протезування досить висока і сягає майже 100% [9].

Одним із основних і найбільш доступніших методів лікування часткової і повної відсутності зубів є виготовлення знімного пластинкового протеза [10].

Протягом досить тривалого часу в ортопедичній стоматології використовується акрилова пластмаса, починаючи з 30-х років минулого століття і до нині. Це є свідченням її задовільних біологічних, фізичних та механічних властивостей. Акрилова пластмаса має великий перелік позитивних якостей і тому відповідає вимогам повсякденної стоматологічної практики через відносно хорошу біосумісність, хімічну інертність, володіє відносно непоганими фізико-механічними властивостями, має стабільні розміри, є естетичною, технологічною, існує можливість її починки, а також має невисоку вартість, через що є доступною для більшої частини верств населення [11, 12, 13, 14].

На думку багатьох закордонних авторів на сучасному етапі розвитку хімії, гідної заміни акриловим пластмасам, як матеріала для виготовлення базиса знімних протезів, найближчим часом не очікується, і тому продовжуються наукові дослідження з покращення якості зубних протезів, виготовлених із полімерних матеріалів [15, 16].

Досить тривалий період застосування акрилових пластмас, більше 70-ти років, дозволив виявити і цілий ряд недоліків данного матеріалу, про це свідчить, що більше 26% пацієнтів не можуть користуватися знімними

протезами, а 37% вимушені пристосовуватися до неякісно виготовлених протезів [17, 18, 19].

Слизова оболонка порожнини рота є місцем первинного контакту з агресивними компонентами, які входять до складу стоматологічних конструкційних матеріалів, а також з антигенами і продуктами життєдіяльності мікроорганізмів, що заселяють протезні конструкції [20].

Перший суттєвий недолік зубних протезів, виготовлених з акрилових пластмас, в тому, що в їх складі міститься вільний (залишковий) метиловий ефір метакрилової кислоти, що не прореагував після завершення реакції полімеризації пластмаси. Залишковий мономер може впливати на механічні та фізичні властивості біоматеріалу або викликати небажані біологічні реакції при вилуговуванні до орального середовища. Мономер може вимиватися в ротову рідину і викликати цитотоксичні ефекти в ротовій порожнині. При збільшенні кількості мономеру, який не прореагував, буде збільшуватися шкідливий вплив [21, 22, 23, 24, 25].

Одним із вагомих недоліків акрилатів є мікропористість, яка неминуче виникає з технологічних причин – внаслідок усадки, що відбувається в процесі полімеризації. В результаті чого відбувається колонізація мікропор базису протеза мікрофлорою, що в свою чергу порушує мікробіологічну рівновагу тканин порожнини рота, і може призводити до запально-алергічних реакцій в порожнині рота [27, 28].

Велика усадка акрилової пластмаси до (6-8%) входить до переліку вад акрилової пластмаси. Це призводить до невідповідності внутрішньої поверхні базису протеза і протезного ложа, в результаті чого виникає травма жорсткими акриловими базисами протезів, це відіграє важливу роль у розвитку запального процесу, слизова оболонка, механічно ушкоджена базисом знімного протеза, має менший опір впливу шкідливих факторів, ніж неушкоджена. Навіть ретельне дотримання технології полімеризації може знизити відсоток усадки лише до 1,5% [6, 26].

Не менш важливим мінусом є недостатня міцність протезів, виготовлених із акрилової пластмаси, що не завжди дає можливість пацієнтам використовувати знімні конструкції протягом всього терміну експлуатації. Переломи протезів досягають 15% в перший рік користування, поломки пластмасових базисів становлять 35-49% від загальної кількості виготовлених знімних пластинкових протезів. Тривалість користування знімними пластинковими протезами до першої поломки становить у середньому 0,5–1,4 року [29, 30].

В середньому пацієнти користуються повними знімними протезами 3-5 років, але через поломки ці терміни витримує від 20 до 28% від загального числа виготовлених протезів [31].

Вміст залишкового мономеру і пористість впливає на фізико-механічні властивості акрилової пластмаси [32].

Відомо, що користування пластинковими протезами призводить часто до досить серйозних ускладнень – протезних стоматитів. При чому відсоток цих ускладнень у протезоносіїв досить високий. За даними одних авторів він коливається в межах 60-70%. За іншими відомостями, симптоми протезного стоматиту мають 90% протезоносіїв [33].

Знімні пластинкові протези досить часто викликають у пацієнтів різні ускладнення у вигляді запальних та деструктивних змін слизової оболонки протезного ложа. Запалення слизової оболонки за даними різних авторів спостерігаються від 40 до 70 % [34].

Значна кількість пацієнтів, які користуються знімними пластинковими протезами з акрилових пластмас, страждають на “протезний стоматит”. Причини стоматитів різні – залишковий мономер, барвники, замутнювачі, пластифікатори [35, 36].

Національні та регіональні дослідження населення в таких країнах як Данія, Словенія, Іспанія та Туреччина повідомили про поширеність протезних стоматитів у - 65%, 14,7%, 19,6% та 18,5% відповідно [37].

Поширеність протезного стоматиту у хворих, які користуються знімними пластинковими протезами за даними [38] становлять близько 30-36%, а за іншою інформацією [39] більша поширеність - 59% і 78%. Поширеність протезного стоматиту також пов'язана з віком, більш висока частота виникнення у вікових групах між 41 і 60 років. Поширеність серед жінок вище (84-86%).

В переважній більшості випадків на протезний стоматит частіше хворіють жінки, ніж чоловіки, при чому в 60-70 % спостережень - в період менопаузи [1, 2, 3, 37].

Акриловий знімний пластинковий протез є подразником багатовекторної дії, який має токсичний, алергічний і травматичний вплив на тканини протезного ложа у 40% осіб, що клінічно проявляється у вигляді запально-деструктивних змін в тканинах протезного ложа [40].

У дослідженнях [2] $84,26 \pm 1,19\%$ пацієнтів, які користувалися знімними пластинковими протезами із акрилової пластмаси мали різні зміни СОПР: у $7,17 \pm 0,84\%$ випадків — травматичний протезний стоматит, у $14,03 \pm 1,14\%$ — токсичний, у $21,31 \pm 1,34\%$ — алергічний, у $25,80 \pm 1,43\%$ — кандидозний та у $15,95 \pm 1,2\%$ — комбінований. У пацієнтів зі знімними протезами виявили більшу поширеність протезного стоматиту серед жінок ($62,85 \pm 1,58\%$), порівняно з чоловіками ($37,15 \pm 1,58\%$).

Причина негативних реакцій акрилатів на слизову оболонку протезного ложа полягає в технічній неможливості повної полімеризації мономеру і, незважаючи на тривалі цикли полімеризації, мінімальні кількості неполімеризованого залишкового мономеру завжди можна знайти в базисі протезу. Залишковий мономер, який виділяється в порожнину рота, всмоктується в слизову оболонку порожнини рота, шлунково – кишковий тракт, шкіру та дихальні шляхи. При порушенні режиму полімеризації в базисі протеза може міститися від 3,4 до 8% вільного мономера, який виділяється з протеза протягом 5 років. При попаданні мономера в ротову

рідину, внаслідок вимивання або стирання пластмаси, виникають умови для прояву в порожнині рота токсико-алергічних реакцій [41, 42].

Залишковий мономер представляє собою ту кількість мономеру, що не був пов'язаний в процесі полімеризації. Неповна полімеризація акрилатів знижує фізико-механічні і біологічні якості зубних протезів. Доведено, що незв'язаний мономер є алергеном і тканинним подразником [43].

Кількість вільного мономеру становить пропорційно його загальному залишку в матриці полімера, хоча певна кількість незв'язаного мономеру залишається у пастці полімерної структури, ніколи не розповсюджуючись на середовище порожнини рота [44].

Гранично допустима кількість залишкового мономеру повинна бути в діапазоні від 1 до 3%. Відповідно до стандарту (ISO 1567:1999) максимально допустима кількість залишкового мономеру для акрилату гарячої полімеризації становить 2,2%, а для пластмас холодної полімеризації 4,5% [45].

Крім залишкового мономеру з структури протеза виділяється формальдегід, перекис-бензоїлу, який під час полімеризації не повною мірою використовується, і призводить до виділення вільних радикалів, пластифікаторів, інгібіторів, каталізаторів. В дослідженнях *in vivo* та *in vitro* доведено токсичність і алергічні реакції, які виникають на дані компоненти акрилової пластмаси [46, 47, 48].

Незважаючи на частоту, протезний стоматит найчастіше протікає безсимптомно, лише меншість пацієнтів відчуває біль, свербіж або печіння, і перш за все діагностується під час огляду, як наявність запалення або набряк тканин слизової оболонки, що покрита зубним протезом [37].

Побічні ефекти, пов'язані з акриловими матеріалами є, в більшості випадків, місцевими і проявляються як хейліт, стоматит, печія слизової оболонки порожнини рота, синдром «палаючого рота», як болісні відчуття різної інтенсивності та кандидоз. Алергічна реакція також може проявлятися у вигляді багатформної ексудативної еритеми [49].

Частіше подразнення в порожнині рота спостерігаються у вигляді гострого запалення, і симптоми зникають швидко після видалення подразника. Хронічний протезний стоматит дуже рідкісний і спостерігається переважно в літніх пацієнтів у вигляді фіброзної гіперплазії [50].

З метою проведення диференційної діагностики протезних захворювань м'яких тканин порожнини рота З.С. Василенко всі відповідні реакції організму розподіляє в наступній послідовності [51].

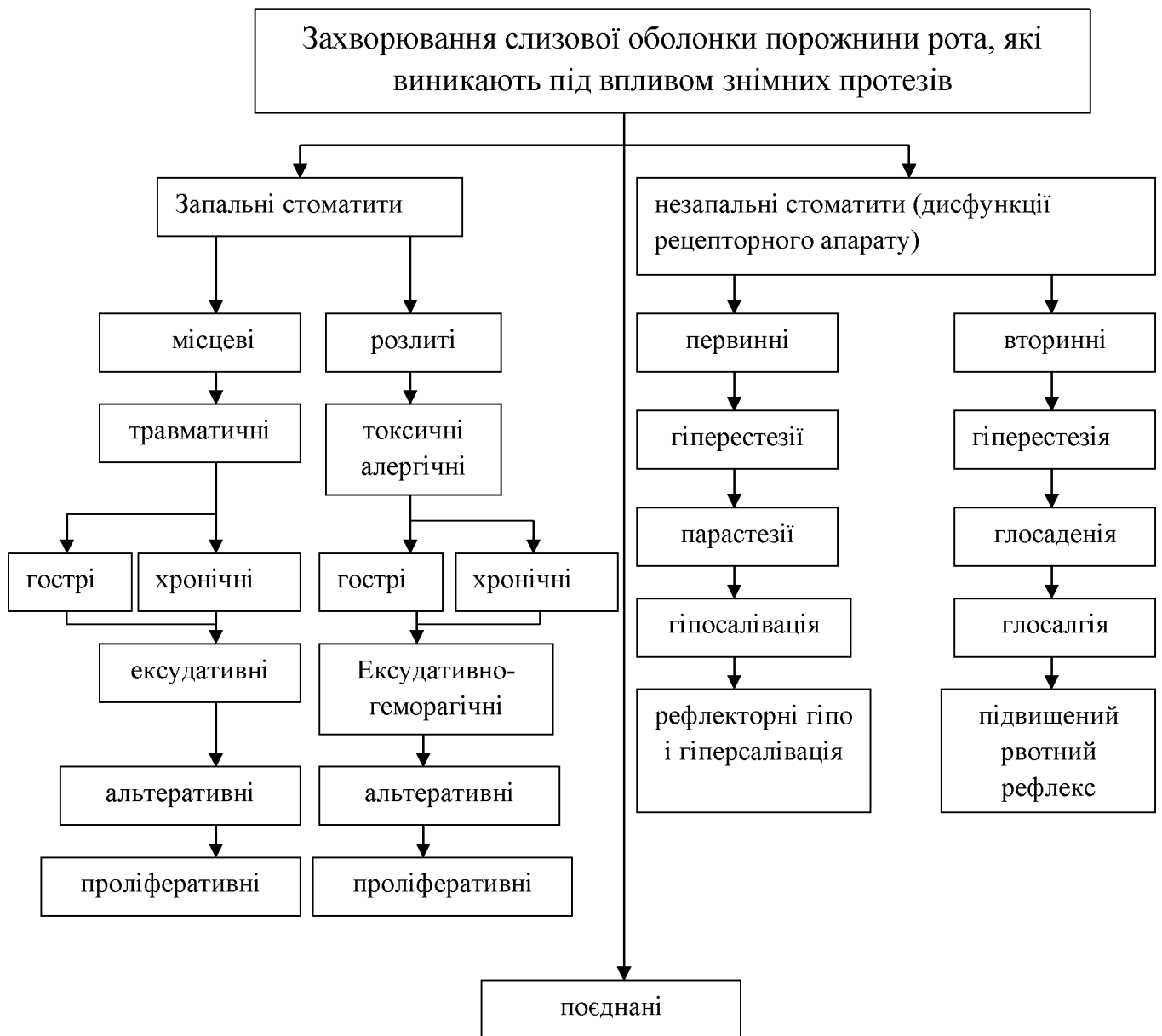


Рис 1.1. Класифікація захворювань слизової оболонки порожнини рота при користуванні знімними протезами за З.С. Василенко

За спостереженнями З.С. Василенко (1975) захворювання слизової оболонки порожнини рота при користуванні зустрічаються у 64,7% пацієнтів, можуть бути запального (протезні стоматити), незапального (дисфункції рецепторного апарату) і поєданого характеру. З них осередкові травматичні стоматити виявлялися у $41,0 \pm 2,3\%$ хворих, розлиті токсико-алергічні прояви - у $12,3 \pm 2,8\%$, дисфункції рецепторного апарату без виражених морфологічних змін - у $11,4 \pm 2,8\%$ [52].

Класифікація протезних стоматитів (за Е.Г. Гавриловим)

1. Протезні стоматити різної етіології (без травм):

а) вогнищеві (гострі або хронічні) - катаральні;

- виразкові;

б) розлиті (гострі або хронічні) - з гіперплазією.

2. Травматичні стоматити:

а) гострі - катаральні

б) хронічні - виразкові (декубітальна виразка) [53].

Найбільш повною класифікацією протезних стоматитів, що враховує етіологію, форму патологічного процесу, характер і ступінь тяжкості його перебігу, а також локалізацію патологічних змін СОПР, викликаних зубним протезом, можна вважати класифікацію А.К. Іорданішвілі (1988). Згідно з цією класифікацією протезні стоматити по етіології діляться на травматичні, токсичні, алергічні і обумовлені фізичними факторами; за формою патологічного процесу - на катаральні (серозні), ерозійні, виразкові, виразково-некротичні, гіперпластичні; за характером перебігу патологічного процесу - на гострі, підгострі, хронічні (ремісія, загострення); по локалізації патологічних змін - на вогнищеві (обмежені, локалізовані), дифузні (розлиті, генералізовані); за ступенем тяжкості перебігу - на легкі, середньої тяжкості, тяжкого ступеня [54].

Згідно до класифікації, запропонованої Ньютоном є три клінічні типи захворювання: точкова гіперемія (тип 1), дифузна еритема слизової оболонки, яка обмежена базисом протеза (тип 2) і запальна папілярна

гіперплазія (тип 3). Розподіл цих уражень у людей зі знімними протезами має тенденцією до збільшення з віком [55].

Токсичні стоматити бувають двох видів: хімічними та бактеріальними. Перші називають акриловими, так як причиною їх виникнення є вихід залишкового мономеру з базису акрилового протезу. Другий вид токсичного стоматиту викликається токсинами бактеріального походження. Збільшення кількості мікрофлори веде до посилення ферментативних процесів, що посилює інтоксикацію організму [56].

Основним етіологічним фактором виникнення цих реакцій є метиловий ефір метакрилової кислоти. В нормі його концентрація після полімеризації з дотриманням усіх норм виготовлення складає 0,2-0,5% для пластмас гарячої полімеризації (а швидкотвердіючі - до 3-5%), але при порушенні режиму полімеризації збільшується до 8% [14, 57, 58, 59].

Залишковий мономер є протоплазматичною отрутою, блокує сульфгідрильні групи (SH) білків-ферментів, викликаючи цитотоксичну дію; за даними ряду авторів, викликає некроз пульпи зуба. Він також служить причиною бластомогенеза. У досліджах на тваринах було показано, що імплантовані пластини пластмас (Етакрил, Фторакс, Акрон) під шкіру викликали утворення пухлини [26, 60, 52, 61].

Клінічно токсичний стоматит на пластмасові протези проявляється через 1-7 діб, після накладення знімних протезів. Найчастішою скаргою пацієнтів є печія в порожнині рота при прямому контакті з протезами верхньої щелепи, переважно в області слизової оболонки піднебіння, а також ротоглотки і язика, зняття протеза зменшує ці відчуття, але вони повністю не зникають. При огляді порожнини рота відмічається гіперемія і набряк слизових оболонок під протезом (частіше на верхній щелепі), сухість слизових оболонок. Язик гіперемований, сухий, сосочки згладжені, атрофовані, можлива поява везикулярного висипу і виразок. Токсичний стоматит на акриловий протез може супроводжуватися не тільки гіпо-, а й гіперсалівацією [62, 63, 64].

Проявами загальних симптомів є: загальне нездужання, втома, сонливість, порушення функції органів шлунково-кишкового тракту: порушення моторики, дискінезія, загострення хронічного гастриту, коліту [65].

Метилметакрилат здатний проникати через епітеліальний бар'єр слизових оболонок, надаючи токсичну дію [66].

Токсини порушують функцію парасимпатичної нервової системи, тканину слинних залоз, що призводить до зміни обміну гістаміну і серотоніну, калію, білка, внаслідок чого виникає гіпосалівація. При гіперсалівації таких змін обміну не відзначено, ймовірно тому, що вона є захисним фактором, спрямованим на змивання мономера [12].

Відбуваються зміни біохімічних показників підвищення активності ферментів – церулоплазміну, ацетилхолінестерази, сироватки крові, збільшення вмісту загального і відновленого глутатіону, а також підвищення активності лужної фосфатази, лактатдегідрогенази і трансаміназ змішаної слини. Підвищення активності ферментів свідчить про посилення окислювально-відновних процесів в організмі. Спостерігаються зміни загального аналізу крові: лейкоцитоз, збільшення ШОЕ, зменшення кількості еритроцитів і гемоглобіну [12, 67].

На фоні протезного стоматиту знижується неспецифічна резистентність. Зменшується концентрація секреторного IgA і лізоциму. Спостерігається напруженість специфічного імунітету. Підвищується протеолітична активність еластази [68].

У пацієнтів з токсичним протезним стоматитом відбувається збільшення концентрації IgM, що може бути використано в якості лабораторного критерію для токсичного і протезного стоматиту іншого походження [69].

Знімні пластинкові протези можуть колонізуватися мікроорганізмами, які утворюють шар біоплівки. Токсичний вплив хімічних компонентів базисів протезів на слизову оболонку підсилює адгезію патогенних

мікроорганізмів. Асоціація *C. albicans* і *S. aureus* володіє високою адгезивністю до слизової оболонки порожнини рота. В дослідженнях [70] було показано, що користування пластинковими протезами з акрилатів знижує рН ротової рідини порівняно з термопластами, що в свою чергу збільшує адгезивну властивість грибів до слизової і протезів, і підсилює колонізацію слизової оболонки *Candida albicans*, *Staphylococcus aureus*, *Streptococcus mutans*, що сприяє розвитку протезних стоматитів.

В ряді досліджень відмічають, що лише 25–30% пацієнтів, які користуються знімними протезами, регулярно дотримуються правил гігієни порожнини рота, це вказує на недостатню мотивацію пацієнтів по догляду за знімними протезами, а іноді і елементарне незнання правил по користуванню ними [71, 72].

Wirz (1989), досліджуючи рівень гігієнічного догляду за знімними протезами у осіб старше 80 років, виявив наліт на протезах в 86% випадків. Істотну роль грає і режим користування знімними протезами. Так, за даними S. Schreiber (1979), 60,8% пацієнтів використовують знімні протези цілодобово, а 31% - в денний час [73].

Неадекватна гігієна зубного протеза, призводить до накопичення нальоту на ділянках мікрозатримки на поверхні протеза, має особливе значення, оскільки вони є ідеальним кормом для грибів та інших мікроорганізмів, що спричиняють розвиток інфекцій та запалення на слизовій оболонці [74].

Базисний матеріал «Фторакс», який є основним конструкційним матеріалом, має підвищену здатність сорбувати грам-позитивні бактерії і гриби роду *Candida* [75].

Наявність в порожнині рота пацієнтів знімних зубних протезів, базиси яких виготовлені з акрилової пластмаси, впливає на мікрофлору змивів зі слизової оболонки протезного ложа. Так в дослідженнях [76] у 33% хворих з алергічним стоматитом був виявлений гемолітичний стафілокок, у 88% – негемолітичний стафілокок, у 60% отриманий ріст грибів роду *Candida*. В

групі хворих токсичним стоматитом в слині виявлено гемолітичний стафілокок (50%), в 9% випадків – негемолітичний стафілокок, в 30% – дріжджоподібні гриби. При цьому в контрольній групі гемолітичний стафілокок не був виявлений в жодному випадку, дріжджоподібні гриби виявлені у 2 із 7 хворих.

Також знижуються або повністю зникають із мікробного складу лактобактерії і біфідобактерії [77].

Постійне носіння протезу навіть під час сну погіршує гігієну і створює благоприємні умови для розвитку патогенних мікроорганізмів і грибів роду кандиди, що в свою чергу підтримує запалення в тканинах протезного ложа і приводить до протезного стоматита. Неадекватно очищені зубні протези створюють шар біоплівки на поверхні протезу, бактерії і дріжджі якої можуть колонізувати слизову оболонку порожнини рота [37, 78].

Присутність протезів, безумовно, викликає зміни в мікросередовищі між піднебінною слизовою оболонкою і основою протеза, але безперервне носіння додатково сприяє розвитку протезного стоматиту. Негативний вплив нічного носіння виражений внаслідок відсутності очищення слиною і її антимікробної дії за рахунок лізоциму, лактоферину, пероксидази, імуноглобуліну А, які є її невід'ємною частиною. Слід зазначити, що зменшення потоку слини в просторі між основою протеза і піднебінною слизовою викликається внаслідок хорошої герметизація протеза, що призводить до динамічних змін у значеннях рН і можливості механічного очищення [79].

Через місяць після ортопедичного лікування на слизовій оболонці значно збільшується кількість мікроорганізмів і з'являються гриби. При тривалому використанні знімних пластинкових протезів більше 5 років мікроорганізми проникають в товщу пластмаси на глибину 1,5-2.5 мм де розмножуються і тим самим змінюють властивості протезів і погіршують якість протезів.

У пацієнтів з протезним стоматитом спостерігається більша присутність *Candida albicans*, інші види дріжджоподібних грибів присутні з меншою поширеністю і не мають патологічної ролі при протезному стоматиті. *Candida albicans* краще прилипає і проникає в тріщини на поверхні протезів і, таким чином, є більш інвазивною до слизової оболонки порожнини рота [81].

На теперішній час безперечно доведено, що мікрофлора, яка знаходиться на протезах та слизовій оболонці порожнини рота, діє негативно не тільки місцево, але і на організм в цілому. Бактеріальні токсини сприяють розвитку запального процесу слизової оболонки, під їх дією зменшується стійкість тканинних структур до механічних подразників [82, 83].

Під пластинковим протезом виявляють такі мікроорганізми, як негемолітичний стрептокок, ентерокок, диплокок, патогенний стафілокок, грампозитивні палички, лактобактерії, гриби роду Кандида. Всі ці бактерії при наявності відповідних умов можуть викликати розвиток запального процесу в області протезного ложа і є вторинними етіологічними факторами в розвитку стоматиту [84].

Постійна присутність мікроорганізмів на знімному пластинковому протезі зумовлена виділенням бактеріальних токсинів, які сприяють розвитку запального процесу слизової оболонки порожнини рота і може викликати стан сенсibiliзації та зміни імунологічної реактивності організму [4].

При порушенні мікробіоценозу ротової порожнини спостерігаються достовірні дисбіотичні зсуви кількісного та якісного складу мікрофлори. У мікробіоценозах зменшується частка аеробних бактерій і підвищується кількість анаеробів і мікробних видів з високим патогенним потенціалом, з'являється дисбаланс показників імунобіологічної реактивності [85, 86].

Алергічний стоматит у осіб, що користуються зубними протезами, є реакцією сповільненого типу і носить характер контактного запалення. Це запалення специфічне і по клінічній картині подібно з хіміко-токсичним і механічним запаленням [87].

Алергічним стоматитам передує безсимптомний період сенсibilізації (5-15 років), і частіше він виникає на тлі наявної лікарської, харчової, пилкової алергії [3].

В дослідженнях [Трезубова В.В.] було показано, що у пацієнтів з непереносимістю були наявні супутні соматичні патології: хронічний гіпоацидний гастрит, хронічний калькульозний холецистит, бронхіальна астма, харчова і медикаментозна алергія, нейроциркуляторна дистонія, причому у переважної більшості пацієнтів відмічали 2 і більше перерахованих захворювань [88].

Основним етіологічним фактором розвитку алергії на акрилову пластмасу вважається залишковий мономер, що міститься в пластмасі в кількості 0,2 - 0,5%. Мономер, який не прореагував, залишається у вільному стані, переміщуючись до поверхні протеза, виходить в ротову рідину і розчиняється в ній, викликаючи запалення слизової оболонки порожнини рота, і різні алергічні реакції організму. Барвники, що входять в акрилат, в дуже рідкісних випадках (0,01%) можуть викликати алергічні реакції [89].

Пластмаси, що застосовуються в стоматології для ортопедичного лікування, є високополімерними органічними сполуками. Вони не мають білкової природи і тому самі по собі не можуть викликати алергію. Мономер - ефір метакрилової кислоти - є низькомолекулярним з'єднанням, тобто це потенційний гаптен, і, з'єднуючись з білками тканин організму, перетворюється в антиген, який є причиною алергічних реакцій [90, 91].

У відповідь на потрапляння в організм алергену утворюються сенсibilізовані Т-лімфоцити. При повторному попаданні алергену він з'єднується з сенсibilізованими лімфоцитами, що веде до ряду морфологічних, біохімічних і функціональних змін в лімфоцитах, в результаті чого відбувається секреція медіаторів - лімфокінів. Під впливом одних лімфокінів у несенсibilізованих лімфоцитів підвищується чутливість до алергену; інші лімфокіни проявляють цитотоксичну і гальмівну дію на активність клітин. Сенсibilізовані лімфоцити надають і пряму цитотоксичну

дію на клітини-мішені: відбуваються руйнування клітин-мішеней, їх фагоцитоз, підвищується проникність судин. Все це проявляється у вигляді запальної реакції продуктивного типу, яка зазвичай проходить після елімінації алергену [67].

Хворі скаржаться на неможливість або утруднене користування знімними протезами внаслідок постійної печії в області слизової оболонки протезного ложа. Відчуття печії більше виражене на верхній щелепі, ніж на нижній, що зв'язано, очевидно, з буферними властивостями слизової оболонки протезного поля верхньої щелепи. Іноді приєднується печія язика, слизових оболонок альвеолярних відростків, щік, губ. Хворі скаржаться на сухість у роті: слина в'язка, піниста, «клейка». Гіпосалівація утруднює користування протезом і погіршує клінічну картину алергічного стану [88].

Із загальних симптомів при алергічному стоматиті можуть спостерігатися функціональні порушення нервової системи: дратівливість, безсоння, емоціональна лабільність, канцерофобії, прозопалгії. Відмічається загострення хронічних холециститів, гастритів, колітів. Можливе підвищення температури тіла (37,0- 37,4 С), гострий дерматит лица, кистей рук, диспепсія, почуття печії шлунка, хронічний риніт, кон'юнктивіт [92, 93].

При об'єктивному дослідженні порожнини рота відзначається запалення слизової оболонки протезного ложа чітко обмежене ділянками, які безпосередньо стикаються з внутрішньою поверхнею базисів протезів. Запалена ділянка слизової оболонки являє собою точну копію розмірів і форми базису протеза. Запалення може поширюватись за межі протезного поля на ділянки слизової оболонки губ, щік, спинки язика, які контактують із зовнішньою поверхнею протезів [94].

У дослідженнях [Палійчука І.В.] виявлено, що підвищений рівень імуноглобуліну IgE у хворих з алергічним і комбінованим протезним стоматитом, свідчить про високий ступінь алергізації цих пацієнтів до різних алергенів (мікробних, хімічних). Для пацієнтів з алергічним протезним стоматитом властиве виражене підвищення концентрації загального IgG в

сироватці крові, що вказує на довготривале протікання захворювання внаслідок періодичного користування знімним пластинковим протезом [69].

В дослідженнях [Палійчук І.В.] доведено, що причиною розвитку алергічного стоматиту в ранній період лікування знімними пластинковими протезами є наявність токсичного і травматичного протезних стоматитів, а також наявність обтяженого алергічного анамнезу, в більш пізні терміни – користування знімним протезом довше встановленої норми. Розвиток токсичного стоматиту не пов'язаний з термінами користування протезами, а на пряму залежить від кількості залишкового мономеру, який в більшості випадків вище норми. При алергічному протезному стоматиті запальні зміни слизової оболонки порожнини рота мають розлитий характер, поширюються на слизову, контактуючу з зовнішньою і внутрішньою поверхнею протеза, а при токсичному стоматиті запалення є локальним і обмежується слизовою оболонкою протезного ложа [95].

Відсутність зубів і користування знімними конструкціями зубних протезів негативно впливають на показники неспецифічної резистентності поверхні слизової оболонки ротової порожнини. У хворих з алергічним і токсичним протезним стоматитом виявляється наявність гострого запального процесу слизової оболонки порожнини рота з переважанням альтеративного компоненту та виражена імунна відповідь. Знижується антиколонізаційна резистентність та змінюється дисбаланс бактеріальної мікрофлори слизової оболонки на тлі посиленої колонізації слизової оболонки грибами роду *Candida* [86].

Важливе питання щодо клінічного застосування протезів на основі акрилу є їх біодеградація. Хоча полімерні матеріали класично визнані стабільними структурами з високим ступенем стійкості до біодеградації, в декількох дослідженнях було показано, що полімери можуть бути предметом до безлічі деградаційних процесів у ротовій порожнині. Біодеградація – це зміна хімічних, фізичних та механічних властивостей протезів внаслідок впливу середовища порожнини рота. У ротовій порожнині матеріал

піддається різним впливам: ендогенним (білки, ферменти, полісахариди, бактерії, ротова рідина, механічні і термічні впливи на протез) і екзогенним (хімічний вплив різних видів сполук, що надходять з щоденним прийомом їжі). Ці процеси можуть назавжди змінити властивості і функції протеза. Крім того в результаті біодеградації з структури протеза можуть вилугуватися домішки, що входять до його складу і негативно впливати на клітини і тканини ротової порожнини, що в свою чергу ставить під загрозу біосумісність акрилових матеріалів. Продукція біодеградації смол на основі акрилу підозрюється як фактор, що сприяє місцевим ускладненням: хімічне подразнення, сенсibiliзація, біль, набряк губ, запалення слизової оболонки, «синдром печіння порожнини рота» та стоматит, системні алергічні реакції [61, 77, 96, 97].

Біологічна сумісність зубного протеза визначається його впливом на навколишні тканини і фізіологічні процеси, що протікають в порожнині рота, і визначаються рядом факторів: механічних (конструкція протеза), хімічних (вихід залишкового мономеру), фізичних (гіпертермія), біологічних і ін. Всі вони викликають патологічні зміни тканин пародонту. Патологія слизової оболонки під протезом може бути результатом порушення рівноваги між механізмами агресії і захисту [98].

Основним компонентом слини є вода, що є одним з основних чинників біодеструкції акрилових протезів. Молекули води можуть легко проникати в полімерну мережу, що дозволяє виводити незв'язаний мономер або інші компоненти пластмаси. Для насичення полімера водою треба від одного до двох місяців після початку користування протезом. Ферменти слини також можуть руйнувати полімери і впливати на механічні властивості, а саме, зменшувати твердість та зносостійкість. Втрата пластифікатора може причиною зниження процентного подовження і підвищення твердості [99, 100, 101].

Крім того, вимиваючи насамперед з поверхні базису протеза, мономер розпушує структуру полімеру, створює напругу, що веде в кінцевому

підсумку до зменшення міцності. За твердженнями фахівців, тільки частина залишкового мономера екстрагується водою, а певна його порція, пов'язана з макромолекулами силами Ван-дер-Ваальса, залишається і може бути виявлена лише при розчиненні полімеру [91].

Виділення матеріалів із протеза стає можливим завдяки процесу проникнення води в матеріал з подальшим розширенням простору між ланцюгами полімерів [23].

Найбільша кількість залишкового мономера елімінується протягом перших 24 годин після обробки після чого відбувається повільне і помірне виділення тривалий час. Залишковий мономер визначали після 17 років користування протезами, але основна частина його виділяється в перші 5 років [102, 103].

Дослідження [104] вказують на те, що ротова рідина, як фізіологічно активна, в більшій мірі провокує вивільнення токсичних речовин із зубопротезних полімерних основ порівняно з нейтральним екстрагентом - дистильованою водою.

Є інформація, що рівень рН слини впливає на кількість виділення залишкового мономера з протезів і, при тенденції до зниження, показує більші концентрації виділення мономера.

Продукти біодеградації акрилової пластмаси спричиняють подразнення, сенсibiliзацію та біль слизової оболонки порожнини рота, утворення виразок, набряк губ та пероральні захворювання, такі як «синдром палаючого рота» та протезний стоматит [105, 106]

Відомо, що мономер проявляє цитолітичну дію, сприяючи звільненню з клітин прозапальних факторів – гістаміну, серотоніну, простагландинів, цитокінів, наслідком чого є виникнення запальних та некротичних процесів в порожнині рота при користуванні протезами [35, 107].

Під дією залишкового мономера акрилового протезу і впливом тиску базису на протезне ложе знижується функція слинних залоз, що проявляється в вигляді гіпосаливації. Слинні залози рефлекторно на першому етапі

підвищують свою активність, збільшуючи виділення слини в результаті компенсаторного збільшення маси великих слинних залоз. Це забезпечує нейтралізацію і змивання мономера із слизової оболонки порожнини рота. Однак, потім настає виснаження слинних залоз і гіперфункція змінюється гіпофункцією із переважанням атрофічних процесів в слинних залозах [40, 108].

Травматичний стоматит зустрічається досить часто при протезуванні знімними пластинковими протезами з акрилової пластмаси. При невідповідності рельєфу, межах і формі базиса протеза протезному ложу, а також при атрофії тканин протезного ложа, коли відбувається мікроекскурсія протеза в результаті користування ним більше встановленої норми. Причиною травми може слугувати атрофічна слизова оболонка порожнини рота та неадаптована при первинному протезуванні. Це призводить до розвитку запального процесу і сприяє зміні концентрації гістаміну в слині внаслідок виділення його з тучних клітин і базофілів, які накопичуються в ділянках запалення. За даними Огороднікова М.Ю. поширеність стоматиту травматичної природи становить 52,4%. Хронічна травма провокує тканини, які приймають на себе найбільше подразнення до розростання. У багатьох пацієнтів хронічна травма провокує тканини, які відчують найбільше механічне подразнення до розростання (гіперплазії) [94,109].

Травматичні пошкодження слизової оболонки спостерігаються в 44,2% випадків, які поділяються на гострі, хронічні та виразкові. Сюди ж можна віднести вплив зниженого тиску, який створюється під базисом протеза внаслідок створення замикаючого клапана [110].

Причинами протезного стоматиту, пов'язаними з травмою слизової оболонки, є погана придатність протезу, збільшення віку користувача протезів, збільшення строку користування зубним протезом, бактеріальна і грибкова інфекція і погана гігієна протезу [37].

Слизова оболонка протезного ложа на початок користування знімними протезами спочатку відповідає захисною реакцією в вигляді потовщення

епітеліального шару, а потім виникає атрофія і стоншення рогового шару, що впливає на піддатливість слизової оболонки, яка зменшується в міру збільшення терміну користування протезами. Це спостерігається у пацієнтів, які користуються протезами більше чотирьох з половиною років [111].

Характерною особливістю для протезного стоматита є те, що явища непереносимості можуть спостерігатися, як при відсутності клінічних проявів, так і при локальному, і дифузному запаленні слизової оболонки протезного ложа. Для протезних стоматитів характерний поліморфний перебіг: від безсимптомного – у період ремісії – до виражених алергічних проявів.

Тривалий термін користування протезом викликає зроговіння поверхневого шару епітелію та розрихлення базального у власному шарі спостерігається: круглоклітинна інфільтрація; розширення кровоносних судин; редукція залозистої тканини [112].

Порушення теплообмінних процесів під знімними акриловими протезами, підвищення температури сприяє розшаруванню, мацерації слизової оболонки протезного ложа, збільшенню проникності судинної стінки, що, у свою чергу, створює умови для кращого проникнення мономера в кров'яне русло [3, 94].

Реакція слизової оболонки протезного ложа на вплив знімних ортопедичних конструкцій з акрилових пластмас проявляється різними морфологічними змінами, що носять в 67,5% випадків реактивно-приспосувальний, а в 32,5% - патологічний характер. Під впливом знімних протезів в терміни від 2 до 8 років відбувається потовщення епітеліального пласта і витончення власної пластинки слизової оболонки. Клітини базального шару стають низькопризматичними. Поступово стоншуються і зникають зернистий і роговий шари [52].

Вплив жорсткого базису викликає значні морфологічні зміни в тканинних елементах підлеглих тканин, призводить до розвитку атрофічних процесів у слизовій оболонці та кістковій тканині щелеп. Атрофія кістки в

ділянці верхівки альвеолярного відростка зумовлена, окрім того, інволюційними змінами в організмі, але головним чином пов'язана з нерівномірним розподілом жувального навантаження під базисом протеза на підлеглі тканини і стисненням слизової оболонки, що призводить до явищ ішемії. Порушення в мікроциркуляторному руслі супроводжуються розвитком явищ тканинної гіпоксії, що веде до прогресування дистрофічних процесів в опорних тканинах протезного ложа [113, 114].

Після початку використання знімного пластинкового протеза у власне слизовій оболонці, в нервово-рецепторному апараті окістя і кістковій тканині відбувається перебудова і трансформація, тобто розвиваються компенсаторно-приспосувальні реакції різного характеру [115].

У пацієнтів, що користуються знімними зубними протезами, виготовленими по традиційній технології, спостерігається зменшення рівня показників захисних чинників місцевого імунітету в слині: знижується активність лізоцима на 19,2-24,7% і кількість секреторного імуноглобуліна А на 30,0-40,0% порівняно із здоровими людьми. У 92,0-93,5% хворих визначається наявність дріждеподібних грибів, переважно на базисах знімних протезів. Також спостерігається підвищений рівень сенсibiliзації до базисних акрилових пластмас у 28,0-65,2% хворих цієї категорії [116].

У хворих з протезними стоматитами спостерігаються істотні порушення гомеостазу і біоценозу порожнини рота: зниження функціональної активності слинних залоз (салівації на 35%), підвищення рівня процесів перекисного окислення ліпідів (вміст малонового діальдегіда на 54%), протеолітичної активності ротової рідини (загальна протеолітична активність на 39%), недостатність антиоксидантного захисту, зниження неспецифічної резистентності і напруженість специфічного імунітету, збільшення мікробного обсіменіння (в 1,5 рази) і частоти виділення патогенної мікрофлори [64, 71].

У всіх вікових групах через 6 місяців користування протезами в слизовій оболонці рота відбувалося значне збільшення кількості Т-

лімфоцитів, що супроводжувалося підвищенням проліферативної активності епітелію [19].

Дослідження по вивченню вмісту рівня цитокінів IL-1 β і ФНП- α у ротовій рідині пацієнтів, яким виготовляють знімні протези, вказують на підвищення досліджуваних показників на 7-му добу і зменшення їх вмісту на 30 добу, але до попередніх значень не повертаються [117].

Запальні процеси, які виникають у ротовій порожнині внаслідок користування знімними пластинковими протезами проявляються загальними змінами в організмі та супроводжуються певними імунологічними змінами. Встановлено зміни вмісту імуноглобулінів (IgA, IgG, IgM) та IL- β 1, IL-6, TNF- α у сироватці крові до і після протезування знімними пластинковими протезами, які різко наростають при протезному стоматиті.

Установлено роль деяких прозапальних інтерлейкінів IL-1, IL-6, IL-8, IL-11, IL-12, IL-16, ФНП α у розвитку хронічного запалення та пов'язаного з ними процесу апоптозу, що призводить до формування інтерлейкінзалежного вторинного імунодефіциту. IL-10 є протизапальним цитокіном, пригнічує місцеву прозапальну відповідь і продукцію прозапальних цитокінів [118].

1.2 Способи профілактика протезних стоматитів

Так, як на сьогодні в клініці ортопедичної стоматології не має альтернативної заміни акрилатів, і вони ще будуть довгий час основним матеріалом для знімних протезів, тому існує багато способів удосконалення їх хімічних та фізико-механічних параметрів [119].

Удосконалення акрилових полімерів проводиться за основними напрямками: сополімеризація акрилатів, залучення полімерних матеріалів інших класів або матеріалів неакрилової природи, створення нових матеріалів, удосконалення технології для формування і отвердіння полімерних матеріалів, застосування різного роду прокладок і покриттів, обробка готових протезів різними фізико-хімічними методами [120, 121].

Інтенсивність наукових досліджень у галузі нових базисних полімерних матеріалів свідчить про важливість та про складність створення міцного, дешевого, зручного у використанні матеріалу і в той же час індиферентного в порожнині рота [122].

З метою зменшення міграції метилметакрилата в порожнину рота та профілактики спричинених його дією токсико-алергічних ускладнень на сьогоднішній день запропоновано ряд методів. Одні спрямовані на покращення полімеризації пластмаси.

Спосіб литтєвого пресування значно покращує якість базисів протезів, забезпечує більшу повноту полімеризації, зменшує кількість вивільненого мономеру, адаптація до протезів виготовлених таким методом протікає швидше. Однак, фізико-механічні властивості покращуються незначно. Недоліками є відсутність візуального контролю повноти видалення воску з гіпсової прес-форми, і проблема нанесення ізоляційної плівки на стінки гіпсової прес-форми, що погіршує з'єднання базису з штучними зубами і рельєф протезу [123, 124].

Досягти кращих показників пластмасових зразків можна за допомогою сухої полімеризації – у термостатах чи сухожарових шафах [124].

Мікрохвильова полімеризація є ефективним методом вирішення комплексу задач, пов'язаних із підвищенням якості знімних пластинкових протезів, оскільки властивості електромагнітного поля дозволяють домогтись полімеризації пластмас відразу у всьому обсязі матеріалу, що забезпечує більш повний зв'язок молекул у масі, що полімеризується. Високочастотна полімеризація має ряд переваг перед компресійним пресуванням: по-перше, значно скорочується час полімеризації, по-друге, дозволяє дотримуватись високої точності режиму, по-третє, поліпшує фізико-механічні властивості пластмас базисів протезів, а також дає можливість знизити кількість залишкового мономера. Однак ця методика не повністю вивчена і не пристосована до умов роботи зуботехнічної лабораторії, тому не набула широкого застосування в ортопедичній стоматології [125, 126].

Таким чином, коротший час полімеризації і менша кількість залишкового мономеру розглядаються, як дві з переваг мікрохвильової полімеризації. В дослідженнях [103] зразки, полімеризовані звичайним способом, виявляли більш високі концентрації залишкового мономеру порівняно із зразками полімеризованими мікрохвильовим опроміненням.

Для покращення характеристик пластмаси було запропоновано ультразвукову обробку базисного матеріалу на початковій стадії полімеризації акрилової пластмаси (Соколовська В.М.) [16], за допомогою магніострикційного апарату, що дозволило підвищити фізико-механічні параметри пластмаси, зменшити кількість залишкового мономеру в ній та знизити ступінь водопоглинання. Але дана методика не виключає вихід вільного метилметакрилату з базису протеза і потребує спеціального обладнання.

Для зниження залишкового мономеру, що залишився в акриловій пластмасі, автор [22] пропонує ультразвукову обробку базису протеза у воді 50⁰С при частоті 40 кГц для пластмас гарячої полімеризації протягом 10 хвилин, а для самотвердіючих пластмас - 5 хвилин.

Нідзельський М. Я. та інші автори, вивчаючи вплив електромагнітного поля на показники міцності акрилових пластмас, дійшли висновку, що електромагнітне поле розміром 215,5 Ерстед і з часом дії 1 сек. є оптимальним і дає підстави вважати вплив електромагнітних полів при твердненні базисних матеріалів важливим для їхніх фізико-механічних властивостей [127].

Для підвищення біологічної індиферентності протезів виготовлених із акрилової пластмаси автором [17] запропоновано полімеризацію пластмаси в повітряному середовищі на межі перепаду тиску. Суть методу полягає в тому, що після пакування і пресування полімер-мономерної композиції в суху прес-форму, покриту ізоляційним лаком, її розміщують в камері, куди подається стиснуте повітря 4 атм. Термічний режим полімеризації застосовується згідно інструкції пластмаси, що застосовується. За рахунок

такого методу покращуються фізико-механічні і хімічні властивості пластмаси, зменшується рівень залишкового мономеру і внаслідок цілеспрямованої полімеризаційної усадки на базисі протезу відтворюється точна копія мікро- і макрорельєфу слизової оболонки протезного ложа, що в свою чергу покращує фіксацію і стабілізацію протеза.

Для зменшення кількості залишкового мономеру рекомендується проводити гарячу або мікрохвильову пост-полімеризацію, а також занурення протеза у воду за 1-7 днів до здачі протеза пацієнту. Згодом зв'язування мономеру або його вивільнення в воду зменшує кількість залишків мономеру до 25% [128, 129].

В іншому дослідженні було виявлено, що кількість залишкового мономеру зменшується з додатковими циклами затвердіння за допомогою мікрохвильової печі [130].

В дослідженні [61] зазначається, що кількість залишкових мономерів залежать від співвідношення полімеру до мономеру, циклів затвердіння і способів полімеризації. Співвідношення полімеру 5:3 до мономеру є менш цитотоксичним, ніж співвідношення 4:3. Також було виявлено, що занурення базису протеза у воду протягом 24 годин після полімеризації знижує цитотоксичність.

Цілий ряд дослідників намагались вирішити проблему залишкового мономеру та негативного впливу базисів протезів на тканини протезного ложа шляхом розробки різних видів покриттів для базисів протезів.

Я.В. Заблоцький (1988) запропонував методику дугоплазмового напилення нітриду титану, в ролі захисного покриття протезів; використання фторопластового покриття зубних протезів в своїх працях висвітлює Л.Д. Чулак (1997). Таке покриття дозволяє отримати надійний захист слизової від жорсткого, механічного та токсико-алергічного впливу акрилатів, а також зменшує атрофічні процеси за рахунок більш досконалої поверхні протеза. Для зменшення негативного впливу протезів виготовлених із акрилової пластмаси Жуков К.В. (2001) запропонував використовувати феракрилове

покриття. Таке покриття знижує рівень міграції залишкового мономера в контактне середовище на 44,8-58,4%. Покращує параметри міцності пластмаси. Акрилові пластмаси, покриті феракрилом, не спричиняють токсичної та сенсibiliзуючої дії. Клінічні спостереження показали високу ефективність застосування знімних зубних протезів з акрилових пластмас, покритих феракрилом: нормалізує дію феракрила на стан місцевого імунітету, рівень сенсibiliзації до акрилових пластмас і мікрофлору порожнини рота [120, 116, 131].

Для виключення токсичної і алергічної дії мономеру і інших інгредієнтів акрилових пластмас на слизову оболонку порожнини рота запропоновано покривати піднебінну поверхню пластмасового протезу тонкою плівкою срібла [Курляндский В.Ю. і ін. 1968]. Клінічні спостереження показують, що після сріблення зникають скарги на неприємні відчуття в роті, і епітелізуються пошкоджені слизові оболонки. Але срібло, як правило, зникає з поверхні протеза через 2-3 тижні [12].

Ефективним методом у профілактиці стоматитів токсико-хімічного походження вважається покриття поверхні базису протезів благородними сплавами або виготовлення їх зі сплавів металів. Застосування прокладок між базисом протеза і слизовою оболонкою - один із найперспективніших засобів, оскільки вони не тільки покращують фіксацію протеза, а й захищають слизову від побічних ефектів - подразнення, підвищеної чутливості. Сприятливо діючи на слизову протезного ложа, діють як протизапальні та знижують мікробну агресію, що, в свою чергу, прискорює адаптацію [132].

Палков Т.А. провів дослідження і встановив, що використання пластмасових знімних протезів з еластичною силіконовою прокладкою MUCOPREN soft дозволяє знизити запалення слизової протезного ложа більш ніж в 80% випадків [121].

В якості прокладки між слизовою протезного ложа і знімним зубним протезом є розробка М.Я. Нідзельського, а саме адаптаційного гелю, який

включає анестетик (анестезин) і антиоксиданти (α -токоферол, цистеїн і аскорбінову кислоту) і має знеболюючу і протизапальну дію.

Маслов О.В. запропонував для профілактики та лікування протезних стоматитів і прискорення терміну адаптації знімних протезів застосування прокладочних гелів «Профогель» і «Шавлієвий», що забезпечують створення буферної зони між базисом протеза і слизовою оболонкою протезного ложа, справляють антимікробну, протизапальну та імуномодельюючу дію [84].

В дослідженнях [134] показано, що найбільш ефективними і прискореними способами зменшення виділення незв'язаного мономеру з протезу є занурення пластмаси в етанол, нагрітий до 70°C з наступним вистоюванням протягом доби, що зменшує виділення залишкового мономеру на 69%, і тригодинне кип'ятіння пластмаси в воді з наступним зануренням на 5-10 хвилин в гарячий етанол при 70°C.

В дослідженнях Косенко К.Н. при трьохгодинному кип'ятінні акрилової пластмаси в етанолі отримали більш ніж в 5 раз зниження залишкового мономеру [134].

В дослідженні (Harrison A. et al) було виявлено, що найкращим методом зменшення виділення залишкового мономеру була інкубація у воді при 70°C протягом 7 годин з подальшим зануренням у воду при 100°C протягом 1 години.

Режим полімеризації впливає на кількість залишкового мономеру, показники мікротвердості і міцності до вигину. В дослідженнях [135] показано, що при полімеризації протягом 90 хв при 73 °C, а потім при 100 °C протягом 30 хв підвищує показники мікротвердості, міцності до вигину і зменшує кількість залишкового мономеру, порівняно з полімеризацією при 74°C 9 год. Це пояснюється тим, що при підвищенні температури ступінь перетворення мономеру в полімер зростає і призводить до більш низького рівня залишкового мономеру.

Для зменшення цитотоксичності акрилових протезів деякі автори рекомендують витримувати протягом перших 24 годин протез у воді перед розміщенням його у порожнині рота [136].

Залишковий мономер може впливати на механічні фізичні властивості біоматеріалу або викликати небажані біологічні реакції при вилуговуванні до орального середовища [21].

Для зменшення кількості залишкового мономера і підвищення міцності знімних протезів автором запропоновано [31] виготовлення протезів з багатошаровим базисом. Для цього в базис, виготовлений способом литтєвого пресування, вводять листовий поліметилметакрилат в якості армуючого шару.

Для профілактики явищ непереносимості також використовують литтєві термопласти медичної чистоти. В дослідженнях [137] показано, що такі матеріали практично не впливають на показники неспецифічної резистентності порожнини рота у пацієнтів

Термопласти за хімічною структурою позбавлені тих основних негативних властивостей, які притаманні акриловим пластмас, в їх складі не міститься залишковий мономер, показники міцності в багато разів кращі, не володіють токсичною і алергічною дією, тому показані людям з алергічним статусом, мають достатню еластичність, точне прилягання, хорошу фіксацію і естетичні характеристики, не містять мікропор і практично не викликають порушення рівноваги стану мікрофлори в порожнині рота. Назва «термопласти» походить від здатності пластмаси набувати пластичності під впливом певної температури [138, 139].

У стоматології використовують термопласти 5 видів:

1. Ацеталь (поліоксиметилен або поліформальдегід) вважається самим стійким термопластом, складається з ланцюгів вуглецю, водню і кисню. Використовується для виготовлення різних видів ортопедичних конструкцій. Протези по міцності порівнюються з металевими. За рахунок еластичності забезпечується більш точне і щільне прилягання до зубів і відповідно більш

надійна фіксація протеза. Матеріали на ринку представлені - "Dental D" - Quattro Ti (Італія); Dentico - Dentico (Германія) і "T.S.M. Acetal Dental" - (Сан Маріно); Асерпласт (Ізраїль)

2. Нейлон (полігексаметіленліпамід) має внутрішню структуру у вигляді довгих ниток, що переплітаються. Володіє міцністю, стійкістю до стирання, високою гнучкістю і пластичністю. З нейлону виготовляють: часткові знімні протези з зубоальвеолярними кламмерами; комбіновані протези; знімні протези з базисом і шинуючим багатоланковим кламером. На ринку представлені: США ("Valplast", "Flexite"), Ізраїль (Flexy-Nylon), Сингапур (Vertex ThermoSens), Германія (Flexiplast)

3. Поліпропілен - безбарвний полімер без характерного запаху і смаку, м'який, гумоподібний матеріал, розм'якшується при високих температурах. Протези з даного матеріалу є біологічно нейтральними по відношенню до тканин організму і стійкими в середовищі порожнини рота. Біологічна нейтральність обумовлена відсутністю мономерів, інгібіторів, каталізаторів та інших включень. Застосовується для виготовлення часткових знімних протезів з дентоальвеолярними кламерами, знімних шинуючих протезів і противохрапових пристроїв. Представлені на ринку: США ("ProFlex Clear Wire" Dental Resources), Україна ("NDflex" New Dental), "Ліпол" (Україна)

4. Етиленвінілацетат - аморфний прозорий безбарвний полімер без запаху і смаку, його мономер і полімер нетоксичні. Володіє високим ступенем еластичності, має дуже маленьку абсорбцію води, відмінну стійкість до кислот. Застосовують для виготовлення індивідуальних позиціонерів, зубних протекторів, спортивних кап і мундштуків для дайвінга. Існують на ринку такі матеріали: Італія (Flexidy), Сан-Маріно (Corflex Orthodontic).

5. Акрилові - (поліметилметакрилат). Основними характеристиками цих матеріалів є відсутність вільного мономера, досить висока міцність і естетичність, що дозволяє виготовляти особливо тонкі знімні протези. З безмономерних акрилових пластмас виготовляють повні та часткові

пластинкові протези, а також сідла бюгельних протезів. Такі матеріали виготовляють: США (Flexite M.P.), Ізраїль (Acre-Free), Сан-Маріно (Thermo Free), Італія (Fusicril), Німеччина (Polyan) [6, 76, 140, 141, 28].

Досвід роботи з термопластичними матеріалами показав, що є істотні технічні недоліки, що позначаються на якості самих зубних протезів і їх довговічності це: складна обробка і погана поліруємість, яка веде до швидкої втрати естетичних характеристик зубного протеза, його обсіменіння мікроорганізмами, які сприяють захворюванню слизової оболонки порожнини рота, з'являється незадоволеність пацієнтів зміненим зовнішнім виглядом знімного протезу. Традиційні технологічні методи і відомі полірувальні засоби, які використовуються в знімному протезуванні, залишають мікроподряпини, потребують багато часових зусиль та витрат і досить часто залишають задовільну якість поверхні після полірування термопластичних матеріалів. До недоліків названих матеріалів відносять відпечатки країв базису на слизовій оболонці протезного ложа, стоматит і пролежні, утворення вад матеріалу при корекції, відлам штучних зубів, які не мають хімічної сполуки з базисом, еластичність і гнучкість зубного протеза викликає прискорену атрофію альвеолярного гребеня, складність в лагодженні або неможливість перебазування протезів. Все це приносить певні складнощі для практичного впровадження нової технології виготовлення зубних протезів [2, 5, 142, 143, 144, 145, 146].

Також важливим недоліком термопластичних матеріалів є те що їх неможливо використовувати для протезування пацієнтів з повною адентією, це пов'язано зі зміною еластичності під впливом температури ротової порожнини, нестабільності у фіксації на протезному ложі під час жувального навантаження. Тільки в 1,93% випадках даний вид платмаси використовується в якості базисного конструкційного матеріалу [2, 123].

На сьогоднішній час з'явилися матеріали, які позбавлені недоліків попередніх термопластів. Це категорія напівжорстких поліамідів, яка прийшла на зміну гнучким, еластичним нейлонам. Протези з цих матеріалів,

завдяки їх жорсткості, адекватно розподіляють жувальне навантаження і зберігають стабільність форми при вживанні гарячої їжі. Вони відрізняються високою міцністю та механічною стійкістю, мають мінімальну усадку. Одною з головних позитивних властивостей напівжорстких поліамідів є те, що матеріали не містять токсичних речовин, таких як кадмій, а також не містять мономеру, не змінюють колір та не насичуються запахами. Також їм властива висока щільність структури, що робить їх більш технологічним і дозволяє легко відполірувати протези до дзеркального блиску, як і акрилові пластмаси [125].

В.Г. Шутурмінський (2013) вивчав ефективність використання знімних протезів з пропілену «Tipplen R 359», оброблених в плазмі тліючого розряду. Поряд з позитивними властивостями: швидка адаптація до протезів, покращення жувальної ефективності, автор зазначає ряд негативних якостей термопласту: складність полірування, ливарна усадка, низька гігієнічність і стійкість барвника [147].

Досить перспективним способом профілактики протезних стоматитів є метод контролю за рівнем залишкового мономера в зубних протезах з акрилових пластмас. Так, І.В. Палійчуком впроваджена експрес-методика контролю якості виготовлення акрилових протезів. За допомогою цього методу, автор отримав акрилові базиси з вмістом залишкового мономера менше 0,5%, і зниження частоти проявів протезних стоматитів [2].

Новим напрямом у вдосконаленні базисних матеріалів є пластмаси світлової полімеризації. Така пластмаса як Triad -Дентсплай (США) – зшитий полімер, що має структуру взаємопроникаючої сітки. Така пластмаса не містить мономеру. Використання данного способу обмежене відсутністю спеціального устаткування і відсутністю даних про фізико - біологічні властивості, а також вплив на слизову оболонку порожнини рота [123].

В дослідженнях [104] для профілактики патологічних змін слизової оболонки тканин протезного ложа у осіб, яким планується виготовлення знімних протезів, рекомендується протягом 1 місяця до ортопедичного

лікування призначати внутрішньо вітамінно-мінеральний комплекс «Вітакап». Від початку користування знімним протезом гель «Комфорт» або «Пантестин-Дарниця» наносити на очищену та суху поверхню протеза перед його введенням до ротової порожнини 1-2 рази на добу протягом 30 діб. Після початку користування протезом додатково призначити препарат «Силікс».

1.3 Профілактика протезних стоматитів з використанням нанотехнологій

XXI століття – час нанотехнологій, наномедицини, нанобіології, нанофармакології. Наноматеріали застосовують майже в усіх галузях: від косметики і медицини до космосу, авіації, військової промисловості та електроніки. За приблизними оцінками, на сьогодні існує понад 800 різних продуктів, виготовлених на основі нанотехнологій [148, 149].

Методи нанотехнології дозволяють отримати принципово нові прилади і матеріали з характеристиками, які значно перевищують їх сучасний рівень, що досить важливо для розвитку багатьох галузей техніки, біотехнології, медицини, охорони оточуючого середовища [150].

Наукові дослідження нанооб'єктів починаються в XIX столітті, коли М. Фарадей (1856-1857рр.) отримує і вивчає властивості колоїдних розчинів високодисперсного золота і тонких плівок на його основі. Відмічена Фарадеем зміна кольору в залежності від розміру частинок – ледь не перший приклад дослідження величинних ефектів нанооб'єктів [151].

У грудні 1959 р. в Каліфорнійському університеті Калтек фізик–теоретик Річард Фейнман на щорічному засіданні Американського фізичного товариства зробив доповідь – лекцію: «Внизу багато місця запрошення увійти в новий світ фізики». Перші припущення про можливість механічно керувати окремими атомами за допомогою приладів відповідних розмірів знаходимо у книзі Річарда Фейнмана «Там внизу повно місця» 1959 р. [152].

Термін «нанотехнологія», запропонований японським вченим Норіо Танігучі у 1974 р., стосується об'єктів розміром 1-100 нм. [153].

На можливість створення наноматеріалів з розміром зерен менше 100 нм, які повинні володіти багатьма цікавими і корисними властивості порівнюючи з традиційними мікроструктурними матеріалами, вказав німецький вчений Г. Глейтер в 1981 р. [154].

Німецькі фізики Герд Бінніг і Генріх Рорер створили скануючий тунельний мікроскоп - прилад, що дозволяє здійснювати дію на речовину на атомарному рівні. Через чотири роки вони отримали Нобелівську премію [155].

Нанотехнології (грец. nanos – карлик, гномик; techno – майстерність, ремесло; logos – наука) – сукупність наукових знань, способів і засобів спрямованого регульованого складання (синтезу) із окремих атомів і молекул різних речовин, матеріалів та виробів з лінійним розміром елементів структури до 100 нм ($1 \text{ нм} = 10^{-9} \text{ м} = 10 \text{ \AA}$) [156, 157].

В останній час медицина розглядається як одна із найбільш перспективних галузей застосування нанотехнологій. Сьогодні можна констатувати появу нового напрямку медичної науки – молекулярної наномедицини. З нею зв'язують такі унікальні речі, як: лабораторії на чіпі, адресна доставка ліків до пошкоджених клітин, діагностика захворювань, нові бактерицидні і противірусні препарати, нанороботи «для ремонту» пошкоджених клітин. Це дозволить ефективніше боротися з онкологічними, вірусними і генетичними захворюваннями [158, 159, 160, 161].

Наномедицина – вивчає можливість застосування нанотехнологічних розробок (наноприладів, нанопрепаратів) у медичній практиці для профілактики, діагностики і лікування різних захворювань з контролем біологічної активності, фармакологічної та токсикологічної дії отриманих продуктів чи медикаментів [153].

Наночастинки завдяки маленьким розмірам легко проникають у людський організм через органи дихання, травлення, шкіру і проявляють

більш виражену біологічну активність внаслідок їх великої площі поверхні на одиницю маси порівняно з макророзмірними частинками. Наприклад золото, інертне в формі звичайного металу, стає високоактивним у вигляді наночастинок, наноплівки, що робить цей благородний метал каталізатором для багатьох біохімічних реакцій. Фізико-хімічні механізми дії наночастинок проявляються у тому, що більшість атомів перебувають на поверхні, і таким чином поведінка цих поверхневих атомів змінює їх хімічні, фізичні, фізико-хімічні, біологічні, фармакологічні та токсикологічні властивості. Це сприяє більш легкій взаємодії наночастинок з компонентами біомембран клітин організму. Наночастинки, які можуть приєднуватися до клітин, інфікованих різними захворюваннями, і дозволяють лікарям виявляти у зразку крові конкретне захворювання. Вони дають можливість лікарям виявляти захворювання на ранніх стадіях і лікують такі захворювання, як рак, хвороби серця і діабет з більш ефективними і безпечними ліками [157, 162, 163]

За допомогою нанотехнологій можна взаємодіяти з компонентами клітин, маніпулювати проліферацією і диференціацією клітин, виробництвом і організацією позаклітинних матриць. Наномедицина сьогодні використовує ретельно структуровані наночастинки, такі як дендримери, вуглецеві фулерени і нанооболонки для націлювання на певні тканини і органи. Ці наночастинки можуть служити в якості діагностичних і терапевтичних противірусних, протипухлинних або протиракових агентів [159, 164, 165].

Існує перспектива розвитку нанотехнології в стоматології. Наностоматологія дозволить підтримувати комплексне здоров'я ротової порожнини за допомогою наноматеріалів, біотехнології, включаючи інженерію тканин, і в кінцевому рахунку, нанороботику. Нові потенційні можливості лікування в стоматології можуть включати місцеву анестезію, ренатуралізацію зубних рядів, постійне лікування гіперчутливості, повне ортодонтичне відновлення під час одного офісного візиту [166, 167].

Людське тіло складається з молекул, тому доступність молекулярної нанотехнології дозволить досягти значного прогресу у вирішенні медичних

проблем і використовувати молекулярні знання для підтримки та поліпшення здоров'я людини на молекулярному рівні [168].

На сьогоднішній день для ранньої діагностики стало можливим застосування квантових точок – нанокристалів, які дають змогу вивчати процеси в клітині на молекулярному рівні. Це може значно покращити якість постановки діагнозу і лікування ракових новоутворень [169].

Нанотехнологія відкриває можливості для якісно нових способів лікування пухлик, а також їх метастазів, що дозволить уникнути багатьох побічних дій від хіміо- і променевої терапії, які наносять сильний удар по організму людини і призводять до багатьох ускладнень [156, 155, 170].

Імунонаносфери – це мікроскопічні силіконові кульки вкриті найтонкішим шаром золота на якому прикріплені антитіла, специфічні до маркерів пухлини. При введенні таких наносфер експериментальним тваринам відбувається їх накопичення в пухлині. При наступному впливі довгохвильового інфрачервоного світла, відбувається нагрівання золотого шару частинок, що призводить до гибелі клітин пухлини [155].

Наноматеріали - матеріали структурні елементи яких не перевищують нанотехнологічної межі 100 нм, хоча б в одному вимірі. Верхня межа зв'язана з зміною фізико-механічних властивостей матеріалів нижче 100 нм. Нижня межа зв'язана з нижньою межею симетрії нанокристалічного матеріалу [152].

Найбільш вивченими і впровадженими на сьогоднішній день є такі наноматеріали: нановуглець, нанозолото, наносрібло, нанотитан, нанонікель.

Встановлено, що наночастинки срібла в тисячі разів ефективніші по відношенню до вірусів і бактерій, ніж срібні іони. Доведено, що навіть незначні концентрації наночастинок срібла знищують усі відомі мікроорганізми (в тому числі і вірус СНІДу), не розтрачуючись при цьому. Крім того на відміну від препаратів, які вбивають вірус і вражену ним клітину, дія наночастинок вибіркова: вони діють тільки на віруси, клітина при цьому не пошкоджується [171]

Відповідно до рекомендації VII Міжнародної конференції з нанотехнологій (Wiesbaden, 2004) виділяють такі типи наноматеріалів: квантові точки, наночастинки, нанотрубки і нановолокна, наноструктуровані поверхні та плівки нанокристали й нанокластери [152, 172].

За хімічним походженням виділяють такі наноматеріали: неорганічні – кераміка, метали (Fe, Mg, Ag, Au), сплави (Cu-Ta, Cu-V, Cu-W); органічні – полімери, біологічні наноструктури (ліпосоми, целосоми), вуглецеві наноматеріали (фулерени, нанотрубки); неорганічно–органічні – метал-органічні, метал-полімерні структури [173, 148].

За геометричною розмірністю: 3-вимірні об'єкти – усі три виміри (висота довжина й ширина) < 100 нм. До цієї групи належать фулерени, квантові точки, колоїдні розчини, мікроемульсії. Наночастинки поперечні розміри яких < 100 нм, а довжина порівняно велика, належать до групи двох-вимірних об'єктів (нанотрубки, нанопори, нанокапіляри). Наноплівки та наноплівки мають досить велику площу, проте їх товщина завжди < 100 нм, тому вони належать до одно- вимірних об'єктів [174, 156, 172].

Великі за кількістю атомів структурні одиниці з розміром 3 – 40 нм відносяться до нанокристалів [175].

Нанокристалічні матеріали мають різноманітні форми і володіють унікальними хімічними, фізичними та механічними властивостями, що перевищують аналогічні показники матеріалів з яких вони виготовлені.

Формування нанокристалічних структур призводить до зміни властивостей порівнюючи з масивними аналогами, що призводить до значного підвищення механічних характеристик нанокристалічних матеріалів, серед яких необхідно відмітити надзвичайну твердість [151].

Збільшення твердості для металічних наноматеріалів може складати 500-600%; для крихких об'єктів таке збільшення дещо нижче, але теж досить значне до 200-300% [150].

Унікальними властивостями, які можна застосовувати в медицині володіють фулерени. У 1985 році Роберт Керл, Гарольд Крото і Річард

Смоллі абсолютно несподівано відкрили принципово нове вуглецеве з'єднання - фулерен, унікальні властивості якого викликали цілий шквал досліджень. У 1996 році першовідкривачам фулеренів присуджена Нобелівська премія. Відкриття цієї молекули завбільшки 1 нм, було визнано одним з найважливіших подій у науці ХХ сторіччя [176, 177, 156, 155, 172].

Фулерени дістали свою назву на честь американського архітектора Бакмінстера Фулера, архітектурні конструкції якого побудовані по принципу сітчастих сферичних поверхонь [152, 178].

Фулерени були отримані за допомогою електричної дуги між двома графітовими електродами в атмосфері гелія і осаджені на пластинку кварцового скла [156].

Основою молекули фулерена є вуглець - цей унікальний хімічний елемент, який відрізняється здатністю з'єднуватися з більшістю елементів і утворювати молекули найрізноманітнішого складу і будови.

Фулерени – це четверта алотропна форма вуглецю синтетичного походження. Вуглець є досить поширеним елементом. В природі він присутній у вигляді графіту і алмазу. Фулерени є в мінералі шунгіті в кількості 3-10%. Фулерени представляють собою замкнуті молекули вуглецю, в яких всі атоми розташовані в вершинах правильних шестикутників або п'ятикутників, покриваючих поверхню сфери. Найбільш стабільними являються ті фулерени, в яких п'ятикутники не торкаються один одного і кожен з них оточений п'ятьма шестикутниками. Першим таким фулереном є C_{60} , а C_{70} другим [179, 152, 156, 155, 180].

Класичним вважається фулерен, який складається з 60 атомів вуглеводу, розташованих на сфері середнім діаметром – 0,714 нм, і нагадуючих футбольний м'яч. Атоми вуглеводу утворюють 12 правильних п'ятикутників і 20 правильних шестикутників [155].

Молекули C_{60} містять фрагменти з п'ятикратною симетрією, які заборонені природою для неорганічних молекул. У зв'язку з цим фулерен

являє собою молекулярний кристал, який є сполучною ланкою між органічною та неорганічною матерією [152, 175].

Завдяки наявності на поверхні системи π -кон'югованих подвійних зв'язків між гекса- і пентагональними структурами, водорозчинні фулерени C_{60} здатні ефективно уловлювати вільні радикали і, таким чином, виступати як антиоксиданти [181].

Фулерени є гідрофобними, тобто здатні взаємодіяти безпосередньо з ліпідним матриксом біомембран і проникати всередину клітини [182].

Проведені широкомаштабні біологічні дослідження гідратованого фулерену показали, що фулерени будучи самі по собі нетоксичними, володіють багатоплановою позитивною біологічною активністю, яка в першу чергу зв'язана з їх здатністю регулювати в живих організмах вільнорадикальні процеси, а саме нейтралізувати тільки надлишок вільних радикалів, і не інактивувати ту їх кількість, яка потрібна для нормального функціонування біологічної системи [178, 183, 184].

Фулерен C_{60} інколи називають «губкою для радикалів» одна молекула може приєднати 34 метильні радикали. Завдяки такій здатності фулерени діють у біологічних системах як уловлювачі вільних радикалів, зокрема гідроксильного та супероксиданіону [157].

Оскільки гіперпродукція кисневмісних радикалів є причиною виникнення багатьох клінічних патологій, антирадикальна активність фулеренів C_{60} та їхніх похідних відкриває перспективи застосування цих сполук як антиоксидантів [186].

Група французьких вчених оприлюднила статтю з підсумками досліджень на щурах. У статті вказується, що щури, яким щодня давали певну дозу фулерену C_{60} з оливковою олією, прожили вдвічі довше, ніж щури, які фулерену не вживали. Вважається, що такий ефект спостерігається через те, що фулерени поглинають вільні радикали, які сприяють старінню [187].

Експерименти на щурах, зроблені Najla Gharbi і співробітниками, довели цю чудову рису. Вони показали, що водні суспензії C_{60} , приготовані без використання будь-якого полярного органічного розчинника, не тільки не мають гострої або підгострої токсичності у гризунів, але також захищають їх печінку від пошкодження вільними радикалами [188].

В роботі J. John і спів. було продемонстровано антигістамінну і антиоксидантну дію фулеренів в вигляді їх полігідроксипохідних, що як думають автори є перспективним для застосування в терапії, включаючи такі хвороби, як астма, поліартрит, хвороби серця і розсіяний склероз [178].

Фулерени можуть також виконувати роль переносників лікарських засобів, утворюючи комплекси між відомими лікарськими засобами, що сприятиме більш глибокому проникненню таких комбінованих медикаментів до патологічного процесу, зумовлюючи проведення ефективної фармакотерапії різних захворювань [189, 171].

Крім того, деякі похідні фулеренів можуть бути використані не тільки як антиоксиданти, але і в якості антибактеріальних і противірусних препаратів [178].

Фулерени C_{60} та їх похідні мають потенційну противірусну активність, що має перспективу для лікування ВІЛ-інфекції. Антивірусна активність похідних фулерену ґрунтується на декількох біологічних властивостях, включаючи їх унікальну молекулярну архітектуру та антиоксидантну активність. Було показано, що похідні фулеренів можуть інгібувати і утворювати комплекс з ВІЛ-протеазою [185, 190].

Фулерени також використовують для цитопротекторної дії від ультрафіолетового опромінення [191].

В останні роки стало відомим, що фулерени C_{60} і його похідні можуть впливати на імунні процеси. Відмічено, що C_{60} регулює деякі етапи фагоцитозу, стимулюючи адгезію і міграцію нейтрофілів і макрофагів. Отримані дані про властивість C_{60} і його похідних різнонаправлено впливати на активацію компонентів комплементу і гемолітичних реакцій [192, 193].

Було доведено, що похідні фулерену здатні захищати моноклеарні клітини периферичної крові людини від апоптозу, викликаного оксидативним стресом, зберігаючи цілісність мітохондріальної мембрани, яка є раннім етапом апоптозу [194].

Завдяки гідрофобним властивостям молекула C_{60} може вбудовуватись у біологічні мембрани та локалізуватись у неполярних ділянках мембранних структур [195].

Згідно з токсикологічною класифікацією, сполуки, які виявляють токсичність у дозах, що перевищують 1 г/кг, належать до нетоксичних [196]. Про відсутність токсичності пристінних C_{60} свідчать результати роботи, у якій встановлено, що внутрішньоочеревинне введення мишам суспензії C_{60} (2,5 г/кг) не спричиняло загибелі тварин або порушень у поведінці упродовж 8 тижнів. Не виявлено токсичних ефектів колоїдні розчини C_{60} в експериментах *in vivo* та *in vitro* за сумарних доз до 25 мг/кг [197].

Внутрішньосуглобове введення водорозчинного C_{60} при експериментальному ад'ювантному артриті у щурів зменшує кількість остеокластів, резорбцію кістки і деструкцію кісткової тканини, знижує дегенерацію суглобового хряща при остеоартриті у кролів. Зроблено висновок, що водорозчинний C_{60} може мати хондропротекторні властивості у пацієнтів з остеоартритом [198].

Фулерени сильно поглинають світло в ультрафіолетовій і помірно у видимій області спектра, при цьому генеруючи активні форми кисню, що дозволяє використовувати їх в фотодинамічній терапії [199].

Гідратований фуллерен - це молекула C_{60} -фуллерена, оточена оболонкою молекул води і утворює справжні водні розчини. Гідратований фуллерен володіє широким спектром біологічної дії як *in vivo* і *in vitro*, не проявляючи при цьому ознак токсичності. Дослідження біологічної активності гідратованого фулерену і його хімічно модифікованих аналогів показали, що вони мають антивірусну, антиамілоїдну, антиалергічну,

протипухлинну, гепатопротекторну, антиатеросклеротичну дію, стимулюють імунітет [197].

Є повідомлення про здатність фулеренів пригнічувати розвиток алергічного запалення. Ін'єкція фулеренів мишам попереджає розвиток реакції гіперчутливості негайного типу, не викликаючи побічних реакцій. Фулерени здатні дезактивувати тучні клітини та базофіли навіть до моменту вивільнення медіаторів запалення [189].

Антиоксидантна дія фуллерена C_{60} перевершує такий добре відомий антиоксидант, як вітамін С. Отже, фулерен може, особливо в біологічних системах, проявляти себе одночасно і антиоксидантом, і «окислювачем».

Наявні виражені протизапальні властивості у фуллерена C_{60} , які проявляються у зменшенні ознак локальної запальної реакції, стабілізації температури і маси тіла тварин, зниженні числа лейкоцитів і ШОЕ, вмісту церулоплазміну і сіалових кислот.

Фулерен C_{60} пригнічує запальну реакцію блокуванням синтезу прозапальних цитокінів ІЛ-6, ІЛ-8 та ФНП-а [198].

Експерименти на мишах показали ефективність застосування C_{60} для пригнічення росту різних пухлин. [200].

Висновок до розділу. Аналіз літературних джерел свідчить про високу частоту розвитку ускладнень у пацієнтів, що користуються знімними акриловими пртезами. Значна частка серед цих ускладнень належить протезному стоматиту. В зв'язку з тим, що токсичний і алергічний стоматити зустрічаються досить часто в клініці ортопедичної стоматології, розробка нових методів профілактики є актуальною. З метою профілактики протезних стоматитів можна використовувати покриття протезів матеріалами нанорозмірної величини фуллереном C_{60} , що забезпечує екранування базису протеза і виходу залишкового мономеру в тканини протезного ложа, і попереджає наступні ускладнення після протезування, що і стало метою дослідження.

Список праць опублікованих за матеріалами розділу:

1. Скрипников ПМ, Силенко БЮ, Силенко ГМ, Силенко ЮІ. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів. Український стоматологічний альманах.2014;2:95-100. Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.

2. Дубина ВО, Хавалкіна ЛМ, Силенко БЮ, Скрипников ПМ, Силенко Г.М., Силенко Ю.І. Prospects Using Nanodrugs in dentistry. Перспективы использования нанопрепаратов в стоматологии. American Journal of Science and Technologies.2016 ;1(21):1070 – 1079. Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.

3. Силенко БЮ. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів. Клінічна стоматологія. 2014;3:96-97. Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.

4. Силенко БЮ, Ковач ГМ. Профілактика протезних стоматитів з застосуванням нанотехнологій. Тези доповідей науково-практичної конференції лікарів-інтернів, магістрів та клінічних ординаторів «Актуальні питання клінічної медицини» (21 травня 2013року) - Полтава: ВДНЗУ УМСА – 2013 - С. 88. Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.

5. Скрипников ПМ, Силенко БЮ. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів. Тези доповідей науково-практичної конференції лікарів-інтернів, магістрів та клінічних ординаторів «Актуальні питання клінічної медицини» (26 травня 2014 року) - Полтава: ВДНЗУ УМСА – 2014 - С. 78. Особистий

внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.

6. Силенко БЮ, Ковач ГМ. Профілактика протезних стоматитів з застосуванням нанотехнологій. Український медичний альманах. 2013;16(1):131-132. Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.

7. Силенко ЮІ, Силенко БЮ, Хребор МВ. Застосування нанопокриттів у профілактиці протезних акрилових стоматитів. Науково-практична конференція з міжнародною участю «Мультидисциплінарний підхід в лікуванні ортодонтичних пацієнтів», м. Полтава, 3-4квітня 2015р. . Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Жолудев СЕ. Рабочая класификация заболеваний слизистой оболочки протезного ложа у лиц, пользующихся съёмными акриловыми протезами. Проблемы стоматологии. 2005;3:40-43.
2. Палійчук ІВ. Аналіз використання різних видів ортопедичних конструкцій та їх вплив на слизову оболонку порожнини рота. Новини стоматології. 2015;2(83):13-16.
3. Кравец ТП, Кравец МЮ. Непереносимость пластмассовых зубных протезов. Стоматолог. 2008;4:40-45.
4. Палійчук ІВ. Стан місцевого імунітету та мікробіоценозу ротової порожнини у хворих на алергічний і токсичний протезний стоматит. Современная стоматология. 2011;2:52-56.
5. Саливончик МС. Экспериментально - клиническое обоснование эффективности окончательной обработки съёмных конструкций зубных протезов из термопластических полимеров [диссертация]. Воронеж; 2015. 135 с.

6. Шульженко ОЮ. Клініко-патогенетичне обґрунтування лікування хворих з вторинною адентією за допомогою знімних протезів із різних базисних матеріалів [дисертація]. Полтава: УМСА; 2011. 151 с.
7. Люлякина ЕГ, Чижов ЮВ. Заболевание полости рта у лиц пожилого и старческого возраста. Клиническая геронтология. 2011;17(1-2):35-39.
8. Лебеденко ИЮ, Каливрадджиян ЭС. Ортопедическая стоматология. М.: «ГЭОТАР – Медиа»; 2011. 364с.
9. Маслов ОВ. Зміна показників біоценозу ротової порожнини при виникненні контактних протезних стоматитів. Одеський медичний журнал. 2003;3:72-74.
10. Прохвятилов ОГ. Оценка эффективности пользования полными съёмными протезами нижней челюсти в зависимости от выраженности атрофии тканей протезного ложа протезами [дисертація]. Санкт-Петербург: Первый Санкт-Петербургский гос. мед. ун. им. И.П. Павлова; 2015. 121с.
11. Krunic N, Kostić M, Anđelković M. Acrylic resin sstill irreplaceable materials in prosthetic dentistry. Acta Stomatol Naissi 2007;23:747-752.
12. Гожая ЛД. Аллергические заболевания в ортопедической стоматологии. М. : Медицина; 1988. 160с.
13. Лабунець ВА, Козлов ОВ, Шаблій ВФ, [та ін.]. Загальні положення забезпечення системи якості в зуботехнічному виробництві. Вісник стоматології. 2010;1:49–51.
14. Нідзельський МЯ, Давиденко ВЮ, Давиденко ГМ. Порівняльна характеристика рівня залишкового мономеру в базисах знімних протезів із акрилових пластмас, виготовлених за різними технологіями полімеризації. Вісник проблем біології і медицини. 2014;2(2):45-48.
15. Anlonelli J, Hottel TL, Siegel SC [et all.]. The acrylic resin transfer coping technique for making accurate interocclusal records. J. Tenn. Dent. Assoc . 2011;91(2):17-21.

16. Соколовська ВМ. Лабораторно - клінічне обґрунтування ультразвукової технології обробки полімерних матеріалів при виготовленні стоматологічних протезів [автореферат]. Полтава: УМСА; 2012.18 с.
17. Кричка НВ. Проблема відповідності протезному ложу, міцності та біологічній індиферентності протезів із акрилових пластмас. Проблеми безперервної медичної освіти та науки. 2015;3:79-82.
18. Максюков СЮ, Олесова ВН, Калашников ВН. Осложнения и недостатки съёмных зубных протезов и пути оптимизации повторного протезирования зубов. Российский стоматологический журнал. 2009;6:21-24.
19. Бочаров ВС, Москвин ЮН, Ким АР. Влияние базисных материалов съёмных протезов на параметры иммунного гомеостаза слизистой оболочки рта. Тихоокеанский медицинский журнал. 2014;3:62-64.
20. Цимбалистов АВ, Михайлова ЕС, Шабашова НВ, и др. Иммунологические аспекты патогенеза непереносимости стоматологических конструкционных материалов. Стоматология. 2006;4:37-40.
21. Neves CB, Lopes LP, Ferrao HF, Miranda JP, Castro MF, Bettencourt AF. Ethanol postpolymerization treatment for improving the biocompatibility of acrylic relined resins. Biomed Res Int. 2013;48:524-6.
22. Charasseangpaisarn T, Wiwatwarrapan C, Leklerssiriwong N. Ultrasonic cleaning reduces the residual monomer in acrylic resins. Journal of Dental Sciences. 2016;11:443-448.
23. Urban VM, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, de Almeida FG, et al. Effect of water-bath post-polymerization on the mechanical properties, degree of conversion, and leaching of residual compounds of hard chairside relined resins. Dent Mater. 2009;25:662-71.
24. Kopperud HM, Kleven IS, Wellendorf H. Identification and quantification of leachable substances from polymer-based orthodontic base-plate materials. Eur J Orthod. 2011;33: 26-31.
25. Bural C, Aktas E, Deniz G, Unlucerci Y, Bayraktar G. Effect of leaching residual methyl methacrylate concentrations on in vitro cytotoxicity of heat

polymerized denture base acrylic resin processed with different polymerization cycles. *J Appl Oral Sci.* 2011;19:306–12.

26. Кузь ВС, Дворник ВМ, Кузь ГМ. Характеристика сучасних базисних стоматологічних матеріалів та їх вплив на тканини порожнини рота. *Актуальні проблеми сучасної медицини.* 2014;14(2):179-184.

27. Огородников МЮ, Царев ВН, Сулемова РХ. Клинико-микробиологическая характеристика динамики микробной колонизации съёмных зубных протезов с базисами из полиуретана и акриловых пластмасс. *Российский стоматологический журнал.* 2007;6:20-22.

28. Григорьян АС, Каплан МЗ, Тигранян ХР, Антипова ЗП. Биологически нейтральные термопластические материалы. *Клиническая стоматология.* 2006;3:70-75.

29. Остроголов ДФ. Підвищення ефективності ортопедичного лікування хворих за рахунок зміцнення пластмасових базисів знімних зубних протезів [автореферат]. Полтава: УМСА; 2011. 18 с.

30. Кузнецов ВВ, Писаренко ОА. Удосконалення технології покращення якості базисів знімних пластинкових протезів. *Український стоматологічний альманах.* 2011;1:61-63.

31. Михайлова СГ. Развитие и формирование атрофии протезного ложа под базисами полных съёмных протезов в зависимости от технологии их изготовления. *Таврический медико-биологический вестник.* 2009;4(48):141-144.

32. Kasina SP, Ajaz T, Attili S, Surapaneni H, Cherukuri M, Srinath NP. To evaluate and compare the porosities in the acrylic mandibular denture bases processed by two different polymerization techniques, using two different brands of commercially available denture base resins — an in vitro study. *J Int Oral Health.* 2014;6:72-77.

33. Скрипников ПМ, Силенко БЮ, Силенко ГМ, та ін. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів. *Український стоматологічний альманах.* 2014;2:95-99.

34. Вербовська РІ, Рожко ММ, Дівнич ТЯ. Аналіз результатів використання лікувально-профілактичного комплексу для пацієнтів із повними знімними пластинковими протезами, які користуються адгезивними засобами. Вісник проблем біології і медицини. 2014;3:293-297.
35. Дорошенко ОМ. Цитотоксична дія метилового ефіру метакрилової кислоти зі зшив агентом. Фармакологія та лікарська токсикологія. 2009;1(8):13-14.
36. Якименко ДО. Особливості профілактики і лікування протезних стоматитів у хворих з метаболічним синдромом [дисертація]. Одеса: Одеський національний медичний університет; 2012. 20 с.
37. Gendreau L, Loewy ZG. Epidemiology and Etiology of Denture Stomatitis. J. Prosthodont. 2011;2:67-72.
38. Arnaud RR, Soares MSM, Santos MGC, Santos RC. Denture stomatitis: prevalence and correlation with age and gender. R Bras Ci Saúde. 2012;16(1):59-62.
39. Gauch LMR, Silveira-Gomes F, Pedrosa SS, Esteves RA, Marques-Da-Silva SH. Relationship among local and functional factors in the development of denture stomatitis in denture wearers in northern Brazil. Rev odontol UNESP. 2014;43(5):314-8.
40. Сенчакович ЮВ, Єрошенко ГА, Казакова КС, Білаш СМ. Вплив метакрилату на функціослинних залоз. Світ медицини та біології. 2014;1(43):181-185.
41. Рубленко СС. Влияние зубных протезов из акриловой пластмассы и нейлона на неспецифическую резистентность и микрофлору полости рта [автореферат]. Красноярск: КрасГМУ; 2012. 20с.
42. Goncalves TS, Morganti MA, Camp os LC, Rizzato SMD, Menezes LM. Allergy to auto-polymerized acrylic resin in an orthodontic patient. Am J Othod Dentofacial Orthop. 2006;129:431-435.
43. Rashid H, Sheikh Z, Vohra F. Allergic effects of the residual monomer used in denture base acrylic resins. Eur J Dent. 2015;9:614-619.

44. Lung CY , Darvell BW. Methyl methacrylate monomer-polymer equilibrium in solid polymer. *Dent Mater.* 2007;23:88-94.
45. International Standards Organization (1999) ISO 1567. *Dentistry: denture base polymers.* Geneva, Switzerland.
46. Boeckler AF, Morton D, Poser S, Dett e KE. Release of dibenzoyl peroxide from polymethyl methacrylate denture base resins: an in vitro evaluation. *Dent Mater.* 2008;24:1602-1607.
47. Dix KJ, Ghanbari K, Hedtk e-Weber BM. Disposition of [14C] N, N-dimethyl-p-toluidine in F344 rats and B6C3F1 mice. *J Toxicol Environ Health.* 2007;70:789-798.
48. Mc Gregor D. Hydroquinone: an evaluation of the human risks from its carcinogenic and mutagenic properties. *Crit Rev Toxicol.* 2007;37:887-914.
49. Gawkr odger DJ. Investigation of reactions to dental materials. *Br J Dermatol.* 2005;153:479-485.
50. Freitas JB, Gomez RS, de Abreu MHNG, Ferreira E. Relationship the use of full dentures and mucosal alterations among elderly Brazilians. *J Oral Rehabil.* 2008;35:370-374.
51. Василенко ЗС. Функциональные и морфологические изменения в слизистой оболочке полости рта и ее рецепторном аппарате под влиянием съемных протезов [автореферат]. Киев: Киевский национальный медицинский университет; 1975. 52 с.
52. Галонский ВГ, Радкевич АА. Реакция слизистой оболочки опорных тканей протезного ложа на воздействие съемных зубных протезов. *Сибирский медицинский журнал.* 2009;2:18-22.
53. Гаврилов ЕИ, Щербаков АС. *Ортопедическая стоматология.* М.: Медицина; 1984. 376 с.
54. Монастырева НН. Профилактика осложнений слизистой оболочки полости рта после ортопедического лечения в концепции улучшения качества жизни [диссертация]. Москва; 2014. 109 с.

55. Marinoski J, Bokor-Bratić M, Čanković M. Is denture stomatitis always related with candida infection? A case control study. *Med Glas (Zenica)*. 2014;11(2):379–84.
56. Bural C. [et al.] Effect of leaching residual methylmethacrylate concentrations on in vitro cytotoxicity of heat polymerized denture base acrylic resin processed with different polymerization cycles. *J. Appl. Oral Sci.* 2011;Aug.19(4):306–312.
57. Романова ЮГ, Лепский ВВ, Жижикин ОИ. Частота проявления аллергических реакций в полости рта на акриловые пластмассы. *Вісник стоматології*. 2011;2:78-80.
58. Трезубов ВН, Мишнев ЛМ, Жулев ЕН, Трезубов ВВ. Ортопедическая стоматология: Прикладное материаловедение. М.: МЕДпресс-информ; 2014. 368 с.
59. Aalto-Korte K, Alanko K, Kuuliala O, Jolanki R. Methacrylate and acrylate allergy in dental personnel. *Contact Dermatitis*. 2007;57:324–30.
60. Силенко БЮ. Вивчення токсичного впливу фулерену C60 на організм щурів. *Актуальні проблеми сучасної медицини*. 2018;18(2):172-176.
61. Ivkovic N, D Bozovic, S Ristic [et al.] The residual monomer in dental acrylic resin and its adverse effects. *Contemporary Materials*. 2013;1(4):84-91.
62. Майборода ЮН, Гоман МВ, Урясьева ЭВ. Непереносимость материалов протезных конструкций. *Медицинский вестник Северного Кавказа*. 2014;3:286-291.
63. Калинин АЛ, Митрофанов ЕА, Воронов ИА. и др. Систематический обзор: анализ цитотоксичности базисных материалов. *Российский стоматологический журнал*. 2015;2:52-56.
64. Haroon Rashid, Zeeshan Sheikh, Fahim Vohra. Allergic effects of the residual monomer used in denture base acrylic resins. *Eur J Dent*. 2015;9(4):614–619.
65. Уруков ЮН, Московский АВ, Вокулова ЮА. Заболевания слизистой оболочки полости рта, обусловленные материалами зубных протезов. *Современные проблемы науки и образования*. 2015;6:45-49.

66. Романова ЮГ, Новицкая ИК, Вит ВВ. Действие метилметакрилата на слизистую оболочку полости рта (морфологическое исследование). Экспериментальна і клінічна медицина. 2012;4:50-53.
67. Придатко ИС. Особенности ортопедического лечения съёмными пластиночными протезами пациентов с синдромом непереносимости [диссертация]. Симферополь: КГМУ; 2017. 82 с.
68. Романова ЮГ. Результаты изучения основных показателей гомеостаза полости рта у лиц, нуждающихся в зубном протезировании. Вісник стоматології. 2012;4:119.
69. Палійчук ІВ, Рожко ММ, Куцик РВ. Вміст імуноглобулінів (Ig M, Ig G, Ig E) у сироватці крові хворих на протезні стоматити різного генезу. Галицький лікарський вісник. 2011;18(2):87-90.
70. Сафаров АМ. Микробная обсеменённость полости рта при ношении съёмных зубных протезов на основе различных материалов. Современная стоматология. 2010;2:103-105.
71. Саливончик МС. Экспериментально - клиническое обоснование эффективности окончательной обработки съёмных конструкций зубных протезов из термопластических полимеров [диссертация]. Воронеж: ВГМУ им. Н.Н. Бурденко; 2015. 135с.
72. Наумович СА, Пискур ВВ, Мойсюк КВ. Совершенствование методики обследования пациентов при повторном протезировании. Современная стоматология. 2006;4:66-69.
73. Манак ТН. Сравнительная характеристика эффективности средств гигиены в профилактике протезного стоматита [автореферат]. Минск: Белорусский гос. мед. ун.; 2004. 22 с.
74. Gordon R, Kelley T, Brian L, Jose L and Spenser W. Denture stomatitis: A role for Candida biofilms. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2004;98: 53-59.

75. Палійчук ВІ, Рожко ММ, Куцик РВ. Адгезивна активність бактеріальної і грибкової флори ротової порожнини до базисних пластмас «Biocril-C» та «Фторакс». Галицький лікарський вісник. 2011;18(4):52–55.
76. Трегубов ИД, Михайленко ЛВ. Применение термопластических материалов в стоматологии. М.; 2007. 165 с.
77. Стафеев АА, Чеснокова МГ, Чесноков ВА. Количественный и качественный анализ микробиоты полости рта при ортопедической реабилитации пациентов полными и частичными съёмными пластиночными протезами. Стоматология. 2015;5:48-51.
78. Kossioni AE. The prevalence of denture stomatitis and its predisposing conditions in an older Greek population. Gerodontology. 2011;28(2):85–90
79. Čanković M, Bokor-Bratić M, Marinoski J. et al. Prevalence and possible predictors of the occurrence of denture stomatitis in patients older than 60 years. Vojnosanit Pregl. 2017;74(4):311–316.
80. Кузнецов ВВ. Залежність стану мікрофлори порожнини рота при користуванні знімними пластинковими протезами від технології їх виготовлення. Вісник проблем біології і медицини. 2002;3:98–103.
81. Song X, Sun J, Store G, et al: Colony morphologies, species, and biotypes of yeasts from thrush and denture stomatitis. Acta Odontol Scand. 2009;67:248-255
82. Dikbas I, Koksai T, Calikkocaoglu S. Investigation of the cleanliness of dentures in a university hospital. Int J Prosthodont. 2006;19:294-298
83. Романова ЮГ. Влияние несъемного и съемного зубного протезирования на степень дисбактериоза полости рта. Вісник стоматології. 2007;2:44-46.
84. Маслов ОВ. Клініко-експериментальне обґрунтування способу профілактики та лікування протезних [автореферат]. Одеса: ОНМедУ; 2005. 19 с.
85. Михайленко ТМ, Куцик РВ. Аналіз мікробіоценозу ротової порожнини в осіб із різним рівнем гігієни знімних конструкцій зубних протезів. Галицький лікарський вісник. 2009;3:34–38.

86. Палійчук ІВ. Роль мікробіоценозу ротової порожнини та факторів місцевого імунітету в патогенезі розвитку протезного стоматиту. *Современная стоматология*. 2015;3(76):12-15.
87. Basker PM, Hunter AM, Highet AS. A severe asthmatic reaction to poly (methyl methacrylate) denture base resin. *British dental journal*. 2010;169(10):250-251.
88. Трезубов ВВ, Долгодворов АФ, Сапронова ОН [и др.] Особенности ортопедического лечения больных с непереносимостью протетических материалов. *Институт стоматологии*. 2011;(3)52:60-61.
89. Нишева ЕС, Акимова СЛ. Диагностика аллергических реакций на местные анестетики и стоматологические материалы. *Стоматология*. 2009;4:18-28.
90. Жижикін ОІ, Терешина ТП, Романова ЮГ. Способ оценки аллергических проявлений в полости рта на акриловые пластмассы. *Вісник стоматології*. 2010;2:13-15
91. Верховский АЕ. Лечение пациентов с частичным и полным отсутствием зубов съёмными акриловыми протезами [автореферат]. Тверь: Тверской гос. мед. ун.; 2015. 24 с.
92. Rai R, Dinakar D, Kurian SS, Bindoo YA. Investigation of contact allergy to dental materials by patch testing. *Indian Dermatol Online J*. 2014;5:282–6
93. Kostic M, A. Pejcic. Adverse reactions to denture resin materials. *IgicEuropean Review for Medical and Pharmacological Sciences*. 2017;21:5298-5305.
94. Соколовська ВМ, Нідзельський МЯ, Дудченко МО. Вплив акрилових пластмас на слизову оболонку порожнини рота. *Дерматовенерология. Косметология. Сексопатология*. 2015;3-4:212-215.
95. Палійчук ІВ, Рожко ММ, Куцик РВ. Стан слизової оболонки ротової порожнини, тканин пародонта у хворих на алергічний і токсичний протезний стоматит. *Галицький лікарський вісник*. 2011;18(1):73-75
96. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*. 2006;22:211–222.

97. Bettencourt AF, Pinheiro LM, Castro MF, Neves CB, Olivera SA. Biodegradation of acrylic based resins. *Dental Materials*. 2010;26(5):171-180.
98. Михайлова ЕС. Состояние гигиены полости рта и заболевания пародонта у больных с непереносимостью стоматологических конструкционных материалов. *Пародонтология*. 2006;38(1):49–54.
99. León BLT, Del Bel Cury AA, Rodrigues Garcia RCM. Loss of residual monomer from resilient lining materials processed by different methods. *Rev Odonto Ciênc*. 2008;23:215–9.
100. Lin BA, Jaffer F, Duff MD, Tang YW, Santerre JP. Identifying enzyme activities within human saliva which are relevant to dental resin composite biodegradation. *Biomaterials*. 2005;26:4259–64
101. Faltermeier A, Rosentritt M. and D.Müssig. Acrylic removable appliances: Comparative evaluation of different postpolymerization methods. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;131:16–22.
102. Mello JAN, Braun KO, Rached RN, Del Bel Cury AA. Reducing the negative effects of chemical polishing in acrylic resins by use of an additional cycle of polymerization. *J Prosthet Dent*. 2003;89:598–602.
103. Celebi N, Yuzugullu B, Canay S, Yucel U. Effect of polymerization methods on the residual monomer level of acrylic resin denture base polymers. *Polym Adv Technol*. 2008;19:201–6
104. Дорошенко ОМ. Ефективність профілактики та медикаментозної Корекції патологічних змін тканин протезного ложа і поля в період адаптації до знімних протезів [автореферат]. Київ: Київський національний медичний університет; 2012. 40 с.
105. Sofou A, Tsoupi I, Karayannis M, Owall B. Determination of residual monomers released from soft lining materials with the use of HPLC. *Pak J Anal Environ Chem*. 2007;8:41–52
106. Viljanen EK, Langer S, Skrifvars M, Vallittu PK. Analysis of residual monomers in dendritic methacrylate copolymers and composites by HPLC and headspace-GC/MS. *Dent Mater*. 2006;22:845–51.

107. Blasiak J, Kasznicki J, J. Drzewoski [et al.] Perspectives on the use of melatonin to reduce cytotoxic and genotoxic effects of methacrylate-based dental materials. *Journal of Pineal Research*. 2011;51(2):157–162.
108. Терешина ТП, Бабий РИ. Влияние остаточного мономера акриловых зубных протезов на функциональную активность слюнных желез (экспериментальное исследование). *Вестник стоматологии*. 2005; 4: 47-51.
109. Огородников МЮ. Результаты исследований по созданию новых конструкционных материалов на основе полиуретана для ортопедической стоматологии. *Стоматологический журнал*. 2004;2:4-7.
110. Bilhan H. [et al.] Evaluation of satisfaction and complications in patients with existing complete dentures. *Journal of Oral Science*. 2013;55(1):29-31.
111. Гооге ЛА, Розалиева ЮЮ. Протетические стоматиты у пациентов, пользующихся съёмными конструкциями протезов. *Саратовский научно-медицинский журнал*. 2012;8(2):297–299.
112. Рожко ММ, Попович ЗБ, Куроедова ВД та ін. *Стоматологія*. Полтава; 2013. 872 с.
113. Фастовець ОО, Котелевський РА, Крижановський АЄ. Дослідження змін мікроциркуляції крові в тканинах протезного ложа при користуванні повними знімними протезами. *Український стоматологічний альманах*. 2013;4:54–57.
114. Авдеев ЕН. Клинико-лабораторное обоснование эффективности лечения пациентов комбинированными съёмными протезами полного зубного ряда [диссертация]. Воронеж: ВГМУ им. Н.Н. Бурденко; 2014. 112 с.
115. Амирханов МТ. Перестройка костной ткани при ортопедических вмешательствах. *Материалы XI Всероссийской научно- практической конференции и труды VIII съезда стоматологической ассоциации России*. Москва; 2003; 400 с.
116. Жуков КВ. Клініко-експериментальне обґрунтування методу підвищення біологічної індиферентності знімних пластинкових протезів [автореферат]. Полтава: УМСА; 2001. 13 с.

117. Дорошенко ОМ. Дослідження вмісту цитокінів у ротовій рідині пацієнтів під час ортопедичного лікування знімними зубними протезами. НМАПО імені П.Л.Шупика; 24 (1)/2015 С.501-505.
118. Палійчук ІВ, Рожко ММ, Куцик РВ. Вивчення ролі цитокінів сироватки крові у виникненні протезних стоматитів. Український стоматологічний альманах. 2010;4:15-18.
119. Рубаненко ВВ, Мартиненко ІМ. Способи послаблення шкідливого впливу компонентів пластмас акрилового ряду. Український стоматологічний альманах. 2006;1(1):68-71.
120. Соколовська ВМ. Аналіз методів покращення ефективності застосування полімерних матеріалів для різних зубних конструкцій. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2008; 8(3) :220-223.
121. Шутурмінський ВГ. Профілактика та лікування протезного стоматиту в осіб із непереносимістю акрилових протезів. Український стоматологічний альманах. 2010;2:47-50.
122. Макеев ВФ, Скальський ВР, Гуньовський ЯР. та ін. Оцінки статичної тріщиностійкості полімерних матеріалів для виготовлення базисів знімних протезів. Сучасна стоматологія. 2019;2:102-106.
123. Палійчук ВІ. Клініко-експериментальне обґрунтування використання безмономерних базисних пластмас для виготовлення знімних пластинкових протезів [дисертація]. Івано-Франківськ: Івано-Франківський медичний університет; 2015. 212 с.
124. Макеев ВФ, Скальський ВР, Гуньовський ЯР. Порівняльна оцінка міцності полімерних матеріалів для базисів знімних протезів за результатами експериментальних досліджень на розтяг методом акустичної емісії. Вісник проблем біології і медицини. 2019; 1(1):225-232.
125. Кузь ВС, Дворник ВМ, Кузь ГМ. Базисні стоматологічні матеріали: історія розвитку та перспектива їх використання в ортопедичній стоматології. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2012;12(4):216-218

126. Леонтович ИА, Козак РВ. Сравнительная характеристика методов полимеризации базисных пластмасс. *Актуальні проблеми сучасної медицини*. 2013;13(2):261-262.
127. Кузнецов ВВ. Покращення якості базисних матеріалів для знімних протезів. *Вісник стоматології*. 2008;1:91-92.
128. Kostić M, Krunić N, Nikolić Lj, Nikolić V, Najman S, Kostić I, Rajković J, Manić M, Petković D. Influence of residual monomer reduction on acrylic denture base resins quality. *Hem Ind* 2011;65:171-177.
129. Kostić M, Krunić N, Nikolić Lj, Nikolić V, Najman S, Kocić J. Residual monomer content determination in some acrylic denture base materials and possibilities of its reduction. *Vojnosanit Pregl*. 2009;66:223-227.
130. Omar A Sheet et al. The Effect of Additional Microwave curing cycle on Residual Monomer Release from Different Acrylic Resin Materials. *Al-Rafidain Dent J*. 2011;11:397-403.
131. Чулак ЛД. Розробка технології виготовлення та клінічне застосування біологічно інертних зубних протезів [автореферат]. Київ; 1997. 17 с.
132. Девдера ОІ. Аналітичний огляд факторів та профілактичних заходів запально-реактивних змін тканин протезного ложа при користуванні зубними пластинчастими акриловими протезами. *Український стоматологічний альманах*. 2008;5:20–23.
133. Палков ТА. Досвід застосування знімних протезів з еластичною силіконовою прокладкою MUCOPREN soft для лікування хворих із “синдромом палаючого рота”. *Новини стоматології*. 2000;2:54-55.
134. Косенко КН, Жижикін ОІ, Терешина ТП. Оценка разных способов снижения выхода остаточного мономера из акриловых пластмасс. *Вісник стоматології*. 2011;4:68-69.
135. Gungor HM, Gundogdu M, Alkurt et al. Effect of polymerization cycles on flexural strengths and microhardness of different denture base materials. *Dental Materials Journal*. 2017;36(2):168–173.

136. C. de Andrade Lima Chaves, Machado AL, Vergani CE, Souza RF, Giampaolo ET. Cytotoxicity of denture base and hard chairsidereline materials: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012;107:114–127.
137. Сафаров АМ. Показатели иммунологической реактивности тканей полости рта при съемном протезировании. *Институт стоматологии*. 2010;2:52-53.
138. Клёмин ВА, Ворожко АА. Современное состояние вопроса выбора материала для ортопедического лечения больных, нуждающихся в съемном протезировании. *Дальневосточный медицинский журнал*. 2015;1:18-24.
139. Трегубов ИД, Болдырева РИ, Маглакелидзе ВВ. Использование термопластов в ортопедической стоматологии. *Зубной техник*. 2006;36:81-82.
140. Лебеденко ИЮ, Серебров ДВ, Коваленко ОИ. Использование термопластов в клинике ортопедической стоматологии. *Российский стоматологический журнал*. 2008;3:58-60.
141. Кедровский ГИ, Варес ЭЯ. Практическое руководство по изготовлению зубных протезов из термопластов. Запорожье; 2009. 92 с.
142. Коваленко ОИ. Оценка химической безопасности термопластичных базисных материалов. *Зубной техник*. 2008;3:30-32.
143. Макеев ВФ, Гуньовський ЯР, Гуньовська РП. Основні властивості абразивних стоматологічних матеріалів, що використовуються в поліруванні базисів знімних протезів. *Український стоматологічний альманах*. 2018;4:73-77.
144. Тянь АА. Преимущество термопластических материалов в ортопедической стоматологии. *Научное обозрение. Медицинские науки*. 2017;4:119-123;
145. Романова ЮГ, Рожкова НВ, Россаханова ЛН. Влияние зубного эликсера «Биодента - 4» на состояние полости рта у пациентов со съемным протезированием. *Вісник стоматології*. 2010;1:46–48

146. Розуменко ВО. Результати випробування зразків пластмас, які використовуються для виготовлення повних знімних зубних протезів. Одеський медичний журнал. 2012;3:51–55.
147. Шутурминский ВГ. Опыт применения съемных зубных протезов из полипропилена в практике ортопедической стоматологии. Стоматологический журнал. 2013;4:328-332.
148. Чекман ІС, Говоруха МО, Дорошенко АМ. Наногенотоксикологія: вплив наночастинок на клітину. Український медичний часопис, актуальні питання клінічної практики. 2011;1:30-35.
149. Богуслаев ВА, Качан АЯ, Калинина НЕ. [и др.]. Наноматериалы и нанотехнологии. Запорожье: Мотор Сич; 2014. 207 с.
150. Андриевский РА, Рагуля АВ. Наноструктурные материалы. М.:Издательский центр «Академия»; 2005. 192 с.
151. Мазуренко ВВ, Руденко АН, Мазуренко ВГ. Наночастицы наноматериалы, нанотехнологии: учебное пособие. Екатеринбург: УГТУ-УПИ; 2009. 102 с.
152. Балоян БМ, Колмаков АГ, Алымов МИ, Кротов АМ. Наноматериалы. Классификация особенности свойств применение и технологии получение. Москва; 2007. 125 с.
153. Бандас ІА, Криницька ІЯ, Куліцька МІ, Корда ММ. Наночастинки: важливість сьогодні, використання в медицині, токсичність класифікація Медична та клінічна хімія. 2015;17(3):45-49.
154. Андрощук ГО, Ямчук АВ, Березняк НВ, Кваша ТК, та ін. Нанотехнології у ХХІ столітті: стратегічні пріоритети та ринкові підходи до впровадження. К.: УкрІНТЕІ; 2011. 272 с.
155. Каменек ЛК, редактор. Введение в нанотехнологии. Модуль «Химия» - Элективный курс. Ульяновск: УлГУ; 2008. 128 с.
156. Пул Ч, Оуенс Ф. Нанотехнологии. Москва: Техносфера; 2005. 336 с.

157. Чекман ІС. Нанонаука: історичний аспект, перспективи досліджень. Український медичний часопис, актуальні питання клінічної практики. 2009;I-II(3):19-21.
158. Bhattacharyya D, Singh S, N. Satnalika et al. Nanotechnology, big things from a tiny World: a review. International Journal of u- and e- Service, Science and Technology. 2009;2(3):29-38.
159. McMillan, JoEllyn et al. "Cell delivery of therapeutic nanoparticles." Progress in molecular biology and translational science. 2011;104:563-601. doi:10.1016/B978-0-12-416020-0.00014-0
160. Розенфельд ЛГ, Москаленко ВФ, Чекман ІС, Мовчан БО. Нанотехнології, наномедицина: перспективи наукових досліджень та впровадження їх результатів у медичну практику. Український медичний часопис, актуальні питання клінічної практики. 2008; IX-X(5):63-68.
161. Розенфельд ЛГ, Чекман ІС, Тертишна АІ, [та ін.] Нанотехнології в медицині, фармації та фармакології. Фармакологія та лікарська токсикологія. 2008;1-3:3-7.
162. Kim KY. Nanotechnology platforms and physiological challenges for cancer therapeutics. Nanomedicine. 2007;3(2):103-10.
163. Микитюк ОЮ, Микитюк ОП. Нанотехнології в медичній діагностиці. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2017;17(2 {58}):330-334.
164. Frietas RA. Jr Current status of nanomedicine and medical nanorobotics. J Comput Ther Nanosci. 2005;2:1-25.
165. Микитюк МВ. Наночастинки та перспективи їх застосування в біології і медицині. Проблеми екології та медицини. 2011;15(5-6):41-49.
166. Mallanagouda Patil, Dhoom Singh Mehta, Sowjanya Guvva Future impact of nanotechnology on medicine and dentistry. Mallanagouda Patil. J Indian Soc Periodontol. 2008;12(2):34-40.
167. Завражна ОМ, Пасько ОО, Салтикова АІ. Основи нанотехнологій : навчально-методичний посібник для вчителів та студентів педагогічних університетів. Суми: Вид-во СумДПУ імені А. С. Макаренка; 2016. 184 с.

168. Гунчак ВМ, Маслянюк РП, Сибель ВВ. Нанотехнологія та перспективи її використання у виробництві фармакологічних препаратів. Наук. вісн. Львів. нац. ун-ту вет. медицини та біотехнологій імені С.З. Гжицького. Сер. Вет. науки. 2012;3(1):38–45.
169. Syed M.A. Advances in nanodiagnostic techniques for microbial agents. Biosens. Bioelectron. 2014;Jan 15;51:391-400.
170. Кобаяси Н. Введение в нанотехнологію (пер. с японск.) 2-е изд. М.: БИНОМ Лаборатория знаний; 2008. 134 с.
171. Чекман ІС, Казак ЛІ, Риков СО, Реплянчук НД, Жданова ОВ. Нанотехнології: перспективи застосування нанопрепаратів в офтальмології. Український медичний часопис, актуальні питання клінічної практики. 2009;I-II(4):125-127.
172. Светухин ВВ, Костишко БМ, Голованова ВН, редакторы. Введение в нанотехнологии. Модуль «Физика». Элективный курс. Ульяновск: УлГУ; 2008. 160 с.
173. Фастовець ПМ. Класифікація наноструктурованих матеріалів для інженерії поверхні деталей машин. Восточно-Европейский журнал передовых технологий. 2012;57(3-5):19-25.
174. Алфимов МВ, Гохберг ЛМ, Фурсов КС. Нанотехнологии: определения и классификация. Российские нанотехнологии. 2010;5(7-8):8-15.
175. Третьяков ЮД. Нанотехнологии. Азбука для всех. Москва; 2008. 372 с.
176. Малярєнко ВА, Яковлєв ОІ. Фуллерени – нова структура молекулярної побудови речовини для акумулювання водню. Інтегровані технології та енергозбереження. 2010;2:69-75.
177. Ткач ОП. Наноматеріали і нанотехнології в приладобудуванні. Суми: Сумський державний університет; 2014. 126 с.
178. Ширинкин СВ, Чурносков МИ, Андриевский ГВ, Васильченко ЛВ. Перспективы использования фуллеренов в качестве антиоксидантов в патогенетической терапии бронхиальной астмы. Клиническая медицина. 2009;87(5):56-58.

179. Азаренков МО, Неклюдов ІМ, Береснев ВМ, Воєводін ВМ, Погребняк ОД, Ковтун ГП. і ін.. Наноматеріали і нанотехнології. Х.: ХНУ імені В. Н. Каразіна; 2014. 316 с.
180. Мальцев ПП. Нанематериалы. Нанотехнологии. Наносистемная техника. Москва: Техносфера; 2006. 152 с.
181. Кузнєцова ГМ, Дзюбенко НВ, Черешук ІО. та ін. Вплив водорозчинних С60 фулеренів на розвиток гострого коліту у щурів. Біологічні Студії . 2017;11(1):41–50.
182. Prylutska S, Bilyy R, Overchuk M. et al. Water-soluble pristine fullerenes C60 increase the specific conductivity and capacity of lipid model membrane and form the channels in cellular plasma membrane. J. Biomed. Nanotechnol. 2012;8:522–527.
183. Микитюк МВ, Мамонтова ТВ, Беркало ЛВ, Боброва НА, Куценко ЛА, Куценко НЛ, і ін.. Влияние фуллерена С60 на состояние перекисного окисления липидов в эксперименте. Актуальні проблеми сучасної медицини. Вісник української медичної стоматологічної академії. 2010;10:118-119.
184. Гребіник СМ, та ін.. Генерація активних форм кисню в тимоцитах щурів за дії пероксиду водню та фулерену С60. Український біохімічний журнал. 2012;84(2):48-52.
185. Yang X, Ebrahimi A, Li J, Cui Q. Fullerene-biomolecule conjugates and their biomedical applications. Int J Nanomedicine. 2014;9:77–92.
186. Матишевська ОП, Прилуцька СВ, Гринюк ІІ. Фулерени С60 – біологічно активні молекули. І. Фізико-хімічні властивості та біодоступність. Біотехнологія. 2010;3(3):18–26.
187. Baati T. et al. The prolongation of the lifespan of rats by repeated oral administration of 60 fullerene. Biomaterials. 2012;33(19):4936-46.
188. Gharbi N, Pressac M, Hadchouel M, et al. Fullerene is a powerful antioxidant in vivo with no acute or subacute toxicity. Nano Lett. 2005;5:2578–85.

189. Куценко НЛ, Микитюк МВ, Боброва НВ. та ін. Вплив фулеренів на розвиток алергічного запалення в експерименті. Проблеми екології та медицини. 2009;13(5-6):6–12.
190. Marchesan S, Da Ros T, Spalluto G, et al. Anti-HIV properties of cationic fullerene derivatives. *Bioorg Med Chem Lett*. 2005;15:3615–18.
191. Xiao L, Takada H, Gan XH, et al. The water-soluble fullerene derivative ‘Radical Sponge’ exerts cytoprotective action against UVA irradiation but not visible-light-catalyzed cytotoxicity in human skin keratinocytes. *Bioorg Med Chem Lett*. 2006;16:1590–5.
192. Shershakova N, Baraboshkina E, Andreev S, et al. Anti-inflammatory effect of fullerene C60 in a mice model of atopic dermatitis. *J Nanobiotechnology*. 2016;14:8. Published 2016 Jan 25. doi:10.1186/s12951-016-0159-z
193. Веснина ЛЭ, Мамонтова ТВ, Микитюк МВ, Боброва НА, Кайдашев ИП. Стимулирующее влияние фуллера C60 на продукцию гемагглютининов и гемолизинов, уровень активности комплемента во время первичного иммунного ответа у мышей линии Balb/c. *Аллергология и иммунология*. 2011;12(4) :342-346.
194. Monti D, Moretti L, Salvioli S, et al. C60 carboxyfullerene exerts a protective activity against oxidative stress-induced apoptosis in human peripheral blood mononuclear cells. *Biochem Biophys Res Commun*. 2000;277:711–17.
195. Foley S, Crowley C, Smaih M. et al. Cellular localization of a water-soluble fullerene derivative. *Biochem. Biophys. Res. Commun*. 2002;294:116–119.
196. Ажицький ДС. Профілактика непереносимості до зубних протезів [автореферат]. Київ; 2005. 15 с.
197. Andrievsky GV, Klochkov V, Derevyanchenko L. Is C60 fullerene molecule toxic. *Fuller. Nanotub. Carbon Nanostruct*. 2005;13:363–376.
198. Мамонтова ТВ, Микитюк МВ, Боброва НО. та ін. Протизапальна дія фулерену C60 при ад’ювантному артриті у щурів. *Фізіологічний журнал*. 2015;59(3):102–110.

199. Прилуцька СВ, Кічмаренко МЮ, Богуцька КІ. та ін. Фулерен C60 та його похідні як протипухлинні агенти: проблеми і перспективи. Біотехнологія. 2012;5(3):9–17.
200. Prylutska S, Burlaka AP, Klymenko PP. et al. Using water-soluble C60 fullerenes in anticancer therapy. Cancer Nanotechnol. 2011;2:105–10.

РОЗДІЛ II

ОБ'ЄКТИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

2.1 Об'єкти дослідження

2.1.1 Характеристика груп пацієнтів

Для дослідження були відібрані чоловіки і жінки віком від 40 до 80 років з частковими і повними дефектами зубних рядів верхньої та нижньої щелеп, зубні ряди яких були відновлені за допомогою знімних протезів. Пацієнти були поділені на три групи: пацієнти з частковими і повними знімними пластинковими протезами, базис яких виготовлений з стоматологічної пластмаси «Фторакс» (II група), пацієнти з частковими і повними знімними пластинковими протезами, базис яких виготовлений з стоматологічної пластмаси «Фторакс» і покритих молекулами фулерену C_{60} , способом магнетронного розпилення матеріалів (III група), контрольну групу склали здорові пацієнти з інтактним зубним рядом (I група). Розподіл пацієнтів в залежності від групи дослідження, віку і статі представлені в таблицях 2.1 і 2.2.

Таблиця 2.1

Розподіл пацієнтів в групах спостереження

Номер групи	Характеристика групи	Кількість осіб
1 група	Група порівняння	10 чоловік
2 група	Запротезованих з використанням пластмаси «Фторакс»	25 чоловік
3 група	Запротезованих з використанням пластмаси «Фторакс» і покриття молекулами фулерену C_{60}	25 чоловік

Таблиця 2.2

Розподіл пацієнтів за віком і статтю

Групи Вік	1		2		3	
	Чол.	Жінки	Чол.	Жінки	Чол.	Жінки
20-29	4	1				
30-49	1		2		1	
50-59	1	1	2	4	5	3
60-69	1		5	4	3	5
70-79		1	3	4	2	3
80-89			1		1	2
	7	3	13	12	12	13

2.1.2 Клінічне обстеження пацієнтів

При клінічному обстеженні хворих шляхом опитування з'ясовували, на порушення яких функцій скаржаться пацієнт.

Аналіз даних анамнезу був найбільш важливим моментом суб'єктивного дослідження хворого. Уважний та послідовний підхід дозволяв виявити всі фактори та процеси, а також перенесені захворювання, що могли бути причиною втрати зубів, характер раніше проведеного лікування та його ефективність. Збір анамнезу передбачав виявлення, перенесеної та наявної патології з боку серцево-судинної, ендокринної, травної, опорно-рухової та нервової систем організму. Уточнювали наявність хвороби Боткіна, СНІДу, інших інфекційних хвороб. При зовнішньому огляді визначали форму обличчя, пропорційність розвитку мозкового та лицевого відділів черепа, середньої та нижньої його третини, наявність асиметрії, характер профілю обличчя, виразність носогубних та підборідних складок, положення кутів рота.

Клінічне обстеження порожнини рота і тканин пародонту розпочинали з огляду стану зубних рядів і твердих тканин зубів. Виявляли всі місцеві патологічні вогнища: захворювання слизової оболонки порожнини рота, каріозні порожнини, неповноцінні пломби, аномалії розміщення окремих зубів та прикусу, неповноцінні протези та ін.

Стан тканин пародонта характеризували на основі визначення кольору слизової оболонки, її тургору, наявності в ній запалення, вираженості кровоточивості при зондуванні, форми ясенних сосочків, наявності пародонтальних кишень, їх глибини та характеру виділень з них. Для визначення наявності пародонтальних кишень та вимірювання їх глибини використовували градуйований зонд. Вимірювання глибини проводили з чотирьох сторін кожного зуба. Податливість слизової оболонки визначали за класифікацією Суплі.

Також враховували ступінь оголення коренів зубів і їх чутливість, ступінь рухомості зубів. У всіх хворих та здорових людей при об'єктивному дослідженні реєстрували стан твердих тканин зубів, прикус, наявність травматичної оклюзії.

Ступінь запальних явищ в яснах визначали методом прижиттєвого забарвлення глікогену епітелію за допомогою проби Писарева-Шиллера. Патологічну рухомість зубів (при її наявності) оцінювали за Д.А. Ентіним (1951).

Таблиця 2.3

Структура соматичних захворювань у групах обстежених

№ групи	Кількість обстежених	Захворювання			
		Захворювання ШКТ	Захворювання органів дихання	Захворювання ССС	Алергічні реакції
1	10	2		2	
2	25	5	2	3	5
3	25	4	3	4	4

2.1.3 Методика визначення запального процесу (проба Шиллера-Писарєва)

Методика зводилася до змащення слизової оболонки порожнини рота йод-йодно-калієвим розчином, який є свого роду індикатором глікогену. Фарбування відбувається в тих ділянках, де є глибоке ураження сполучної тканини, що, власне, і пов'язано з накопиченням великої кількості глікогену в місцях запалення. Чим більш значне запалення, тим більше глікогену та інтенсивніше забарвлення. Проба достатньо чутлива і об'єктивна: при зменшенні запального процесу або його припиненні зменшується площа, що фарбується.

Методика: при обстеженні стоматологічного пацієнта змащують ясна вказаними розчином. Визначають ступінь забарвлення і фіксують в картці пацієнта ділянки інтенсивного потемніння ясен. Дану пробу можна виразити в цифровому еквіваленті : 1 бал – слабо позитивна при наявності незначних зон гіперемії слизової оболонки протезного ложа; 2 бали – позитивна при наявності вогнищевого запалення слизової оболонки протезного ложа

розміром до 1см²; 3 бали – при наявності дифузного запалення слизової оболонки протезного ложа.

Для визначення площі запалення слизової оболонки протезного ложа після фарбування розчином Шиллера-Писарева використовують міліметровий копійувальний папір [1, 2].

2.1.4 Методика визначення наявності сенсibilізації до акрилових пластмас

Алергопробу проводили на слизовій оболонці порожнини рота в ділянці внутрішньої поверхні нижньої губи за допомогою ватної кульки розміром (5x5) мм. змоченої в мономері (змоченої в ефірі метакрилової кислоти, розведеної в 4 рази). Протягом (3-5) секунд втирали мономер в ділянку слизової розміром (1x1) см.

Оцінка двох етапна: через 10 і 30 хвилин. При позитивній реакції – гіперемія розповсюджується за межі обробленої ділянки. Якщо при 2-й оцінці через 30 хвилин зафіксовано ще більше розповсюдження запалення, то це свідчить про сенсibilізацію організму.

Негативна реакція, якщо через 10 і 30 хвилин на слизовій оболонці нема проявів запалення (0 балів).

Слабкопозитивна, якщо через 10 хвилин з'являється гіперемія тільки в зоні аплікації мономера і далі не розповсюджується (1 бал).

Позитивну реакцію оцінювали наступним чином: 2 бали – якщо через 10 хвилин з'являється гіперемія за межами зони аплікації мономера до 1 см. і далі не розповсюджується: 3 бали – якщо через 10 хвилин з'являється гіперемія за межами зони аплікації мономера в межах 1 см і далі при оцінці через 30 хвилин розповсюджується до 2 см: 4 бали якщо через 10 хвилин з'являється гіперемія за межами зони аплікації мономера до 1 см. і далі при оцінці через 30 хвилин розповсюджується більше 2 см. в діаметрі [3].

2.1.5 Методика визначення цитокінового профілю ротової рідини у осіб, що користуються знімними протезами з різних базисних матеріалів

Стан імунологічної регуляції вивчали з метою встановлення вірогідності локальних змін та визначення ефективності ортопедичного лікування за вмістом цитокінів ІЛ-1 β , ІЛ-10 та ФНО- α (пг/мл). Біологічним субстратом для даного дослідження була ротова рідина, отримана вранці, натщесерце до проведення гігієнічних заходів порожнини рота. Концентрацію цитокінів ІЛ-1 β і ФНП α та ІЛ-10 (pg/ml) визначали у ротовій рідині перед початком лікування, на 7 день, 1 місяць і через два тижні після покриття протезів фулереном C₆₀, за допомогою тест-систем відповідно до інструкцій виробника, імуноферментним методом.

Метод оснований на твердофазному імуноферментному аналізі з застосуванням моноклональних антитіл до ІЛ-1 β , ІЛ-10 та ФНП- α . У лунках при додаванні дослідного зразка, під час першої інкубації відбувається зв'язування ІЛ-1 β , ІЛ-10 та ФНП- α із моноклональними антитілами, що іммобілізовані на внутрішній поверхні лунок планшету. Усі незв'язані матеріали вимиваються. Зв'язані ІЛ-1 β , ІЛ-10 та ФНП- α взаємодіють під час другої інкубації з кон'югатом №1 (біотинільовані антитіла до ІЛ-1 β , ІЛ-10 та ФНП- α людини). Незв'язаний кон'югат №1 видаляється промиванням. На третій стадії зв'язаний кон'югат №1 взаємодіє при інкубації з кон'югатом №2 (стрептавидин-пероксидаза хрому). Незв'язаний кон'югат №2 видаляється промиванням. Під час інкубації з розчином субстрату тетраметилбензидина (ТМБ) відбувається фарбування розчину в лунках. Інтенсивність фарбування пропорційна концентрації ІЛ-1 β , ІЛ-10 та ФНП- α у дослідних зразках, яку визначають за калібрувальним графіком.

Результати імуноферментного аналізу реєструвалися на біохімічному аналізаторі «STAT FAX 33» [4, 5].

2.1.6 Методика проведення електроміографії

Для перевірки адаптації пацієнтів до запропонованого способу профілактики і порівняння його з класичним варіантом лікування вторинної адентії знімними пластинковими протезами була застосована реєстрація функціонального стану жувальних м'язів за допомогою електроміографії в різні періоди реабілітації.

На підставі показників біоелектричної активності власне жувальних м'язів ми об'єктивно оцінювали якість протезування, адаптацію пацієнтів до протеза, визначення ступеня відновлення жувальної ефективності [6].

Під нашим спостереженням знаходилося 29 осіб чоловіки і жінки у віці від 40 до 75 років з діагнозом часткова і повна вторинна адентія, що звернулися в клініку ортопедичної стоматології для відновлення безперервності зубних рядів за допомогою часткових та повних пластинкових знімних протезів. Пацієнти були поділені на 3 групи. Перша група пацієнти з безперервними зубними рядами без протезів (9 осіб). Друга група пацієнти, які користувалися частковими та повними знімними протезами з акриловим базисом протягом 1-3місяців у яких діагностували протезний стоматит (10 осіб). До третьої групи увійшли пацієнти, що запротезовані частковими і повними пластинковими знімними протезами з явищами протезного стоматиту, яким була проведена ізоляція базиса протеза за допомогою магнетронного нанопокриття фулереном C₆₀ (10 осіб).

Об'єктивний критерій якості протезування, адаптації пацієнтів до протеза, визначення характеру відновлення функції жування ми оцінювали на основі показників біоелектричної активності власне жувальних м'язів. Отримані показники визначали об'єктивний критерій якості протезування пацієнтів. Методологічною основою дослідження став протокол електроміографії запропонований на кафедрі ортопедичної стоматології з імплантологією Української медичної стоматологічної академії [7, 8]. Функціональний стан власне жувальних м'язів визначали за допомогою поверхневої електроміографії з урахуванням стану тканин протезного ложа

та терміну користування протезами з нанопокриттям 1 доба, 15 діб, 30 діб і 3 місяці після накладання протезів.

Слід відзначити, що характер запису електроміограм та дані отримані при кількісній обробці електроміограм дають об'єктивне уявлення про механізми нервової регуляції акту жування в залежності від стану адаптації до протезів особливо у пацієнтів з явищами протезного стоматиту і після його ліквідації.

Для реєстрування був використаний багатофункціональний комп'ютерний комплекс «Нейро - МВП», який виготовлений фірмою «Нейро - Софт». Всі електроміографічні записи отримані з двох симетричних ділянок жувальних м'язів правої та лівої сторін. Сторони поділяли на робочу для жування і балануючу

В якості харчового подразника однаково для всіх досліджуваних використовувався кубик житнього хліба вчорашньої випічки з ребром 1 см (об'ємом 1 см³). Відведення імпульсів із жувальних м'язів виконувалося за допомогою біполярних електродів з постійною міжелектродною відстанню, яка дорівнювала 15 мм, що давало можливість розміщення електродів над моторною точкою м'яза. Контактну поверхню електродів змащували "Electrode gel". Шкіру в місці контакту обробляли етиловим 70⁰ спиртом та ефіром. Фіксація електродів на шкіру відбувалася за допомогою пластиря.

Послідовність реєстрації біопотенціалів будували наступним чином: після графічної реєстрації калібровочного сигналу проводили електроміографію власне жувального м'язу у стані відносного фізіологічного спокою нижньої щелепи та в період п'ятисекундного вольового стиснення щелеп в положенні центральної оклюзії. Потім знову проводили реєстрацію біоелектричної активності власне жувального м'язу у стані відносного фізіологічного спокою та під час довільного жування до рефлекторного ковтання. Цифровий матеріал у кожній серії досліджень був оброблений статистично, що передбачено комп'ютерною програмою. У ході досліджень

якісному аналізу та кількісній обробці підлягали електроміограми, отримані у контрольній та основних клінічних групах.

2.2. Загальна характеристика методів експериментального дослідження.

2.2.1 Визначення фізико-механічних властивостей різних базисних матеріалів, що входять у конструкцію знімних протезів

Нами проведена порівняльна характеристика стоматологічної пластмаси «Фторакс» і пластмаси «Фторакс» з нанопокриттям фулереном C_{60} . Ця пластмаса широко використовується в клінічній практиці при виготовленні часткових знімних протезів.

2.2.1.1 Характеристика груп зразків матеріалів, що досліджуються

Для дослідження фізичних та механічних властивостей використовували стоматологічну пластмасу «Фторакс» і пластмасу «Фторакс» з нанопокриттям фулереном C_{60} .

Дослідження деяких фізико-механічних властивостей проводили відповідно до загальних вимог, щодо випробувань до кожного показника на ретельно відібраних зразках без тріщин, пор та інших дефектів.

Зразки з стоматологічних пластмас «Фторакс», і «Фторакс» з нанопокриттям фулереном C_{60} , одержували застосовуючи такі технологічні методи:

1. Полімеризація стоматологічної пластмаси «Фторакс» компресійним методом формування пластмасового тіста в кювету.

2. Покриття полімеризованої пластмаси «Фторакс» молекулами фулерену C_{60} , способом магнетронного розпилення матеріалів.

Вимірювання товщини зразків проводили за допомогою мікрометра з точністю до 0,001 мм.

Відповідно до матеріалів та методів виготовлення, зразки що досліджуються розділили на дві групи по 50 зразків у кожній групі:

I група – зразки з стоматологічної пластмаси на основі поліметилметакрилатів - «Фторакс»

II група – зразки стоматологічної пластмаси «Фторакс» з нанопокриттям фулереном C₆₀.



Рис.2.1. Зразки для визначення мікротвердості і деформації на розтягнення



Рис.2.2. Зразки для визначення деформації на стиск

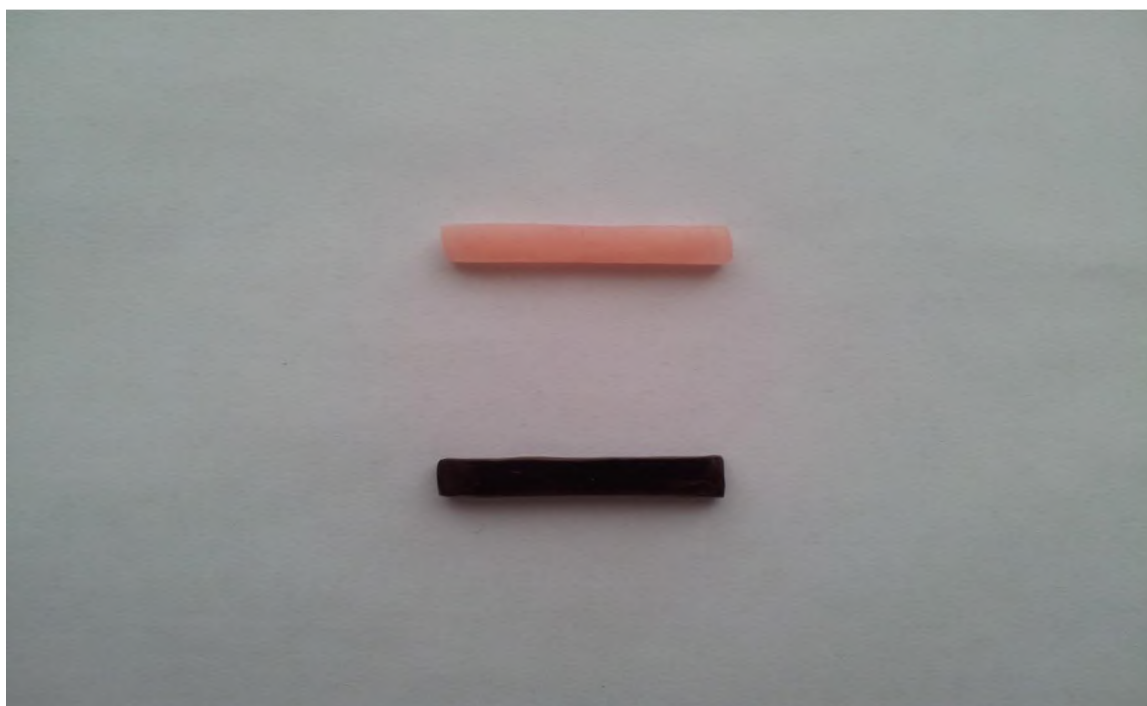


Рис.2.3. Зразки для визначення деформації на згин

2.2.1.2 Визначення мікротвердості дослідних зразків базисних матеріалів

Для дослідження мікротвердості (у МПа) зразки матеріалів, що вивчаються додатково шліфували та полірували до дзеркального блиску.

Визначення мікротвердості дослідних зразків проводили за методикою Вікерса мікротвердометром ПМТ-3, яка визначалася за величиною відбитка алмазної пірамідки (індентора) при різних навантаженнях.

Зразок встановлювали на предметному столику мікроскопа, поворотом якого підводили зразок під алмазну пірамідку, опускаючи її на зразок, який досліджували таким чином, щоб відстань між центром відбитка і краєм зразка була не менше (2-2,5) мм. Час навантаження становив 10 секунд. Вимірювання мікротвердості проводили в трьох точках кожного із зразків. Після звільнення зразка від навантаження предметний столик підводили до окуляра мікроскопа. Відбиток вимірювали з точністю до 0,3 мкм.

Величину мікротвердості за Вікерсом (H_v , МПа) визначали за формулою:

$$H_v = \frac{18540P}{2a^2}$$

Де P – навантаження, г;

$2a$ – середнє арифметичне довжини діагоналей, мкм.

На кожному з досліджуваних зразків отримували по 3 відбитки і знаходили середнє значення [9].

2.2.1.3 Методика визначення деформаційних характеристик дослідних зразків

Деформаційні характеристики усіх груп дослідних зразків вивчали при деформуванні їх на стиск і розтягнення. Дослідження деформаційних характеристик досліджуваних зразків на стиск проводили на деформаційній

машині МРК-1. Для визначення деформацій на стиск зразки матеріалів становили собою циліндри розмірами (4x4x10) мм. Швидкість деформації складала 0,1 мм/хвилину.

Величину межі пружності визначали за формулою

$$\sigma_{np} = \frac{P_0}{S_0}$$

Де P_0 - навантаження, при якому спостерігається перше відхилення від лінійності на деформаційній кривій (Н);

S_0 - початкова площа поперечного перетину зразка (м²).

Деформація розтягування проводилася у розривній установці МРК-1 зі швидкістю деформації 0,2 мм/хв. на зразках гантелеподібної форми з розмірами робочої частини (14x10x3) мм. Зразки закріплювали в затискач випробувальної машини таким чином щоб більша вісь зразка збігалася з віссю навантаження. Затягування затискачів виключало ковзання зразка під час випробування.

За одержаними деформаційними кривими визначили умовну межу текучості $\delta_{0,2}$ межу міцності δ_{np} і максимальну деформацію до руйнування Σ_{max} .

Для визначення межі міцності у формулу замість P_0 підставляли P_{max} – навантаження, при якому зразок руйнується [10].

2.2.1.4 Вивчення деформації на згин дослідних зразків

Дослідження деформаційної характеристики на згин проводилися також в установці МРК-1 з приставкою для чотири точкового вигину. З цією метою використовувалися зразки матеріалів (35x5x3) мм із різних груп [10].

2.2.2 Визначення коефіцієнтів водопоглинання і водорозчинності

Перед випробуванням зразки кондиціонували не менше ніж 16 годин (при температурі $(23\pm 2)^\circ\text{C}$ та відносній вологості $50\pm 5\%$). Довжину, ширину і товщину зразків вимірювали за допомогою мікрометра МК 0-25 з похибкою $\pm 0,01$ мм не менше ніж у трьох місцях.

Для визначення водопоглинання і водорозчинності зразки занурювали в дистильовану воду на 30 діб при температурі $(37\pm 1)^\circ\text{C}$ в сухоповітряному термостаті, таким чином, щоб зразки не доторкались до стінок скляної чашки Петрі, один одного та поверхні води. Початкову масу m_0 зразків визначали шляхом зважування на терезах класу II з похибкою не більше 0,2 мг. Після закінчення цього часу зразки виймали та обережно витирали насухо фільтрувальним папером. Через 1 хв після вилучення зразків з води їх зважували з тією ж точністю, що й на початку, визначаючи масу m_1 . Після зважування знову кондиціонували зразки до постійної маси в ексікаторі, як описано вище. Записували постійну масу як m_2 . Водопоглинання ($W_{\text{в}}$, в $\text{мкг}/\text{мм}^3$) обчислювали за формулою: $W_{\text{в}} = \frac{m_0 - m_1}{V}$, де m_0 – початкова маса зразка, m_1 – маса зразка після витримки в воді протягом 30 діб, V – об'єм зразка. Водорозчинність ($W_{\text{вр}}$, в $\text{мкг}/\text{мм}^3$) обчислювали за формулою: $W_{\text{вр}} = \frac{m_0 - m_2}{V}$, де m_0 – початкова маса зразка, m_2 – маса зразка після витримки в воді протягом 30 діб і висушування, V – об'єм зразка.

2.2.3 Вивчення токсичного впливу фулерену C_{60} на організм щурів

Досліди проведені на щурах самцях масою тіла 190-220 г; вік тварин на момент початку експерименту склав 3-3,5 місяці. Щури отримані з віварію центральної науково-дослідної лабораторії Національного фармацевтичного університету. З тваринами поводитись згідно правил [11].

Тварин утримували в окремих кімнатах з контрольованими параметрами мікроклімату. Для щурів температура повітря становила $(+20-$

24)°С, вологість (45-65)%, світловий режим «12 годин день/ніч», тварин утримували в стандартних пластикових клітках по 6 у кожній. Провітрювання кімнати та стерилізація повітря за допомогою бактерицидної лампи здійснювалися щоденно. Тварини мали вільний доступ до води. Для пиття використовували відстояну водопровідну воду з поїлок. Щурів годували гранульованим повнораціонним комбікормом, ТМ «ГОРА» (ТУ.У15.7-2123600159-001:2007). Догляд за тваринами проводили у відповідності до стандартних операційних процедур.

Після 7 днів акліматизації в умовах кімнати для проведення досліду та до експериментального нагляду тварин розподілили на групи. До початку експерименту щурам нанесли маркування від 1 до 18. В експериментальні групи були відібрані тільки здорові тварини. Тварини, які не відповідали критеріям включення у дослідження, були виключені з відібраних протягом періоду акліматизації. Групи були сформовані методом рандомізації (випадкового відбору) з використанням маси тіла як головної ознаки. Дизайн дослідження наведено в таблиці 1.

При вивченні токсичності при повторних уведеннях умовно терапевтична доза фулерену для щурів склала 1 мл/кг, мономеру для пластмас гарячої полімеризації також склала 1 мл/кг. Досліджувані зразки вводили щурам через металевий зонд щодня один раз на добу протягом 21 доби.

Таблиця 2.4

Дизайн дослідження

Експериментальні групи	Доза ТЗ , мг/кг	Номери тварин
Інтактний контроль	-	1-6
Фулерен	1,0	7-12
ММА-Ф	1,0	13-18

Оцінку токсичної дії тест зразка в експерименті при повторних уведеннях проводили на підставі змін показників, які характеризують стан периферичної крові, функціональний стан печінки. Стан загальнотрофічних процесів в організмі тварин оцінювали за динамікою маси тіла.

Протягом усього періоду експерименту проводили щоденні спостереження за поведінкою (активність, локомоція, емоційні реакції), за зовнішнім виглядом (наявність ран, пухлин, кровотечі, гіперемії мошонки та ін.), споживанням їжі та води, станом шерстного покриву, очей, вух, кінцівок, зубів), фізіологічних функцій тварин (дихання, слиновиділення, сечовипускання, дефекація), виживанням і розвитком можливої симптоматики токсичного впливу досліджуваного тест зразка [12]. Маса тіла щурів визначали щотижня протягом 21 доби.

Кров у щурів забирали натще зранку з хвостової вени – з 9 до 11 години. У цільній крові визначали час згортання за методом Альтгаузена; концентрацію еритроцитів колориметричним методом (колориметр КФК-2МП); концентрацію лейкоцитів підраховували в камері Горяєва (мікроскоп «Granum L3000»); концентрацію гемоглобіну визначали гемоглобінціанідним методом (спектрофотометр СФ-46). Визначали лейкоцитарну формулу: сегментоядерні нейтрофіли та паличкоядерні нейтрофіли, еозинофіли, лімфоцити, моноцити, базофіли (мікроскоп Micros 400, Austria).

2.2.4 Біохімічне дослідження сироватки крові

Оцінку впливу досліджуваного тест зразка на функціональний стан печінки проводили за біохімічними показниками крові [12]. Активність аланінамінотрансферази та аспаратамінотрансферази (АЛТ і АСТ) визначали за реакцією з 2,4-динітрофеніл-гідразином.

При проведенні клінічного аналізу крові та біохімічних досліджень були використані спектрофотометр СФ-46, фотометр КФК-3.

Макроскопічне дослідження тварин включало: зовнішній огляд, при розтині – огляд внутрішніх органів грудної (серце, легені, тимус) та черевної і тазової порожнин (печінка, селезінка, нирки, наднирники, сім'яники/яєчники). Після макроскопічного обстеження, внутрішні органи вилучали, зважували (ваги AD300) та розраховували їх масовий коефіцієнт за формулою:

$$KM_{органу} = \frac{m_{органу}}{M_{тварини}} \times 100\%$$

2.2.5 Гістологічне дослідження

Досліджували гістологічну структуру печінки щурів, яким протягом 30 днів зрошували слизову оболонку порожнини рота 1% розчином мономеру для пластмас гарячої полімеризації - I експериментальна група, тваринам II експериментальної групи слизову оболонку порожнини рота зрошували 1% розчином мономеру та Фулереном C₆₀ в дозі 1 мл/кг Перша група – контрольні тварини, слизову оболонку порожнини рота яким зрошували фізіологічним розчином по 6 тварин у кожній групі.

Зразки органу фіксували у 10% розчині формаліну, проводили по спиртах зростаючої міцності, заливали у парафін. Зрізи фарбували гематоксиліном та еозином [13]. Огляд мікропрепаратів проводили під мікроскопом Granum. Мікрофотографування зображень здійснювали цифровою відеокамерою Granum ДСМ 310. Фотознімки обробляли на комп'ютері Pentium 2,4 GHz за допомогою програми Tour View.

При підготовці зразків та проведенні гістологічних досліджень були використані вимірювальна апаратура загального призначення та обладнання: лабораторні електронні ваги AD300, термостати ТСМ-80 та ТВЗ-25 (для парафінової заливки), мікроскоп «Micros», мікротом МС-2, мірний посуд.

2.2.6 Методи статистичної обробки результатів дослідження

Отримані дані клінічних і спеціальних методів досліджень обробляли методом варіаційної статистики, згідно з яким знаходили середнє арифметичне M , відхилення від середньоарифметичної величини. Статистичну обробку виконували за допомогою програми STATISTICA 6.0 (StatSoft, США) з обчисленням середнього (M) і стандартної помилки середнього (m).

Для встановлення вірогідності розходжень отриманих значень середніх величин, визначали критерій вірогідності за формулою:

$$t = \frac{M_1 - M_2}{\sqrt{m_1^2 + m_2^2}}$$

на підставі якого, з урахуванням числа спостережень за таблицею показників суттєвої різниці "t" Стьюдента визначали достовірність. Достовірними вважали різницю показників, імовірність помилки яких складала менше 5%, $p < 0,05$ [14].

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Трезубов ВН. Классификация методов исследования в стоматологии. Панорама ортопедической стоматологии. 2004;1:36–37.
2. Бусло АМ. Оптимізація комплексного лікування хворих на хронічний генералізований пародонтит з використанням гінгівостеопластики та поліпептидних препаратів [автореферат]. Полтава: УМСА; 2007. 19 с.
3. Жижикін ОІ, Терешина ТП, Романова ЮГ. Способ оценки аллергических проявлений в полости рта на акриловые пластмассы. Вісник стоматології. 2010;2:13.
4. Беркало ЛВ, Бобович ОВ, Боброва НО. та ін. Методи клінічних та експериментальних досліджень в медицині. Полтава: Полімет; 2003. 320 с.

5. Інструкції до набору реагентів для імуноферментного визначення концентрації ІЛ-1 β (АТ «ВЕКТОР-БЕСТ», Росія).
6. Рыжова ИП, Винокур АВ, Рудева ОВ, и др. Оценка функциональной эффективности ортопедического лечения больных при частичном отсутствии зубов с использованием съемных конструкций зубных протезов (на основании данных электромиографии). Клиническая стоматология. 2007;4:С.60-63.
7. Дворник ВМ. Підготовка і протезування хворих на патологічне стирання твердих тканин зубів [автореферат]. Полтава: УМСА; 2001. 18 с.
8. Новіков ВМ. Протокол електроміографічних досліджень рефлексорно-адаптаційних процесів при функціональних порушеннях зубо-щелепного апарату. Вісник проблем біології і медицини. 2006;2 :96.
9. Методические указания “Микротвердометр ПМТ-3. Методика проверки. МИ-244-82”. Л., 1987. 10 с.
10. Деформационная установка МРК-1: паспорт. Физико-технический институт низких температур им. Б.И.Веркина. Харьков; 1989. 4 с.
11. Кожем`якін ЮМ, Хромов ОС, Філоненко МА, Сайфетдинова ГА. Науково практичні рекомендації з утримання лабораторних тварин та роботи з ними. Київ: Видавничий дім «Авіцена»; 2002. 98 с.
12. Коваленко ВМ, Стефанов ОВ, Максимов ЮМ, Трахтенберг ІМ. Експериментальне вивчення токсичної дії потенційних лікарських засобів. У кн.: Доклінічні дослідження лікарських засобів. Ред.: член-кор. АМН України О. В. Стефанова. К.: Авіцена; 2001; 74–97.
13. Багрій ММ, Діброва ВА, Попадинець ОГ, Гришук МІ. Методики морфологічних досліджень: монографія. Вінниця: Нова книга; 2016. 328 с.
14. Реброва ОЮ. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета программ Statistica. М.: МедиаСфера; 2006. 312 с.

РОЗДІЛ III

РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

3.1 Визначення фізико-механічних властивостей різних базисних матеріалів, що входять у конструкцію знімних протезів

Для вивчення показань до застосування різних конструкційних матеріалів, що використовуються при виготовленні часткових знімних протезів перед нами стояло завдання, провести оцінку фізико-механічних властивостей цих матеріалів, для визначення їх здатності протистояти функціональним навантаженням, що діють в порожнині рота, зразки що досліджуються розділили на дві групи по 10 зразків у кожній групі:

1. група – зразки з стоматологічної пластмаси на основі поліметилметакрилатів - «Фторакс»
2. група – зразки стоматологічної пластмаси «Фторакс» з нанопокриттям фулереном C₆₀.

3.1.1 Визначення мікротвердості дослідних зразків базисних матеріалів

Дослідження мікротвердості дозволяє оцінювати властивості тонких поверхневих шарів стоматологічних базисних матеріалів, тобто їхньої здатності чинити опір місцевій пластичній деформації, яка виникає під впливом дії більш твердих матеріалів.

Як показали наші дослідження показники мікротвердості дослідних зразків базисних матеріалів значно вищі у II-й групі, в порівнянні з I групою. Середнє значення мікротвердості становить відповідно $307,3 \pm 6,5$ МПа в першій групі і друга група $701,8 \pm 13,1$ (таблиця 3.1).

Аналіз отриманих даних по визначенню мікротвердості дослідних зразків базисних матеріалів свідчить, що у фторакса з нанопокриттям

вищий показник мікротвердості і краща поверхнева здатність протистояти механічним навантаженням, що спрямовані на поверхню, без змін поверхневої структури.

Таблиця 3.1

Середні значення показників мікротвердості з представлених матеріалів
($M \pm m$, $n=10$)

Назва матеріалу	H_v , Мпа
Фторакс	$307,3 \pm 6,5$
Фторакс з нанопокриттям	$701,8 \pm 13,1$ $p < 0,05$

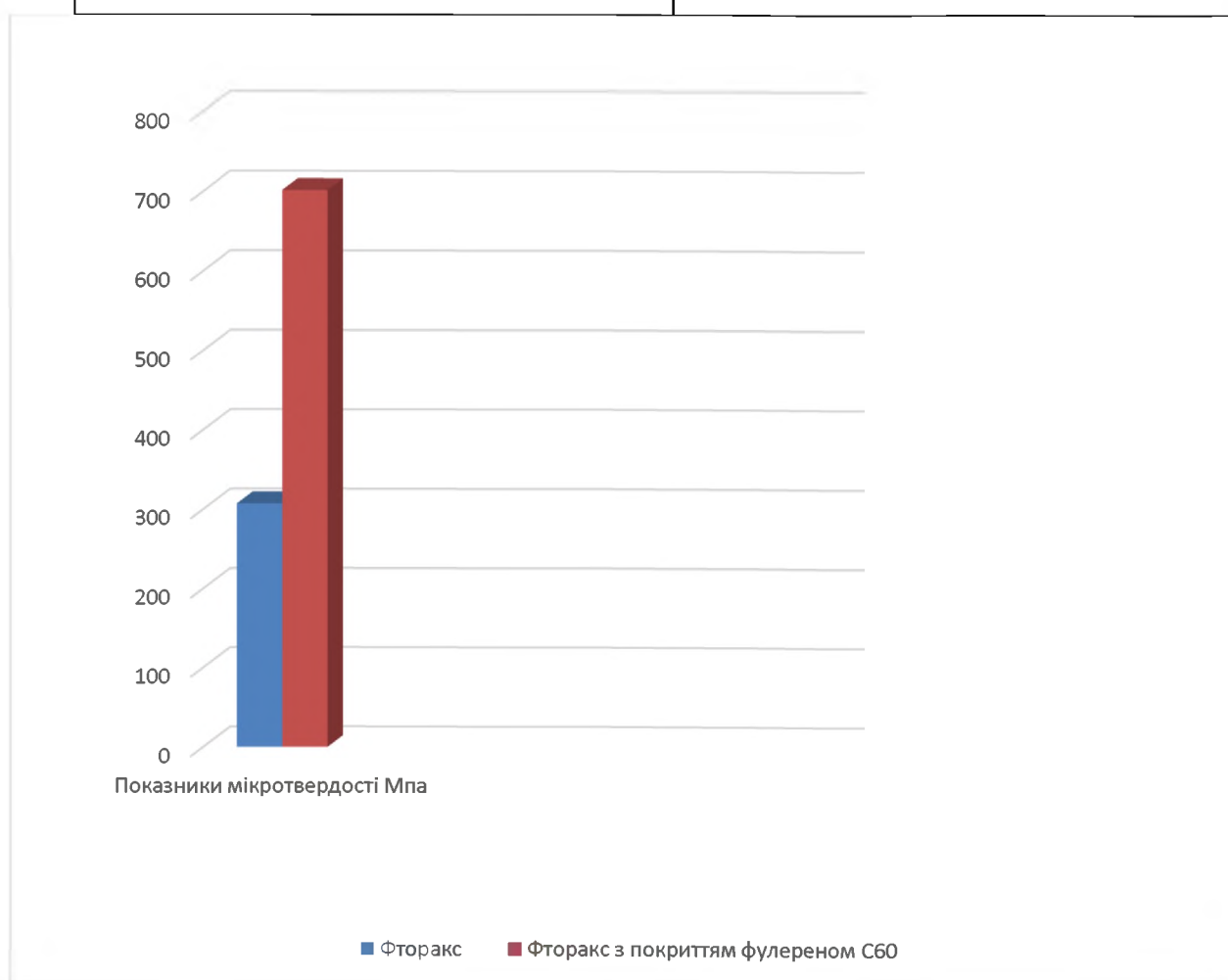


Рис 3.1 Показники мікротвердості зразків пластмаси

3.1.2 Визначення деформаційних характеристик дослідних зразків різних базисних матеріалів, при деформуванні на розтяг

При дослідженні деформування матеріалів на розтяг визначено, що при розтягненні після пластичної деформації в межах 0,38-3,20% зразки базисних матеріалів руйнуються, що дає можливість визначити межу міцності матеріалів, які вивчалися. При цьому слід відмітити, що зразки стоматологічної пластмаси «Фторакс» руйнуються при пластичній деформації у 0,38%, зразки стоматологічної пластмаси «Фторакс» з нанопокриттям при пластичній деформації у 3,20% (таблиця 3.2).

Таблиця 3.2

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

Назва матеріалу	Модуль Юнга, E, МПа	σпр., МПа	σ02, МПа	σмц., МПа	δ, %
Фторакс	241,78±0,55	36,02±1,01	37,25±1,35	40,25±1,06	0,38±0,038
Фторакс з нанопокриттям	356,15±9,39 p<0,05	36,54±1,30 p>0,05	38,40±1,47 p>0,05	53,16±1,59 p<0,05	3,20±0,41 p<0,05

З даних наведених в таблиці встановлено, що вид матеріалу суттєво впливає на значення межі міцності зразків базисних матеріалів, стоматологічних пластмас «Фторакс» і «Фторакс» з нанопокриттям. Пластична деформація дещо вища у зразка з нанопокриттям.

3.1.3 Визначення деформації на стиск дослідних зразків базисних матеріалів

Як показали проведені дослідження, деформаційних характеристик на стиск, для кожного з десяти зразків базисних матеріалів, «Фторакс» і «Фторакс» з нанопокриттям фулереном C_{60} , відмінності показників міцності, при деформації на стиск не були суттєвими (таблиця 3.3).

Таблиця 3.3

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

Назва матеріалу	Модуль Юнга, E, МПа	$\sigma_{пр.}$, МПа	σ_{02} , МПа	$\sigma_{мц.}$, МПа
Фторакс	939,72±9,09	59,96±2,42	62,76±2,38	95,32±1,9
Фторакс з нанопокриттям	952,44±12,32 $p > 0,05$	64,67±2,01 $p > 0,05$	67,18±2,06 $p > 0,05$	89,70±1,74 $p < 0,05$

3.1.4 Визначення деформації на згин дослідних зразків базисних матеріалів

Результатом дослідження на згин є середнє арифметичне значення величин руйнівного напруження на згин дослідних зразків з кожної групи. Нами встановлено, що величина сили яка прикладена до зразків в другій групі, яка приводить до деформації на 13,5% більша ніж в першій групі (таблиця 3.4).

Таблиця 3.4

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

Назва матеріалу	Модуль Юнга, Е, МПа	$\sigma_{пр.}$, МПа	$\sigma_{мц.}$, МПа	W_{max} , мм
Фторакс	635,8±13,71	48,8±0,83	72,5±1,77	5,08±0,05
Фторакс з нанопокриттям	1135,4±11,33 $p < 0,05$	56,4±0,6 $p < 0,05$	105,3±0,89 $p < 0,05$	4,99±0,1 $p > 0,05$

З даних наведених в таблиці встановлено, що вид матеріалу суттєво впливає на значення межі міцності зразків базисних матеріалів, стоматологічних пластмас «Фторакс» і Фторакс» з нанопокриттям. Пластична деформація дещо вища у зразка з нанопокриттям.

3.2 Визначення водопоглинання дослідних зразків

Показники водопоглинання і водорозчинності представлені у таблиці 3.5

Таблиця 3.5

Середні значення основних характеристик зразків матеріалів «Фторакса» та «Фторакса» з покриттям молекулами фулерену C_{60} та показників водопоглинання і водорозчинності на 30 добу досліду

№ п/п	Назва матеріалу	a, мм	b, мм	h, мм	$V, \text{мм}^3$	m_0 , мг	m_1 , мг	m_2 , мг	W_B , мкг/мм ³	W_{Br} , мкг/мм ³
1	Фторакс	6,1 ±0,05	3,5 ±0,02	14,7 ±0,5	315 ±9,26	348,8 ±10,3	351,3 ±10,4	347,6 ±10,3	7,80 ±0,27	3,87 ±0,18
2	Фторакс з нанопокриттям	6,24 ±0,07	3,47 ±0,01	16,1 ±0,26	348,5 ±3,86	382,1 ±6,2	384,2 ±6,3	381,2 ±6,1	5,90 ±0,30 $p < 0,05$	2,57 ±0,28 $p < 0,05$

Виходячи з даних, представлених в таблиці I середня початкова маса зразків матеріалу «Фторакс» склала $348,8 \pm 10,3$ мг. Через 30 діб перебування зразків у дистильованій воді при температурі $37^{\circ} \pm 1^{\circ} \text{C}$ середня маса зразків зросла до $351,3 \pm 10,4$ мг, а після кондиціонування зразків до постійної маси в ексикаторі їхня середня маса зменшувалася до $347,6 \pm 10,3$ мг. Відповідно коефіцієнт водопоглинання на 30 добу склав $7,80 \pm 0,27$ мкг/мм³, а коефіцієнт водорозчинності склав $3,87 \pm 0,18$ мкг/мм³.

Середня початкова маса зразків матеріалу «Фторакс» з нанопокриттям молекулами фулерену C₆₀ склала $382,1 \pm 6,2$ мг. Через 30 діб перебування зразків у дистильованій воді при температурі $37^{\circ} \pm 1^{\circ} \text{C}$ середня маса зразків зросла до $384,2 \pm 6,3$ мг, а після кондиціонування зразків до постійної маси в ексикаторі їхня середня маса зменшувалася до $381,2 \pm 6,2$ мг. Відповідно коефіцієнт водопоглинання на 30 добу склав $5,90 \pm 0,30$ мкг/мм³, а коефіцієнт водорозчинності склав $2,57 \pm 0,28$ мкг/мм³.

Наведені дані показують, що матеріал з покриттям фулереном C₆₀ має менший коефіцієнт водопоглинання і водорозчинності, які становили 0,55% і 0,23% відповідно, від початкової ваги зразків, в порівнянні з «Фтораксом» без покриття 0,71% і 0,34% відповідно.

3.3 Вивчення токсичного впливу фулерену C₆₀ на гематологічні показники організму щурів

Як показали проведені дослідження внутрішньошлункове введення фулерену не викликало у піддослідних тварин видимих ознак інтоксикації та летальних ефектів (табл. 3.6). Також не відзначалося значущих порушень загального стану і поведінки тварин.

Таблиця 3.6

Дослідження летальних ефектів при внутрішньошлунковому введенні Фулерену щурам, n=6

Групи тварин	Доза, мл/кг	Летальний ефект, кількість загиблих тварин/загальна кількість тварин у групі
Інтактний контроль	–	0/6
Фулерен	1,0	0/6
Мономер	1,0	0/6

n – кількість тварин у кожній групі.

Протягом всього періоду спостереження фізіологічний стан дослідних щурів не відрізнявся від контрольних. Тварини експериментальних груп були активними, охайними, мали задовільний апетит, нормально реагували на звукові та світлові подразники, процеси сечовиділення і дефекацій були в нормі, порушення дихання та судом не спостерігали. Впродовж усього терміну спостереження тварини дослідних груп не відрізнялися від інтактних ані поведінкою, ані споживанням їжі.

Результати впливу тест зразка протягом 21 доби на масу тіла білих щурів наведені у таблиці 3.7. У групі самців інтактного контролю відзначено достовірне збільшення маси тіла щурів щодо вихідних значень на 8% на 2 тиждень та на 20% – на 3 тиждень спостереження (табл. 3.7). У групах тварин, яким вводили тест зразок і референтний зразок, динаміка маси тіла у цілому була аналогічною динаміці маси тіла тварин інтактного контролю. Результати статистичного аналізу свідчать про відсутність достовірних відмінностей між дослідними групами і групою інтактного контролю.

Отже, за введення фулерену всі тварини мали додатний приріст щодо до вихідних значень маси тіла і за динамікою приросту не відрізнялися від тварин з групи інтактного контролю, що свідчить про відсутність шкідливого впливу досліджуваного тест зразка на фізіологічні процеси щурів при введенні протягом 21 доби.

Таблиця 3.7

Результати впливу фулерену на динаміку маси тіла (г) щурів самців, $M \pm m$, $n=6$

Термін дослідження	Інтактний контроль	Фулерен, 1 мл/кг	Мономер, 1 мл/кг
Вих. дані	202,5±2	207,5±3	202,5±2
1 тиждень	210±3	207±4	209±4
2 тиждень	219±5*	212,5±5	216±3*
3 тиждень	242,5±4*	233±6*	239±5*

Примітки:

1.* – відмінності статистично значущі щодо вихідних даних

2.n – кількість тварин у кожній групі.

Результати оцінки впливу фулерену та препарату порівняння протягом 21 доби на гематологічні показники наведені в таблиці 3.8. Відповідно до отриманих даних, тривале внутрішньошлункове введення Фулерену у цілому не впливало на гематологічні показники за виключенням часу зсідання крові, яке мало тенденцію до зниження, та кількості еритроцитів, яка статистично значуще знижувалася. Проте, незважаючи на знижену кількість еритроцитів вміст гемоглобіну залишався на рівні інтактних тварин. Незначне коливання формених елементів крові у щурів самців можна вважати не критичним, оскільки значення досліджуваних показників залишалися у межах значень інтактних тварин.

Отже, тривале введення фулерену не чинить негативного впливу на систему еритро- та лейкопоезу дослідних тварин.

У таблиці 3.9 наведені результати впливу фулерену на біохімічні показники крові білих щурів. Відповідно до отриманих даних введення фулерену протягом 21 доби не впливало на активність печінкових трансаміназ, що свідчить про відсутність токсичного впливу досліджуваних засобів на стан печінки.

Таблиця 3.8

Результати впливу фулерену на гематологічні показники у щурів самців, $n=6$, $M \pm m$, $Me(LQ; UQ)$

Показники	Інтактний контроль	Фулерен, 1 мл/кг	Мономер, 1 мл/кг
Час зсідання, с	149,7±10,6	112,2±8,3 [*]	139,0±12,6
Еритроцити, $10^{12}/л$	5,86±0,83	5,61±0,06 [*]	5,88±0,09
Гемоглобін, г/л	140,7±11,6	152,6±2,6	155,9±2,6
Лейкоцити, $10^9/л$	7,75±0,95	7,12±0,54	7,12±0,26
Паличко-ядерні нейтрофіли, %	3 (1; 7)	2,17 (0; 7)	2 (0; 6)
Сегментно-ядерні нейтрофіли, %	13,7 (4; 21)	13,5 (4; 20)	12,3 (6; 16)
Еозинофіли, %	0,67 (0; 2)	0,83 (0; 2)	0,17 (0; 1)
Моноцити, %	0,33 (0; 1)	0,17 (0; 1)	0,83 (0; 4)
Лімфоцити, %	82,33 (71; 93)	83,33 (77; 96)	84,67 (78; 93)

Примітки:

1.* – відмінності статистично значущі щодо інтактного контролю

2.n – кількість тварин у кожній групі.

Таблиця 3.9

Результати впливу фулерену на біохімічні показники сироватки крові у щурів самців, $n=6$, ($M \pm m$)

Показники	Інтактний контроль	Фулерен, 1 мл/кг	Мономер, 1 мл/кг
АЛТ, ммоль/год*л	0,48±0,03	0,60±0,14	0,39±0,02
АСТ, ммоль/год*л	0,66±0,01	0,57±0,01	0,70±0,09

Примітка: n – кількість тварин у кожній групі.

3.4 Вивчення впливу 1% ефіру метакрилової кислоти і фулерену C₆₀ на морфофункціональний стан печінки щурів

Світлооптичне дослідження показало, що у інтактних щурів тканина печінки мала типову будову для даного виду тварин. Часточки не відділені одна від одної сполучнотканинними прошарками. Межа їх визначена триадами. Зони триад (портальних трактів) вузькі. Часточки створені системою печінкових балок, які з'єднуються між собою. Самі балки склалися з одного ряду гепатоцитів, які розташовані достатньо регулярними радіальними тяжами. Найбільш виражено радіальний напрям тяжів клітин централобулярно. Гепатоцити мали характерну полігональну форму, межа їх достатньо чітка. Ядра клітин правильної округлої форми, розташовані центрально. Гетерогенність розміру ядер у межах фізіологічної норми. Доволі часто зустрічалися двоядерні гепатоцити. Цитоплазма гепатоцитів рівномірно пофарбована, оптично щільна. Просвіт внутрішньочасточкових синусоїдних гемокапілярів звичайний, як правило, в ньому не містилася кров, спостерігали помірну кількість лімфоїдних клітин. Зірчасті ретикулоендотеліоцити (клітини Купфера) без особливостей. Стан епітелію жовчних протоків та ендотелію термінальних гілок кровоносних судин (вени, артерії) в триадах, а також ендотелію других кровоносних судин у межах норми (рис. 3.2).

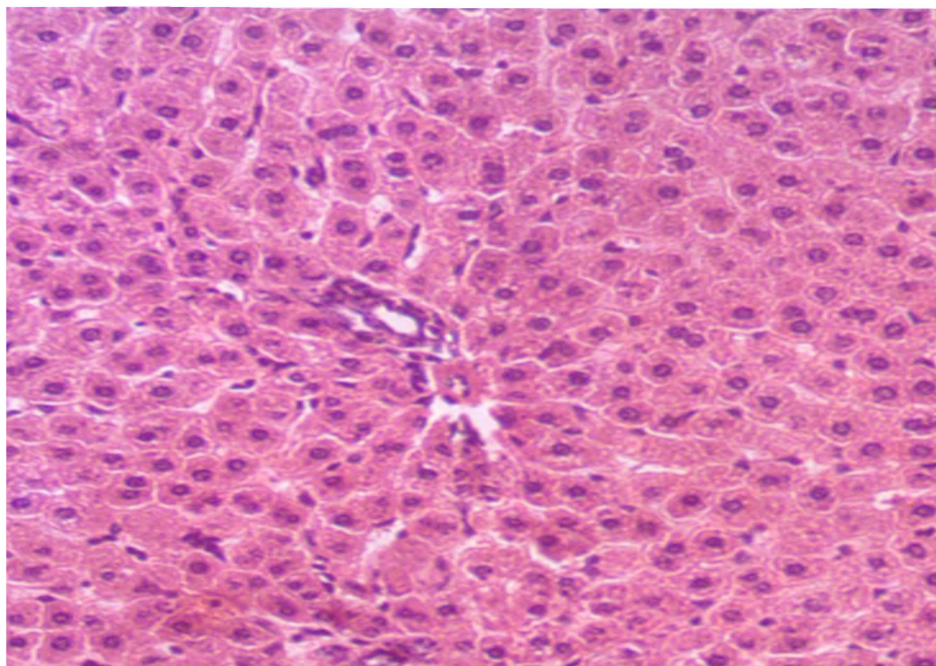


Рис. 3.2. Печінка інтактного щура. Радіальна спрямованість тяжів гепатоцитів
Нормальна типова гістоструктура печінкової паренхіми. Гематоксилін-еозин.
Х400.

Після багаторазового введення мономеру капсула печінки місцями трохи потовщена (рис. 3.3).

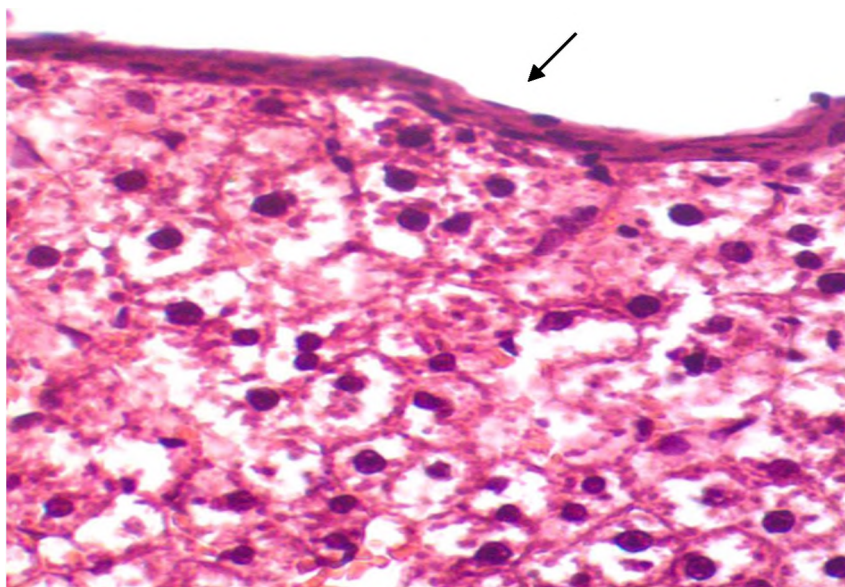


Рис. 3.3 Печінка щура після введення мономеру. Помірне потовщення
капсули органу. Гематоксилін-еозин. Х1000.

Радіально-балковий рисунок тканини нечіткий. Гепатоцити доволі набряклі, з ознаками зернистої і гідропічної дистрофії, яка у нечисленних клітинах набувала ознаки балонної. Крім того, у цитоплазмі клітин виявлені різного розміру «пустоти» з нечіткими обрисами – розчин скупчень глікогену. Окремі гепатоцити, іноді групи клітин визначались у стані коліквацийного некрозу.

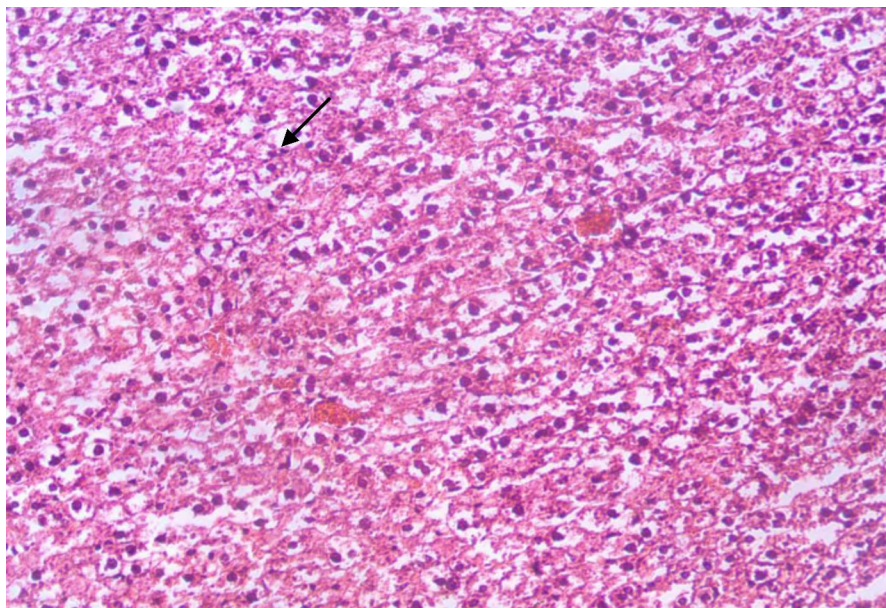


Рис. 3.4. Печінка щура після введення мономеру. Радіально-балковий рисунок змазано, гепатоцити з ознаками зернистої, гідропічної дистрофії, видно «пустоти» у цитоплазмі, дрібні вогнища коліквацийного некрозу. Гематоксилін-еозин. x100.

Простежувався достатньо виражений поліморфізм гепатоцитів (анізоцитоз і анізонуклеоз), зменшення наявності двухядерних клітин. Всі ці зміни у переважній більшості щурів мали дифузний характер (рис. 3.5, рис. 3.6).

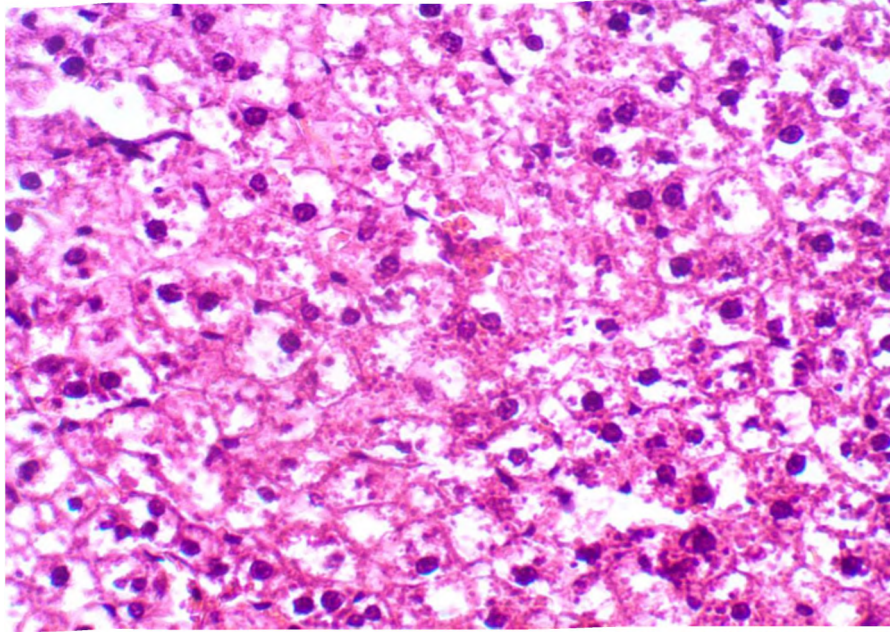


Рис. 3.5. Печінка щура після введення мономеру. Гематоксилін-еозин. X1000.

У всіх щурів спостерігали судинні розлади у вигляді нерівномірно розширених або стиснутих синусоїдальних гемокапілярів, повнокровності венозних судин, стаз еритроцитів в них (рис. 3.6). У одного щура виявлені дрібні крововиливи з порушенням структури тканини (рис. 3.7)

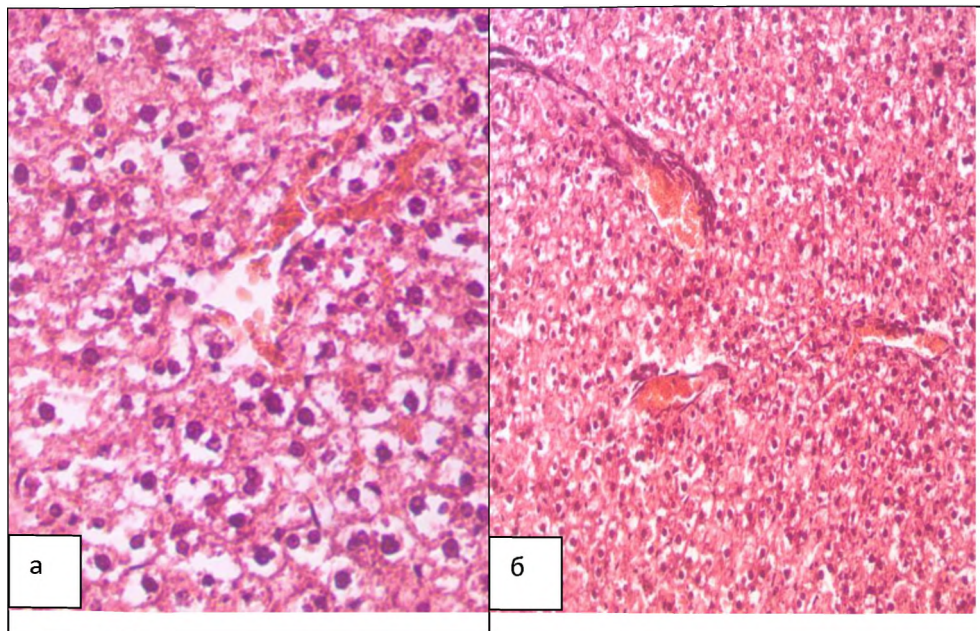


Рис. 3.6. Печінка щура після введення мономеру: а – нерівномірне розширення та повнокровність гемокапілярів (x400); б – повнокров'я венозних судин, стаз еритроцитів (x200). Гематоксилін-еозин.

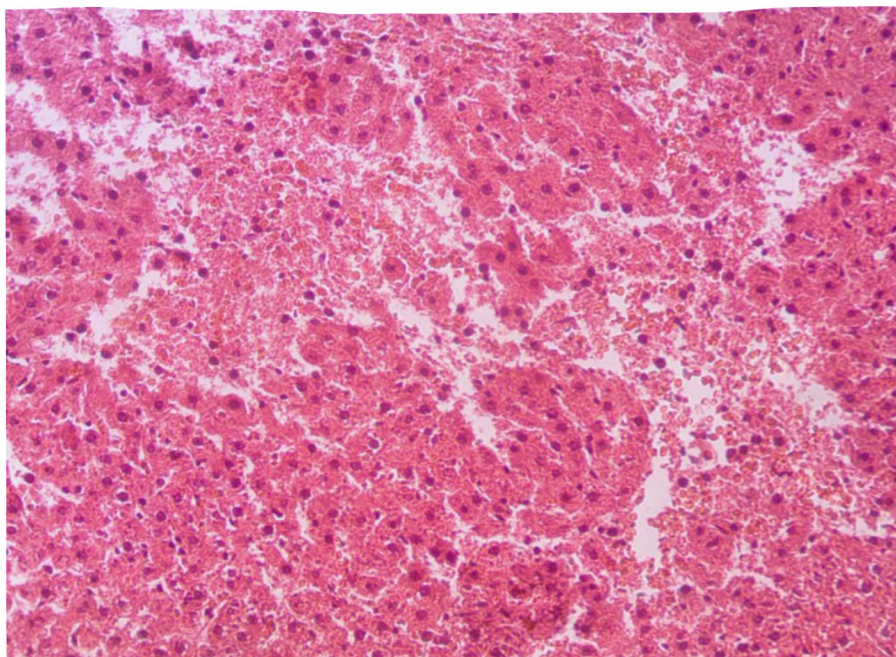


Рис. 3.7. Печінка щура після введення мономеру. Крововиливи інтрачасточково. Гематоксилін-еозин. х300.

При вивченні препаратів печінки щурів, яким на тлі введення мономеру вводили фулерен C_{60} з метою вивчення можливої протекторної дії у печінці щурів спостерігали аналогічні за характером, але менші за виразністю та розповсюдженістю зміни гепатоцитів. Ці зміни, у переважній більшості щурів, мали зональний характер. Відповідно, в більшій мірі збережена радіально-балкова структура печінкової паренхіми (рис. 3.8).

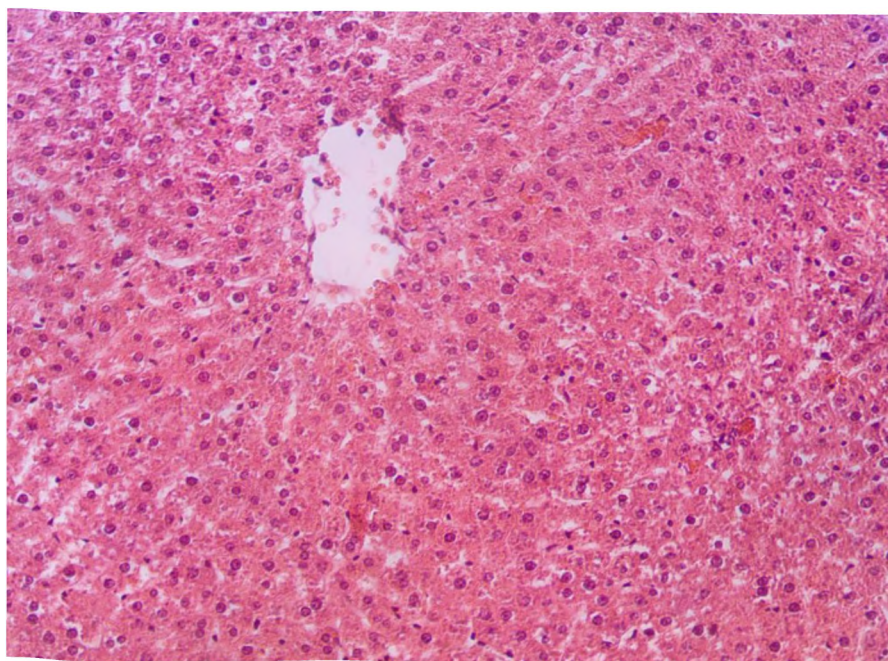


Рис. 3.8. Печінка щура після введення Фулерену C_{60} на тлі введення мономеру. Зональний характер змін гепатоцитів. Гематоксилін-еозин. $\times 100$.

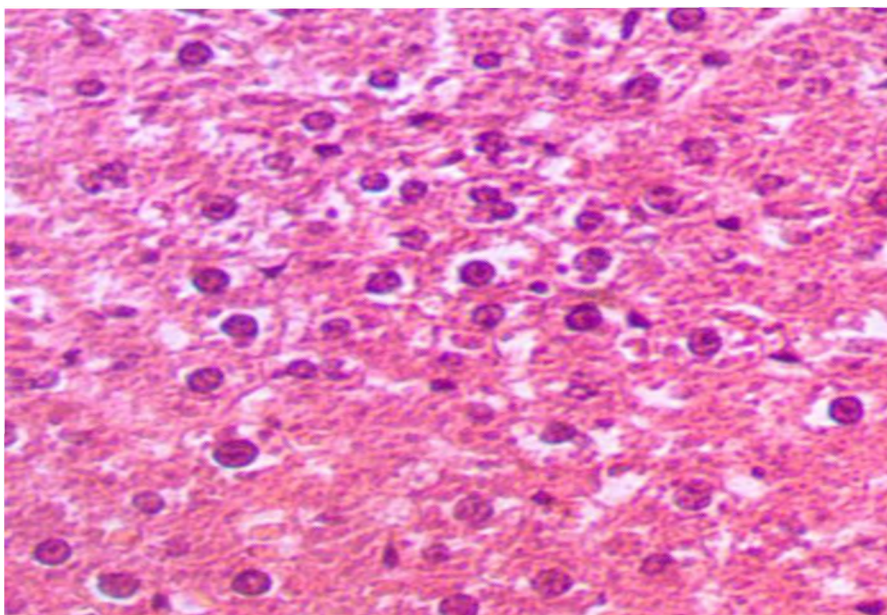


Рис. 3.9. Печінка щура після введення Фулерену C_{60} на тлі введення мономеру. Менша виразність зернистої і гідропічної дистрофії гепатоцитів, зменшення некротично змінених клітин. Гематоксилін-еозин. $\times 400$.

В той же час зберігався виразний анізонуклеоз, зменшений пул двоядерних клітин. Також, вогнищево була потовщена капсула органу. Достатньо виразні були і судинні розлади, хоча крововиливів не спостерігали (рис. 3.10, рис. 3.11).

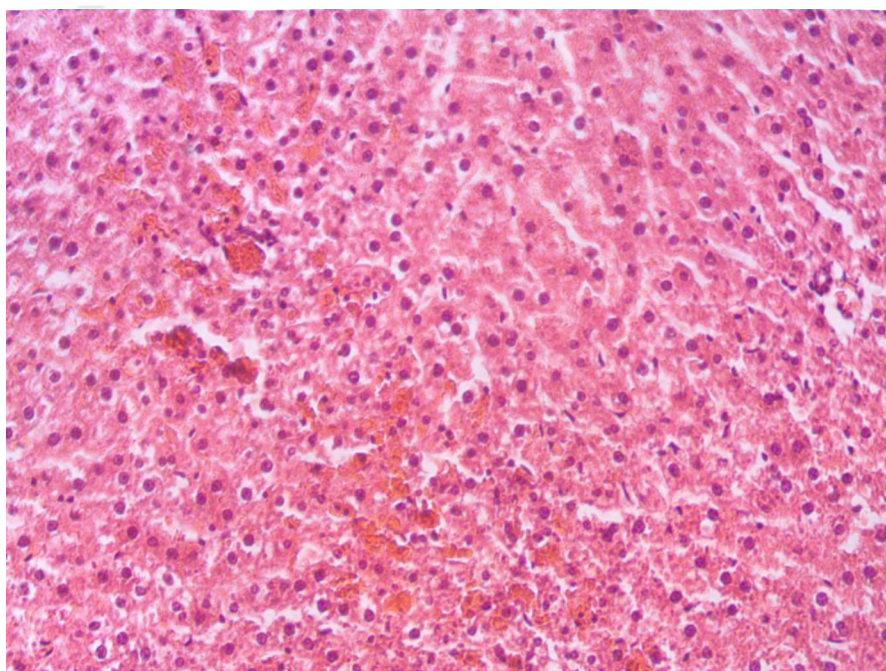


Рис. 3.10. Печінка щура після введення Фулерену C_{60} на тлі введення мономеру. Нерівномірна повнокровність синусоїдальних гемокапілярів, стаз еритроцитів. Гематоксилін-еозин. $\times 200$.

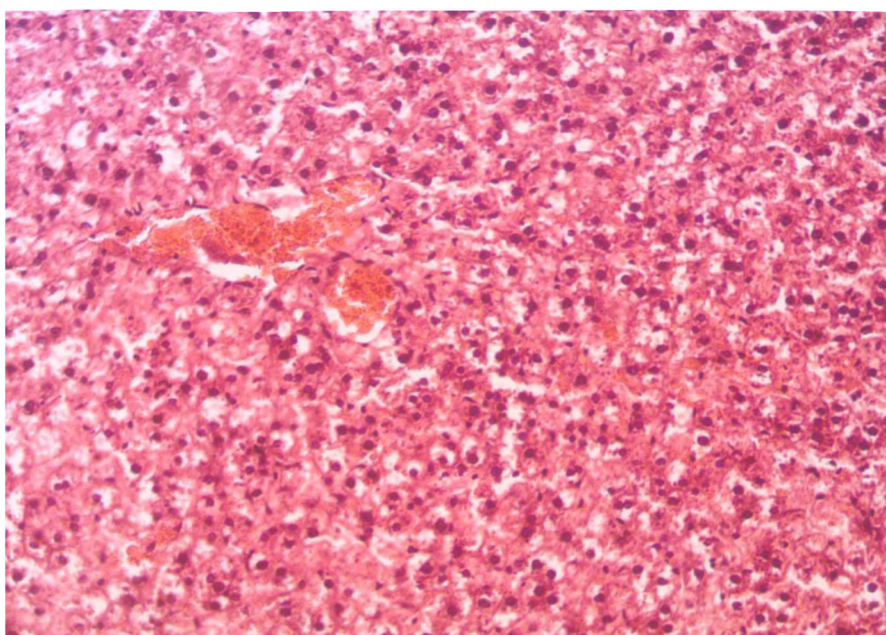


Рис. 3.11. Печінка щура після введення Фулерену C_{60} на тлі введення мономеру. Розширення та повнокровність венозних судин. Гематоксилін-еозин. $\times 200$.

Отже, на підставі результатів світлооптичного аналізу можна зробити висновок, що тривале надходження залишкового мономеру з базису акрилових протезів спричиняє дистрофічні зміни гепатоцитів та розлади гемомікроциркуляції в печінці щурів. Застосування Фулерену C_{60} на тлі дії мономеру зменшує дистрофічні зміни в гепатоцитах і дисциркуляторні прояви в печінкових часточках, тому може розглядатись на перспективу в якості протектора органів травної системи при користуванні повними та частковими знімними протезами.

В літературі зустрічаються роботи, які присвячені вивченню корегуючого впливу фулеренів на перебіг запальних процесів [1, 2]. Отримані нами дані узгоджуються з напрацюваннями учених, що дозволяє використовувати отримані результати в якості наукового та методологічного підґрунтя для подальшої розробки методів профілактики як протезних стоматитів, так і для збереження структурно-функціонального стану органів травної системи в цілому.

Висновки до розділу.

1. Результати фізико-механічних властивостей показують, що у «Фторакса» з нанопокриттям вищі показники міцності порівнюючи зі звичайною пластмасою. Показник мікротвердості більший в 2,28 рази в модифікованій пластмаси, що свідчить про кращу поверхневу здатність протистояти механічним навантаженням, що спрямовані на поверхню, без змін поверхневої структури. Зразки з нанопокриттям більш стійкі до руйнування бо показник відносної залишкової деформації до руйнування зразка на 2,82% вищий від звичайної пластмаси. Тому можна стверджувати, що такий матеріал може бути використаний в стоматології для зменшення кількості поломок знімних зубних протезів і продовження їх терміну експлуатації.

2. Наведені данні результатів водопоглинання і водорозчинності показують, що «Фторакс» з покриттям молекулами фулерену C_{60} має менший

коефіцієнт водопоглинання і водорозчинності, в порівнянні з «Фтораксом» без покриття, це свідчить про більш вищий ступінь стійкості до біодеградації матеріалу з модифікованою поверхнею, що в підсумку зменшує вимивання залишкового мономеру з протеза, що на пряму покращує параметри міцності акрилової пластмаси.

3. Тривале введення Фулерену не чинить негативного впливу на систему еритро- та лейкопоезу дослідних тварин, не впливає на активність печінкових трансаміназ, що свідчить про відсутність токсичного впливу досліджуваних засобів на стан печінки.

4. Встановлено, що тривале надходження залишкового мономеру з базису акрилових протезів спричиняє дистрофічні зміни гепатоцитів та розлади гемомікроциркуляції в печінці щурів. Застосування Фулерену C_{60} на тлі дії мономеру зменшує дистрофічні зміни в гепатоцитах і дисциркуляторні прояви в печінкових часточках, тому може розглядатись на перспективу в якості протектора органів травної системи при користуванні повними та частковими знімними протезами.

Список праць опублікованих за матеріалами розділу:

1. Силенко БЮ, Дворник ВМ. Фізико-механічні властивості базисної пластмаси з модифікованою поверхнею. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2017;Т.17(3{59}):242-246.

2. Силенко БЮ. Вивчення токсичного впливу фулерену C_{60} на організм щурів. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2018;Т.18(2{62}):172-176.

3.Силенко БЮ, Силенко ЮІ, Єрошенко ГА. Вплив 1% ефіру метакрилової кислоти і фулерену C_{60} на морфофункціональний стан печінки щурів. Світ медицини та біології. 2019;23(69):217-221

4.Силенко БЮ. Показники міцності пластмаси з покриттям фулеренами C_{60} . Тези доповідей науково-практичної конференції лікарів-інтернів, магістрів та клінічних ординаторів «Актуальні питання клінічної медицини» (25 травня 2015 року) - Полтава: ВДНЗУ УМСА – 2015 - С. 86.

5. Силенко Б.Ю., Дворник В.М., Силенко Ю.І. Визначення параметрів водорозчинності і водопоглинання базисної пластмаси з модифікованою поверхнею. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні проблеми ортопедичної стоматології» (6-7 грудня 2019 року) – Харків: Харківський національний медичний університет – 2019. - С. 148-151.

6. Силенко Б.Ю. Фізико-механічні властивості базисної пластмаси з модифікованою поверхнею. Тези доповідей науково-практичної конференції лікарів-інтернів, магістрів та клінічних ординаторів «Актуальні питання клінічної медицини» (25 травня 2017 року) - Полтава: ВДНЗУ УМСА – 2017 - С. 92-93.

7. Силенко Б.Ю. Вивчення токсичного впливу фулерену C_{60} на організм щурів. Тези доповідей науково-практичної конференції лікарів-інтернів, магістрів та клінічних ординаторів, присвяченої 25 річчю Навчально-наукового інституту післядипломної освіти. «Актуальні питання клінічної медицини»(24 травня 2018 року) - Полтава: ВДНЗУ УМСА – 2018 - С. 85.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Мамонтова ТВ, Микитюк МВ, Боброва НО. та ін. Протизапальна дія фулерену C_{60} при ад'ювантному артриті у щурів. Фізіологічний журнал. 2015; 59(3):102–110.
2. Мамонтова ТВ, Куценко НЛ, Микитюк МВ, та ін. Регуляція фулереном C_{60} фагоцитозу імунних клітин. Матеріали Всеукраїнської науково-практичної конференції: «Медична наука – 2010»; 2010. 118.

РОЗДІЛ IV

СТАН ТКАНИН ПРОТЕЗНОГО ЛОЖА, В ГРУПАХ СПОСТЕРЕЖЕНЬ В ПРОЦЕСІ ОРТОПЕДИЧНОГО ЛІКУВАННЯ

4.1 Стоматологічний статус пацієнтів

Нами для оцінки стоматологічного статусу пацієнтів із вторинною частковою та повною адентією і протезним стоматитом обстежено і проведено ортопедичне стоматологічне лікування 50 осіб, серед яких було 25 чоловіків і 25 жінок. До початку лікування всі пацієнти мали знімні пластинкові протези із акрилової пластмаси. Причиною для звернення за ортопедичною допомогою стало порушення функції жування і неможливість користування раніше виготовленими протезами у зв'язку з розвитком больових відчуттів в м'яких тканинах протезного ложа. Скарги на больові відчуття спостерігали у всіх пацієнтів різної інтенсивності, порушення фіксації і стабілізації протеза в зв'язку із набряком слизової оболонки м'яких тканин протезного ложа, відчуття печії і сухості спостерігалось у 90% пацієнтів.

Серед обстежених пацієнтів з токсико-алергічним стоматитом і повною вторинною адентією було п'ять осіб в другій групі і 1 в третій, серед них 4 чоловіки і 2 жінки. На верхній щелепі ми спостерігали 2 тип за Шредером у 5 пацієнтів другої і 1 в третій групі і всі типи за Келлером відповідно на нижній щелепі (Таблиця 4.1).

Комбіновані (повна адентія і частковий дефект на одній із щелеп) виявлені у 12 осіб (4 чоловіки і 8 жінок). Серед яких 10 осіб мали повну адентію на верхній щелепі і 2 на нижній щелепі, домінуючим був другий тип за Шредером. Відповідно вони мали частковий дефект зубного ряду на нижній щелепі і 9 із них перший клас за Кеннеді. Часткові дефекти зубних рядів на обох щелепах спостерігалися у 21 пацієнта, серед них 11 чоловіків і 10 жінок. У чоловіків і жінок другої і третьої групи переважали двосторонні

необмежені дефекти як верхньої так і нижньої щелепи. Часткові дефекти зубних рядів на одній із щелеп були у 11 пацієнтів 6 чоловіків і 5 жінок. У 10 осіб другої і третьої групи спостерігали двосторонні необмежені дефекти як верхньої так і нижньої щелепи і у 1 пацієнта третьої групи односторонній кінцевий дефект.

Таблиця 4.1

Розподіл пацієнтів в залежності від дефектів зубних рядів

Групи пацієнтів		2 група		3 група		Всього
		Чоловіки	Жінки	Чоловіки	Жінки	
Кеннеді 1 клас	В/Щ	5	5	5	8	23
	Н/Щ	8	6	6	7	27
2 клас	В/Щ			1		1
	Н/Щ		2	2	2	6
3 клас	В/Щ	1	1	2	2	6
	Н/Щ			1		1
4 клас	В/Щ					
	Н/Щ	1				1
Шредер	1	1		1		2
	2	4	6	2	1	13
	3				1	1
Келлер	1	1	1			2
	2	1	1		1	3
	3	1	1			2
	4			1		1
Всього		23	23	21	22	89

Скарги обстежених були на утруднення при вживанні їжі, дефект мови, естетичні дефекти. Обличчя у обстежених групах пацієнтів симетричні. Спостерігали зниження висоти нижньої третини обличчя різку вираженість носогубних і підборідних складок у пацієнтів 2 і 3 групи. При огляді шкіри обличчя і шиї, а також видимих слизових оболонок паталогічних змін не виявлено. При обстеженні регіонарних лімфатичних вузлів ЩЛД не було виявлено будь-яких відхилень від норми. Болісність в місцях виходу гілок трійчастого нерву нами не виявлено.

Вид та кількість виготовлених протезів представлений в таблиці 4.2.

Таблиця 4.2

Види та кількість виготовлених протезів

Вид протеза	Щелепа	Кількість виготовлених протезів				Всього	
		2 група		3 група			
		Чоловіки	Жінки	Чоловіки	Жінки		
Повні знімні пластинкові протези	Верхня щелепа	5	6	3	2	16	24
	Всього	11		5			
	Нижня щелепа	3	3	1	1	8	
	Всього	6		2			
Часткові знімні пластинкові протези	Верхня щелепа	6	6	8	10	30	65
	Всього	12		18			
	Нижня щелепа	9	8	9	9	35	
	Всього	17		18			
Всього ч/ж		23	23	21	22	89	
Всього		46		43			

4.2 Клінічна оцінка стану тканин протезного ложа у групах в різні терміни після протезування

Клінічну оцінку стану тканин протезного ложа та якості протезування повними і частковими знімними протезами, які виготовлялися, визначали за допомогою суб'єктивних даних (скарги, анамнез хвороби та життя) та об'єктивних даних (огляд, пальпація), проводили через добу, 7 днів, 1 місяць та 3 місяці після накладання протезів. При цьому враховували стан пародонту опорних зубів, наявність запальних процесів в слизовій оболонці (ознаки гіперемії, набряку), ступінь фіксації протезів, необхідність корекції.

Для об'єктивної порівняльної оцінки протезування знімними протезами, визначення запалення слизової оболонки протезного ложа в результаті взаємодії з базисами часткових і повних знімних протезів використовували розчин Шиллера-Писарева.

Фарбування слизової оболонки проводили не тільки з метою оцінки площі ураження, а також з метою підвищення точності корекції ділянок базисів протезів при механічній дії.

Дослідження наявності сенсibiliзації на метиловий ефір метакрилової кислоти показало, що у 13 чоловік (26%) проба була позитивною у 8 осіб II і 5 осіб – III групи. У 6 осіб (12%) проба була слабо позитивною у 3 осіб II і 3 осіб – III групи. У решти 31 особи (62%) - 14 осіб (28%) II і 17 (34%) осіб – III групи проба була негативною.

Як показали наші дослідження через добу, в усіх групах осіб, після накладання часткових знімних пластинкових протезів корекції потребували 42 особи (84%) – 19 чоловік II групи, 23 – III групи (табл. 4.3).

Проба Шиллера – Писарева в II групі через добу після накладання пластинкових протезів була позитивною (1 бал) (запалення слизової оболонки до 1см^2) у 18 пацієнтів (94,7%), позитивною (2 бали) (запалення слизової оболонки понад 1см^2) у 1 пацієнта (5,3%). У III групі хворих проба Шиллера – Писарева через добу після накладання пластинкових протезів

була позитивною (1 бал) (запалення слизової оболонки до 1см^2) у 20 пацієнтів (87%), позитивною (2 бали) (запалення слизової оболонки понад 1см^2) у 3 пацієнтів (13%). Рис. 4.1. Основною скаргою пацієнтів був біль під протезом. Візуально спостерігали локальну гіперемію слизової оболонки під протезом з наявністю точкових зон ерозій і саден, що пов'язано з механічною травмою слизової оболонки в результаті тиску окремими ділянками базису протеза.

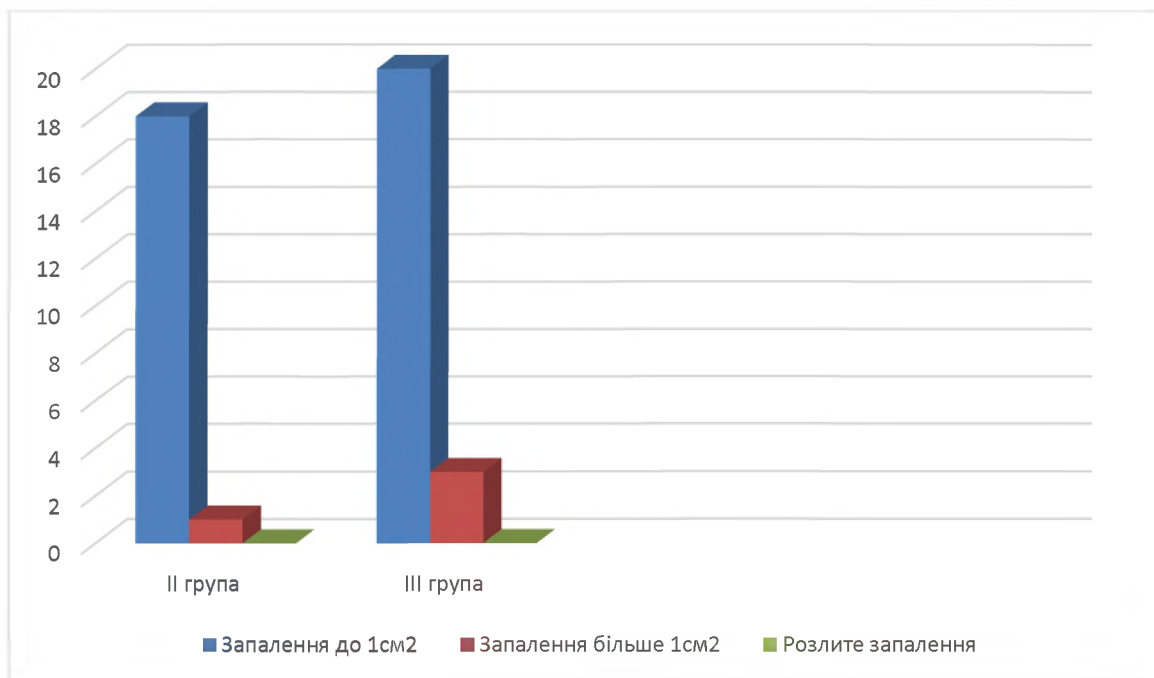


Рис. 4.1. Площа запалення під базисом протеза 1 доба

Через 7 днів користування протезами корекцію провели у 37 осіб (74%) – 19 осіб-II групи, 18-III групи.

Через 7 днів користування протезами у II групі хворих Проба Шиллера – Писарева, була позитивною (1 бал) (запалення слизової оболонки до 1см^2) у 11 пацієнтів (44%), позитивною (2 бали) (запалення слизової оболонки понад 1см^2) у 2 пацієнтів (8%), різко позитивна проба (3 бали) була у 8 пацієнтів (32%) спостерігали розлите запалення слизової оболонки під протезом У III групі хворих проба Шиллера – Писарева через 7 днів після накладання пластинкових протезів була позитивною (1 бал) (запалення слизової оболонки до 1см^2) у 8 пацієнтів (32%), позитивною (2 бали) (запалення

слизової оболонки понад 1см^2) у 3 пацієнтів (12%), різко позитивна проба (3 бали) була у 10 пацієнтів (40%) спостерігали розлите запалення слизової оболонки під протезом. Рис. 4.2. Пацієнти другої і третьої групи скаржилися на біль під протезом. На сухість і печію були скарги у пацієнтів з розливою формою запалення слизової під протезом переважно на верхній щелепі.

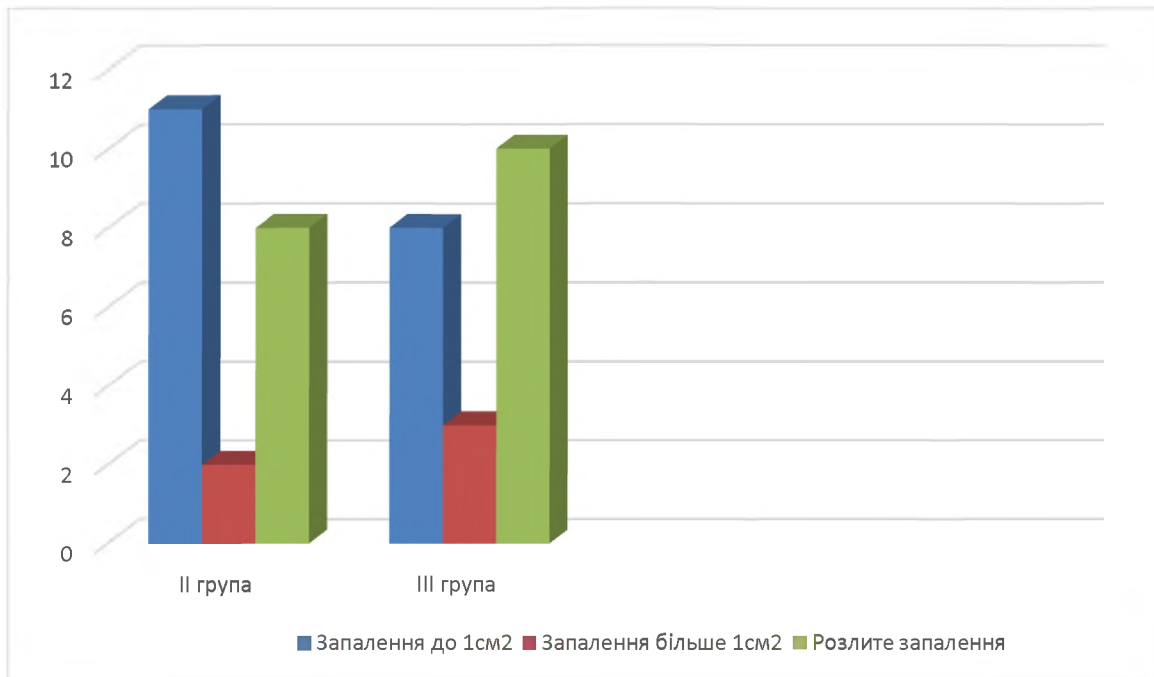


Рис. 4.2. Площа запалення під базисом протеза 7 доба

Після двох тижнів користування протезами було проведено корекцію у 11 пацієнтів (22%) – 7 осіб II групи, 4 – III групи (16%). Після проведення корекції протезів в II і III групі осіб суб'єктивні відчуття дискомфорту не зникали навіть після повторної корекції протезів.

Визначення запалення слизової оболонки протезного ложа за допомогою проби Шиллера – Писарева показало, що після двох тижнів користування протезами в групах спостереження були наступні результати II група (1 бал) (запалення слизової оболонки до 1см^2) у 4 пацієнтів (16%), позитивною (2 бали) (запалення слизової оболонки понад 1см^2) у 3 пацієнтів (12%), різко позитивна проба (3 бали) була у 18 пацієнтів (72%) спостерігали розлите запалення слизової оболонки під протезом. У III групі хворих проба Шиллера – Писарева через два тижні після накладання пластинкових

протезів була позитивною (1 бал) (запалення слизової оболонки до 1см²) у 3 пацієнтів (12%), позитивною (2 бали) (запалення слизової оболонки понад 1см²) у 5 пацієнтів (20%), різко позитивна проба (3 бали) була у 17 пацієнтів (68%) спостерігали розлите запалення слизової оболонки під протезом.

Після двох тижнів користування протезами пацієнти в обох групах скаржилися на печію, сухість в порожнині рота, деякі відмічали появу набряку слизової протезного ложа переважно під верхнім протезом, в результаті чого погіршувалася фіксація і стабілізація протеза.

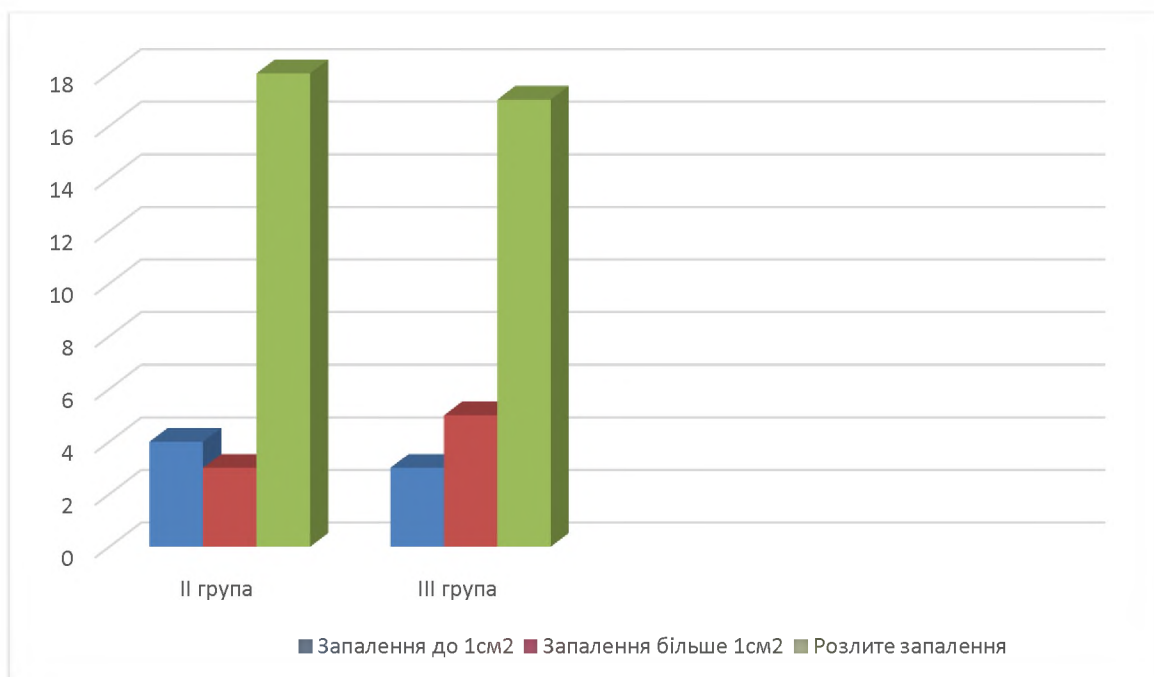


Рис. 4.3. Площа запалення під базисом протеза 15 діб

Пацієнтам III групи після двох тижнів користування протезами було проведено покриття внутрішньої поверхні протезів, яка безпосередньо контактує зі слизовою оболонкою протезного ложа молекулами фулерену C₆₀, способом магнетронного розпилення матеріалів. Для цього протези у пацієнтів на декілька днів вилучалися і після проведення покриття наноматеріалом поверталися, після чого продовжувалося спостереження.



Рис. 4.3.Магнетрон



Рис. 4.4.а



Рис. 4.4.б. Знімні пластинкові протези до покриття



Рис. 4.5. Знімні пластинкові протези після покриття молекулами фулерену C₆₀.

Після місяця користування протезами у пацієнтів II і III групи корекції протезів не проводилися, так як відчуття дискомфорту у пацієнтів не були пов'язані з механічною травмою слизової оболонки в результаті тиску

окремими ділянками базису протеза. Про що свідчить відсутність ерозії і саден в групах дослідження.

Показники проби Шиллера – Писарева після місяця користування протезами у пацієнтів II групи були такими : (2 бали) (запалення слизової оболонки понад 1см²) у 5 пацієнтів (20%), різко позитивна проба (3 бали) була у 20 пацієнтів (80%) - спостерігали розлите запалення слизової оболонки під протезом при чому у 11 із них запалення являло собою точну форму і розмір протеза. Пацієнти II групи скаржились на неможливість користування протезами, печію, сухість в порожнині рота, набряк слизової оболонки під верхнім протезом. У III групі хворих проба Шиллера – Писарева після місяця користування протезами була негативною у всіх хворих. Пацієнти III групи повідомляли про зникнення неприємних відчуттів (печії, сухості, набряку) при користуванні пластинковими протезами і відмічали покращення фіксації протезів особливо на верхній щелепі.

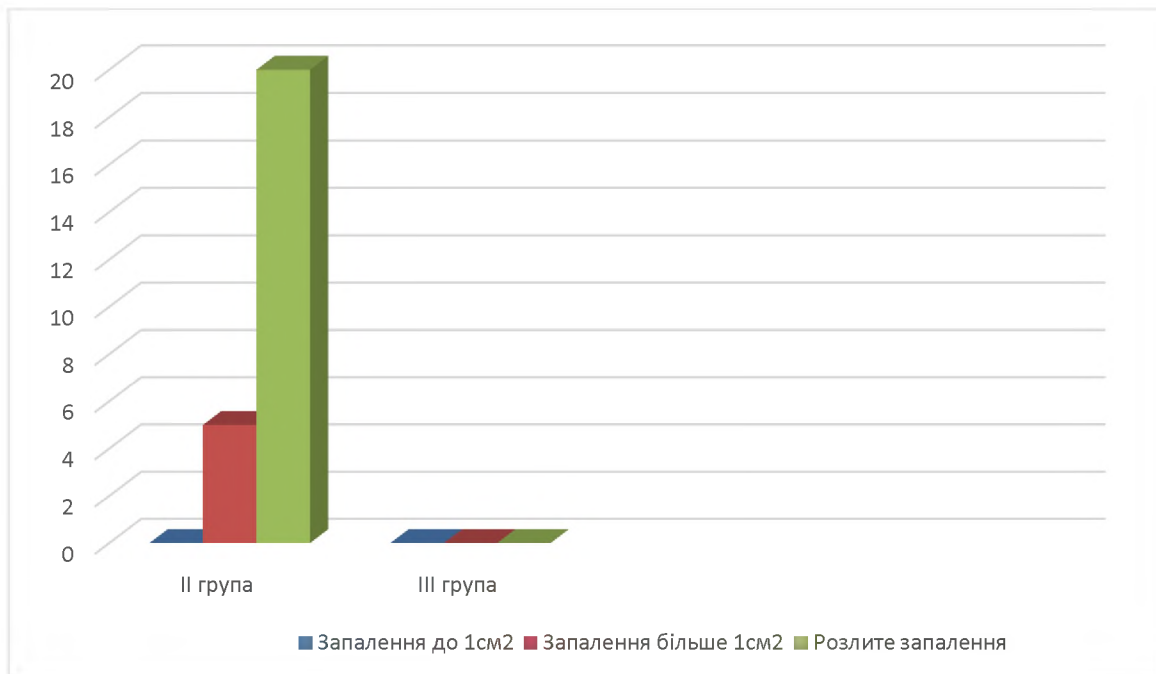


Рис. 4.6. Площа запалення під базисом протеза 30 діб

В термін користування 3 місяці частина пацієнтів II групи 18 чоловік (72%) повідомляли, що перестали постійно користуватися знімними протезами протягом дня, через неприємні больові відчуття під протезом, а

використовували лише під час прийому їжі і при розмові. У II групі після проведення проби Шиллера – Писарєва спостерігали у 2 пацієнтів (8%) (2 бали) (запалення слизової оболонки понад 1см²), розлите запалення слизової оболонки під протезом (3 бали) у 23 пацієнтів (92%) при чому у 14 із них запалення являло собою точну форму і розмір протеза. Пацієнти II групи мали ті ж самі скарги, як і після місяця користування протезами. У III групі хворих проба Шиллера – Писарєва після трьох місяців користування протезами була негативною у всіх хворих. Пацієнти III групи не відмічали дискомфорту при користуванні пластинковими протезами. Результати клінічних показників і кількість корекцій в осіб, що користувалися різними видами часткових знімних протезів представлені в таблиці 4.3.

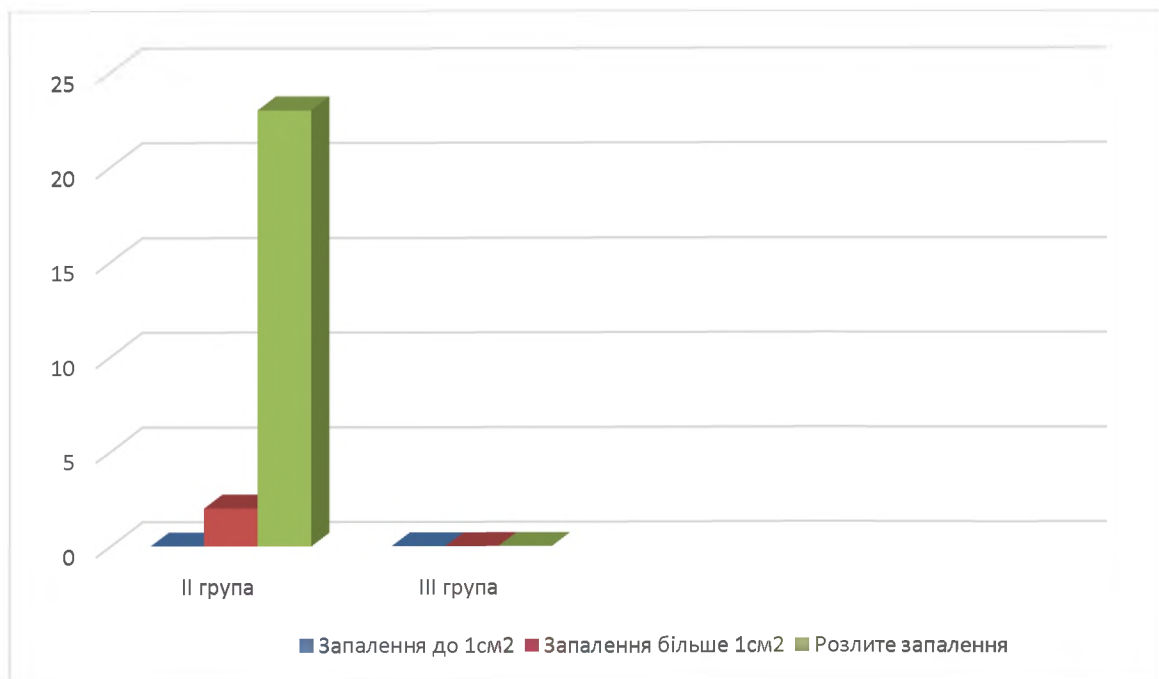


Рис. 4.7. Площа запалення під базисом протеза після 3 місяців користування

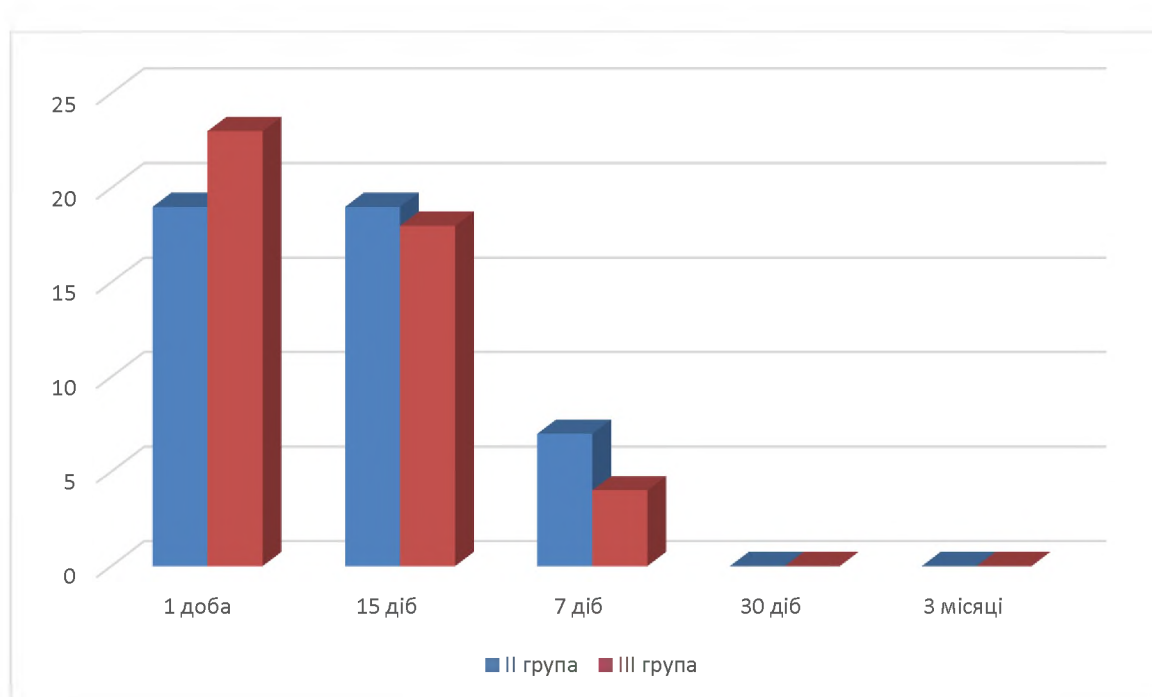


Рис. 4.8. Кількість корекцій у групах пацієнтів

Таблиця 4.3

Клінічні показники в осіб, що користувалися різними видами часткових знімних протезів

Показники, що вивчалися	Статистичні показники	2 група – протезування знімними пластинковими протезами із акрилової пластмаси (n=25)					3 група – протезування знімними пластинковими протезами з покриттям фулереном C ₆₀ (n=25)				
		1 доба	7 діб	15діб	30 діб	3 місяці	1 доба	7 діб	15діб	30 діб	3 місяці
Кількість корекцій	М (%)	19 (38%)	19 (38%)	7 (14%)	0 (0%)	0 (0%)	23 (46%)	18 (36%)	4 (16%)	0 (0%)	0 (0%)
Запалення до 1см ²	М (%)	18 (72%)	11 (44%)	4 (16%)	0 (0%)	0 (0%)	20 (80%)	8 (32%)	3 (12%)	0 (0%)	0 (0%)
Запалення понад 1см ²	М (%)	1 (4%)	2 (8%)	3 (12%)	5 (20%)	2 (8%)	3 (12%)	3 (12%)	5 (20%)	0 (0%)	0 (0%)
Розлите запалення	М (%)	0 (0%)	8 (32%)	18 (72%)	20 (80%)	23 (92%)	0 (0%)	10 (40%)	17 (68%)	0 (0%)	0 (0%)

4.3 Цитокиновий профіль ротової рідини у осіб, що користуються знімними пластинковими протезами

За результатами проведеного дослідження рівня концентрації цитокинів у ротовій рідині пацієнтів ми встановили особливості їх зміни залежно від групи обстеження і терміну спостереження (таблиця 4.4). До протезування в II групі ми не спостерігали достовірних відмінностей між показником IL-1 β і групою здорових пацієнтів. Через 7 днів після накладання протеза в II і через 30 в III групі спостерігали достовірне підвищення даного показника як у порівнянні з I групою, так і з показником до протезування в 4 і 3 рази (II група), в 5 і 3,7 рази (III група) відповідно. Після нанесення на протези молекул фулерену C₆₀ в III групі виявили суттєве зниження рівня IL-1 β в 7,33 рази нижче показника III групи на 30 день після протезування і достовірно не відрізнявся від показника I групи (таблиця 4.4).

Таблиця 4.4

Динаміка рівня цитокинів у групах спостереження

Показники	I група	II група до протезування	II група на 7 день	III група на 30 день	III група після покриття фулереном C ₆₀
IL-1 β , pg/ml	31,9 \pm 11,8	53,11 \pm 18,4	160 \pm 35,37*#	198,9 \pm 30,7*#	27,1 \pm 7,6\$
ФНП α pg/ml	0,17 \pm 0,1	0,39 \pm 0,26	2,11 \pm 0,55*#	2,32 \pm 0,61*#	0,30 \pm 0,1\$
IL-10 pg/ml	0,62 \pm 0,43	0,62 \pm 0,25	3,38 \pm 0,62*#	2,17 \pm 0,32*#	0,21 \pm 0,13\$

Примітка: *- достовірна різниця ($p < 0,05$) між показниками I групи і II та III групи

- достовірна різниця ($p < 0,05$) між показниками II групи до протезування і II та III групи

\$ - достовірна різниця ($p < 0,05$) між показниками III групи та III групи після покриття фулереном

Рівень фактора некрозу пухлин у пацієнтів до протезування був у 2,3 рази більшим порівняно з показниками практично здорових людей. На сьомий день після протезування спостерігали достовірне підвищення показника в порівнянні з I групою в 12,4 рази в II групі, і в 13,6 рази в III групі на 30 день спостереження. Після покриття протезів фулереном C_{60} в III групі після двох тижнів користування протезами рівень ФНПа мав тенденцію до зниження в 7,7 разів нижчим порівнюючи з показниками до покриття в III групі на 30 день після протезування, і в 7 разів в порівнянні з II групою, і практично не відрізнявся від показника до протезування, але в 1,8 разів вищий показника I групи.

Показники рівня концентрації протизапального цитокіну IL-10 у ротовій рідині пацієнтів до протезування не відрізнялися від показників практично здорових людей. Через 7 днів після накладання протезів ми спостерігали достовірне збільшення даного показника в порівнянні з показником до протезування в 5,5 разів порівнюючи з II групою і в 3,5 рази порівнюючи з III групою на 30 день. Після проведення покриття протезів рівень протизапального цитокіну IL-10 достовірно знижувався порівнюючи з усіма групами спостереження в 16 разів (II група), в 10 разів (III група до покриття) і майже в 3 рази менше показника до протезування.

Отримані нами дані свідчать про зміну імунорегуляторних механізмів у тканинах ротової порожнини на етапах адаптації до ортопедичних конструкцій. Виявлено, що у хворих до початку лікування і особливо через 7 днів після протезування спостерігаються максимальні показники рівня концентрації прозапальних і протизапальних цитокінів у ротовій рідині на відміну від практично здорових людей. Ці дані підтверджують, що активація

локального синтезу прозапальних цитокінів у ротовій рідині є важливим патогенетичним фактором, який визначає формування і підтримання активної запальної реакції в слизовій оболонці протезного ложа. Після покриття фулереном C_{60} поверхні протеза, що контактує з тканинами протезного ложа, спостерігається суттєве зниження рівня прозапальних цитокінів (IL-1 β і ФНПа). Отримані результати є позитивним фактором впливу покриття базису протезів фулереном, адже клінічно спостерігається відсутність запалення слизової оболонки протезного ложа. Останній факт має важливе значення для регуляції ремоделювання кісткової тканини альвеолярного відростка і збереження тканин протезного ложа. А це в свою чергу забезпечить якісне функціонування зубо-щелепного апарата за рахунок високої стабілізації протеза.

4.4 Показники електроміографії у різні терміни користування знімними протезами у пацієнтів з непереносимістю акрилатів.

Як показали наші дослідження, у пацієнтів, що користувалися частковими і повними знімними протезами з симптомами непереносимості (токсичного і алергічного стоматиту) виявлено суттєвий вплив на біоелектричну активність власне жувальних м'язів. На електроміограмах пацієнтів, які користувалися знімними протезами необхідно відзначити низько амплітудні коливання біострумів в порівнянні з пацієнтами 1 групи. Середня амплітуда вольового стиснення була меншою в 2,8 рази а середня амплітуда довільного жування в 2,1 рази.

При протезному стоматиті значно порушується функція жування, що впливає на стани динамічного циклу. Коефіцієнт "К" в групах до протезування при довільному жуванні значно відрізнявся від показників у групах після накладання протезів і складав 1,79 — на робочому боці та 1,74 - на балансуєчому боці ($p < 0,05$) проти відповідно 1,03 та 1,04 у контрольній

групі пацієнтів, що мають інтактний зубний ряд. Також значно знижувалась середня амплітуда довільного жування коливань біострумів на робочому боці (279 ± 28 мкВ) та на балансуєчому боці (243 ± 12 мкВ $\rho < 0,05$) у порівнянні з нормою (591 ± 22 мкВ та 570 ± 19 мкВ відповідно $\rho < 0,05$). Аналогічна достовірна закономірність нами отримана і у відношенні проби вольове стиснення, її амплітуда зменшувалась в 2,8 рази на робочому боці і в 3,1 на балансуєчому (таблиця 1, 2).

Вже в першу добу після накладання протезів з магнетронним нанопокриттям фулереном C_{60} спостерігали, що тривалість одного динамічного циклу змінювалась. Зокрема, ми спостерігали тенденцію до зменшення часу активності і деяке збільшення часу спокою як на робочому боці так і на балансуєчому боці, в порівнянні з пацієнтами 2 групи. Це супроводжувалося зменшенням числових значень коефіцієнта "К", на робочому боці до 1,58 і до 1,51 на балансуєчому з протезами покритими фулереном C_{60} . При користуванні знімними пластинковими протезами покритими фулереном C_{60} у пацієнтів 3 групи спостерігали підвищення біоелектричної активності (збільшувалась амплітуда біопотенціалів) в порівнянні з 2 групою, як при вольовому стисненні так і при довільному жуванні. При порівнянні характеру амплітудної активності у пацієнтів 3 і 2 груп звертає на себе увагу тенденція до зростання кількісного показника середньої амплітуди вольового стиснення на робочому боці на 29 мкВ і на 31 мкВ на балансуєчому. Середня амплітуда довільного жування зростала на робочому боці на 46 мкВ, і 67 мкВ на балансуєчому ($\rho < 0,05$).

На 15 добу спостереження електроміографічна картина у хворих 3 групи змінюється і характеризується вираженою тенденцією до нормалізації показників часу активності і спокою. Так час активності достовірно зменшується як на робочому так і балансуєчому боці в порівнянні з 2 групою і не відрізняється від показників 1 групи. Ми спостерігали зменшення числових значень коефіцієнта "К", на робочому боці до 1,33 і до

1,41 на балансуєчому. Показники амплітуди електроміограми власне жувальних м'язів достовірно зростали але на цей термін спостереження ще не досягали значень 1 групи. Зокрема амплітуда вольового стиснення на робочому і балансуєчому боці була вищою в 1,7 рази, довільного жування в 1,4 на робочому і 1,45 на балансуєчому ($\rho < 0,05$).

Ще більше ця тенденція спостерігається через 1 місяць після накладання протезів. На електроміограмах пацієнтів з'являється більш виражене чергування хвиль активності з періодами спокою, збільшується амплітуда коливань біопотенціалів.

Через 1 місяць після накладання протезів, показники 3 групи наблизилися до даних, отриманих у пацієнтів 1 групи. Середній час активності на робочому і балансуєчому боці достовірно не відрізнявся від показника пацієнтів 1 групи і став достовірно меншим по відношенню до показника 2 групи. ($\rho_1 > 0,05$, $\rho_2 < 0,05$). Середній час спокою на робочому і балансуєчому боці достовірно збільшувався але був достовірно меншим в порівнянні з 1 групою на робочому боці і не відрізнявся на балансуєчому. Відповідно до зміни часу активності і спокою значення коефіцієнта "К", на робочому боці було рівним 1,11 ($\rho_1 > 0,05$, $\rho_2 < 0,05$) і 1,15 ($\rho_1 < 0,05$, $\rho_2 < 0,05$) на балансуєчому.

Згідно отриманих результатів через 1 місяць в 3 групі, значення середньої амплітуди довільного жування власне жувальних м'язів при користуванні знімними пластинковими протезами покритими фулереном C_{60} було вище в 1,8 рази за показники 2 групи на робочому і балансуєчому боках. Ми не відмічали відмінності від показників 1 групи на робочому боці, і показник був достовірно меншим в 1,3 рази на балансуєчому боці. Показник амплітуди вольового стиснення залишався достовірно нижчим в порівнянні з 1 групою як на робочому так і на балансуєчому боках. Але достовірно підвищувався в порівнянні з другою групою.

В сукупності, отримані показники свідчать, що через місяць після користування протезами у пацієнтів 3 групи електроміографічні показники більш збалансовані і активність м'язів на робочій та балансуєчій стороні більш рівномірна, що вже дає змогу говорити про наближення функції м'язів до показників норми.

Після проведення електроміографічного дослідження в термін 3 місяці нами встановлено, що в 3 групі значення середньої амплітуди довільного жування власне жувальних м'язів було в 2 рази вище за показники 2 групи ($p < 0,05$) і достовірно не відрізнялися від показників 1 групи як на робочому так і балансуєчому боці ($p > 0,05$). Аналогічні результати ми спостерігали і у відношенні показника амплітуди вольового стиснення.

Разом з тим і інші досліджувані параметри відрізняються тенденцію до нормалізації, яка зберігається при аналізі отриманих даних. Час активності та час спокою стають більш збалансованими, і достовірно не відрізняються від показників 1 групи. Значення коефіцієнту «К», як на робочому так і балансуєчому боці складають 1,04 і 1,03 відповідно. Через три місяці у характері електроміограми пацієнтів 3 групи поряд з появою розчленованості структури та високо амплітудних коливань звертає на себе увагу наявність додаткової або орієнтовної активності в окремому динамічному циклі. На наш погляд це явище обумовлене відновленням функції м'язів завдяки нейрогуморальній рецепції до нових умов у порожнині роту.

На фоні розчленованості структури та високо амплітудних коливань це можна вважати завершенням процесів адаптації з формуванням нового функціонального рівня нервової регуляції.

Отже, проведені клінічні дослідження дозволяють зробити висновок про те, що процес адаптації до знімних протезів, у пацієнтів з непереносимістю акрилової пластмаси, відбувається краще в протезоносіїв в яких проведене покриття базису протезу фулереном C_{60} . Це обумовлено зменшенням негативного токсико-алергічного впливу компонентів акрилової

пластмаси на тканини протезного ложа, що підтверджується отриманими нашими результатами електроміографічного дослідження власне жувальних м'язів у пацієнтів з фулереновим покриттям.

Електроміографічні дослідження якості протезування і характеру відновлення функції жування хворих, які користувалися протезами з магнетронним покриттям фулереном C_{60} , підтверджують, що вже через 15 діб спостерігається тенденція наближення досліджуваних показників, до рівня показників першої групи пацієнтів з інтактними зубними рядами.

Отже, проведене нами порівняння кількісних показників електроміограм пацієнтів з токсико-алергічним пошкодженням вказує на те, що у них змінений динамічний цикл активності і спокою жувальних м'язів, що підтверджується зростанням коефіцієнта «К». Через 1 місяць користування протезами з профілактичним магнетронним покриттям базисів протезів, свідчить про те, що жування стає більш досконале, що підтверджується біоелектричною активністю власне жувальних м'язів: вона розподілена більш рівномірно між робочою та балансуною стороною, ніж у пацієнтів другої групи. Це в свою чергу, свідчить про краще функціонування протезів з магнетронним покриттям.

Таблиця 4.5

Кількісні показники електроміографії, проведеної на робочому боці, у пацієнтів з частковими та повними знімними протезами з нанопокриттям фулереном (M±m)

Показники, що вивчались	1 група (n=9)	2 група (n=15)	3 група (n=15)			
			1 доба	15 діб	30 діб	3 місяці
Середня амплітуда вольового стиснення (мкВ)	619±21	223±19 p1<0,05	252±18 p1<0,05 p2>0,05	372±16 p1<0,05 p2<0,05	487±21 p1<0,05 p2<0,05	598±20 p1>0,05 p2<0,05
Середня амплітуда довільного жування (мкВ)	591±22	279±28 p1<0,05	325±14 p1<0,05 p2<0,05	394±20 p1<0,05 p2<0,05	506±27 p1>0,05 p2<0,05	582±14 p1>0,05 p2<0,05
Середній час активності (мс)	482±14	590±21 p1<0,05	570±16 p1<0,05 p2>0,05	492±17 p1>0,05 p2<0,05	462±20 p1>0,05 p2<0,05	470±12 p1>0,05 p2<0,05
Середній час спокою (мс)	470±12	330±12 p1<0,05	361±12 p1<0,05 p2>0,05	369±13 p1<0,05 p2>0,05	417±13 p1<0,05 p2<0,05	450±14 p1>0,05 p2<0,05
Коефіцієнт «К» (K=Ta/Tсп)	1,03±0,02	1,79±0,08 p1<0,05	1,58±0,07 p1<0,05 p2>0,05	1,33±0,05 p1<0,05 p2<0,05	1,11±0,03 p1>0,05 p2<0,05	1,04±0,02 p1>0,05 p2<0,05

Примітки:

1. p1 – достовірність показників порівняно зі значеннями при інтактному зубному ряді, та значеннями до протезування і у різні терміни після протезування.
2. p2 – достовірність показників порівняно зі значеннями до протезування і у різні терміни після протезування.

Таблиця 4.6

Кількісні показники електроміографії, проведеної на балансуєчому боці, у пацієнтів з частковими та повними знімними протезами з нанопокриттям фулереном (M±m)

Показники, що вивчались	1 група (n=9)	2 група (n=15)	3 група (n=15)			
			1 доба	15 діб	30 діб	3 місяці
Середня амплітуда вольового стиснення (мкВ)	598±23	192±17 p1<0,05	223±15 p1<0,05 p2>0,05	327±19 p1<0,05 p2>0,05	451±19 p1<0,05 p2<0,05	564±19 p1>0,05 p2<0,05
Середня амплітуда довільного жування (мкВ)	570±19	243±12 p1<0,05	310±11 p1<0,05 p2<0,05	352±16 p1<0,05 p2<0,05	447±13 p1<0,05 p2<0,05	525±1 p1>0,05 p2<0,05
Середній час активності (мс)	478±11	573±14 p1<0,05	528±13 p1<0,05 p2<0,05	510±16 p1>0,05 p2<0,05	492±14 p1>0,05 p2<0,05	452±19 p1>0,05 p2<0,05
Середній час спокою (мс)	461±21	329±18 p1<0,05	349±14 p1<0,05 p2>0,05	361±13 p1<0,05 p2>0,05	420±15 p1>0,05 p2<0,05	439±14 p1>0,05 p2<0,05
Коефіцієнт «К» (K=Ta/Tсп)	1,04±0,02	1,74±0,08 p1<0,05	1,51±0,07 p1<0,05 p2>0,05	1,41±0,05 p1<0,05 p2<0,05	1,15±0,03 p1<0,05 p2<0,05	1,03±0,02 p1>0,05 p2<0,05

Примітки:

1. p1 – достовірність показників порівняно зі значеннями при інтактному зубному ряді, та значеннями до протезування і у різні терміни після протезування.
2. p2 – достовірність показників порівняно зі значеннями до протезування і у різні терміни після протезування.



Рис 4.9 пацієнтка з клінічними проявами протезного стоматиту



Рис 4.10 пацієнтка після двох тижнів користування протезами з покриттям молекулами Фулерену С60

Висновки до розділу.

1. Клінічні дослідження показують, що у пацієнтів з протезним стоматитом у обох групах дослідження після початку користування протезами іде поступове наростання симптомів протезного стоматиту, і уже після двох тижнів користування конструкціями у 72% II і 68% III групи спостерігали розлите запалення слизової оболонки протезного ложа. Після проведення покриття протезів пацієнтам III групи Фулереном C_{60} ми спостерігали зникнення запалення слизової оболонки під протезом, а пацієнти відмічали відсутність неприємних відчуттів. В той час у пацієнтів II групи зберігалась негативна динаміка у 80% відмічали розлите запалення слизової оболонки під протезом. В термін користування 3 місяці частина пацієнтів II групи 18 чоловік (72%) повідомляли, що перестали постійно користуватися знімними протезами протягом дня, через неприємні больові відчуття під протезом, а використовували лише під час прийому їжі і при розмові. На відміну від II групи пацієнти III групи не відмічали дискомфорту при користуванні пластинковими протезами.

2. Виявлено, що у хворих до початку лікування і особливо через 7 днів після протезування спостерігаються максимальні показники рівня концентрації прозапальних і протизапальних цитокінів у ротовій рідині на відміну від практично здорових людей. Після покриття фулереном C_{60} поверхні протеза, що контактує з тканинами протезного ложа, спостерігається суттєве зниження рівня прозапальних цитокінів (IL- 1β і ФНПа). Отримані результати є позитивним фактором впливу покриття базису протезів фулереном, адже клінічно спостерігається відсутність запалення слизової оболонки протезного ложа.

3. Проведені електроміографічні дослідження дозволяють зробити висновок про те, що процес адаптації до знімних протезів, у пацієнтів з непереносимістю акрилової пластмаси, відбувається краще в протезоносіїв в яких проведене покриття базису протезу фулереном C_{60} . Це обумовлено

зменшенням негативного токсико-алергічного впливу компонентів акрилової пластмаси на тканини протезного ложа, що підтверджується отриманими нашими результатами електроміографічного дослідження власне жувальних м'язів у пацієнтів з фулереновим покриттям.

Список праць опублікованих за матеріалами розділу:

1. Силенко БЮ, Дворник ВМ, Шликова ОА. Особливості рівня про- і протизапального цитокінів при профілактиці протезного стоматиту в пацієнтів зі знімними акриловими протезами. Український стоматологічний альманах. 2019;4:41-44.

2. Силенко БЮ, Дворник ВМ, Силенко ЮІ, Силенко ГЯ. Показники електроміографії в різні терміни користування знімними протезами в пацієнтів із непереносимістю акрилатів. Український стоматологічний альманах. 2020;1:51-56.

3. Силенко БЮ. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів. Клінічна стоматологія. 2014;3:96-97.

4. Силенко БЮ, Ковач ГМ. Профілактика протезних стоматитів з застосуванням нанотехнологій. Український медичний альманах. 2013;16(1):131-132.

5. Скрипников ПМ, Силенко БЮ. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів. Тези доповідей науково-практичної конференції лікарів-інтернів, магістрів та клінічних ординаторів «Актуальні питання клінічної медицини» (26 травня 2014 року). Полтава: УМСА; 2014. 78.

ОБГОВОРЕННЯ ОТРИМАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ

В сучасній клініці ортопедичної стоматології при наданні допомоги існують перешкоди при протезуванні знімними пластинковими протезами із акрилових пластмас, які найчастіше використовуються для виготовлення базисів знімних протезів бо мають позитивні якості такі як хорошу технологічність, невисоку собівартість, відносну естетичність, доступність.

Такими перешкодами є: недостатня міцність протезів, недостатня гігієнічність, токсичність (внаслідок вмісту вільного метилового ефіру метакрилової кислоти), а також викликані вільним мономером реакції непереносимості.

Для подолання таких недоліків на сьогоднішній день існує багато способів, серед яких одні спрямовані на покращення полімеризації - спосіб литтєвого пресування значно покращує якість базисів протезів, забезпечує більшу повноту полімеризації, зменшує кількість вивільненого мономеру [1], суха полімеризація – у термостатах чи сухожарових шафах [2]. Мікрохвильова полімеризація покращує якість знімних пластинкових протезів дозволяє домогтись полімеризації пластмас відразу у всьому обсязі матеріалу, що забезпечує більш повний зв'язок молекул у масі, скорочує час і зменшує кількість вільного мономеру [3, 4]. Для покращення характеристик пластмаси було запропоновано ультразвукову обробку базисного матеріалу на початковій стадії полімеризації акрилової пластмаси за допомогою магніострикційного апарату [5]. Вплив електромагнітних полів при твердненні базисних матеріалів покращує фізико-механічні властивості пластмаси [6]. Для зменшення негативного впливу базисів протезів на тканини протезного ложа були запропоновані різні види покриттів для базисів протезів: наплення нітриду титану, використання фторопластового покриття, феракрилове покриття, покриття поверхні пластмасового протезу тонкою плівкою срібла [7, 8, 9, 10]. Ефективним способом профілактики є застосування різного роду прокладок: еластична силіконова прокладка

MUCOPREN soft [11], застосування прокладочних гелів «Профогель» і «Шавлієвий», що забезпечують створення буферної зони між базисом протеза і слизовою оболонкою протезного ложа [12]. Для зниження залишкового мономера були запропоновані різні способи витримки готових протезів у етиловому спирті або воді [13, 14]. Для профілактики явищ непереносимості також використовують матеріали не акрилової природи - литтєві термопласти медичної чистоти: ацеталь, нейлон поліпропілен, етиленвінілацетат, поліметилметакрилат [15, 16]. Досить перспективним способом профілактики протезних стоматитів є метод контролю за рівнем залишкового мономера в зубних протезах з акрилових пластмас [17].

Однак, для цього потрібне дороге обладнання, технологія виготовлення таких протезів є складною, що підвищує собівартість протезів і робить їх малодоступними для більшості тих, хто потребує їх виготовлення.

Тому нашою метою стала розробка сучасного простого, відносно недорогого способу покращення знімних пластинкових протезів із акрилової пластмаси шляхом застосування нанотехнологій, покриття готового протезу молекулами фулерену C_{60} .

Для вивчення показань до застосування різних конструкційних матеріалів, що використовуються при виготовленні часткових знімних протезів перед нами стояло завдання, провести оцінку фізико-механічних властивостей цих матеріалів, для визначення їх здатності протистояти функціональним навантаженням, що діють в порожнині рота, зразки що досліджуються розділили на дві групи по 10 зразків у кожній групі:

1. група – зразки з стоматологічної пластмаси на основі поліметилметакрилатів - «Фторакс»
2. група – зразки стоматологічної пластмаси «Фторакс» з нанопокриттям фулереном C_{60} .

Дослідження мікротвердості дозволяє оцінювати властивості тонких поверхневих шарів стоматологічних базисних матеріалів, тобто їхньої

здатності чинити опір місцевій пластичній деформації, яка виникає під впливом дії більш твердих матеріалів.

Як показали наші дослідження показники мікротвердості дослідних зразків базисних матеріалів значно вищі у II-й групі, в порівнянні з I групою. Середнє значення мікротвердості становить відповідно $307,3 \pm 6,5$ мПа в першій групі і друга група $701,8 \pm 13,1$ мПа.

Аналіз отриманих даних по визначенню мікротвердості дослідних зразків базисних матеріалів свідчить, що у пластмаси «Фторакс» з нанопокриттям вищий показник мікротвердості і краща поверхнева здатність протистояти механічним навантаженням, що спрямовані на поверхню, без змін поверхневої структури.

При дослідженні деформування матеріалів на розтяг визначено, що при розтягненні після пластичної деформації в межах 0,38-3,20% зразки базисних матеріалів руйнуються, що дає можливість визначити межу міцності матеріалів, які вивчалися. При цьому слід відмітити, що зразки стоматологічної пластмаси «Фторакс» руйнуються при пластичній деформації у 0,38%, зразки стоматологічної пластмаси «Фторакс» з нанопокриттям при пластичній деформації у 3,20% .

Вид матеріалу суттєво впливає на значення межі міцності зразків базисних матеріалів, стоматологічних пластмас «Фторакс» і «Фторакс» з нанопокриттям. Пластична деформація вища у зразка з нанопокриттям.

Як показали проведені дослідження, деформаційних характеристик на стиск, для кожного з десяти зразків базисних матеріалів, «Фторакс» і «Фторакс» з нанопокриттям фулереном C_{60} , відмінності показників міцності при деформації на стиск не були суттєвими. Результатом дослідження на згин нами встановлено, що величина сили яка прикладена до зразків в другій групі, яка приводить до деформації на 13,5% більша ніж в першій групі [18].

Середні значення основних характеристик зразків матеріалів «Фторакса» та «Фторакса» з покриттям молекулами фулерену C_{60} та показників водопоглинання і водорозчинності на 30 добу дослідження

середня початкова маса зразків матеріалу «Фторакс» склала $348,8 \pm 10,3$ мг. Через 30 діб перебування зразків у дистильованій воді при температурі $37^{\circ} \pm 1^{\circ} \text{C}$ середня маса зразків зросла до $351,3 \pm 10,4$ мг, а після кондиціонування зразків до постійної маси в ексикаторі їхня середня маса зменшувалася до $347,6 \pm 10,3$ мг. Відповідно коефіцієнт водопоглинання на 30 добу склав $7,80 \pm 0,27$ мкг/мм³, а коефіцієнт водорозчинності склав $3,87 \pm 0,18$ мкг/мм³.

Середня початкова маса зразків матеріалу «Фторакс» з нанопокриттям молекулами фулерену C₆₀ склала $382,1 \pm 6,2$ мг. Через 30 діб перебування зразків у дистильованій воді при температурі $37^{\circ} \pm 1^{\circ} \text{C}$ середня маса зразків зросла до $384,2 \pm 6,3$ мг, а після кондиціонування зразків до постійної маси в ексикаторі їхня середня маса зменшувалася до $381,2 \pm 6,2$ мг. Відповідно коефіцієнт водопоглинання на 30 добу склав $5,90 \pm 0,30$ мкг/мм³, а коефіцієнт водорозчинності склав $2,57 \pm 0,28$ мкг/мм³.

Матеріал з покриттям фулереном C₆₀ має менший коефіцієнт водопоглинання і водорозчинності, які становили 0,55% і 0,23% відповідно, від початкової ваги зразків, в порівнянні з «Фтораксом» без покриття 0,71% і 0,34% відповідно.

Для вирішення задачі по впливу зразків пластмаси і фулерену C₆₀ були проведені дослідження з перевірки токсичного впливу на організм щурів.

Як показали проведені дослідження внутрішньошлункове введення фулерену не викликало у піддослідних тварин видимих ознак інтоксикації та летальних ефектів. Також не відзначалося значущих порушень загального стану і поведінки тварин.

Протягом всього періоду спостереження фізіологічний стан дослідних щурів не відрізнявся від контрольних. Тварини експериментальних груп були активними, охайними, мали задовільний апетит, нормально реагували на звукові та світлові подразники, процеси сечовиділення і дефекацій були в нормі, порушення дихання та судом не спостерігали. Впродовж усього

терміну спостереження тварини дослідних груп не відрізнялися від інтактних ані поведінкою, ані споживанням їжі.

Результати впливу тест зразка протягом 21 доби на масу тіла білих щурів показав що у групі самців інтактного контролю відзначено достовірне збільшення маси тіла щурів щодо вихідних значень на 8% на 2 тиждень та на 20% – на 3 тиждень спостереження. У групах тварин, яким вводили тест зразок і референтний зразок, динаміка маси тіла у цілому була аналогічною динаміці маси тіла тварин інтактного контролю. Результати статистичного аналізу свідчать про відсутність достовірних відмінностей між дослідними групами і групою інтактного контролю.

Отже, за введення фулерену всі тварини мали додатний приріст щодо до вихідних значень маси тіла і за динамікою приросту не відрізнялися від тварин з групи інтактного контролю, що свідчить про відсутність шкідливого впливу досліджуваного тест зразка на фізіологічні процеси щурів при введенні протягом 21 доби.

Результати оцінки впливу фулерену та препарату порівняння протягом 21 доби на гематологічні показники показали, що тривале внутрішньошлункове введення фулерену у цілому не впливало на гематологічні показники за виключенням часу зсідання крові, яке мало тенденцію до зниження, та кількості еритроцитів, яка статистично значуще знижувалася. Проте, незважаючи на знижену кількість еритроцитів вміст гемоглобіну залишався на рівні інтактних тварин. Незначне коливання формених елементів крові у щурів самців можна вважати не критичним, оскільки значення досліджуваних показників залишалися у межах значень інтактних твари.

Отже, тривале введення фулерену не чинить негативного впливу на систему еритро- та лейкопоезу дослідних тварин.

При вивченні впливу фулерену на біохімічні показники крові білих щурів встановлено, що введення фулерену протягом 21 доби не впливало на

активність печінкових трансаміназ, що свідчить про відсутність токсичного впливу на стан печінки [19].

На підставі результатів світлооптичного аналізу можна зробити висновок, що тривале надходження залишкового мономера з базису акрилових протезів спричиняє дистрофічні зміни гепатоцитів та розлади гемомікроциркуляції в печінці щурів. Застосування фулерену C_{60} на тлі дії мономера зменшує дистрофічні зміни в гепатоцитах і дисциркуляторні прояви в печінкових часточках, тому може розглядатись на перспективу в якості протектора органів травної системи при користуванні повними та частковими знімними протезами [20].

Аналогічні результати впливу фулерену на організм щурів були представлені у наступній роботі [21].

Для оцінки стоматологічного статусу пацієнтів із вторинною частковою та повною адентією і протезним стоматитом нами було обстежено і проведено ортопедичне стоматологічне лікування 50 осіб, серед яких було 25 чоловіків і 25 жінок. До початку лікування всі пацієнти мали знімні пластинкові протези із акрилової пластмаси. Причиною для звернення за ортопедичною допомогою стало порушення функції жування і неможливість користування раніше виготовленими протезами у зв'язку з розвитком больових відчуттів в м'яких тканинах протезного ложа. Скарги на больові відчуття спостерігали у всіх пацієнтів різної інтенсивності, порушення фіксації і стабілізації протеза в зв'язку із набряком слизової оболонки м'яких тканин протезного ложа, відчуття печії і сухості спостерігалось у 90% пацієнтів.

Серед обстежених пацієнтів з токсико-алергічним стоматитом і повною вторинною адентією було п'ять осіб в другій групі і один в третій, серед них 4 чоловіки і 2 жінки. На верхній щелепі ми спостерігали 2 тип за Шредером у 5 пацієнтів другої і 1 в третій групі і всі типи за Келлером відповідно на нижній щелепі.

Комбіновані (повна адентія і частковий дефект на одній із щелеп) виявлені у 12 осіб (4 чоловіки і 8 жінок). Серед яких 10 осіб мали повну адентію на верхній щелепі і 2 на нижній щелепі, домінуючим був другий тип за Шредером. Відповідно вони мали частковий дефект зубного ряду на нижній щелепі і 9 із них перший клас за Кеннеді. Часткові дефекти зубних рядів на обох щелепах спостерігалися у 21 пацієнта, серед них 11 чоловіків і 10 жінок. У чоловіків і жінок другої і третьої групи переважали двосторонні необмежені дефекти як верхньої так і нижньої щелепи. Часткові дефекти зубних рядів на одній із щелеп були у 11 пацієнтів: 6 чоловіків і 5 жінок. У 10 осіб другої і третьої групи спостерігали двосторонні необмежені дефекти як верхньої так і нижньої щелепи і у 1 пацієнта третьої групи односторонній кінцевий дефект.

Клінічну оцінку стану тканин протезного ложа та якості протезування повними і частковими знімними протезами, які виготовлялися, визначали за допомогою суб'єктивних даних (скарги, анамнез хвороби та життя) та об'єктивних даних (огляд, пальпація), проводили через добу, 7 днів, 1 місяць та 3 місяців після накладання протезів. При цьому враховували стан пародонту опорних зубів, наявність запальних процесів в слизовій оболонці (ознаки гіперемії, набряку), ступінь фіксації протезів, необхідність корекції.

Для об'єктивної порівняльної оцінки протезування знімними протезами, визначення запалення слизової оболонки протезного ложа в результаті взаємодії з базисами часткових і повних знімних протезів використовували розчин Шиллера-Писарева.

Фарбування слизової оболонки проводили не тільки з метою оцінки площі ураження, а також з метою підвищення точності корекції ділянок базисів протезів при механічній дії.

Дослідження наявності сенсibiliзації на метиловий ефір метакрилової кислоти показало, що у 13 чоловік (26%) проба була позитивною у 8 осіб II і 5 осіб – III групи. У 6 осіб (12%) проба була слабо позитивною у 3 осіб II і

3 осіб – III групи. У решти 31 особи (62%) - 14 осіб (28%) II і 17 (34%) осіб – III групи проба була негативною.

Як показали наші дослідження через добу, в усіх групах осіб, після накладання часткових знімних пластинкових протезів корекції потребували 42 особи (84%) – 19 чоловік II групи, 23 – III групи.

Проба Шиллера – Писарєва в II групі через добу після накладання пластинкових протезів була позитивною (1 бал) (запалення слизової оболонки до 1см²) у 18 пацієнтів (94,7%), позитивною (2 бали) (запалення слизової оболонки понад 1см²) у 1 пацієнта (5,3%). У III групі хворих проба Шиллера – Писарєва через добу після накладання пластинкових протезів була позитивною (1 бал) (запалення слизової оболонки до 1см²) у 20 пацієнтів (87%), позитивною (2 бали) (запалення слизової оболонки понад 1см²) у 3 пацієнтів (13%). Основною скаргою пацієнтів був біль під протезом. Візуально спостерігали локальну гіперемію слизової оболонки під протезом з наявністю точкових зон ерозій і саден, що пов'язано з механічною травмою слизової оболонки в результаті тиску окремими ділянками базису протеза.

Через 7 днів користування протезами корекцію провели у 37 осіб (74%) – 19 осіб-II групи, 18-III групи.

Через 7 днів користування протезами у II групі хворих Проба Шиллера – Писарєва, була позитивною (1 бал) (запалення слизової оболонки до 1см²) у 11 пацієнтів (44%), позитивною (2 бали) (запалення слизової оболонки понад 1см²) у 2 пацієнтів (8%), різко позитивна проба (3 бали) була у 8 пацієнтів (32%) спостерігали розлите запалення слизової оболонки під протезом. У III групі хворих проба Шиллера – Писарєва через 7 днів після накладання пластинкових протезів була позитивною (1 бал) (запалення слизової оболонки до 1см²) у 8 пацієнтів (32%), позитивною (2 бали) (запалення слизової оболонки понад 1см²) у 3 пацієнтів (12%), різко позитивна проба (3 бали) була у 10 пацієнтів (40%) спостерігали розлите запалення слизової оболонки під протезом. Пацієнти другої і третьої групи скаржилися на біль

під протезом. На сухість і печію були скарги у пацієнтів з розливою формою запалення слизової під протезом переважно на верхній щелепі.

Після двох тижнів користування протезами було проведено корекцію у 11 пацієнтів (22%) – 7 осіб II групи, 4 – III групи (16%). Після проведення корекції протезів в II і III групі осіб суб'єктивні відчуття дискомфорту не зникали навіть після повторної корекції протезів.

Визначення запалення слизової оболонки протезного ложа за допомогою проби Шиллера – Писарєва показало, що після двох тижнів користування протезами в групах спостереження були наступні результати II група (1 бал) (запалення слизової оболонки до 1см²) у 4 пацієнтів (16%), позитивною (2 бали) (запалення слизової оболонки понад 1см²) у 3 пацієнтів (12%), різко позитивна проба (3 бали) була у 18 пацієнтів (72%) спостерігали розлите запалення слизової оболонки під протезом. У III групі хворих проба Шиллера – Писарєва через два тижні після накладання пластинкових протезів була позитивною (1 бал) (запалення слизової оболонки до 1см²) у 3 пацієнтів (12%), позитивною (2 бали) (запалення слизової оболонки понад 1см²) у 5 пацієнтів (20%), різко позитивна проба (3 бали) була у 17 пацієнтів (68%) спостерігали розлите запалення слизової оболонки під протезом.

Після двох тижнів користування протезами пацієнти в обох групах скаржилися на печію, сухість в порожнині рота, деякі відмічали появу набряку слизової протезного ложа переважно під верхнім протезом, в результаті чого погіршувалася фіксація і стабілізація протеза.

Пацієнтам III групи після двох тижнів користування протезами було проведене покриття внутрішньої поверхні протезів, яка безпосередньо контактує зі слизовою оболонкою протезного ложа молекулами фулерену C₆₀, способом магнетронного розпилення матеріалів. Для цього протези у пацієнтів на декілька днів вилучалися і після проведення покриття наноматеріалом поверталися, після чого продовжувалося спостереження.

Після місяця користування протезами у пацієнтів II і III групи корекції протезів не проводилися, так як відчуття дискомфорту у пацієнтів не були

пов'язані з механічною травмою слизової оболонки в результаті тиску окремими ділянками базису протеза, про що свідчить відсутність ерозії і саден в групах дослідження.

Показники проби Шиллера – Писарева після місяця користування протезами у пацієнтів II групи були такими: (2 бали) (запалення слизової оболонки понад 1см^2) у 5 пацієнтів (20%), різко позитивна проба (3 бали) була у 20 пацієнтів (80%) - спостерігали розлите запалення слизової оболонки під протезом при чому у 11 із них запалення являло собою точну форму і розмір протеза. Пацієнти II групи скаржились на неможливість користування протезами, печію, сухість в порожнині рота, набряк слизової оболонки під верхнім протезом. У III групі хворих проба Шиллера – Писарева після місяця користування протезами була негативною у всіх хворих. Пацієнти III групи повідомляли про зникнення неприємних відчуттів (печії, сухості, набряку) при користуванні пластинковими протезами і відмічали покращення фіксації протезів особливо на верхній щелепі.

В термін користування 3 місяці частина пацієнтів II групи 18 чоловік (72%) повідомляли, що перестали постійно користуватися знімними протезами протягом дня, через неприємні больові відчуття під протезом, а використовували лише під час прийому їжі і при розмові. У II групі після проведення проби Шиллера – Писарева спостерігали у 2 пацієнтів (8%) (2 бали) (запалення слизової оболонки понад 1см^2), розлите запалення слизової оболонки під протезом (3 бали) у 23 пацієнтів (92%) при чому у 14 із них запалення являло собою точну форму і розмір протеза. Пацієнти II групи мали ті ж самі скарги, як і після місяця користування протезами. У III групі хворих проба Шиллера – Писарева після трьох місяців користування протезами була негативною у всіх хворих. Пацієнти III групи не відмічали дискомфорту при користуванні пластинковими протезами.

Наступним етапом нашої роботи стало вивчення концентрації про- та протизапального цитокінів для виявлення патогенетичного впливу протезів з акрилату та покритих фулереном C_{60} на тканини протезного ложа. За

результатами проведеного дослідження концентрації цитокінів у ротовій рідині пацієнтів ми встановили особливості їх зміни залежно від групи обстеження і терміну спостереження. До протезування в II групі ми не спостерігали достовірних відмінностей між показником IL-1 β і групою здорових пацієнтів. Через 7 днів після накладання протеза в II і через 30 в III групі спостерігали достовірне підвищення даного показника як у порівнянні з I групою, так і з показником до протезування в 4 і 3 рази (II група), в 5 і 3,7 рази (III група) відповідно. Після нанесення на протези молекул фулерену C₆₀ в III групі виявили суттєве зниження рівня IL-1 β в 7,33 рази нижче показника III групи на 30 день після протезування і достовірно не відрізнявся від показника I групи.

Рівень фактора некрозу пухлин у пацієнтів до протезування був у 2,3 рази більшим порівняно з показниками практично здорових людей. На сьомий день після протезування спостерігали достовірне підвищення показника в порівнянні з I групою в 12,4 раза в II групі, і в 13,6 раза в III групі спостереження. Після покриття протезів фулереном C₆₀ в III групі після двох тижнів користування протезами рівень ФНПа мав тенденцію до зниження в 7,7 разів нижчим порівнюючи з показниками до покриття в III групі на 30 день після протезування, і в 7 разів в порівнянні з II групою, і практично не відрізнявся від показника до протезування, але в 1,8 разів вищий показника I групи.

Показники рівня концентрації протизапального цитокіну IL-10 у ротовій рідині пацієнтів до протезування не відрізнялися від показників практично здорових людей. Через 7 днів після накладання протезів ми спостерігали достовірне збільшення даного показника в порівнянні з показником до протезування в 5,5 разів порівнюючи з II групою і в 3,5 рази порівнюючи з III групою на 30 день після протезування. Після проведення покриття протезів рівень протизапального цитокіну IL-10 достовірно знижувався порівнюючи з усіма групами спостереження в 16 разів (II група),

в 10 разів (III група до покриття) і майже в 3 рази менше показника до протезування [22].

При явищах непереносимості зубних протезів М.Л. Маренкова (2007) спостерігала ріст показників IFN- γ і IL-8 в ротовій рідині, які сприяли підтриманню запального процесу і розвитку деструктивних змін з боку слизової оболонки порожнини рота. На високий рівень IL-8 в ротовій рідині при непереносимості стоматологічних матеріалів повідомляє і О.А. Кузнецова (2011) [23].

Використання знімних пластинкових акрилових протезів з метою заміщення дефектів зубних рядів призводить до підвищення рівня sIgA, збільшення рівня прозапальних цитокінів (IL-1 β , IL-8), зниження вмісту рівня протизапальних цитокінів (IL-10, SLPI) і лізоциму в ротовій рідині [24].

В дослідженнях по вивченню вмісту рівня цитокінів IL-1 β і ФНП- α у ротовій рідині пацієнтів, яким виготовляють знімні протези, показано, що на 7-му добу відбувається різке підвищення досліджуваних показників [25].

Отримані нами дані свідчать про зміну імунорегуляторних механізмів у тканинах ротової порожнини на етапах адаптації до ортопедичних конструкцій. Виявлено, що у хворих до початку лікування і особливо через 7 днів після протезування спостерігаються максимальні показники рівня концентрації прозапальних і протизапальних цитокінів у ротовій рідині на відміну від практично здорових людей. Ці дані підтверджують, що активація локального синтезу прозапальних цитокінів у ротовій рідині є важливим патогенетичним фактором, який визначає формування і підтримання активної запальної реакції в слизовій оболонці протезного ложа. Після покриття фулереном C₆₀ поверхні протеза, що контактує з тканинами протезного ложа, спостерігається суттєве зниження рівня прозапальних цитокінів (IL-1 β і ФНП α). Отримані результати є позитивним фактором впливу покриття базису протезів фулереном, адже клінічно спостерігається відсутність запалення слизової оболонки протезного ложа. Останній факт має важливе значення для регуляції ремоделювання кісткової тканини

альвеолярного відростка і збереження тканин протезного ложа. А це в свою чергу забезпечить якісне функціонування зубо-щелепного апарата за рахунок високої стабілізації протеза.

Як показали наші дослідження, у пацієнтів, що користувалися частковими і повними знімними протезами з симптомами непереносимості (токсичного і алергічного стоматиту) виявлено суттєвий вплив на біоелектричну активність власне жувальних м'язів. На електроміограмах пацієнтів, які користувалися знімними протезами необхідно відзначити низько амплітудні коливання біострумів в порівнянні з пацієнтами 1 групи. Середня амплітуда вольового стиснення була меншою в 2,8 рази а середня амплітуда довільного жування в 2,1 рази.

При протезному стоматиті значно порушується функція жування, що впливає на стани динамічного циклу. Коефіцієнт "К" в групах до протезування при довільному жуванні значно відрізнявся від показників у групах після накладання протезів і складав 1,79 — на робочому боці та 1,74 - на балансуєчому боці ($\rho < 0,05$) проти відповідно 1,03 та 1,04 у контрольній групі пацієнтів, що мають інтактний зубний ряд. Також значно знижувалась середня амплітуда довільного жування коливань біострумів на робочому боці (279 ± 28 мкВ) та на балансуєчому боці (243 ± 12 мкВ $\rho < 0,05$) у порівнянні з нормою (591 ± 22 мкВ та 570 ± 19 мкВ відповідно $\rho < 0,05$). Аналогічна достовірна закономірність нами отримана і у відношенні проби вольове стиснення, її амплітуда зменшувалась в 2,8 рази на робочому боці і в 3,1 на балансуєчому.

Вже в першу добу після накладання протезів з магнетронним нанопокриттям фулереном C_{60} спостерігали, що тривалість одного динамічного циклу змінювалась. Зокрема, ми спостерігали тенденцію до зменшення часу активності і деяке збільшення часу спокою як на робочому боці так і на балансуєчому боці, в порівнянні з пацієнтами 2 групи. Це супроводжувалося зменшення числових значеннях коефіцієнта "К", на робочому боці до 1,58 і до 1,51 на балансуєчому з протезами покритими

фулереном C_{60} . При користуванні знімними пластинковими протезами покритими фулереном C_{60} у пацієнтів 3 групи спостерігали підвищення біоелектричної активності (збільшувалась амплітуда біопотенціалів) в порівнянні з 2 групою, як при вольовому стисненні так і при довільному жуванні. При порівнянні характеру амплітудної активності у пацієнтів 3 і 2 груп звертає на себе увагу тенденція до зростання кількісного показника середньої амплітуди вольового стиснення на робочому боці на 29 мкВ і на 31 мкВ на балансуєчому. Середня амплітуда довільного жування зростала на робочому боці на 46 мкВ, і 67 мкВ на балансуєчому.

На 15 добу спостереження електроміографічна картина у хворих 3 групи змінюється і характеризується вираженою тенденцією до нормалізації показників часу активності і спокою. Так час активності достовірно зменшується як на робочому так і балансуєчому боці в порівнянні з 2 групою і не відрізняється від показників 1 групи. Ми спостерігали зменшення числових значень коефіцієнта "К", на робочому боці до 1,33 і до 1,41 на балансуєчому. Показники амплітуди електроміограми власне жувальних м'язів достовірно зростали, але на цей термін спостереження ще не досягали значень 1 групи. Зокрема амплітуда вольового стиснення на робочому і балансуєчому боці була вищою в 1,7 рази, довільного жування в 1,4 на робочому і 1,45 на балансуєчому.

Ще більше ця тенденція спостерігається через 1 місяць після накладання протезів. На електроміограмах пацієнтів з'являється більш виражене чергування хвиль активності з періодами спокою, збільшується амплітуда коливань біопотенціалів.

Через 1 місяць після накладання протезів показники 3 групи наблизилися до даних, отриманих у пацієнтів 1 групи. Середній час активності на робочому і балансуєчому боці достовірно не відрізнявся від показника пацієнтів 1 групи і став достовірно меншим по відношенню до показника 2 групи. Середній час спокою на робочому і балансуєчому боці достовірно збільшувався але був достовірно меншим в порівнянні з 1 групою

на робочому боці і не відрізнявся на балансуєчому. Відповідно до зміни часу активності і спокою значення коефіцієнта “К”, на робочому боці було рівним 1,11 і 1,15 на балансуєчому.

Згідно отриманих результатів через 1 місяць в 3 групі, значення середньої амплітуди довільного жування власне жувальних м'язів при користуванні знімними пластинковими протезами покритими фулереном C₆₀ було вище в 1,8 рази за показники 2 групи на робочому і балансуєчому боках. Ми не відмічали відмінності від показників 1 групи на робочому боці, і показник був достовірно меншим в 1,3 рази на балансуєчому боці. Показник амплітуди вольового стиснення залишався достовірно нижчим в порівнянні з 1 групою як на робочому так і на балансуєчому боках, але достовірно підвищувався в порівнянні з другою групою.

В сукупності отримані показники свідчать, що через місяць після користування протезами у пацієнтів 3 групи електроміографічні показники більш збалансовані і активність м'язів на робочій та балансуєчій стороні більш рівномірна, що вже дає змогу говорити про наближення функції м'язів до показників норми.

Після проведення електроміографічного дослідження в термін 3 місяці нами встановлено, що в 3 групі значення середньої амплітуди довільного жування власне жувальних м'язів було в 2 рази вище за показники 2 групи і достовірно не відрізнялися від показників 1 групи як на робочому так і балансуєчому боці. Аналогічні результати ми спостерігали і у відношенні показника амплітуди вольового стиснення.

Разом з тим і інші досліджувані параметри відрізняються тенденцію до нормалізації, яка зберігається при аналізі отриманих даних. Час активності та час спокою стають більш збалансованими, і достовірно не відрізняються від показників 1 групи. Значення коефіцієнту «К», як на робочому так і балансуєчому боці складають 1,04 і 1,03 відповідно. Через три місяці у характері електроміограми пацієнтів 3 групи поряд з появою розчленованості структури та високо амплітудних коливань звертає на себе увагу наявність

додаткової або орієнтовної активності в окремому динамічному циклі. На наш погляд це явище обумовлене відновленням функції м'язів завдяки нейрогуморальній рецепції до нових умов у порожнині рота.

На фоні розчленованості структури та високо амплітудних коливань це можна вважати завершенням процесів адаптації з формуванням нового функціонального рівня нервової регуляції.

Отже, проведені клінічні дослідження дозволяють зробити висновок про те, що процес адаптації до знімних протезів, у пацієнтів з непереносимістю акрилової пластмаси, відбувається краще в протезоносіїв в яких проведене покриття базису протезу фулереном C_{60} . Це обумовлено зменшенням негативного токсико-алергічного впливу компонентів акрилової пластмаси на тканини протезного ложа, що підтверджується отриманими нашими результатами електроміографічного дослідження власне жувальних м'язів у пацієнтів з фулереновим покриттям.

Електроміографічні дослідження якості протезування і характеру відновлення функції жування хворих, які користувалися протезами з магнетронним покриттям фулереном C_{60} , підтверджують, що вже через 15 діб спостерігається тенденція наближення досліджуваних показників, до рівня показників першої групи пацієнтів з інтактними зубними рядами.

Проведене нами порівняння кількісних показників електроміограм пацієнтів з токсико-алергічним пошкодженням вказує на те, що у них змінений динамічний цикл активності і спокою жувальних м'язів, що підтверджується зростанням коефіцієнта «К». Через 1 місяць користування протезами з профілактичним магнетронним покриттям базисів протезів, свідчить про те, що жування стає більш досконале, що підтверджується біоелектричною активністю власне жувальних м'язів: вона розподілена більш рівномірно між робочою та балансуючою стороною, ніж у пацієнтів другої групи. Це в свою чергу, свідчить про краще функціонування протезів з магнетронним покриттям [26].

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Кіндій ДД. Клінічні та технологічні аспекти різних методів полімеризації стоматологічних базисних пластмас [автореферат]. Полтава: УМСА; 1999. 18 с.
2. Макєєв ВФ, Скальський ВР, Гуньовський ЯР. Порівняльна оцінка міцності полімерних матеріалів для базисів знімних протезів за результатами експериментальних досліджень на розтяг методом акустичної емісії. Вісник проблем біології і медицини. 2019;1(1):225-232.
3. Кузь ВС, Дворник ВМ, Кузь ГМ. Базисні стоматологічні матеріали: історія розвитку та перспектива їх використання в ортопедичній стоматології. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2012;12(4):216-218.
4. Леонтович ІА, Козак РВ. Сравнительная характеристика методов полимеризации базисных пластмасс. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2013;13(2):261-262.
5. Соколовська ВМ. Лабораторно - клінічне обґрунтування ультразвукової технології обробки полімерних матеріалів при виготовленні стоматологічних протезів [автореферат]. Полтава: УМСА; 2012. 18 с.
6. Кузнецов ВВ. Покращення якості базисних матеріалів для знімних протезів. Вісник стоматології. 2008;1:91-92.
7. Соколовська ВМ. Аналіз методів покращення ефективності застосування полімерних матеріалів для різних зубних конструкцій. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2008;8(3):220-223.
8. Жуков КВ. Клініко-експериментальне обґрунтування методу підвищення біологічної індиферентності знімних пластинкових протезів [автореферат]. Полтава: УМСА; 2001. 13 с.
9. Чулак ЛД. Розробка технології виготовлення та клінічне застосування біологічно інертних зубних протезів [автореферат]. Київ, 1997. 17 с.

10. Гожая ЛД. Аллергические заболевания в ортопедической стоматологии. М.: Медицина; 1988. 160 с.
11. Палков ТА. Досвід застосування знімних протезів з еластичною силіконовою прокладкою MUCOPREN soft для лікування хворих із “синдромом палаючого рота”. Новини стоматології. 2000;2:54-55.
12. Маслов ОВ. Клініко-експериментальне обґрунтування способу профілактики та лікування протезних [автореферат]. Одеса; 2005. 19 с.
13. Косенко КН, Жижикін ОІ, Терешина ТП. Оценка разных способов снижения выхода остаточного мономера из акриловых пластмасс. Вісник стоматології. 2011;4:68-69.
14. Gungor HM, Gundogdu M, Alkurt et al. Effect of polymerization cycles on flexural strengths and microhardness of different denture base materials. Dental Materials Journal. 2017;36(2):168–173
15. Клёмин ВА, Ворожко АА. Современное состояние вопроса выбора материала для ортопедического лечения больных, нуждающихся в съемном протезировании. Дальневосточный медицинский журнал. 2015;1:18-24.
16. Трегубов ИД, Болдырева РИ, Маглакелидзе ВВ. Использование термопластов в ортопедической стоматологии. Зубной техник. 2006;36:81
17. Палійчук ІВ. Контроль якості лікування хворих знімними пластинковими протезами із акрилових пластмас [автореферат]. Полтава: УМСА; 1998. 17 с.
18. Силенко БЮ, Дворник ВМ. Фізико-механічні властивості базисної пластмаси з модифікованою поверхнею. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2017;17(3{59}):242-246.
19. Силенко БЮ. Вивчення токсичного впливу фулерену С60 на організм щурів. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2018;18(2):172-176.

20. Силенко БЮ, Силенко ЮІ, Єрошенко ГА. Вплив 1% ефіру метакрилової кислоти і фулерену C_{60} на морфофункціональний стан печінки щурів. Світ медицини та біології. 2019;23(69):217-221

21. Власов ОО, Ковальов ГО, Белочкіна ІВ, Єфімова ІА. Вплив водного колоїдного розчину фулерену C_{60} на гематологічні і біохімічні показники крові щурів. Фізіол. журн. 2018;64(3):70-71.

22. Силенко БЮ, Дворник ВМ, Шликова ОА. Особливості рівня про- і протизапального цитокінів при профілактиці протезного стоматиту в пацієнтів зі знімними акриловими протезами. Український стоматологічний альманах. 2019;4:41-44.

23. Кузнецова ОА. Влияние П-8 на механизм развития непереносимости стоматологических конструкционных материалов. Актуальные проблемы патофизиологии. СПб.: Изд-во СПбГМУ; 2011. 208 с.

24. Липская АД. Факторы противoinфекционной защиты слизистой оболочки полости рта лиц, использующих съёмные стоматологические ортопедические конструкции [автореферат]. Челябинск: Юж. -Ур. гос. мед. ун-т; 2016. 23 с.

25. Дорошенко ОМ. Дослідження вмісту цитокінів у ротовій рідині пацієнтів під час ортопедичного лікування знімними зубними протезами 3б. наук. праць співробіт. НМАПО імені П.Л.Шупика 2015;24(1):501-505.

26. Силенко БЮ, Дворник ВМ, Силенко ЮІ, Силенко ГЯ. Показники електроміографії в різні терміни користування знімними протезами в пацієнтів із непереносимістю акрилатів. Український стоматологічний альманах. 2020;1:51-56.

Висновки

В дисертаційній роботі на основі експериментальних та клініко-лабораторних досліджень проведено обґрунтування покращення ефективності ортопедичного лікування і профілактики протезних стоматитів у хворих з дефектами зубних рядів знімними пластинковими протезами шляхом покриття готових протезів наномолекулами фулерену C₆₀. Реалізуючи мету дослідження по отриманим результатам ми прийшли до таких висновків.

1. Пластмаса «Фторакс» з нанопокриттям фулереном C₆₀ має вдвічі вищі фізико-механічні властивості порівнюючи зі звичайною пластмасою. Нашими дослідженнями доведено, що середнє значення мікротвердості становить у пластмаси «Фторакс» - 307,3±6,5 мПа, у пластмаси «Фторакс» з нанопокриттям - 701,8±13,1 мПа. Величина деформації на розтягнення стоматологічної пластмаси «Фторакс» - 0,38%, зразків стоматологічної пластмаси «Фторакс» з нанопокриттям – 3.20%. При дослідженні деформації зразків на згин нами встановлено, що величина сили яка прикладена до зразків в другій групі, яка призводить до деформації на 13,5% більша ніж в першій групі. Дослідженням водопоглинання і водорозчинності доведено, що «Фторакс» з покриттям фулереном C₆₀ має менший коефіцієнт водопоглинання і водорозчинності, які становили 0,55% і 0,23% відповідно, від початкової ваги зразків, в порівнянні з «Фтораксом» без покриття 0,71% і 0,34% відповідно, що обумовлено тим, що зразки за рахунок нанопокриття мають більш щільну структуру.

2. Тривале введення фулерену не чинить негативного впливу на систему еритро- та лейкопоезу дослідних тварин, не впливає на активність печінкових трансаміназ, що свідчить про відсутність токсичного впливу досліджуваних засобів на стан печінки.

3. Встановлено, що тривале надходження залишкового мономеру з базису акрилових протезів спричиняє дистрофічні зміни гепатоцитів та

розлади гемомікроциркуляції в печінці щурів. Застосування фулерену C_{60} на тлі дії мономеру зменшує дистрофічні зміни в гепатоцитах і дисциркуляторні прояви в печінкових часточках, тому може розглядатись на перспективу в якості протектора органів травної системи при користуванні повними та частковими знімними протезами.

4. Отримані дані визначення концентрації про- та протизапальних цитокінів свідчать про зміну імунорегуляторних механізмів у тканинах ротової порожнини на етапах адаптації до ортопедичних конструкцій. Виявлено, що у хворих до початку лікування і особливо через 7 днів після протезування спостерігаються максимальні показники рівня концентрації прозапальних і протизапальних цитокінів у ротовій рідині на відміну від практично здорових людей. Після покриття фулереном C_{60} поверхні протеза, що контактує з тканинами протезного ложа, спостерігається суттєве зниження рівня прозапальних цитокінів (IL-1 β і ФНП α) і протизапального цитокіну (IL-10). Отримані результати є позитивним фактором впливу покриття базису протезів фулереном, адже клінічно спостерігається відсутність запалення слизової оболонки протезного ложа.

5. Проведені клінічні дослідження показують, що у пацієнтів з протезним стоматитом у обох групах дослідження після початку користування протезами з першої доби, іде поступове наростання симптомів протезного стоматиту, і уже після двох тижнів користування конструкціями у 72% II і 68% III групи спостерігали розлите запалення слизової оболонки протезного ложа. Після двох тижнів користування протезами пацієнтам III групи було проведене покриття внутрішньої поверхні базису протезів, молекулами фулерену C_{60} , способом магнетронного розпилення матеріалів. В результаті проведеної маніпуляції на 30 день дослідження ми спостерігали зникнення запалення слизової оболонки під протезом, а пацієнти відмічали відсутність неприємних відчуттів, і покращення фіксації протезів. В той час у пацієнтів II групи зберігалась негативна динаміка у 80% відмічали розлите запалення слизової оболонки під протезом. В термін користування 3 місяці

частина пацієнтів II групи 18 чоловік (72%) повідомляли, що перестали постійно користуватися знімними протезами протягом дня, через неприємні больові відчуття під протезом, а використовували лише під час прийому їжі і при розмові. На відміну від II групи пацієнти III групи не відмічали дискомфорту при користуванні пластинковими протезами.

6. Проведене нами порівняння кількісних показників електроміограм пацієнтів з токсико-алергічним пошкодженням вказує на те, що у них змінений динамічний цикл активності і спокою жувальних м'язів, що підтверджується зростанням коефіцієнта «К». Через 1 місяць користування протезами з профілактичним магнетронним покриттям базисів протезів, свідчить про те, що жування стає більш досконале, що підтверджується біоелектричною активністю власне жувальних м'язів: вона розподілена більш рівномірно між робочою та балансуючою стороною, ніж у пацієнтів другої групи. Це в свою чергу, свідчить про краще функціонування протезів з магнетронним покриттям.

Практичні рекомендації

Проведені комплексні клініко-лабораторні дослідження дають можливість практичним лікарям стоматологам-ортопедам у разі виникнення ускладнень після протезування - протезних стоматитів, застосовувати для профілактики нанопокриття молекулами фулерену C₆₀, яке ліквідує ці ускладнення.

1. У практиці лікарів-ортопедів стоматологів при лікуванні дефектів зубних рядів з застосуванням знімних пластинкових протезів, виготовлених з акрилової пластмаси для профілактики протезних стоматитів, які виникають на етапах протезування, застосування нанопокриття протезів молекулами фулерену C₆₀, виключає появу наступних ускладнень, і прискорює адаптацію пацієнтів до протезів. Це дає змогу лікарям покращити якість протезування, і зменшити кількість відвідувань.

2. Запропонований метод профілактики токсико-алергічного стоматиту має значні переваги: зокрема, доведено збільшення міцності акрилової базисної пластмаси, її мікротвердості та зменшення водопоглинання, що дозволяє лікарям-ортопедам широко застосовувати його в повсякденній клінічній практиці з метою підвищення якості базисів та ефективності лікування знімними пластинковими протезами.

ДОДАТКИ

Додаток А

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ АСПІРАНТА

1. Силенко БЮ, Дворник ВМ. Фізико-механічні властивості базисної пластмаси з модифікованою поверхнею. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2017;17(3{59}):242-246. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.*

2. Силенко БЮ. Вивчення токсичного впливу фулерену C₆₀ на організм щурів. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2018;18(2{62}):172-176. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.*

3. Скрипников ПМ, Силенко БЮ, Силенко ГМ, Силенко ЮІ. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів. Український стоматологічний альманах. 2014;2:95-100. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.*

4. Bohdan Yu. Sylenko, Valentyn M. Dvornyk, Yurii I. Sylenko, Maryna V. Khrebor, Tetiana A. Khmil, Volodymyr I. Makarenko. Features of physical and mechanical parameters of acrylic plastics after fullerene coating. Wiadomości Lekarskie. 2020;73(6):1097-1102. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.*

5. Силенко БЮ, Силенко ЮІ, Єрошенко ГА. Вплив 1% ефіру метакрилової кислоти і фулерену C₆₀ на морфофункціональний стан печінки

щурів. Світ медицини та біології. 2019;23(69):217-221 . *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.*

6. Силенко БЮ, Дворник ВМ, Шликова ОА. Особливості рівня про- і протизапального цитокінів при профілактиці протезного стоматиту в пацієнтів зі знімними акриловими протезами. Український стоматологічний альманах. 2019;4:41-44. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.*

7. Пат.№120481 Україна, МПК А61С 13/00. Спосіб профілактики протезних стоматитів при частковій та повній відсутності зубів / Кайдашев І.П.(UA), Дворник В.М.(UA), Силенко Б.Ю.(UA), Силенко Ю.І.(UA), Казимиров М.М.(UA); власник Українська медична стоматологічна академія. - № u201702094; заявл.06.032017; опубл. 10.11.2017, Бюл. № 24. *Особистий внесок – автор провів патентний пошук, взяв участь у створенні способу, оформив заявку.*

8. Силенко БЮ. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів. Клінічна стоматологія. 2014;3:96-97. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

9. Скрипников ПМ, Силенко БЮ. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів. Тези доповідей науково-практичної конференції лікарів-інтернів, магістрів та клінічних ординаторів «Актуальні питання клінічної медицини» (26 травня 2014 року). Полтава: УМСА; 2014; С. 78. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

10. Силенко БЮ, Ковач ГМ. Профілактика протезних стоматитів з застосуванням нанотехнологій. Український медичний альманах.

2013;16(1):131-132. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.*

11. Силенко БЮ. Показники міцності пластмаси з покриттям фулеренами C₆₀. Тези доповідей науково-практичної конференції лікарів-інтернів, магістрів та клінічних ординаторів «Актуальні питання клінічної медицини» (25 травня 2015 року). Полтава: УМСА; 2015. С. 86. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

12. Силенко БЮ, Дворник ВМ, Силенко ЮІ. Визначення параметрів водорозчинності і водопоглинання базисної пластмаси з модифікованою поверхнею. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні проблеми ортопедичної стоматології» (6-7 грудня 2019 року). Харків: Харківський національний медичний університет; 2019:148-151. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

13. Силенко БЮ. Фізико-механічні властивості базисної пластмаси з модифікованою поверхнею. Тези доповідей науково-практичної конференції лікарів-інтернів, магістрів та клінічних ординаторів «Актуальні питання клінічної медицини» (25 травня 2017 року); Полтава: УМСА; 2017:92-93. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.*

14. Силенко БЮ. Вивчення токсичного впливу фулерену C₆₀ на організм щурів. Тези доповідей науково-практичної конференції лікарів-інтернів, магістрів та клінічних ординаторів, присвяченої 25 річчю Навчально-наукового інституту післядипломної освіти. «Актуальні питання клінічної медицини» (24 травня 2018 року). Полтава: УМСА; 2018. С. 85. *Особистий*

внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, провів статистичну обробку, оформив тези.

15. Силенко БЮ, Дворник ВМ, Силенко ЮІ, Силенко ГЯ. Показники електроміографії в різні терміни користування знімними протезами в пацієнтів із непереносимістю акрилатів. Український стоматологічний альманах. 2020;1:51-56. *Особистий внесок – автор провів літературний пошук, набрав матеріал, проаналізував результати дослідження, виконав статистичну обробку, оформив статтю.*

16. Інформаційний лист «Спосіб профілактики протезних стоматитів при частковій та повній відсутності зубів» / Кайдашев І.П., Дворник В.М., Силенко Б.Ю., Силенко Ю.І., Казимиров М.М.// №202–2019. *Особистий внесок – автор провів патентний пошук, оформив заявку.*

Додаток Б

АПРОБАЦІЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДИСЕРТАЦІЇ

Матеріали дисертаційної роботи обговорювалися на засіданнях кафедри ортопедичної стоматології з імплантологією УМСА, на Міжнародній заочній науково-практичній конференції «Мультидисциплінарний підхід в лікуванні ортодонтичних пацієнтів» (Полтава, 3-4квітня 2015р.) - Застосування нанопокриттів у профілактиці протезних акрилових стоматитів; «Комплексний підхід до реабілітації стоматологічних хворих у сучасних умовах» (Полтава, 13 жовтня 2016 р.) - Новий спосіб профілактики протезних стоматитів із застосуванням нанопокриття; «Сучасні методи профілактики та лікування в дитячій стоматології» (Полтава, 16 травня 2017р.) - Сучасний погляд на проблему протезного стоматиту; «Ternopil Dental Summit» (Тернопіль, 1-2 червня 2017р.) - Профілактика протезних стоматитів при повній та частковій відсутності зубів з використанням нанопокриття; «Міжнародна науково-практична конференція присвячена 95-річчя професора Максименка П.Т.» (Полтава, 5 квітня 2018 р.) - Вивчення токсичного впливу фулерену C60 на організм шурів; «Актуальні питання клінічної медицини» (Полтава, 24 травня 2018р.) - Вивчення токсичного впливу фулерену C60 на організм шурів.

Додаток В
ПАТЕНТ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ



Додаток Г
ІНФОРМАЦІЙНИЙ ЛИСТ

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
Український центр наукової медичної інформації
та патентно-ліцензійної роботи
(Укрмедпатентінформ)

ІНФОРМАЦІЙНИЙ ЛИСТ

ПРО НОВОВВЕДЕННЯ В СФЕРІ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я

№ 202 - 2019

Випуск з проблеми
«Стоматологія»
Підстава: ЕПК
«Стоматологія»
Протокол № 62 від 01.07.2019р.

НАПРЯМ ВПРОВАДЖЕННЯ:
СТОМАТОЛОГІЯ

**СПОСІБ ПРОФІЛАКТИКИ ПРОТЕЗНИХ СТОМАТИТІВ ПРИ
ЧАСТКОВІЙ ТА ПОВНІЙ ВІДСУТНОСТІ ЗУБІВ**

УСТАНОВИ-РОЗРОБНИКИ:

УКРАЇНСЬКА МЕДИЧНА СТОМАТОЛОГІЧНА
АКАДЕМІЯ

УКРМЕДПАТЕНТІНФОРМ
МОЗ УКРАЇНИ

А В Т О Р И:

д.мед.н., проф. КАЙДАШЕВ І. П.,
д.мед.н., проф. ДВОРНИК В.М.,
асп. СИЛЕНКО Б. Ю.,
д.мед.н., проф. СИЛЕНКО Ю. І.,
д.мед.н., проф. КАЗІМІРОВ М.М.,
к.мед.н. ХАВАЛКІНА Л.М.

м. Київ

Додаток Д

АКТИ ВПРОВАДЖЕННЯ

„ЗАТВЕРДЖУЮ”

Перший проректор Української медичної
стоматологічної академії
проф. Дворник В.М.



27 08 2019 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

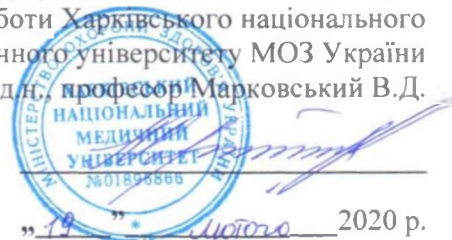
1. **Найменування пропозиції для впровадження:** «Спосіб профілактики протезних стоматитів при частковій та повній відсутності зубів».
2. **Установа-розробник:** : Українська медична стоматологічна академія, вул. Шевченка, 23, м. Полтава, Україна, 36011, кафедра післядипломної освіти лікарів стоматологів.
3. **Джерело інформації:** Пат. №120481, опубл. 20.11.2017, бюл. № 21.
4. **Автори:** Кайдашев І.П., Дворник В.М., Силенко Б.Ю., Силенко Ю.І., Казиміров М.М.
5. **Впроваджено:** в навчальний процес кафедри післядипломної освіти лікарів-стоматологів Української медичної стоматологічної академії.
6. **Термін впровадження:** вересень 2017 р.- січень 2019 р.
7. **Форма впровадження:** лекції та практичні заняття для лікарів-інтернів за темами «Часткові знімні пластинкові протези», «Повні знімні пластинкові протези», «Протезні стоматити».
8. **Ефективність впровадження:** Підвищення ступеня ефективності ортопедичного лікування пацієнтів з частковою та повною відсутністю зубів з обтяженим алергологічним анамнезом.
9. **Зауваження, пропозиції:** зауважень немає, пропонується подальше впровадження в навчальний процес, рекомендоване видання методичних рекомендацій.

Затверджено на засіданні кафедри ортопедичної стоматології з імплантологією
(протокол № 1 від « 27 » 08 2019)

Відповідальні за впровадження проф. Скришников П.М.

„ЗАТВЕРДЖУЮ”

Проректор з науково-педагогічної
роботи Харківського національного
медичного університету МОЗ України
д.мед.н., професор Марковський В.Д.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Найменування пропозиції для впровадження: «Спосіб профілактики протезних стоматитів при частковій та повній відсутності зубів».

2. Установа-розробник: : Українська медична стоматологічна академія, вул. Шевченка, 23, м. Полтава, Україна, 36011, Кафедра ортопедичної стоматології та імплантології, кафедра післядипломної освіти лікарів стоматологів.

3. Джерело інформації: Скрипников ПМ, Силенко БЮ, Силенко ГМ, Силенко ЮІ. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів. Український стоматологічний альманах.2014;2:95-100. Силенко БЮ, Дворник ВМ. Фізико-механічні властивості базисної пластмаси з модифікованою поверхнею. Актуальні проблеми сучасної медицини.2017;Т.17(3{59}):242-246.

4. Автори: Кайдашев І.П., Дворник В.М., Силенко Б.Ю., Силенко Ю.І., Казиміров М.М.

5. Впроваджено: в навчальний процес кафедри стоматології Харківського національного медичного університету

6. Термін впровадження: січень 2019 р.- січень 2020 р.

7. Форма впровадження: лекції та практичні заняття для лікарів-інтернів за темами «Часткові знімні пластинкові протези», «Повні знімні пластинкові протези».

8. Ефективність впровадження: Підвищення ступеня ефективності ортопедичного лікування пацієнтів з частковою та повною відсутністю зубів з обтяженим токсико-алергологічним анамнезом.

9. Зауваження, пропозиції: зауважень немає, пропонується подальше впровадження в навчальний процес, рекомендоване видання методичних рекомендацій.

Затверджено на засіданні кафедри (протокол № 2 від «19» лютого 2020)

Відповідальні за впровадження:

Завідувачка кафедри стоматології
д.мед.н., професорка


І.І. Соколова

«Затверджую»
 Завідувач центру стоматології
 університетської клініки
 Івано-Франківського національного
 медичного університету
 к.мед.н., доцент Кривенький Т.П.
 2020 р.



АКТ ПРО ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування пропозиції для впровадження:** «Спосіб профілактики протезних стоматитів при частковій та повній відсутності зубів».
2. **Установа-розробник:** Українська медична стоматологічна академія, вул. Шевченка, 23, м. Полтава, Україна, 36011, кафедра ортопедичної стоматології та імплантології, Силенко Б.Ю., Дворник В.М., Силенко Ю.І.
3. **Джерело інформації:** Пат. №120481. опубл. 20.11.2017, бюл № 21.
4. **Назва лікувально-профілактичного закладу:** Університетська клініка Івано-Франківського національного медичного університету
5. **Строки впровадження:** 2017-2019 роки.
6. **Загальна кількість спостережень – 50 осіб.**
7. **Ефективність впровадження:** Підвищення ступеня ефективності ортопедичного лікування пацієнтів з частковою та повною відсутністю зубів з обтяженим токсико-алергологічним анамнезом.

“ 4 ” лютого 2020 р.

Відповідальний за впровадження:
 Завідувач терапевтичного відділення
 центру стоматології університетської клініки
 Івано-Франківського національного
 медичного університету



Венгерко Г.І.

«Затверджую»

Директор Університетського
стоматологічного центру ХНМУ
к. мед. н. доцент Бірюкова М. М.



“12” лютого 2020 р.

АКТ ПРО ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Найменування пропозиції для впровадження: «Спосіб профілактики протезних стоматитів при частковій та повній відсутності зубів».

2. Установа-розробник: Українська медична стоматологічна академія, вул. Шевченка, 23, м. Полтава, Україна, 36011, Силенко Б.Ю., Дворник В.М., Силенко Ю.І.

3. Джерело інформації: Скрипников ПМ, Силенко БЮ, Силенко ГМ, Силенко ЮІ. Клініко-патогенетичне обґрунтування застосування нанопокриттів для профілактики протезних стоматитів. Український стоматологічний альманах.2014;2:95-100. Силенко БЮ, Дворник ВМ. Фізико-механічні властивості базисної пластмаси з модифікованою поверхнею. Актуальні проблеми сучасної медицини.2017;Т.17(3{59}):242-246.

4. Назва лікувально-профілактичного закладу: Університетський стоматологічний центр ХНМУ

5. Строки впровадження: з січня 2019 по січень 2020 роки.

6. Загальна кількість спостережень – 50 осіб.

7. Ефективність впровадження: Підвищення ступеня ефективності ортопедичного лікування пацієнтів з частковою та повною відсутністю зубів з обтяженим токсико-алергологічним анамнезом.

8. Пропозиції: рекомендовано для практичного застосування в лікувальному процесі.

Відповідальний за впровадження:
завідувач відділенням ортопедичної
стоматології УСЦ ХНМУ



С. М. Ведмідь

“ЗАТВЕРДЖУЮ”
 Проректор з наукової роботи
 Івано-Франківського національного
 медичного університету
 проф., д. мед. н. Вакалюк І. П.
 (керівник установи, підпис, прізвище)
 “ 21 ” лютий 2020 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування пропозиції для впровадження:** «Спосіб профілактики протезних стоматитів при частковій та повній відсутності зубів».
2. **Установа-розробник:** : Українська медична стоматологічна академія, вул. Шевченка, 23, м. Полтава, Україна, 36011, кафедра ортопедичної стоматології та імплантології, кафедра післядипломної освіти лікарів стоматологів.
3. **Джерело інформації:** Пат. №120481. опубл. 20.11.2017, бюл № 21.
4. **Автори:** Кайдашев І.П., Дворник В.М., Силенко Б.Ю., Силенко Ю.І., Казиміров М.М.
5. **Назва установи, де відбулось впровадження:** на кафедрі стоматології інституту післядипломної освіти Івано-Франківського національного медичного університету
6. **Термін впровадження:** лютий 2019р – січень 2020р.
7. **Форма впровадження:** Матеріали впроваджені у навчальний процес лікарів стоматологів за темами «Часткові знімні пластинкові протези», «Повні знімні пластинкові протези», «Протезні стоматити».
8. **Ефективність впровадження:** Підвищення ступеня ефективності ортопедичного лікування пацієнтів з частковою та повною відсутністю зубів з обтяженим алергологічним анамнезом.
9. **Зауваження, пропозиції:** зауважень немає, пропонується подальше впровадження в навчальний процес, рекомендоване видання методичних рекомендацій.

Відповідальний за впровадження:

Завідувач кафедри стоматології
 інституту післядипломної освіти
 ІФНМУ
 Заслужений винахідник України
 д. мед. н., професор

І. В. Палійчук

ЗАТВЕРДЖУЮ



Проректор
з наукової роботи
Тернопільський національний
медичний університет
імені І.Я. Горбачевського МОЗ України
д.б.н., проф., Кліщ І.М.

27 лютого 2020 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Пропозиція для впровадження: спосіб профілактики протезних стоматитів при частковій та повній відсутності зубів.
2. Установа-розробник: Українська медична стоматологічна академія, вул. Шевченка, 23, м. Полтава, Україна, 36011, кафедра післядипломної освіти лікарів стоматологів.
3. Джерело інформації: Патент №120481. опубліковано 20.11.2017р. Бюлетень № 21.
4. Базова установа, яка проводить впровадження: кафедра ортопедичної стоматології Тернопільського національного медичного університету імені І.Я. Горбачевського МОЗ України.
5. Термін впровадження: січень-лютий 2020 року.
6. Форма впровадження: в навчальний процес – матеріали лекцій та практичних занять в процесі вивчення особливостей протезування повними та частковими знімними пластинковими протезами.

Відповідальний за впровадження:

завідувач кафедри ортопедичної

стоматології

д-р мед. наук, професор

Гасюк П.А.

ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор
з науково-педагогічної
та лікувальної роботи
Тернопільський національний медичний університет
імені І.Я. Горбачевського
МОЗ України
д.м.н., проф. Запорожан С.Й.



"3" Березня 2020 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Пропозиція для впровадження: спосіб профілактики протезних стоматитів при частковій та повній відсутності зубів.
2. Установа-розробник: Українська медична стоматологічна академія, вул. Шевченка, 23, м. Полтава, Україна, 36011, кафедра післядипломної освіти лікарів стоматологів.
3. Джерело інформації: Патент №120481. опубліковано 20.11.2017р. Бюлетень № 21.
4. Базова установа, яка проводить впровадження: кафедра ортопедичної стоматології Тернопільського національного медичного університету імені І.Я. Горбачевського МОЗ України.
5. Ефективність впровадження: підвищення ступеня ефективності ортопедичного лікування пацієнтів з частковою та повною відсутністю зубів з обтяженим алергологічним анамнезом.
6. Термін впровадження: 2017 р.- 2019 р.
7. Форма впровадження: в лікувально-діагностичну роботу кафедри ортопедичної стоматології та стоматологічного відділу університетської клініки.

Відповідальний за впровадження:
завідувач кафедри ортопедичної
стоматології
д-р мед. наук, професор

Гасюк П.А.