

БУКОВИНСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
МОЗ УКРАЇНИ

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

СОРОХАН МИКОЛА МИКОЛАЙОВИЧ

УДК 616.314-089.23:616.33/341-002.44

**КЛІНІКО-БІОМЕХАНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ВИГОТОВЛЕННЯ
НЕЗНІМНОГО МОСТОПОДІБНОГО ПРОТЕЗА З МАЛОІНВАЗИВНИМ
ПРЕПАРУВАННЯМ ОПОРНИХ ЗУБІВ**

22 – Охорона здоров'я

221 – Стоматологія

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії.

Дисертація містить результати власних досліджень.

Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на
відповідне джерело _____ М.М. Сорохан

Науковий керівник – Беліков Олександр Борисович,
доктор медичних наук, професор

Чернівці – 2022

АНОТАЦІЯ

Сорохан М.М. Клініко-біомеханічне обґрунтування виготовлення незнімного мостоподібного протеза з малоінвазивним препаруванням опорних зубів. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії за спеціальністю 14.01.22 «Стоматологія». (221 – Стоматологія) – Буковинський державний медичний університет, Чернівці, 2021.

Дисертаційна робота присвячена вивченню особливостей ортопедичного лікування при малих дефектах зубного ряду шляхом біомеханічного обґрунтування конструкції мостоподібного протеза, оптимізації конфігурації його опорних елементів, розробки способу мінімізованого препарування опорних зубів та порівняльної оцінки фіксуючих матеріалів.

Досі немає єдиної думки щодо оптимальної конструкції мостоподібного протеза, яка б зв'язувала найкращу механічну міцність, зносостійкість і довговічність за максимальної естетичності та мінімізованого препарування опорних зубів. У зв'язку з цим, експериментальні та клінічні дослідження щодо біомеханічного обґрунтування вибору оптимальної конструкції малоінвазивних мостоподібних протезів є актуальними і своєчасними, особливо, в період розвитку нових технологій у стоматології.

Мета дослідження полягала у підвищенні ефективності ортопедичного лікування при малих дефектах зубного ряду шляхом біомеханічного обґрунтування конструкції мостоподібного протеза при мінімізованому препаруванні зубів, оптимізації розміщення його опорних елементів та порівняльної оцінки фіксуючих матеріалів.

Завдання дослідження: визначити потребу в ортопедичному лікуванні пацієнтів молодого віку з малими включеними дефектами зубного ряду у

фронтальній та бічній ділянках; провести геометричне моделювання розрахунку конфігурації контакту фіксувальних елементів в опорних зубах, що враховують індивідуальні клінічні умови та функціональні навантаження як у фронтальній, так і бічній ділянці зубного ряду, при різних видах прикусу; розробити та запропонувати структуризацію опорних елементів шляхом препарування опорних зубів із додатковим утворенням механічних ретенційних пунктів для збільшення адгезивно-ретенційних властивостей; оцінити фізико-механічні та технологічні властивості матеріалів для непрямих реставрацій та в умовах експерименту встановити залежність від застосування певного композиту подвійного твердіння; обґрунтувати комплексний підхід до вибору методу виготовлення малоінвазивного мостоподібного протеза, конструкційних матеріалів та матеріалів для його фіксації на опорних зубах, оцінити стан фіксації протезних конструкцій на початку лікування та у віддалені терміни спостережень; розробити та впровадити в клініку ортопедичної стоматології алгоритм раціонального протезування пацієнтів з малими включеними дефектами зубного ряду у фронтальній та бічній ділянках.

Для досягнення поставленої мети на основі клінічних, клініко-статистичних та інструментальних методів вивчений стоматологічний статус пацієнтів з малими дефектами зубних рядів, біомеханічно обґрунтовано вибір раціональної конструкції мостоподібного протеза, найбільш ефективного фіксуючого матеріалу та форми і конфігурації ретенційного паза, в умовах експерименту вивчена ефективність адгезивного з'єднання різних фіксуючих матеріалів. Статистичну обробку даних здійснювали за допомогою методів варіаційної статистики.

Відповідно до визначеної мети та поставлених завдань у роботі обстежено 805 пацієнтів (321 жінка та 484 чоловіки) віком від 19 до 50 років (середній вік $31,7 \pm 1,13$ років), які звернулися з метою протезування на кафедру ортопедичної

стоматології БДМУ, КМУ «Міська стоматологічна поліклініка» та до НЛЦ «Університетська клініка» з травня 2016 по червень 2019 року. Для подальшого дослідження було відібрано 157 пацієнтів, з них 86 жінок (54,77%) і 71 чоловік (45,23%) віком від 29 до 44 років, що відповідають рекомендаціям ВООЗ (25-44 років – молодий вік), яким проведено заміщення малих дефектів у фронтальному та бічному відділі зубних рядів верхньої щелепи мостоподібними протезами адгезивної фіксації.

При аналізі потреби осіб молодого віку у ортопедичному лікуванні мостоподібними протезами адгезивної фіксації нами встановлено, що серед осіб, які звернулись за протетичним лікуванням, 73,8 % мали часткові дефекти зубних рядів. Серед осіб віком 20–30 років виявлено на 4,7 % більше жінок з дефектами зубних рядів, ніж чоловіків. У жінок переважали включені однобічні дефекти зубних рядів (III клас) як на верхній, так і на нижній щелепах, тоді як у чоловіків при меншій кількості дефектів III класу діагностовано більшу кількість обмежених дефектів у фронтальній ділянці (IV клас).

При виконанні роботи керувалися принципами біомедичної етики щодо проведення наукових медичних досліджень за участю людини. Усі пацієнти підписували добровільну інформовану згоду на участь у дослідженні.

Запропоновано метод та формулу обрахунку конфігурації контакту фіксуючих елементів до опорних зубів, що враховують індивідуальні клінічні умови та функціональні навантаження як у фронтальній, так і бічній ділянці зубного ряду при різних видах прикусу. Сама складність геометрії елементів порожнини рота та їх взаємодії між собою призводять до неможливості отримання абсолютно точних математичних даних. Урахування таких факторів, як кривизна адгезивної поверхні опорних зубів, нахил повздовжніх осей зубів відносно площини жувального тиску, неоднорідність розподілу внутрішньої напруги в прошарку адгезивного матеріалу, відбувається шляхом введення в

математичне вираження допоміжного коефіцієнту, який отримано експериментальним чином, що дозволяє максимально уточнити отримані дані.

Запропонований нами метод виготовлення адгезивних накладок виконується таким чином. Якщо пацієнт не потребував попередньої ортодонтичної підготовки опорних зубів, ми проводили препарування оральної поверхні опорних зубів з формуванням ретенційних пазів на оральній поверхні глибиною 1,0 – 2,0 мм та площею, яка відповідає анатомічній формі зуба із додатковим нанесенням в ділянці ретенційних борозн послідовного ряду заглиблень на глибину 0,5 – 1,0 мм. Для створення ретенційних пунктів для опорних площадок використовувався комплект борів, який складався з кулястих алмазних інструментів діаметром 2 і 3 мм для створення борозн для адгезивного протеза, тонких подовжених конусоподібних борів із зернистістю 100 мкм для препарування проксимальних або оральних поверхонь, алмазних борів із зернистістю 25-50 мкм для фінірування країв порожнини і контурування реставрації, карбідних борів для шліфування (з гранями від 12 до 32), а також полірувальних голівок, дисків і штрипсів для кінцевої обробки конструкції.

Саме така форма підготовки опорних зубів забезпечувала, з одного боку, підвищення показників механічної фіксації, а з другого – поліпшення якості фіксуючого матеріалу. Результати експериментальних та клінічних досліджень методу виготовлення мостоподібного протеза адгезивної фіксації стверджують, що така методика виключає зсув під час накладання на протезне ложе, дозволяє рівномірно розподілити адгезивний фіксувальний матеріал між твердими тканинами зуба та оклюзійною накладкою; запобігає утворенню пор у фіксуючому матеріалі; запобігає демінералізації твердих тканин зубів; збільшує термін користування протезом; дозволяє більш якісно провести полімеризацію.

На підставі вивчення фізико-механічних властивостей таких, як адгезивна міцність ($11,3 \pm 0,56$) МПа та міцність на відрив ($5,32 \pm 0,27$) МПа, що відповідає

ТУ.У 24.4-00481318-022-2002, доведено доцільність використання матеріалу «Maxcem Elite™» як фіксуєчого. Зручність використання «Maxcem Elite™» при фіксації мостоподібних протезів полягає в пролонгованості робочого часу за рахунок подвійного твердіння, в той час, як більшість аналогів є системами хімічного або світлового твердіння. Наявність основних кольорів фіксуєчого матеріалу дозволяє отримати кращі естетичні показники. Клінічна ергономічність використання даного фіксуєчого матеріалу полягає у застосуванні однокомпонентної адгезивної системи, що значно полегшує та прискорює процес бондингу.

Одержані нами результати дослідження свідчать, що за критеріями водопоглинання та водорозчинності глибина твердіння «Maxcem Elite™» і подібних аналогів достовірно не відрізняються, а за (показниками адгезивної міцності матеріал «Maxcem Elite™» ($11,3 \pm 0,56$) МПа достовірно ($p < 0,001$) переважає Relyx U 100 ($7,92 \pm 0,40$) МПа, як кращий із досліджуваних матеріалів. Також за показником міцності на відрив композит подвійного твердіння «Maxcem Elite™» достовірно ($p < 0,05$) переважає усі досліджувані матеріали, що надає можливість використовувати його як адгезивно-фіксуєчий агент.

При застосуванні матеріалу «Maxcem Elite™» нами не виявлено, зокрема, жодного випадку порушення фіксації, негативного впливу на тканини опорних зубів, що було підтверджено електроодонтометричними дослідженнями та пробами на фарбування.

Клінічна апробація удосконаленого методу фіксації разом із використанням композитного матеріалу подвійної фіксації «Maxcem Elite™» показала, що його застосування дозволяє достовірно ($p < 0,05$) знизити кількість ускладнень на 25% та збільшити терміни користування даними конструкціями за числом середнього значення на 18 місяців.

На основі клінічних, клініко-статистичних та інструментальних методів вивчений стоматологічний статус пацієнтів з малими дефектами зубних рядів, біомеханічно обґрунтовано утворення ретенційних пунктів, в експерименті вивчена ефективність адгезивного з'єднання різних фіксуєчих матеріалів.

Комплексно вивчено морфо-функціональний стан тканин пародонта та опорних зубів у хворих з включеними дефектами зубного ряду малої протяжності, що локалізовані у фронтальній та бічній ділянках, біомеханічно обґрунтовано вибір раціональної конструкції мостоподібного протеза, найбільш ефективного фіксуєчого матеріалу, форму та конфігурацію ретенційних елементів.

Обґрунтовано конфігурацію контакту опорних елементів до твердих тканин опорного зуба за допомогою методу математичного моделювання із урахуванням всіх складових жувального навантаження та індивідуальних особливостей клінічних умов.

Комплексно вивчено фізико-механічні та технологічні властивості композитного матеріалу подвійного твердіння «Maxcem Elite™» та проведено його порівняльну характеристику із адгезивно-фіксуєчими матеріалами цієї групи («Bifix QV», VOCO, Cuxhaven, Німеччина, «Relyx U 100», 3M ESPE, Міннесота, США).

Науково обґрунтовано та клінічно доведено ефективність застосування методу виготовлення мостоподібних протезів із металевим та безметалевим каркасом та мінімізованим препаруванням опорних зубів для створення механічної ретенції.

На основі фізико-механічних, експериментальних і клінічних досліджень був запропонований та апробований спосіб фіксації адгезивних мостоподібних протезів, відповідно до методу мінімізованого препарування опорних зубів із використанням самопротравлюєчого самоадгезивного композиту подвійної

фіксації «Maxsem Elite™» (Патент на корисну модель № 148439 UA), завдяки якому збільшується надійність фіксації та продовжується термін користування протезами.

Автором досліджено та впроваджено в практичну охорону здоров'я композитний матеріал подвійної фіксації «Maxsem Elite™» і обґрунтовано переваги його клінічного застосування в якості фіксуючого матеріалу для мостоподібних протезів, а також розроблені практичні рекомендації щодо його застосування.

Підтверджені рекомендації щодо використання харчових продуктів при користуванні даними протезами з урахуванням як жувального навантаження, так і міцності самих конструкцій.

Ключові слова: адгезивний мостоподібний протез, мінімізований метод препарування опорних зубів, математична модель, конфігурація ретенційної опори, розрахунки величин навантаження, порівняльна оцінка фіксувальних матеріалів.

ANNOTATION

Sorokhan M.M. Clinical and biomechanical substantiation of creating of a non-removable bridge with minimally invasive preparation of abutment teeth. - Qualifying scientific work on the rights of the manuscript.

Thesis for obtaining a degree of Doctor of Philosophy in the field of study 22 Health care in speciality 221 – Dentistry (14 01.22 – Dentistry – Bukovinian State Medical University, Chernivtsi, 2021.

This thesis is devoted to the study of the features of orthopedic treatment for small defects of a dentition by biomechanical substantiation of the design of the bridge prosthesis, optimization of the configuration of its supporting elements, development of a method for minimally invasive preparation of abutment teeth and comparative

evaluation of fixing materials.

Until now, there is no consensus regarding the optimal design of the bridge prosthesis, which would associate the best mechanical strength, wear resistance and durability with maximum aesthetics and minimally invasive preparation of abutment teeth. In this regard, experimental and clinical studies of the biomechanical substantiation for choosing the optimal design of minimally invasive bridge prosthesis should be considered relevant and timely, especially during the development of new technologies in dentistry.

The aim of the study was to increase the effectiveness of orthopedic treatment of small defects of the dentition by biomechanical substantiation of the design of bridge prosthesis with minimized preparation of teeth, optimizing the location of its supporting elements and comparative evaluation of fixing materials.

Research objectives: to determine the need for orthopedic treatment of young patients with small included defects in the dentition in the frontal and lateral areas; to carry out mathematical modeling of the calculation of the contact configuration of the fixing elements to the abutment teeth, taking into account individual clinical conditions and functional loads both in the anterior and lateral parts of the dentition for various types of occlusion; to develop and propose a design of supporting elements by preparing abutment teeth with additional formation of mechanical retention points to increase the adhesive-retention properties; to evaluate the physical, mechanical and technological properties of materials for indirect restorations and, under experimental conditions, to establish the dependence on the use of a certain dual-curing composite; substantiate an integrated approach to the choice of the method of manufacturing a minimally invasive bridge prosthesis, construction materials and materials for its fixation on the abutment teeth. Assess the state of fixation of these structures at the beginning of treatment and in the long-term follow-up; to develop and implement in the clinic of orthopedic dentistry an algorithm for rational prosthetics of patients with

small included defects in the dentition in the frontal and lateral areas.

To achieve this goal on the basis of clinical, clinical-statistical and instrumental methods, the dental status of patients with small defects in the dentition was studied, the choice of a rational bridge design, the most effective fixation material and the shape and configuration of the retention groove was biomechanically substantiated. The experiment studied the effectiveness of adhesive bonding of various fixing materials. Statistical data processing was carried out using the methods of variation statistics.

According to a specific goal and set tasks, 805 patients (321 women and 484 men) aged 19 to 50 years old (average age 31.7 ± 1.13 years) were examined in the work. dentistry BSMU, KMU "City Dental Clinic" and in the EMC "University Clinic" from May 2016 to June 2019. For further research, 157 patients were selected, of which 86 women (54.77%) and 71 people (45.23%) aged 29 to 44 years, in accordance with the WHO recommendations (25-44 years - young age), who underwent replacement of small defects in the frontal and lateral part of the dentition of the upper jaw with bridges of adhesive fixation.

When analyzing the need of young people in orthopedic treatment with adhesive fixation bridges, we found that among those who applied for prosthetic treatment, 73.8% had partial dentition defects. Among persons aged 20-30 years, 4.7% more women with defects in dentition were identified than men. In women, included unilateral defects of the dentition (class III) both in the upper and lower jaws prevailed, while in men with a smaller number of defects in class III, a greater number of limited defects in the anterior region (class IV) were diagnosed.

In carrying out the work, we were guided by the principles of biomedical ethics for conducting scientific medical research with human participation. All patients signed voluntary informed consent to participate in the study.

A method and a formula for calculating the configuration of the contact of the fixing elements to the abutment teeth, taking into account individual clinical conditions

and functional loads both in the anterior and lateral parts of the dentition for various types of occlusion, is proposed. The very complexity of the geometry of the elements of the oral cavity and their interaction with each other lead to the impossibility of obtaining absolutely accurate mathematical data. Factors such as the curvature of the adhesive surface of the abutment teeth, the inclination of the longitudinal axes of the teeth relative to the plane of the chewing pressure, the inhomogeneity of the distribution of internal stresses in the layer of the adhesive material are taken into account by introducing into the mathematical expression an auxiliary coefficient obtained experimentally, which makes it possible to maximize the obtained data.

Our proposed method of making adhesive patches is performed as follows. If the patient did not need preliminary orthodontic preparation of the abutment teeth, we prepared the oral surface of the abutment teeth with the formation of retention grooves with a depth of 1.0 - 2.0 mm and an area corresponding to the anatomical shape of the tooth with additional application in the area of the retention grooves of a successive row of grooves to a depth 0.5 - 1.0 mm. To create retention points for the support sites, a set of burs was used, consisting of spherical diamond tools with a diameter of 2 and 3 mm to create grooves for an adhesive prosthesis, thin elongated cone-shaped burs with a grit of 100 μm for preparation of proximal or oral surfaces, diamond burs with a grit of 25-50 μm for finishing cavity margins and contouring restorations, carbide burs for grinding (with edges from 12 to 32), as well as polishing heads, discs and strips for finishing the structure.

It was this form of preparation of abutment teeth that provided, on the one hand, an increase in the indicators of mechanical fixation, and on the other hand, an improvement in the quality of the fixing material. The results of experimental and clinical studies of the method of manufacturing an adhesive fixation bridge confirm that this technique excludes displacement when applied to the prosthetic bed, allows evenly distributing the adhesive fixing material between the hard tissues of the tooth

and the occlusal patch; prevents the formation of pores in the fixing material; prevents demineralization of dental hard tissues; increases the term of use of the prosthesis; allows for better polymerization.

It was found that according to the criteria of water absorption and water solubility, the depth of hardening of Maxcem EliteTM and similar analogs does not differ significantly, and according to ((indicators of adhesive strength material Maxcem EliteTM (11.3 ± 0.56) MPa reliably ($p < 0.001$) prevails Relyx U 100 (7.92 ± 0.40) MPa, as the best of the investigated materials. Also, in terms of peel strength, the dual-curing composite "Maxcem EliteTM" significantly outperforms ($p < 0.05$) all the studied materials, which makes it possible to use it as an adhesive-fixing agent.

Based on the study of physical and mechanical properties such as adhesive strength (11.3 ± 0.56) MPa and peel strength (5.32 ± 0.27) MPa, which corresponds to TU. U 24.4-00481318-022-2002, the expediency of using Maxcem EliteTM material as a fixing material has been proved. The presence of the main colors of the fixing material allows you to get the best aesthetic results. The clinical ergonomics of using this bonding material lies in the use of a one-component adhesive system, which greatly facilitates and speeds up the bonding process.

When using the Maxcem EliteTM material, we did not find, in particular, not a single case of a violation of fixation, a negative effect on the tissues of the abutment teeth, which was confirmed by electroodontometric studies and staining tests.

Clinical testing of the improved fixation method along with the use of the Maxcem EliteTM double fixation composite material has shown that its use can reliably ($p < 0.05$) reduce the number of complications by 25% and increase the use of these structures by the number of average values for 18 months.

On the basis of clinical, clinical-statistical and instrumental methods, the dental status of patients with small defects of the dentition has been studied, the creation of retention points is biomechanically justified, and the effectiveness of the adhesive

connection of various fixing materials has been studied experimentally.

The morpho-functional state of the periodontal tissues and abutment teeth was comprehensively studied in patients with included defects in the dentition of short length, localized in the anterior and lateral areas, the choice of a rational design of the bridge prosthesis, the most effective fixing material, the shape and configuration of retention elements were biomechanically substantiated.

The configuration of the contact of the supporting elements to the hard tissues of the abutment tooth was substantiated using the method of mathematical modeling, taking into account all the components of the masticatory loading and the individual characteristics of the clinical conditions.

The physico-mechanical and technological properties of the dual-curing composite material "Maxcem Elite™" have been comprehensively studied, in a comparative aspect with the adhesive-fixing materials of this group ("Bifix QV", VOCO, Cuxhaven, Germany, "Relyx U 100", 3M ESPE, Minnesota, USA).

Scientifically substantiated and clinically proven the effectiveness of the method of manufacturing bridges with a metal and non-metal framework, as well as minimized preparation of abutment teeth to create mechanical retention.

On the basis of physico-mechanical, experimental and clinical studies, a method of fixing adhesive bridge prosthesis was proposed and tested in accordance with the method of minimized preparation of abutment teeth and the use of a self-etching self-adhesive double fixation composite Maxcem Elite™ (Patent N 148439 UA), due to which the reliability of fixation increases and the term of use of prostheses is extended.

The author investigated and introduced into the practice of health care the composite material of double fixation "Maxcem Elite™" and substantiated the advantages of its clinical use as a fixing material for bridge prosthesis, as well as developed practical recommendations for its use.

Recommendations on the use of food products when using these prostheses have

been confirmed, taking into account both the masticatory loading and the strength of the structures themselves.

Key words: adhesive bridge prosthesis, minimized method of preparation of abutment teeth, mathematical model, configuration of retention support, calculation of load values, comparative assessment of fixing materials.

НАУКОВІ ПРАЦІ, В ЯКИХ ОПУБЛІКОВАНІ ОСНОВНІ НАУКОВІ РЕЗУЛЬТАТИ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Бєліков ОБ, Сорохан ММ Порівняльна характеристика мостоподібних протезів з мініінвазивним препаруванням опорних зубів (Огляд літератури). Буковинський медичний вісник. 2017;1(81):224-229. doi: <https://doi.org/10.24061/2413-0737.XXI.1.81.2017.48> *(Дисертант опрацював літературу та підготував матеріал до друку. Співавтор: професор ОБ Бєліков надав консультативну допомогу).*

2. Янішен ІВ, Герман СА, Ярина ІМ, Сідорова ОВ, Сорохан ММ Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей стоматологічних цементів для постійної фіксації ортопедичних конструкцій. Український журнал медицини, біології та спорту. 2018;6(15):240-244. doi: <https://doi.org/10.26693/jmbs03.06.240> *(Дисертант опрацював літературу та узагальнив результати. Співавтори: професор ІВ Янішен та доцент СА Герман надавали консультативну допомогу, асистенти ІМ Ярина та ОВ Сідорова підготували матеріал до друку).*

3. Belikov OI, Sorokhan NN Characteristics of the physical and mechanical properties of self-etching self-adhesive cements for indirect restorations in a comparative aspect. Український журнал медицини, біології та спорту. 2022; 1(35):203-207 <https://doi.org/10.26693/jmbs07.01.203> *(Дисертант опрацював та узагальнив результати досліджень та подав матеріал до друку).*

літературу. Співавтор: професор ОБ Беліков надав консультативну допомогу).

4. Sorokhan M., Byelikov O. Comparative characteristics of the physical and mechanical properties of the self-etchable self-adhesive composite cement for indirect restorations "Maxcem Elite TM". Клінічна стоматологія. 2022; 1:17-21 <https://doi.org/10.11603/2311-9624.2022.1>. *(Дисертант опрацював та узагальнив результати досліджень та подав матеріал до друку літературу. Співавтор: професор ОБ Беліков надав консультативну допомогу).*

НАУКОВІ ПРАЦІ, ЯКІ ЗАСВІДЧУЮТЬ АПРОБАЦІЮ МАТЕРІАЛІВ ДИСЕРТАЦІЇ

5. Sorokhan MM Evaluation of physic-mechanical properties of orthopedic structures in a corporative perspective. В: Матеріали 100-ї підсумк. конф. проф-викл. персон. вищого держав. навчальн. закладу України «Буковинський державний медичний університет», присвяч. 75-річчю БДМУ; 2019 Лют 11, 13, 18; Чернівці. Чернівці; Медуніверситет, 2019, с.381-2.

6. Сорохан ММ, Беліков ОБ, Белікова НІ, Белікова ЛО Аналіз фізико-механічних властивостей композитного матеріалу - Maxcem Elite TM у порівняльному аспекті з фіксуючими матеріалами для непрямих реставрацій. In: Materials of the 7th International scientific and practical conference. Eurasian scientific congress. Barca Academy Publishing. Barcelona, Spain; 2020. Barcelona, 2020, p. 94-98. URL: <https://sci-conf.com.ua> *(Дисертант привів аналіз та узагальнив результати фізико-механічних досліджень, співавтори: професор ОБ Беліков, надав консультативну допомогу, асистент НІ Белікова підготувала матеріал до друку).*

7. Sorokhan MM, Belikov OB, Belikova NI Comparative characteristics of

physical and mechanical properties of fixing materials for indirect restorations. In: Materials V International Scientific-Practical Conference with international participation. Natural Science Readings; 2020 May 28-30; Bratislava; Bratislava, 2020, p 26-28. *(Дисертант проаналізував та узагальнив результати фізико-механічних досліджень, співавтор: професор ОБ Беліков надав консультативну допомогу, асистент НІ Белікова підготувала матеріал до друку).*

8. Sorokhan MM, Belikov OB, Belikova NI Advantages of application for fixing of fixed structures of self-etching self-adhesive composite cement for indirect restorations "Maxcem Elite". In: Materials V International Scientific-Practical Conference with international participation. Natural Science Readings; 2020 May 28-30; Bratislava; Bratislava, 2020, p 28-30. *(Дисертант провів порівняльну оцінку фіксації композитів подвійної фіксації для непрямой реставрації, співавтор: професор ОБ Беліков надав консультативну допомогу, асистент НІ Белікова підготувала матеріал до друку).*

9. Sorokhan MM, Belikov OB, Belikova NI. Method of preparation of abutment teeth with minimally invasive preparation to improve the retention of bridges of adhesive fixation. In: Materials V International Scientific-Practical Conference with international participation. Natural Science Readings; 2020 May 28-30; Bratislava; Bratislava, 2020, p 32-33. *(Дисертант запропонував і обґрунтував методику препарування опорних зубів, співавтор: професор ОБ Беліков надав консультативну допомогу, асистент НІ Белікова підготувала матеріал до друку).*

10. Сорохан ММ, Беліков ОБ, Белікова НІ, Белікова ЛО Порівняльна характеристика фізико-механічних властивостей композитних цементів для непрямих реставрацій. В: Збірник тез наукових робіт учасників міжнар. наук-практич. конф. Медична наука та практика: виклики і сьогодення; 2020

Серп 21-22; Львів; Львів: ГО «Львівська медична спільнота», 2020, с 40-4. *(Дисертант узагальнив результати фізико-механічних досліджень, співавтори: професор ОБ Беліков та асистент НІ Белікова надали консультативну допомогу, студент ЛО Белікова підготувала матеріал до друку).*

11. Беліков ОБ, Сорохан ММ, Белікова НІ Деякі фізико-механічні властивості самоадгезивного і самопротравлюючого композиту подвійної фіксації «Maxcem Elite™» як фіксувального матеріалу та його аналогів. In: Materials XI International Science Conference. Topical issues of modern science and education, 2021 March 11–13; Tallinn, Estonia, 2021, p 93-6. URL: <https://isg-konf.com>. DOI: 10.46299/ISG.2021.I.XI *(Дисертант узагальнив окремі результати фізико-механічних досліджень, співавтор: професор ОБ Беліков надав консультативну допомогу, асистент НІ Белікова підготувала матеріал до друку).*

НАУКОВІ ПРАЦІ, ЯКІ ДОДАТКОВО ВІДОБРАЖАЮТЬ НАУКОВІ РЕЗУЛЬТАТИ ДИСЕРТАЦІЇ

12. Belikov O, Sorokhan N, Belikova N, Roshchuk O, Vatamaniuk N Comparative characteristics of the physicommechanical properties of self-etching self-adhesive cements for indirect restorations Journal of social sciences, nursing, public health and education. 2021; 1: 5-10. <http://snpe-journal.sk/2021-2> *(Дисертант узагальнив результати фізико-механічних та технологічних досліджень, співавтори: професор ОБ Беліков та доцент НВ Ватаманюк надали консультативну допомогу, асистенти НІ Белікова та ОІ Рошчук підготували матеріал до друку).*

13. Belikov AB, Belikova NI, Sorokchan MM Спосіб підвищення

міцності адгезивної фіксації мостоподібних протезів до твердих тканин опорних зубів In: Innovative approaches to personal development and health improvement. Monographic series «European Science». Book 4. Part 10. 2021; ScientificWorld-NetAkhatAV, Karlsruhe, Germany: 162-168. DOI:10.21893/2709-2313.2021-04-10-038

<https://www.sworld.com.ua/index.php/kongress/collectiv-monograf/arhiv-mono-ua/apr2021> (Дисертант обґрунтував та запропонував спосіб виготовлення мостоподібних протезів, співавтор: професор ОІ Беліков надав консультативну допомогу, асистент НІ Белікова підготувала матеріал монографії до друку).

14. Sorokhan M, Belikov A, Belikova N, Belikova L Comparative characteristics of the physical and mechanical properties of the self-etchable self-adhesive composite cement for indirect restorations "Maxcem Elite™". In: of the 12th International scientific and practical conference. Dynamics of the development of world science. 2020; Vancouver, Canada. 104-110. URL: <https://sci-conf.com.ua> (Дисертант опрацював літературу та узагальнив результати фізико-механічних досліджень. Співавтори: професор ОБ Беліков, асистент НІ Белікова надавали консультативну допомогу, студент ЛО Белікова підготували матеріал до друку).

15. Sorokhan M, Belikov A, Belikova N, Belikova L Comparative characteristics of the physicomachanical properties of self-etching selfadhesive composite cement for indirect restorations of "Maxcem Elite" with analogues, as a fixing material for bridges of adhesive fixation. In: of the 1st International scientific and practical conference. Fundamental and applied research in the modern world. 2020; Boston, USA. 16-24. URL: <https://sci-conf.com.ua> (Дисертант опрацював відповідну літературу та узагальнив результати. Співавтори: професор ОБ Беліков надав консультативну допомогу,

асистент НІ Бєлікова та студент ЛО Бєлікова підготували матеріал до друку).

16. Сорохан ММ, Бєліков ОБ, Палійчук ВІ, Рожко ММ, Палійчук ІВ винахідники; заявник і патентовл. Спосіб виготовлення мостоподібних протезів адгезивної фіксації. Патент України № 148439. 2021 Сер 11. *(Дисертантом зібрано та опрацьовано матеріал, сформульовано заявку та формулу патенту, підготовлено до друку. Співавтори: професор ОБ Бєліков, ММ Рожко, ІВ Палійчук надали консультативну допомогу, доцент ВІ Палійчук допоміг в оформленні патенту).*

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ	2
ANNOTATION.....	8
Перелік умовних позначень.....	21
ВСТУП.....	22
Розділ 1. КОНСТРУКТИВНІ ОСОБЛИВОСТІ ЗАМІЩЕННЯ МАЛИХ ВКЛЮЧЕНИХ ДЕФЕКТІВ ЗУБНИХ РЯДІВ (огляд літератури).....	31
1.1. Показники розповсюдженості малих дефектів зубних рядів та потреби в ортопедичному лікуванні.....	31
1.2. Способи відновлення малих дефектів зубних рядів.....	33
1.3. Біомеханічні принципи конструювання незнімних малоінвазивних мостоподібних протезів.....	53
1.4. Конструктивні особливості опорних елементів адгезивних мостоподібних протезів.....	59
1.5. Сучасні матеріали, які використовуються в ортопедичній стоматології для фіксації адгезивних мостоподібних протезів.....	67
Розділ 2. МАТЕРІАЛ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	77
2.1. Загальна характеристика обстежених пацієнтів.....	77
2.2. Клінічні методи досліджень.....	81
2.3. Експериментальні методи досліджень.....	92
2.3.1. Математичне моделювання та розрахунок ретейційних можливостей збільшення умов фіксації мостоподібних протезів.....	92
2.3.2. Визначення функціональних навантажень у фронтальній ділянці зубного ряду.....	98
2.3.3. Запропонований метод виготовлення конструкції опорних елементів мостоподібного протеза адгезивної фіксації.....	101

2.4. Дослідження фізико-механічних властивостей самоадгезивного і самопротравлюючого композиту подвійної фіксації «Maxcem Elite», як фіксувального матеріалу та його аналогів.....	106
2.4.1. Визначення зовнішнього вигляду пасти.....	109
2.4.2. Визначення товщини твердіння.....	109
2.4.3. Визначення зовнішнього вигляду та кольору полімеризату.....	110
2.4.4. Визначення діаметральної міцності.....	111
2.4.5. Визначення рентгенконтрастності полімеризату.....	112
2.4.6. Визначення твердості та конічної точки плинності за Хепплером.....	114
2.4.7. Визначення водопоглинання та водорозчинності протягом 7 діб.....	115
2.4.8. Визначення межі міцності на відрив.....	116
2.4.9. Визначення адгезивної міцності з'єднання з твердими тканинами зуба.....	118
2.5. Характеристика методів статистичного аналізу.....	120
Розділ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ.....	126
3.1. Обґрунтування вибору вимірів конструкції на умовах експерименту.	126
3.2. Обґрунтування вибору вимірів конструкції на умовах математичного моделювання.....	133
3.3. Результати визначення функціональних навантажень у фронтальній ділянці зубного ряду.....	136
3.4. Результати експериментального дослідження застосування запропонованого методу фіксації мостоподібних протезів методом адгезії із поєднанням методу механічного з'єднання.....	144

3.5. Вивчення фізико-механічних властивостей самопротравлювального самоадгезивного композитного цементу «Махсем Elite» як фіксувального матеріалу.....	146
Розділ 4. РЕЗУЛЬТАТИ КЛІНІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ.....	156
4.1. Результати клінічного застосування запропонованого методу розрахунку конфігурації фіксувальних елементів адгезивних мостоподібних протезів.....	157
4.2. Клінічна оцінка застосування запропонованого методу підготовки опорних зубів та фіксації мостоподібних протезів.....	163
4.3. Клінічна оцінка застосування матеріалу «Махсем Elite», як фіксувального в поєднанні з методом підготовки опорних зубів під адгезивні накладки мостоподібного протеза.....	167
АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	183
ВИСНОВКИ.....	199
ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ.....	201
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	203
ДОДАТКИ.....	248

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АМП – адгезивний мостоподібний протез

МП – мостоподібний протез

МПАФ - мостоподібний протез адгезивної фіксації

ЕОД - електроодонтодіагностика

КПВ - індекс інтенсивності ураження карієсом зубів

КПІ - комплексний пародонтальний індекс

СФКС - структурно-функціональна кислотостійкість

ТЕР - тест емалевої резистентності

СКЦ – самоадгезивний композитний цемент

ОHI-S - спрощений індекс стану гігієни порожнини рота

ВСТУП

Актуальність дослідження. Відновлення безперервності зубного ряду за рахунок заміщення малих включених дефектів зубних рядів, з втратою одного зуба у фронтальній або бічній ділянках, є одним із актуальних завдань сучасної стоматології. Як правило, класичний спосіб відновлення цілісності зубного ряду потребує препарування двох опорних зубів, що межують з дефектом. За даними статистичного аналізу серед осіб, які звернулися за стоматологічною допомогою, 70-80% пацієнтів мають потребу у виготовленні зубних протезів, а у структурі дефектів зубних рядів переважають включені — у фронтальному та бічному відділах [7, 12, 14, 17, 19]. Привертає увагу зростання поширеності часткової відсутності зубів серед осіб віком від 21 року, що є прямим протипоказанням у молодому віці щодо виготовлення мостоподібних протезів (МП) [3].

Для відновлення цілісності малих включених дефектів зубних рядів, у клініці ортопедичної стоматології використовуються МП із різними елементами фіксації, тобто коронками, напівкоронками, вкладками тощо [58]. При заміщенні дефектів зубних рядів такими конструкціями жувальна ефективність відновлюється і досягає майже 100% за методикою Агапова [13, 16]. Проте, використання традиційних МП потребує значного препарування опорних зубів із нанесенням додаткової травми як для зуба, так і для пацієнта, що недостатньою мірою відповідає функціональній анатомії.

На сьогоднішній час, завдяки прогресивному розвитку матеріалознавства та інноваційних технологій у стоматології, для відновлення безперервності зубних рядів з малими включеними дефектами широко застосовують адгезивні мостоподібні протези (АМП), що поєднують в собі: естетичність, достатньо високу зносостійкість, щадний підхід до препарування опорних зубів, швидкість виготовлення і, за прямого клінічного методу - незалежність від зуботехнічної лабораторії [36, 48, 68, 81]. Сучасні методи виготовлення АМП передбачають

препарування опорних зубів, яке за об'ємом більш щадне від традиційних МП, та відновлення відсутнього зуба за допомогою фотокомпозитних матеріалів з армуванням скловолоконними елементами, які укладаються у підготовлені порожнини, що межують з дефектом опорних зубів. Однак, як показує практичне застосування, у функціональному плані дані конструкції незначною мірою поступаються традиційним МП. Причиною цього є недостатня, або довільна площа фіксуючих елементів, а також їх необґрунтоване розташування, несприятлива біомеханіка функціонування такого МП і, як наслідок, можливе порушення фіксації; виникнення крайового зазору між опорною вкладкою і зубом; карієсу опорного зуба тощо [106, 107, 108, 109].

Однією з умов функціональності АМП є їх висока зносостійкість до стирання та порушення фіксації. Для забезпечення таких характеристик необхідно планувати конструкцію протезів із раціональним розрахунком розподілу жувального навантаження [58, 74]. Незважаючи на аналогічні дослідження, залишається достатньо невирішених питань, що стосуються як формування порожнин в опорних зубах, так і фіксації конструкції АМП, а також вибір сучасних матеріалів для їхнього виготовлення та фіксації. Також, відсутня адаптована клінічна система оцінки таких протезів, яка б дозволила прогнозувати можливість ускладнень у ранні терміни. У багатьох випадках, для задоволення естетичних вимог виникають труднощі при усуненні включених дефектів у фронтальній ділянці, коли опорні зуби є інтактними, мають правильну форму та природний колір. Ці недоліки, безумовно, можна усунути за рахунок впровадження і удосконалення нових конструкцій незнімних протезів, а також завдяки використанню нових матеріалів для їхньої фіксації. Таким чином, досі немає єдиної думки щодо найкращої конструкції МП, яка б поєднувала оптимальну механічну міцність, зносостійкість і довговічність зі збереженням максимальної естетичності та малоінвазивного препарування опорних зубів. У зв'язку з цим експериментальні та клінічні дослідження щодо біомеханічного

обґрунтування вибору оптимальної конструкції малоінвазивних МП є актуальними і своєчасними, особливо із прогресивним розвитком новітніх технологій у стоматології.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертація є фрагментом науково-дослідних робіт кафедри ортопедичної стоматології Буковинського державного медичного університету «Мультидисциплінарний підхід до діагностики, лікування та профілактики основних стоматологічних захворювань зі збереженням регенеративних властивостей тканин і відновлення протетичних властивостей анатомічних структур у мешканців Північної Буковини» (державний реєстраційний номер 0116 U 002929) та «Етіопатогенетичні аспекти реабілітації основних стоматологічних захворювань щелепно-лицевої ділянки» (державний реєстраційний номер 0121U109997). Автор є безпосереднім виконавцем фрагментів запланованих науково-дослідних робіт.

Мета дослідження – підвищити ефективність ортопедичного лікування при малих дефектах зубного ряду шляхом біомеханічного обґрунтування малоінвазивної конструкції мостоподібного протеза, оптимізації розміщення його опорних елементів та порівняльної оцінки фіксуючих матеріалів.

Завдання дослідження:

1. Визначити потребу в ортопедичному лікуванні пацієнтів молодого віку з малими включеними дефектами зубного ряду у фронтальній та бічній ділянках.
2. Провести геометричне моделювання розрахунку конфігурації контакту фіксувальних елементів в опорних зубах, що враховують індивідуальні клінічні умови та функціональні навантаження як у фронтальній, так і бічній ділянці зубного ряду, при різних видах прикусу.

3. Розробити та запропонувати структурування опорних елементів шляхом препарування опорних зубів із додатковим утворенням механічних ретенційних пунктів для збільшення адгезивно-ретенційних властивостей.

4. Оцінити фізико-механічні та технологічні властивості матеріалів для непрямих реставрацій та в умовах експерименту встановити залежність від застосування певного композиту подвійного твердіння.

5. Обґрунтувати комплексний підхід до вибору методу виготовлення малоінвазивного мостоподібного протеза, конструкційних матеріалів та матеріалів для його фіксації на опорних зубах. Оцінити стан фіксації протезних конструкцій на початку лікування та у віддалені терміни спостережень.

6. Розробити та впровадити в клініку ортопедичної стоматології алгоритм раціонального протезування пацієнтів з малими включеними дефектами зубного ряду у фронтальній та бічній ділянках.

Об'єкт дослідження – ефективність відновлення безперервності зубних рядів при малих включених дефектах у фронтальному та бічному відділах зубних рядів за допомогою незнімних мостоподібних протезів з малоінвазивним препаруванням опорних зубів.

Предмет дослідження – стан тканин пародонта за наявності незнімних протезів, виготовлених з різних матеріалів із різним ступенем препарування опорних зубів або безпрепарувальні методи, залежно від місця розташування елементів фіксації, форми зубного ряду, величини та форми коронки наявних природних зубів, виду прикусу та наявності діастеми або трем.

Методи дослідження. Математичне моделювання конструктивних особливостей опорних елементів МП застосовували з метою обґрунтованого їх розташування; технологічні та фізико-механічні методи — для обґрунтованої оцінки властивостей міцності фіксувальних матеріалів і самих конструкцій; клінічні та біометричні методи — для оцінки клінічної ситуації та якості протезування МП; паралелометрію — для визначення оптимального

розташування елементів фіксації на опорних зубах; параметричні та непараметричні методи статистики — для отримання достовірних результатів експериментальних та клінічних досліджень.

Наукова новизна отриманих результатів.

Доповнено наукові дані щодо потреби осіб молодого віку у ортопедичному лікуванні мостоподібними протезами адгезивної фіксації. Встановлено, що серед осіб, які звернулись за протетичним лікуванням, 73,8 % мали часткові дефекти зубних рядів. Серед осіб віком 20–30 років виявлено на 4,7 % більше жінок з дефектами зубних рядів, ніж чоловіків. У жінок переважали включені одnobічні дефекти зубних рядів (III клас) як на верхній, так і на нижній щелепах, тоді як у чоловіків при меншій кількості дефектів III класу діагностовано більшу кількість обмежених дефектів у фронтальній ділянці (IV клас).

На основі клінічних, клініко-статистичних та інструментальних методів вивчений стоматологічний статус пацієнтів з малими дефектами зубних рядів, біомеханічно обґрунтовано утворення ретенційних пунктів, в експерименті вивчена ефективність адгезивного з'єднання різних фіксуєючих матеріалів.

Комплексно вивчено морфо-функціональний стан тканин пародонта опорних зубів у хворих з включеними дефектами зубного ряду малої протяжності, що локалізовані у фронтальній та бічній ділянках, біомеханічно обґрунтовано вибір раціональної конструкції МП, найбільш ефективний фіксуєючий матеріал, форма та конфігурація ретенційних елементів.

Обґрунтовано конфігурацію контакту опорних елементів до твердих тканин опорного зуба за допомогою методу математичного моделювання із урахуванням всіх складових жувального навантаження та індивідуальних особливостей клінічних умов.

Комплексно вивчено фізико-механічні та технологічні властивості композитного матеріалу «Maxcem Elite™» та проведено його порівняльну характеристику із іншими адгезивно-фіксуєючими матеріалами цієї групи.

Встановлено, що за критеріями водопоглинання та водорозчинності глибина твердіння «Махсем Elite™» і подібних аналогів достовірно не відрізняються, а за (показниками адгезивної міцності матеріал «Махсем Elite™» ($11,3 \pm 0,56$) МПа достовірно ($p < 0,001$) переважає Relyx U 100 ($7,92 \pm 0,40$) МПа, як кращий із досліджуваних матеріалів. Також, за показником міцності на відрив, композит подвійного твердіння «Махсем Elite™» достовірно ($p < 0,05$) переважає усі досліджувані матеріали, що надає можливість використовувати його як адгезивно-фіксувальний агент.

На підставі вивчення фізико-механічних властивостей таких, як адгезивна міцність ($11,3 \pm 0,56$) МПа та міцність на відрив ($5,32 \pm 0,27$) МПа, що відповідає ТУ.У 24.4-00481318-022-2002, доведено доцільність використання матеріалу «Махсем Elite™» як фіксувального. Зручність використання «Махсем Elite™» при фіксації мостоподібних протезів полягає в пролонгованості робочого часу за рахунок подвійного твердіння, в той час, як більшість аналогів являють собою системи хімічного або світлового твердіння. Наявність основних кольорів фіксувального матеріалу дозволяє отримати кращі естетичні показники. Клінічна ергономічність використання даного фіксувального матеріалу полягає у застосуванні однокомпонентної адгезивної системи, що значно полегшує та прискорює процес бондингу.

Науково обґрунтовано та клінічно доведено ефективність застосування методу виготовлення мостоподібних протезів із металевим і безметалевим каркасом та мінімізованим препаруванням опорних зубів для створення механічної ретенції.

При застосуванні матеріалу «Махсем Elite™» нами не виявлено, зокрема, жодного випадку порушення фіксації, негативного впливу на тканини опорних зубів, що було підтверджено електроодонтометричними дослідженнями та пробами на фарбування.

Клінічна апробація удосконаленого методу фіксації разом із використанням композитного матеріалу подвійної фіксації «Maxsem Elite™» показала, що його застосування дозволяє достовірно ($p < 0,05$) знизити кількість ускладнень на 25% та збільшити терміни користування даними конструкціями за числом середнього значення на 18 місяців.

Практичне значення одержаних результатів.

На основі фізико-механічних, експериментальних і клінічних досліджень був запропонований та апробований спосіб фіксації адгезивних мостоподібних протезів, відповідно до методу мінімізованого препарування опорних зубів і використання самопротравлюючого самоадгезивного композиту подвійної фіксації «Maxsem Elite™» (Патент на корисну модель № 148439 UA), завдяки якому збільшується надійність фіксації та подовжується термін користування протезів.

Автором досліджено та впроваджено в практику охорони здоров'я композитний матеріал «Maxsem Elite™» для фіксації МПАФ та обґрунтовано переваги його клінічного застосування як фіксувального, а також розроблено практичні рекомендації для його використання.

Підтверджено рекомендації щодо вживання продуктів харчування при застосуванні цих протезів з урахуванням виникаючого жувального навантаження та характеристик міцності даних конструкцій.

Впровадження результатів дослідження. Результати наукової роботи впроваджені в лікувальний процес стоматологічних установ державної і приватної власності КМУ «Міська стоматологічна поліклініка» м. Чернівці, КУ «Полтавський обласний центр стоматології, стоматологічна клінічна поліклініка», лікувально-діагностичну роботу кафедри ортопедичної стоматології Івано-Франківського національного медичного університету, у лікувальну роботу кафедри стоматології Інституту післядипломної освіти Івано-Франківського національного медичного університету, лікувально-діагностичну

роботу Університетської стоматологічної поліклініки м. Ужгород, у лікувально-діагностичну роботу НЛЦ «Університетська клініка м. Чернівці».

Теоретичні положення та практичні рекомендації дисертаційної роботи впроваджені в навчальний процес на кафедрах ортопедичної стоматології Буковинського державного медичного університету, ДУ «Дніпровська медична академія», Львівського національного медичного університету ім. Данила Галицького, Тернопільського національного медичного університету імені І. Я. Горбачевського, кафедри ортопедичної стоматології з імплантологією Української медичної стоматологічної академії, м. Полтава.

Особистий внесок здобувача. Автор самостійно здійснив патентно-інформаційний пошук, аналіз та узагальнення джерел літератури з питань, що визначають тему дисертаційної роботи. З'ясовано актуальність, сформовано мету і завдання дисертаційної роботи, вибір методів досліджень. Самостійно проведено клінічні дослідження пацієнтів, збір матеріалу для експериментальних, біомеханічних та функціональних досліджень, їх аналіз та статистичну обробку, а також написання самої дисертаційної роботи.

Разом із науковим керівником вибраний напрямок, обґрунтовано мету дослідження, проведено обговорення одержаних результатів, формулювання висновків та практичних рекомендацій, підготовку наукових публікацій до друку. У друкованих роботах разом зі співавторами участь здобувача є визначальною, матеріали та висновки належать здобувачу.

Експериментальні та біомеханічні дослідження виконані на базі лабораторії кафедри професійної та технологічної освіти Інституту фізико-технічних та комп'ютерних наук Чернівецького національного університету ім. Ю. Федьковича (завідувач – професор ВМ Крамар).

Апробація результатів дисертації. Основні наукові положення та результати досліджень обговорені на наукових форумах різних рівнів: 100, 101 підсумк. конф. проф-викл. персон. Буковинського державного медичного

університету, Лют. 2019, 2020; Чернівці); V International Scientific-Practical Conference with international participation. «Natural Science Readings» (28-30 May 2020; Bratislava); 7th International scientific and practical conference. «Eurasian scientific congress». (12-14 July 2020; Barcelona, Spain); XI International Science Conference. «Topical issues of modern science and education», 11–13 March 2021; Tallinn, Estonia).

Публікації. За темою дисертаційної роботи опубліковано 16 наукових праць, із них: 4 (3,5 бали) статті у наукових фахових виданнях України, 1 стаття у науковому рецензованому фаховому виданні країни-члена Європейського Союзу, 2 – у закордонних виданнях, 1 розділ колективної закордонної монографії, 7 тез у матеріалах науково-практичних конференцій державного та міжнародного рівня. Отримано 1 патент України на корисну модель.

Обсяг і структура дисертації. Дисертаційна робота викладена українською мовою на 270 сторінках (181 сторінці основного тексту), складається з анотацій українською та англійською мовами, списку публікацій здобувача, вступу, огляду літератури, матеріалів і методів дослідження, 3-х розділів власних досліджень, аналізу та узагальнення результатів дослідження, висновків, практичних рекомендацій, списку використаних джерел літератури (436, із них 274 – кирилицею, 162 – латиницею) та додатків. Робота ілюстрована 25 таблицями, 27 рисунками.

РОЗДІЛ 1

КОНСТРУКТИВНІ ОСОБЛИВОСТІ ЗАМІЩЕННЯ МАЛИХ ВКЛЮЧЕНИХ ДЕФЕКТІВ ЗУБНИХ РЯДІВ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)

1.1. Показники розповсюдженості малих дефектів зубних рядів та потреби в ортопедичному лікуванні

Великою кількістю спостережень доведено, що часткова втрата зубів внаслідок карієсу та його ускладнень є найбільш поширеною патологією зубощелепного апарату [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7]. Найбільшу частку серед них складають малі та середні дефекти зубних рядів [8, 9]. Серед часткових дефектів зубних рядів найбільш поширеними є включені, які становлять біля 70% від загальної кількості пацієнтів, котрі звернулися за ортопедичною допомогою [10, 11]. Треба зауважити, що останнім часом спостерігається тенденція до зростання часткових дефектів зубних рядів серед осіб молодого й середнього віку [12, 13, 14, 15, 16]. Потреба населення України в наданні стоматологічної ортопедичної допомоги на сьогодні складає близько 80% і залишається головною проблемою ортопедичної стоматології [18, 19, 20]. При цьому рівень задоволення потреби в різних регіонах становить лише 22-38%, що пов'язано з невідповідністю анатомічних та функціональних вимог до незнімних ортопедичних конструкцій [21, 22, 23, 24].

Серед 526 осіб, які звернулись за протетичним лікуванням, 74,4 % мали часткові дефекти зубних рядів. Найчастіше виявлялись включені однобічні дефекти зубних рядів (III клас) – від 34,4 % у чоловіків до 50,8 % – у жінок. [25]. Згідно з даними Мунтян Л.М., Юр А.М. (2010) у віці 17-22 роки у 33,3% осіб виявлено часткові дефекти зубних рядів, з яких 35% на верхній щелепі, 60% - на нижній, а у 5% - поєднані дефекти. За топографії дефектів до класифікації

Кеннеді I клас виявлено у 12%, II-й – у 16%, III-й – у 66% і IV-й – у 6%, Тобто, включені дефекти склали майже 80% серед обстежених [26].

За даними [27, 28] втрата зубів може бути викликана різними чинниками: ускладненим карієсом, пародонтитом, операціями з приводу новоутворень порожнини рота, травмою, авітамінозами та ін. Встановлено, що потреба в різних видах зубних протезів залежить від віку. Доросле населення до 40 років потребує незнімних конструкцій, у віці 40-59 років – комбінованих видів зубних протезів (незнімних і знімних), у віці 60 років і старше – переважно знімних (часткових і повних пластинкових) протезів [29].

Частота дефектів зубних рядів не однакова у осіб різного віку. Результати проведеного обстеження дітей та підлітків віком від 7 до 18 років в дитячих колективах м. Тернополя і Тернопільської обл. показали, що адентія складає 0,5 %. За період 2010-2012 рр. кількість осіб з вродженою відсутністю зубів, котрі звернулися за ортодонтичною допомогою, збільшилася майже в 2 рази порівняно з періодом 2008-2009 рр. Більшість осіб з адентією, за зверненням в клініку, становили діти віком 8-ми (12,5 %), 11-ти (12,2 %) та 14-ти (14,3 %) років. Загальний середній показник вродженої відсутніх зубів серед обстежених становить 2 (тобто на кожну дитину припадає 2 відсутніх постійних зуба), що свідчить про морфологічні та функціональні порушення жувального апарату. Найбільшу кількість відсутніх постійних зубів виявлено на верхній щелепі (ВЩ) – 52,4 % [30].

Втрата зубів у фронтальній ділянці провокує виникнення не тільки оклюзійних порушень зубощелепного апарату, а й виступає причиною комплексу подальших анатомічних та функціональних ускладнень, які з часом прогресують [31, 32, 33]. Вибір методу лікування залежить від етіології дефекту у фронтальній ділянці, що, у свою чергу, визначається як ураження зубів та зубних рядів фронтальної ділянки, які провокують зниження відповідних

естетичних параметрів, з урахуванням дії травмуючого чинника, наявності карієсу, вроджених та набутих ортодонтичних патологій [34, 35, 36, 37, 38].

Між вказаними дослідженнями є деяка розбіжність статистичних показників, ймовірно, зумовлена особливостями перебігу стоматологічних захворювань, які призводять до різноманітної клінічної картини часткової втрати зубів, що, у свою чергу, тісно взаємопов'язано з впливом демографічних, екологічних, клімато-географічних факторів. Зберігається чітка тенденція до збільшення кількості дефектів зубних рядів та зростання потреби в протезуванні не тільки із збільшенням віку, а й в осіб молодого віку, як у жителів міст, так і у сільських мешканців.

1.2. Способи відновлення малих дефектів зубних рядів

Найбільш поширеним методом для відновлення таких дефектів є виготовлення МП з опорою на штучних коронках. Традиційні методи незнімного протезування малих включених дефектів зубних рядів, як відомо, передбачають препарування твердих тканин опорних зубів у більшому або меншому об'ємі [39, 40, 41, 42, 43, 44, 45].

Для заміщення малих включених дефектів зубних рядів використовуються різні способи протезування: виготовлення МП, мікропротезів, дентальна імплантація. Разом з тим найбільш популярними, як і раніше, залишаються традиційні конструкції комбінованих МП, які мають хороші естетичні та функціональні якості [46, 47, 48]. Однак опорні елементи цих протезів у вигляді штучних коронок мають побічну дію на пародонт і пульпу опорних зубів [49]. При оцінці найближчих та віддалених результатів протезування незнімними протезами з опорою на штучні коронки у 54,8% випадків виявлено розвиток хронічного запального процесу тканин пародонта протетичної етіології, а порушення гемомікроциркуляції в тканинах ясен опорних зубів - у 100% обстежених [50].

Використання металокерамічних коронок вимагає зішліфування значного шару твердих тканин опорних зубів (від 1,2 до 1,8 мм), а в деяких клінічних ситуаціях їх попереднього депульпування. Дані реографії показують, що в пародонті депульпованих зубів після їх препарування відбуваються порушення стану гемомікроциркуляторного русла, а видалення одного з компонентів зубощелепового сегмента (пульпи) викликає дисфункцію системи зі зміною реактивності тканин пародонта [51, 52].

Використання імплантатів для усунення поодиноких дефектів пов'язане з фактором хірургічного втручання і негарантованими результатами лікування. Крім того, операція імплантації з подальшим протезуванням вимагає значних матеріальних витрат і часу. Також існує ряд протипоказань до проведення імплантації, а саме: несприятлива морфологія кісткової тканини, загальносоматичні захворювання тощо [53].

Недоліки виготовлення МП зумовлюють необхідність пошуку більш безпечних методів ортопедичного лікування. Серед конструкцій опорних елементів МП, що вимагають значно меншого об'єму препарування опорних зубів, можна виділити напівкоронки, вкладки і накладки [54]. Але часте порушення фіксації та низька естетика цих МП обмежують їх застосування. Крім того, відсутні чітко розроблені показання до застосування цих конструкцій при малих дефектах зубних рядів, немає чітко відпрацьованих принципів препарування опорних зубів, не вивчені біомеханічні аспекти конструювання подібних протезів, відсутні дані щодо характеру розподілу пружних напружень при впливі функціонального навантаження. Ці обставини послужили поштовхом до пошуку малоінвазивного препарування. Одним із таких напрямків, визнаних у літературі перспективним, є метод адгезивного протезування [55, 56, 57, 58].

Сучасні технології та матеріали дозволяють моделювати реставрації зубів з повноцінним відновленням їх анатомо-функціональних та естетичних характеристик, що є переконливою альтернативою більш складним і дорогим

ортопедичним конструкціям, не вимагають значного препарування зубів або хірургічного втручання. Саме за таких технологій і стало можливим досягти максимального естетичного ефекту та уникнути радикального препарування опорних зубів, зберігаючи при цьому високі характеристики міцності самого протеза, за рахунок створення принципово нових незнімних конструкцій – АМП [59, 60, 61, 62, 63, 64, 65].

Під АМП розуміють такі МП, опорні частини яких (вкладки, панцирні накладки, кіпмейдери та ін. елементи) фіксуються до опорних зубів композитними цементами або адгезивними матеріалами [66, 67, 68, 69, 70]. Найпоширенішою та найточнішою до конструкції в практиці є саме назва «адгезивні» мостоподібні протези. Хоча мають місце інші назви: ретейнери, понтіки, литі металеві незнімні протези; литі МП з використанням протравлення емалі; мерилендські МП; рочетовські МП; МП з накладками, закріплені композитною пластмасою, тощо [71, 72, 73, 74, 75, 76, 77]. Однак ці методи потребують препарування опорних зубів, що є шкідливим як для самого зуба та оточуючих тканин, так і для організму в цілому [78, 79, 80].

Усі АМП, як і традиційні, складаються з трьох частин: двох опорних елементів, які фіксуються на зубах, що обмежують дефект зубного ряду та проміжної частини (штучного зуба) [81, 82, 83]. Для забезпечення потрібної жорсткості в конструкцію включають армуючі елементи. Як каркаси АМП (армуючі елементи) пропонують використовувати метал, поліетилен (Ribbond, Connect Construct), кераміку (GlasSpan), пресовану кераміку (IPS Empress, Emax Press), фрезеровану кераміку Cerec 3, Cerec InLab), скловолокно (Fibre Splint, Splint/It, Fibre/Kor, Vectris Pontic, EverStick, Tender Fiber), нитки високоміцні («Kevlar», «Армос»). Що стосується волоконних систем, то вони бувають наповнені (Fibre/Kor, Vectris Pontic, EverStick, Construct, Tender Fiber) і ненаповнені (Ribbond, Connect, Glasspan, Fabre-Splint) [84, 85, 86, 87]. В останній час більшість віддає перевагу волоконним армуючим матеріалам, тому що

метали не відповідають достатнім вимогам, тим більш, якщо дефект зубного ряду у фронтальній ділянці [88].

Сучасні методи виготовлення АМП передбачають значно менше препарування порівняно з традиційним та відновлення цілісності зубного ряду за допомогою фотокомпозитного матеріалу, армованого скловолоконною стрічкою або балкою, укладеною в підготовлених порожнинах на опорних зубах [89, 90, 91, 92, 93, 94].

АМП поєднують в собі такі характеристики, як виняткова естетичність, висока зносостійкість, надійність конструкцій, щадне препарування тканин зубів, економія часу лікаря і пацієнта, швидкість виготовлення, а також, за прямого методу, незалежність від зуботехнічної лабораторії [95, 96, 97, 98, 99]. Такі конструкції мають досить високу міцність та стійкість до стирання, значно менше стирають зуби-антагоністи, ніж, наприклад, металокерамічні протези, легко піддаються корекції та ремонту, доступні за ціною, оскільки в більшості випадків можливо їх виготовити за одне відвідування безпосередньо в порожнині рота пацієнта [100, 101, 102, 103, 104, 105].

Поряд з перевагами, АМП мають і суттєві недоліки. До них треба віднести несприятливу біомеханіку функціонування такого МП і, як наслідок, можливе порушення фіксації; виникнення крайового зазору між опорною вкладкою і зубом; карієсу опорного зуба тощо [106, 107, 108, 109].

Вважається, що молодим пацієнтам до 25 років, в яких ще не завершився період інтенсивного росту щелеп, традиційні мостоподібні протези протипоказані. Перед виготовленням традиційних протезів адгезивний є тимчасовим. Локальними показаннями вважають необхідність заміщення малих дефектів зубних рядів (не більше двох відсутніх зубів); безпосереднє протезування; протезування з опорою з одного боку для заміщення одного-двох зубів; за необхідності запобігти значному стиранню зубів (у разі металокерамічних антагоністів); неможливість провести препарування опорних

зубів. Виготовлення АМП показане також, коли опорні зуби є інтактними або індекс руйнування оклюзійної поверхні зубів не перевищує 0,5 за Мелікевичем; клінічні коронки опорних зубів є достатньо високими (мінімум 5 мм), що створює суттєву конфігурацію опори; відсутність рухомості опорних зубів.

До протипоказань відносять значне руйнування опорних зубів більше 0,6 за Мелікевичем та їх рухомість; низька клінічна коронка; глибокий прикус; поворот та нахил опорних зубів; наявність парафункції (бруксизм); значні тріщини та діастема; хвороби пародонта важкого ступеня та захворювання скронево-нижньощелепового суглоба [110, 111, 112]. Протипоказання також розширюють за рахунок наявності підвищеної стертості коронок зубів; значного жувального навантаження в ділянці тіла АМП; шкідливих звичок (кусання нігтів, олівця); повороту і значного нахилу опорних зубів [113].

Перші виготовлені за цим принципом шини-протези були описані в 1973 р. А. Rochette і згодом були названі його ім'ям [114]. Ці протези були виконані у вигляді литих перфорованих каркасів із золота, які фіксувалися поліметакриловою смолою на попередньо протравлених 40% розчином фосфорної кислоти оральних поверхнях передніх зубів. Через згадані отвори назовні витікав надлишок фіксувального матеріалу, забезпечуючи у такий спосіб зв'язок протравленої емалі із незнімним протезом [115, 116, 117].

У 1977 році D. Howe і G. Denehy описали клініко-лабораторні етапи застосування незнімного протеза з перфорованими накладками на опорних зубах у фронтальній ділянці, а в 1980 році – у бокових ділянках [118]. Фіксацію цих протезів у подальшому здійснювали композитними матеріалами. Недоліком перфорованих конструкцій є те, що в отворах каркаса композити перших поколінь зазнавали впливу слини та стирання, погіршувалась фіксація “Рошетт”-протеза. Крім того, наявність перфорації робила поверхню протеза неоднорідною, а це викликало у пацієнтів дискомфорт, що і призвело до відмови від цих конструкцій протезів [119].

У 1981 році з'явилися протези “Меріленд”, які вперше були застосовані в Балтиморському інституті дентальної хірургії університету в Меріленді Лівадітісом і Томпсоном. При цьому використовувалась система з'єднання електрохімічно обробленого каркаса АМП з емаллю опорних зубів, попередньо протравлених 50% розчином фосфорної кислоти, фіксація здійснювалась композитним матеріалом [120, 121, 122, 123].

Пізніше був запропонований метод “Дуралінгваль”, який передбачав використання в протезах спеціальних сіток, що забезпечували високу міцність кріплення між металевим сплавом і фіксувальним матеріалом [124]. Велика кількість різновидів конструкцій незнімних протезів, які фіксувались за допомогою композитів, спричинила численність їх назв: безкоронкові МП, клейові МП, ретейнери, АМП, “Crownleis Bridge Works”, незнімні шини з використанням протравлення емалі, МП на накладках, емалево-дентинні МП. Найпоширенішим та найбільш часто вживаним є термін АМП (Adhesion Bridge, Adhesion Brucke) [125].

Один із методів, що фактично виключав препарування твердих тканин зубів, був метод, запропонований В.М. Копейкіним [126]. Він запропонував приклеювати штучні зуби – тіло протеза до зубів, які обмежували дефект зубного ряду. Але відсутність в подібних конструкціях жорсткого каркасу призводила до нетривалої фіксації.

Щоб уникнути значного препарування твердих тканин зуба, під незнімні конструкції зубних протезів запропонований спосіб виготовлення АМП [127]. Відповідно до нього препарують певні поверхні опорних зубів і виготовляють суцільнолиту конструкцію з облицьованої проміжною частиною, конструкцію приклеювали з язикової або піднебінної поверхні клейовою композитною масою. Основним недоліком цього способу є те, що він передбачав відновлення тільки одного відсутнього зуба. Причина полягала в тому, що зуби мають фізіологічну мікрорухомість, а при дії жувальних навантажень відбувається руйнування

конструкції на межі з'єднання. Окрім того, у МП є естетичний недолік, який полягає в тому, що металевий каркас, який опирається і охоплює опорні зуби, не облицьований через мінімальне препарування тканин зуба.

Ряховський А.Н., Карапетян А.А. запропонували АМП із жорстко зафіксованою ниткою, яка виходить з апроксимальних поверхонь і охоплює опорні зуби у вигляді петель, вільні кінці яких проходять по тунелях, сформованих з оральних боків протеза, і натягуються в момент фіксації. Однак цей метод здається складним та не вирішує проблеми жорсткості. Також він потребує значного препарування і знечулення [128, 129].

Полонейчик Н.М., Мишковець Н.А. пропонують конструкцію АМП, яка виключає препарування лінгвальних поверхонь опорних зубів та забезпечує можливість застосування для фіксації різноманітних матеріалів, включаючи фотополімери. Для досягнення мети суцільнолита конструкція АМП включала штучний зуб, опорні пристосування і фіксувальні елементи, виконані у вигляді пружинячих гачкоподібних елементів, призначених для охоплення межевої лінії у вертикальній площині з лінгвальної поверхні. Однак намагання охопити межеву лінію призвело до зменшення поперечника фіксувального елемента, внаслідок чого – до зменшення жорсткості [130, 131, 132, 133, 134, 135, 136].

Кузнецова Е.А. розробила конструкцію АМП з основою у вигляді арамідної нитки, однак намагання досягти позитивного естетичного результату зменшило функціональні властивості цієї конструкції. Відомі численні пропозиції АМП з металевими армувальними елементами, виготовленими клінічним методом [137]. Так, Радлінський С.В. пропонує конструкцію, в якій армувальна металева балка складається з двох опорних елементів і проміжної опорної частини, розташованої по центру коронки штучного зуба. Уся конструкція виконана з ортодонтичного дроту діаметром 0,9-1,0 мм шляхом згинання її за певними правилами залежно від того, які зуби є опорними і які треба протезувати [138].

Кононенко О.С. пропонує АМП з армувальною балкою, яка складається з несучої частини та елементів кріплення для введення у відповідні пази опорних зубів, яка відрізняється тим, що виконана у вигляді єдиної системи балки з гачками у вигляді “гребінця”, в якій елементи кріплення являють собою підготовлені відповідним чином крайні ділянки балки, а в несучій частині гачки загнуті у вестибулярний бік [139]. Недоліками вищезгаданих та аналогічних винаходів є недостатня міцність протеза, складність його виготовлення, а також обмеженість використання цієї конструкції для усунення різних дефектів зубного ряду.

Досить оригінальний спосіб пропонують Кузнєцов П.А., Дистель В.А. та Стафєєв А.А. Заздалегідь на апроксимальних поверхнях опорних зубів препарують порожнини. У них розміщують фіксувальний пристрій, який складається з циліндру, що вміщує поршень з пружиною. Фіксація здійснюється на зразок розпірки [140]. Цей пристрій несе в собі елемент ортодонтичного апарату і, на наш погляд, не є оптимальним.

Жданов В.Є. запропонував безперечно високоестетичну конструкцію АМП, каркасом якого є прозора пластмаса, яка надала можливість повно-цінного використання фотокомпозитів, що зменшує токсичність фіксувального матеріалу [141]. Однак використання пластмаси як конструкційного матеріалу зменшує надійність такого АМП. Альтернативною конструкцією МП Адамчиком А.А. була запропонована методика одномоментного заміщення поодинокі відсутнього зуба реставрацією із композитного матеріалу світлового затвердіння і опорного елемента [142]. Згідно з цією методикою на контактних поверхнях опорних зубів створюються порожнини так, щоб фіксувальний елемент розміщувався на рівні екватора. Знімають відбитки і за допомогою супергіпсу відливають моделі. Підбирається C-post прийнятної діаметру, установлюють його на модель, обробляють адгезивною системою (Primer Bond 2.0 або 2.1; One-step) і моделюють на ньому штучний зуб із гібридного

композита (Aeilitfil, Herculait, Prodigy), попередньо наносячи опаковий шар матеріалу на C-post, ретельно відсвітивши його. Готову конструкцію розміщують в підготовлені порожнини, заздалегідь проводячи тотальне травлення. У порожнини вносять порції пломбувального матеріалу, занурюють у нього готову конструкцію і проводять полімеризацію. Недолік даної конструкції – відсутність жорсткості каркаса, разом з застосуванням лабораторного етапу, неможливість повторного накладання протеза при його розцементуванні / розгерметизації.

Левицька Л.П. пропонує для покращення фіксації створити додаткові ретенційні пункти за допомогою стандартних парапальпарних штифтів. Штифт вноситься у підготовлений канал, довжина якого становить не менш 2 мм, і фіксується композитним матеріалом [143].

За методом виготовлення АМП поділяють на дві групи: виготовлені прямим і непрямим методом; виготовлені прямим методом можна поділити за технікою побудови конструкції на інвазійні та неінвазійні [144, 145]. У свою чергу, непрямі можна розділити на АМП, виготовлені безпосередньо в лабораторії, і конструкції, виготовлені за допомогою сканування відпрепарованих зубів на спеціальному обладнанні (CAD\ CAM, Cerec 3, Cerec InLab) [146]. У прямого методу виготовлення АМП існує велика кількість модифікацій. Ці модифікації, в основному, стосуються вибору армуючих елементів і покривного композитного матеріалу, дизайну ретенційних порожнин, розташування армуючого каркаса, техніки виготовлення штучного зуба тощо. Інвазійна техніка характеризується глибоким препаруванням опорних зубів і створенням на них додаткових ретенційних площадок, і найчастіше внесенням в них армуючих елементів. Неінвазійні конструкції характеризуються неглибоким препаруванням або його відсутністю поверхневого шару емалі опорних зубів. Як інвазійна, так і неінвазійна методики мають свої переваги та недоліки. Основною перевагою неінвазійної технології є відсутність необхідності знеболення і

можливість, при невдоволенні пацієнта результатами протезування, повернення до початкового стану. Крім того, інвазійна технологія може бути логічно використана при наявності порожнин 1-го, 2-го і 3-го класів на опорних зубах [147]. Ще однією перевагою інвазійної конструкції АМП є щадний ступінь обробки зубів, який в середньому становить 5,09%. Обробка під вкладки в середньому призводить до втрати 15,52% тканин, що в три рази більше, ніж під АМП. При обробці зубів під литі і металокерамічні коронки втрачається в середньому 44,27% видимої частини коронки зуба, що в 8,7 разів більше, ніж під інвазійні АМП [148].

Однією з проблем, слабо висвітлених у літературі, є необхідність армування АМП як таких [149]. Сучасні стоматологічні матеріали мають достатній запас міцності. Так, міцність при діаметральному розриві композитного матеріалу складає в середньому 52-58 МПа [150]. Однак дослідження ряду авторів [151] вказують на те, що армовані конструкції більш довговічні і дають кращий клінічний результат. Так, відомо, що максимальне навантаження, за якого була порушена фіксація опорних елементів для АМП з металевим армуванням, становила 135 кг, а порушення фіксації частіше спостерігалось на одному з опорних зубів. В той час, як для АМП з скловолоконним армуванням максимальне навантаження дорівнювало 97 кг, при цьому у всіх випадках була порушена цілісність саме протезів через недостатню їх міцність. Отже, при порушенні фіксації (розцементуванні) АМП з металевим армуванням їх можна зафіксувати повторно. Крім цього, у них технологія виготовлення більш проста і менш витратна, тоді як конструкції АМП на волоконному каркасі потребують повторного виготовлення [152]. Крім того, перевагою АМП протеза з металевим армуванням є те, що він може бути використаний як тимчасова конструкція на період проведення імплантації [153].

На даний час практично відсутні довгострокові клінічні дослідження АМП. Проведені дослідження повідомляють про рівень невдач від 5% до 16% у

п'ятирічний період спостереження. Ці результати відносяться як до інвазійних, так і до неінвазійних АМП, але тільки для пацієнтів без виражених парафункціональних порушень. “Виживання” АМП протягом п'ятирічного періоду спостереження було на рівні 64% при використанні матеріалів і технологій кінця 90-х років. За останніми даними, АМП, виготовлені прямим методом, за п'ятирічний період демонстрували ефективність у 96% [154].

Для продовження терміну користування АМП на волоконних каркасах пропонували враховувати кількість і напрямок розташування армуючих елементів, ступінь просочення. Так, у лабораторному дослідженні, в якому вивчали міцність зразків з різними армуючими елементами методом трьохточкового вигину, найбільшу міцність виявили у зразках, армованих скловолокном з повноцінним просоченням (адгезив і текучий композит), найменшу – у зразків без армування [155].

Протезування дефекту зубного ряду в бічній ділянці вимагає підвищеної міцності МП, тому доцільно використовувати конструкцію, яка містить два армуючі елементи. Розташування їх у взаємно перпендикулярних напрямках забезпечує оптимальні умови для формування штучного зуба, а також збільшує стійкість до жувального навантаження [156, 157].

При заміщенні зуба зі значним вертикальним розміром (більше 8 мм) необхідно формувати додатковий опорний елемент – антиопрокидач. Такий елемент дозволяє компенсувати значні горизонтальні навантаження і не перешкоджає естетичному відновленню форми зуба. При протезуванні дефектів у бічних ділянках створюють вигин волоконних елементів у вестибулярному і оральному напрямках [158].

Кавецький В.П. пропонує обирати конструкцію армуючих елементів АМП залежно від клінічної ситуації, що дозволяє суттєво збільшити якість адгезивних волоконних конструкцій, максимально наблизити їх зовнішній вигляд до природних зубів пацієнтів, а також покращити характеристики їх міцності. Після

двох років клінічного дослідження 92% виготовлених з урахуванням клінічної ситуації АМП мали високий показник ефективності, у той час як при застосуванні стандартної техніки з однією стрічкою ефективність через два роки дорівнювала лише 39% [159].

Отже, АМП – це високоестетичні та міцні конструкції, що забезпечують максимально щадне відношення до твердих тканин опорних зубів, біомеханічне відновлення функції зубних рядів, оскільки фіксуюча система конструкції розташовується з урахуванням повздовжньої вісі зуба і жувальне навантаження рівномірно розподіляється між зубами.

Оклюдійна накладка, що розташована в ділянці піднебінного ріжучого горбика центрального різця і виступає у вигляді окремого елемента, що розташований в сліпій ямці латерального різця, а також пази запобігають неправильному накладанню АМП під час перевірки та фіксації. Крім того, вона розподіляє жувальний тиск на опорні зуби через прямий контакт із твердими тканинами [161, 162]. Це істотно зменшує навантаження з композита, на який фіксується АМП. Оклюдійна накладка повинна розташуватися у міжгорбковій фісурі опорного зубів бічної ділянки премолярів та молярів або для неї формують ложе 1-2 мм глибини і 0,5 мм товщини [163]. Конструкція АМП планується так, щоб забезпечити його стійкість ще до фіксації композитом, що забезпечує надійну механічну фіксацію без внесення композиту за рахунок колового каркаса АМП, який забезпечує єдиний шлях введення протеза. Повна відсутність розхитування пов'язана з фіксацією його на емалі зубів за допомогою прошарку композитного матеріалу. З'єднання композиту емалі з АМП досягається за рахунок виникнення мікропор на її поверхні після протравлення 40% розчином ортофосфорної кислоти впродовж 1 хвилини.

Одним із способів одержання достатньої конфігурації опори АМП на верхніх зубах за рахунок лише двох зубів, що обмежують дефект, є їх препарування в межах емалі до півміліметрового занурення в емаль відносно

піднебінної або язикової поверхонь зуба. Це необхідно робити не тільки у разі глибокого, а й ортогнатичного прикусу з перекриттям понад $\frac{1}{3}$ висоти клінічної коронки. Щоб досягти бажаного результату при протезуванні АМП, треба ретельно обстежити увесь зубний ряд [162].

Невелика пломба, що відновлює анатомічну форму зуба, не є пере-шкодою для протезування АМП. Якщо ж вона розташована в опорній зоні, тоді її слід повністю видалити, створивши додатковий ретенційний пункт у вигляді вкладки у складі суцільнолитого каркасу АМП [163]. Виготовлення крапельок (перлів) на АМП у фронтальній ділянці пов'язане із потовщенням каркаса протеза і може призвести до фонетичних дефектів [164, 165].

Конструктивні особливості АМП у бокових відділах такі. Можна заміщувати не більше одного зуба. Пошук компромісу між прагненням збільшити опорну зону емалі і обмежити кількість опор двома зубами призводить до застосування так званих адгезивних накладок на моляри. У такому випадку накладка покриває не лише язиково-контактну поверхню, а й вестибулярну, фактично перетворюючись на кільцеву. Це підсилює міцність фіксації у порівнянні з АМП класичної конструкції [166]. Товщина адгезивної накладки у фронтальній ділянці зубного ряду зазвичай дорівнює 0,3-0,5 мм., у боковій - до 1 мм.

Другою складовою АМП є проміжна частина або тіло протеза. Приясенна форма тіла АМП у передньому відділі має бути сідлоподібною. У разі безпосереднього протезування треба віддавати перевагу дотичній формі через неминучу атрофію альвеолярного відростка. Обличкування проміжної частини може здійснюватися керамічною масою, пластмасою або фото-полімерними матеріалами [167]. Таким чином, описані МП можуть із успіхом застосовуватися при протезуванні пацієнтів із включеними дефектами зубних рядів невеликої протяжності. Суворе виконання показань та протипоказань до використання АМП дозволяє звести до мінімуму невдачі і отримувати стійкі позитивні

естетичні і функціональні результати протезування. Частота порушень фіксації АМП протягом двох і більше років користування протезами, за даними різних авторів, варіює від 9 до 40% [168, 169, 170, 171, 172].

Одним із негативних моментів використання АМП є ймовірність виникнення вторинного карієсу. Це може бути наслідком неякісно відлитого каркасу та неправильної герметичної фіксації. Як наслідок – недостатня щільність прилягання його до опорних зубів, потовщення шару фіксуючого матеріалу (в нормі 0,1 мм), що заповнює відпрепаровану площадку на опорних зубах для фіксації АМП і дає більшу сумарну полімеризаційну усадку, ніж товщина 0,1 мм. Як наслідок усадки виникає підвищене поверхневе напруження на межі композит/емаль зуба, яке за своїм значенням може спочатку не перевищувати силу зчеплення композиту з емаллю. Однак з часом коливання температури в ротовій порожнині (гарячі напої, морозиво) призводять до утворення мікротріщин – щілин, ослаблення адгезивного сполучення та розвитку вторинного карієсу.

Отже, АМП – альтернатива традиційним незнімним протезам, що потребують травматичного препарування зубів. Використання АМП має ряд переваг перед класичними МП: зникає необхідність значного препарування твердих тканин зубів, тому використання АМП можна вважати консервативним методом протезування; існує можливість повторного накладання протеза; не травмується пульпа опорного зуба; немає необхідності у виготовленні тимчасових коронок; немає контакту з яснами; пацієнт не потребує знеболення; зменшується вартість протеза; створюється високий естетичний ефект.

Аналіз літератури показав безсумнівні переваги АМП перед традиційними. Однак ці конструкції мають певні недоліки. Також залишаються невирішеними питання щодо варіантів розміщення армуючого каркаса, дизайну ретенційних елементів в опорних зубах, міцності з'єднання проміжної частини з опорними частинами АМП, оцінки і прогнозування термінів експлуатації цих

конструкцій [173]. Саме в цьому плані цікава система CBW (Crownleis Bridge Works). Це виготовлення МП без традиційного препарування опорних зубів із використанням мікрозамків. Система була розроблена в Голландії, і суть її полягає у відновленні цілісності зубного ряду за відсутності 1-2 зубів без «препарування» під повні коронки [174]. В опорних зубах формують мікроканали довжиною 1,6 мм і діаметром 1,2 мм, в яких механічно фіксують металеві або скловолоконні CBW (патриці). У фасетці встановлюються матриці. З'єднання патриці з матрицею може бути жорстким або лабільним (при використанні торсійних замків). Вони показані за відсутності 1-2 зубів у фронтальній або жувальній ділянках обох щелеп як тимчасова конструкція на період приживлення імплантату. Мікрозамок можна фіксувати не тільки в твердих тканинах зуба, але і в композитній пломбі, вкладці, накладці та коронці (литій або металокерамічній, а також у поєднанні з імплантатом) [175].

Доведено, що CBW витримує навантаження, яке в три рази перевищує максимальну величину жувального тиску. В результаті проведених клінічних та лабораторних досліджень було встановлено, що максимальна частка навантаження припадає на мікрозамок, додатковий тиск в основному розповсюджується не на ретенційну лапку, а на прилеглу до піну ділянку. Після отримання таких результатів змінилися і погляди на величину і форму ретенційного препарування. Якщо спочатку передбачалося формування ретенційного розширення до середини піднебінної/язикової поверхні опорного зуба, то тепер доведено і підтверджено клінічно, що цілком достатнім є «інтерлок-ретенційні препарування» [176]. «Інтерлок» являє собою вертикальний паз, паралельний до повздовжньої середньої осі зуба, відпрепарований з оральної поверхні, на глибину половини діаметра циліндричного бора приблизно 0,3 мм. Моделюючи восковий каркас проміжної частини МП у ділянці інтерлоку, технік створює ретенційні пази відносно відпрепарованих піднебінних або язикових поверхонь зуба. При значних

дефектах зубного ряду для більшої міцності інтерлок подовжується в ретенційне розширення, а ретенційний паз переходить у ретенційну лапку.

Цю конструкцію часто порівнюють з АМП. Один тип фіксації, схожі ретенційні елементи. Але істотна відмінність CBW від конструкцій Maryland, з жорсткою фіксацією – це торсійне з'єднання. У матриці мікрозамків, що знаходиться в проміжній частині МП за CBW, встановлюється металева втулка торсіона, у результаті чого з'єднання матриці з патрицею (тілом мікрозамків) стає більш лабільним – первинна частина мікрозамка більш рухома (ротація і ковзання), ніж вторинна. Торсійне з'єднання виконує роль стрес-брейкера, що компенсує фізіологічну мікрорухомість опорних зубів. Відповідно немає тих мікрозміщень, які рано чи пізно призводять до роз-цементування адгезивних конструкцій. Навантаження на ділянку адгезивного з'єднання значно менше, ніж при жорсткому з'єднанні з двома мікрорухомими опорами [177]. Мости Maryland, так само як і МП на вкладках, завжди будуть давати високий відсоток порушень фіксації навіть при використанні найміцніших адгезивних цементів. Пояснюється це, по-перше, жорсткістю однобічної фіксації при мікрорухомості опор, а по-друге, неможливістю створення паралельності при препаруванні ретенційних заглиблень. Фактично в 100% випадків при накладанні Maryland-каркасів на опорні зуби необхідна корекція конструкції, що відразу ж погіршує прецизійність її прилягання, найбільш частим наслідком чого і стає розцементування, що супроводжується розвитком вторинного карієсу [178, 179].

Порівняно з традиційним МП для використання CBW необхідно мінімальне препарування опорних зубів. Ризик травматичного пошкодження пульпи зведений до мінімуму. Довжина мікроканалу в опорному зубі для фіксації замка CBW становить 1,6 мм. Препарування того ж опорного зуба під штучну коронку призвело б до кругового зняття мінімум 1,5-2 мм здорових тканин зуба, і це при тому, що зуб правильно розташований у зубній дузі. Порівнювати CBW з Maryland-системою або МП на вкладках взагалі не зовсім доречно, оскільки це

лише хороші тимчасові конструкції. Їх надійність і довговічність через недостатню ретенцію і особливості розподілу навантаження сумнівна. При фіксації МП на вкладках дуже швидко виникають проблеми з приляганням вкладок за рахунок їх жорсткої фіксації при мікрорухомості зубів. Із CBW таких складнощів не виникає у зв'язку з лабільним кріпленням замків [180, 181]. У технології CBW є ще три переваги над усіма чотирма вищеперерахованими: лікування можна зупинити (конструкцію можна зняти без пошкодження опорних зубів), нижче собівартість, менше витрат часу лікаря і пацієнта.

Однак ця конструкція, як пишуть виробники, протипоказана при недостатній гігієні ротової порожнини, патології з боку СНЩС (больовий синдром дисфункції нез'ясованого генезу, бруксизм), маргінальному гінгівіті, а також пародонтиті середнього ступеня тяжкості [182]. Враховуючи всі переваги системи CBW, додаємо, що їй притаманні і певні недоліки. При виготовленні готової конструкції потрібно беззаперечне виконання всіх етапів методики, використання спеціальних інструментів і матеріалів для роботи із системою.

Значна поінформованість пацієнтів та усвідомлене ставлення до свого здоров'я зумовлюють пошук найбільш сприятливих і біосумісних методів лікування. У зв'язку зі значними можливостями сучасної стоматології вибір ортопедичної конструкції в кожному конкретному випадку стає все більш складним. У той же час знання чітких показань, протипоказань та можливостей кожної системи в сукупності із клінічним мисленням, роблять цей вибір багатшим, цікавішим і тим не менше простішим.

1.3. Біомеханічні принципи конструювання незнімних малоінвазивних мостоподібних протезів

Аналіз біомеханіки малоінвазивних МП, як правило, слід розпочати з АМП, виготовлених клінічним та лабораторним методом. Дані конструкції є складними геометричними фігурами з нерегульованою фізичною структурою.

Для того, щоб гарантувати їх надійність та високу міцність, необхідно при планування конструкції, враховуючи ступінь інвазивності, об'єм препарування. Крім вище переліченого, потрібно раціонально розраховувати розподіл силових навантажень з точки зору біомеханіки в різних площинах – вертикальній, горизонтальній та сагітальній, оптимізувати напрямок діючих сил на опорні зуби, в яких під впливом жувального тиску виникають напруження й деформації, що, у свою чергу, призводить до швидкої поломки та деформації цієї конструкції [183, 184, 185, 186, 187, 188, 189, 190, 191].

Для того, щоб конструкція АМП надійно виконувала свою функцію, необхідно оцінювати міцність не тільки конструкції в цілому, але й кожного з її елементів окремо [192; 193; 194; 195]. Конструкція МП й тканин пародонта в ділянці опорних зубів знаходяться у найбільш сприятливих умовах, якщо функціональне навантаження спрямоване паралельно повздовжній осі зуба та оптимальне навантаження припадає на середину проміжної частини [196, 197]. У той же час при збільшенні довжини проміжної частини тіло протеза може прогинатися й викликати додаткове функціональне перевантаження у вигляді зустрічного нахилу опорних зубів. Під впливом жувального навантаження, яке виникає на один з опорних зубів, відбувається зміщення обох опір за периметром, центром якого є протилежний, менш навантажений опорний зуб. Використання в якості однієї з опор зуба із рухомістю може призвести до його зміщення, що спричинить ряд ускладнень у вигляді перевантаження опорних зубів, порушення оклюзії та поломки МП. Якщо протезування МП проводять за умови вираженої сагітальної оклюзійної кривої або за значної деформації оклюзійної поверхні зубних рядів, частина вертикального навантаження трансформується у горизонтальне. Остання зміщує протез сагітально, викликаючи нахил опорних зубів у цьому ж напрямку [198]. Ці біомеханічні підходи мають бути застосовані як до традиційних МП, так і до АМП, однак останні відрізняються не тільки способом виготовлення, але й конструктивними

елементами й матеріалами, з яких вони виконані, та ступенем інвазивності до твердих тканин зуба. Під час жування опорні зуби та АМП зазнають різних навантажень, під впливом яких виникають деформації й напруги як у самій конструкції, так і у вузлах з'єднання [199, 200, 201, 202, 203, 204, 205]. Це явище називається напружено-деформованим станом, який трактують як сукупність внутрішніх напружень і деформацій, що виникають за дії на конструкцію зовнішніх навантажень, температурних полів та інших чинників [206]. Напружено-деформований стан визначається розрахунковими та експериментальними методами у вигляді розподілу напруги, деформацій і переміщень у конструкції та є підставою для оцінки статичної міцності й ресурсу конструкцій АМП на усіх етапах їх використання [207, 208, 209].

Існує декілька методів визначення напружено-деформованого стану різних конструкцій. Більш новим і менш трудомістким методом оцінки напружено-деформованого стану зубів і зубних протезів є метод цифрової динамічної (лазерної) спектрофотографії. Суть методу полягає в тому, що експериментальну модель висвітлюють плоскопаралельним лазерним пучком, а розсіяне моделлю лазерне випромінювання формує спекл-зображення, яке реєструють цифровою фотокамерою. Отримавши дане зображення, його обробляють за допомогою оригінальної комп'ютерної програми [210]. Напруги в АМП і опорних зубах вивчають методом фотопружності, під яким розуміють виникнення оптичної анізотропії у первинно ізотропних твердих тілах (у тому числі полімерах) під дією механічної напруги [211, 212].

Ціла низка досягнень в області біомеханіки, опору матеріалів, теорії пружності дала підставу для розробки методу скінченних елементів, який використовують для аналізу напружено-деформованого стану складних конструкцій [213, 214, 215]. Основною ідеєю методу є те, що суцільне середовище, наприклад, АМП в цілому, моделюється шляхом поділу його на області (сектора) – кінцеві елементи [217, 218, 219, 220, 221].

На даний час в ортопедичній стоматології для розв'язання клінічних завдань використовують комп'ютерну томографію і відповідне до неї програмне забезпечення. За його допомогою одержують просторову растрову модель, яка згодом перетворюється у тривимірну (3D) твердотільну модель [222, 223, 224]. Тривимірне об'ємне моделювання значно розширює можливості досліджень і дозволяє перевіряти різні припущення щодо характеру поведінки біологічних об'єктів, штучних конструкцій та їх взаємодії в ротовій порожнині [225]. У конкретній клінічній ситуації будують тривимірну модель об'єкта, визначають зони напружень та деформацій в ділянці опорних зубів та конструкції МП. З урахуванням отриманої інформації проводять планування АМП та обирають найбільш оптимальну конструкцію [226, 227, 228]. Тобто, при побудові кожної конкретної клінічної ситуації необхідно враховувати індивідуальні характеристики пацієнта: вікові зміни, топографію й довжину дефекту зубного ряду, який планується замінити, групову належність зубів, які треба моделювати, різну анатомічну будову верхньої й нижньої щелеп. Виходячи з цього, у програму побудови моделі можна ввести середньостатистичні дані про властивості твердих тканин зубів у різні вікові періоди, середні показники жувального тиску в чоловіків та жінок, межі витривалості тканин пародонта при силових навантаженнях залежно від групової належності зубів, тип щільності кістки. Також треба обов'язково враховувати фізико-механічні властивості матеріалу, який використовується при виготовленні АМП, і конструктивних елементів каркаса (скловолоконна нитка, стрічка, балка, метал, діоксид цирконію тощо).

Отже, побудований за допомогою 3D-моделі протез необхідно в експерименті навантажувати змодельованими зубами-антагоністами за заздалегідь зареєстрованою індивідуальною схемою руху щелепи [229, 230]. Але автоматизація етапу розрахунків конструкції АМП за допомогою тривимірного математичного моделювання розцінюється як досить трудомістка й

високозатратна. Саме тому широкого застосування на практиці метод скінченних елементів для розрахунків оптимальних фізико-механічних властивостей АМП поки не отримав. Однак перспектива використання його, на наш погляд, позитивна й однозначна. Значно частіше у лабораторних дослідженнях із матеріалознавства використовують фізико-механічні тестування. Так, випробування на згинання застосовуються для дослідження порівняно крихких матеріалів. Характеристики міцності та пластичності на згинання визначають при двох модифікаціях цього випробування: триточковому і чотирьохточковому згинанні. Міцнісною характеристикою, що відповідає цьому прогину, є тимчасовий опір при згинанні. Крім того, поведінка матеріалу може охарактеризуватися жорсткістю, яка визначається співвідношенням між міцністю при згинанні і величиною згину [231, 232, 233, 234, 235, 236]. Користуючись принципом біомеханічної доцільності і порівнюючи показники мікротвердості і руйнівного напруження при згинанні, деякі дослідники вивчали залежність ступеня інвазивності препарування порожнин в опорних зубах залежно від стану твердих тканин і характеристик сучасних стоматологічних матеріалів для виготовлення АМП. Дослідження показали, що мінімальне і достатнє препарування включає формування порожнин без додаткових площадок, але лише у разі використання ормокеру Definite, Degussa Dental [237, 238]. Ормокер – органічно модифікована кераміка – являється найкращим біосумісним матеріалом завдяки мінімізованому виділенню вільних мономерів, а також володіє удвічі меншою усадкою, ніж композит. До них відносяться Admira Flow, Amaris.

Перспективним слід визнати дослідження, в якому в лабораторних умовах вивчали міцність на злам блоків АМП з різних матеріалів – суцільної кераміки, армованого скло-керамічним волокном композита та композита на цирконієвому каркасі. У результаті автори дійшли висновку, що описані гібридні методи поєднання кераміки і композиту можуть являти собою цікаву тему для

подальших досліджень [239]. Інші дослідники порівнювали опір під впливом руйнівного навантаження на армованих волокном і неармованих волокном композитних молярних коронках, зафіксованих на видалених зубах [240]. Встановлено, що у показниках не було статистично значущих відмінностей, хоча посилені коронки показали тенденцію до більш високих значень. Автори підкреслили, що поодинокі молярні композитні коронки необов'язково армувати волокном. У ще одному дослідженні вивчали вплив армування різною кількістю металевих дротів на міцність тіла відновлювальних зубних протезів на згинання. Зразки без армування і з армуванням від одного до чотирьох дротів піддавали дії руйнівного навантаження за допомогою універсальної випробувальної машини. Автори дійшли висновку, що армування від двох до чотирьох металевих дротів підвищує міцність МП [241].

Багато авторів проводили випробування матеріалів на міцність на згинання [242, 243, 244, 245, 246, 247, 248, 249, 250, 251]. У дослідженні, де порівнювали міцність на згинання та стиск матеріалів двох поколінь для відновлення кукси зуба, переваги мав, внаслідок поліпшених фізико-механічних характеристик, матеріал нового покоління [252].

У наступному дослідженні порівнювали силу фіксації різних опорних елементів МП з твердими тканинами зуба на «відрив», зокрема, проводили порівняння використання опорних елементів у вигляді коронки, кільця, традиційної напівкоронки та розробленої модифікованої напівкоронки [253]. В опорних зубах препарували піднебінну на верхній щелепі та язикову на НЩ поверхню з виходом на апроксимальні зі створенням уступу на рівні ясен і поздовжніх направляючих пазів також на апроксимальних поверхнях. Далі препарували на жувальній поверхні поздовжню міжгорбкову борозну, відповідно до поздовжньої фісури, не зачіпаючи горби опорного зуба. За даними результатів досліджень опорні елементи у вигляді запропонованої напівкоронки мали перевагу перед іншими. При лабораторному дослідженні щодо впливу типу

препарування опорних площадок для фіксації проміжної частини вивчали лабораторні моделі АМП з фотополімерного матеріалу із каркасом діоксиду цирконію. В одному варіанті в опорних зубах формували ящикоподібні порожнини, у другому посередині контактних поверхонь створювали скіс у 15° . У наступному на контактних поверхнях формували рівні шліфи, які були паралельні вертикальним осям опорних зубів. Більш стійкими до навантажень були конструкції з ящикоподібними порожнинами, а руйнування наступало швидше на проміжній частині АМП, ніж у зоні з'єднання з опорними зубами [254].

Отже, триває пошук оптимальних підходів до препарування опорних зубів. З цієї точки зору, можливо, розглянути варіант формування в опорних зубах порожнин з іншою конфігурацією опорних елементів та додатковими ребрами жорсткості, додатковими ретенційними пунктами за типом шліцевих каналів. Саме такий підхід дозволить виготовляти МП з достатньою площею опори та найменшою втратою твердих тканин опорних зубів, що забезпечує механічну фіксацію АМП із додатковим внесенням мінімальної кількості адгезивного матеріалу, який забезпечить герметизацію.

1.4. Конструктивні особливості опорних елементів адгезивних мостоподібних протезів

У клініці ортопедичної стоматології полімерні композитні матеріали є досить новим явищем, оскільки їх широке застосування в цій галузі бере початок з сер. 1950-рр., а в нашій країні - з кінця 90-х. Полімер – це хімічна речовина, яка складається з молекул високої молекулярної маси, багато-разово повторюваними однорідними структурними одиницями – ланцюгами. Полімерна стоматологічна композиція (пластмаса-наповнювач) – тістоподіб-ний або рідкий субстрат, здатний тверднути під впливом тих чи інших факторів і котрий слугує

пломбувальним або протезуючим матеріалом, який відповідає усім необхідним санітарно-гігієнічним нормам [255].

Використання полімерних матеріалів у стоматології започатковане ще в XIX ст., коли були спроби пломбувати зуби одним з видів каучуку. А в 1940-50 рр. минулого століття створено швидкотверднучі пластмаси на основі акрилових мономерів, полімеризація яких могла здійснюватися завдяки аміновмісній ініціюючій системі під дією температури ротової порожнини ($37,6^{\circ}\text{C}$). Вони характеризувалися недостатньою гідрофільністю, токсичним впливом на пульпу, високим коефіцієнтом термічного розширення, недостатньою стійкістю до жувального навантаження та іншими недоліками. Уперше офіційно термін “адгезивні матеріали” було запропоновано після тематичного симпозіуму, проведеного у США в 1961 р. Це поняття зумовлене мікромеханічною ретенцією, яка у сполученні із акриловими пластмасами надала можливість прилипання [256]. У 1962 році Р.Л. Бовен (Bowen) синтезував пластмасу діакрилат як продукт реакції між епоксидною смолою і метакрилатом – біс фенол А – дігліцидилдиметакрилат (Біс-ГМА), яка в літературі інколи мала назву “смола Бовена”. У 1964 році він наповнив цю пластмасу частинками скла (кварцу), забезпечивши хімічний зв’язок наповнювача, обробленого силаном, з пластмасовою матрицею. Так виник клас композитних матеріалів (композитів), який принципово не змінився до нашого часу і з успіхом використовується в різних галузях стоматології. Порівняно зі звичайним поліметилметакрилатом композити мають ряд поліпшених можливостей: незначна потреба теплоти при полімеризації, невелике полімеризаційна усадка, незначне температурне розширення, яке наближається до такого у зуба, кольоростійкість, підвищена міцність, стійкість проти стирання, тиску, згинання. Усі ці характеристики сприяють підвищенню адгезії щодо твердих тканин зуба. Тепер існує величезна кількість композитів, що відрізняються за пластмасовою матрицею, кількістю, складом і розмірами частинок наповнювача, за способом полімеризації [257].

Впровадження в практику ортопедичної стоматології композитних матеріалів з високими адгезивними властивостями дозволило використовувати ортопедичні конструкції, які фіксувалися безпосередньо до твердих тканин зубів, що надало можливість зберігання їх цілісності при виготовленні незнімних конструкцій. Таким чином, з'явилась можливість відновлення малих включених дефектів зубних рядів конструкціями АМП. Для фіксації АМП у перші роки їх застосування лікарі-стоматологи використовували реставраційні композити, які були розроблені ще наприкінці 1950-х рр. Ці матеріали за короткий термін витіснили силікатні цementsи та ненаповнені пластмаси. Але й до цього часу продовжуються наукові дослідження в галузі створення та поліпшення композитних цементів, які б могли використовуватися в адгезивній техніці відновлення дефектів зубних рядів [258, 259, 260, 261, 262, 263].

Хімічний склад, просторова організація різноманітних композитів обумовлюють їх якість та впливають на методику їх клінічного використання [264, 265, 266, 267, 268]. У першу чергу на міцність та твердість адгезивного матеріалу впливає його дисперсність. Тому, змінюючи модифікації наповнювачів, можливо впливати на показники міцності та твердості [269, 270, 271, 272]. На сьогодні в клінічній практиці ортопедичної стоматології широко застосовуються композитні матеріали як хімічного, так і світлового твердіння. Кожна з цих груп матеріалів має як позитивні, так і негативні властивості. З даних літератури видно, що надлишкова твердість, склоподібність, крихкість та низькі еластомерні характеристики не підходять до матеріалів, які використовуються в адгезивній техніці [273, 274, 275, 276]. Ці матеріали повинні відповідати таким вимогам, як достатня адгезія до поверхні опорного зуба та адгезивної накладки АМП, відсутність патологічного впливу на структуру твердих тканин зубів, технологічність при використанні, оптимальна експозиція при полімеризації.

Хімічним композитним матеріалам (“Charisma”, “Комподент”, “Ізозит”, “Breakfix”) притаманні суттєві недоліки, а саме: високі токсичні властивості (порівняно із світлотверднучими матеріалами), низька адгезивна міцність та міцність при згинанні, незадовільні ергономічні та технологічні властивості [277, 278, 279, 280]. Порівняно з хімічними світлотверднучі композитні матеріали (“Compolut”, “Bifix”, “Relyx ARC” та ін.) поєднують в собі відмінні ергономічні та фізико-хімічні властивості. Не враховуючи такі особливості, як розмір часток наповнювача, характер заповнювання та розподіл цих часток в органічній матриці, визначаючи їх належність до мікрофільних чи гібридних матеріалів, можна довести, що всі існуючі на сьогодні адгезивні світлотверднучі системи мають певні переваги одна перед одною та можуть використовуватися в різних клінічних ситуаціях [281, 282].

У матеріалах, які використовуються в адгезивних технологіях, найбільш важливим стає коефіцієнт температурного розширення. За даними літератури, стає відомою залежність між коефіцієнтом термічного розширення тканин зуба та адгезивного матеріалу, а саме, чим менша ця різниця, тим більший діапазон використання цього матеріалу [283, 284]. З іншого боку, на якість матеріалу впливає його водопоглинання.

Високий рівень гідроадсорбції знижує модуль міцності та еластичності композита і стає протипоказанням до його використання в техніці адгезивних технологій. Найбільше підлягають гідролізу композитні матеріали хімічного твердіння, оскільки вони не тільки адсорбують вологу, але й містять розчинні інгредієнти [285, 286].

Одним з головних недоліків всіх полімерних матеріалів є полімеризаційна усадка композита, яка досягає 5% об'єму. При досить великому прошарку композиту це може призвести до дебондінгу та тріщин [283, 287]. Усе це може призвести до проникнення ротової рідини та продуктів бактеріального метаболізму до тріщин клейового шву [288]. Найбільш впливовим фактором,

який враховується при фіксації металевих адгезивних конструкцій, є напрямком усадки. Так, з літератури відомо, що композити хімічної полімеризації дають усадку в напрямку порожнини зуба, а фото-полімерні матеріали в напрямку світлового потоку фотополі-меризатора [289].

Отже, надійність з'єднання на межі емаль-композит-метал буде залежати як від якісних, так і від функціональних показників кожного з використовуваних матеріалів. Але, на жаль, і досі не існує такого адгезивного матеріалу, який би поєднував у собі високі фізико-хімічні показники, ергономічність та оптимальну ціну. Таким чином, більшість матеріалів, які використовуються для адгезивної техніки, не відповідають усім вимогам, які до них ставляться, хоча, на наш погляд, незначну перевагу можна віддати матеріалам світлового твердіння, які більшою мірою відповідають необхідним параметрам.

Найбільш важливою ділянкою при фіксації АМП стає межа між адгезивною накладкою та твердими тканинами зуба. Адгезивні властивості матеріалу є найбільш важливими в забезпеченні хімічного зв'язку за рахунок міжмолекулярних сил зчеплення; механічним зв'язком, який утворюється при прониканні адгезиву в пори субстрату і утриманні в них за рахунок механічного зчеплення. Адгезивні властивості залежать як від структури твердих тканин зуба та металу, так і від самого клейового агенту [290, 291]. Актуальною проблемою ортопедичної стоматології стає вирішення завдання підвищення адгезії стоматологічних матеріалів як до тканин зуба, так і до адгезивних накладок, які являють собою різнорідну структуру – органічні та неорганічні компоненти [292, 293, 294, 295, 296].

Суттєвим методом посилення адгезії композитів є обробка їх розчином ортофосфорної кислоти. Під впливом кислоти відбувається розчинення гідроксильного апатиту, розкриття міжпризменних мікрощілинних просторів. Поверхня емалі після протравки стає мікропористою, також збільшується площа стикування, завдяки чому бонд-агент легко проникає в поверхневий шар емалі та

дентину, утворюючи міцний зв'язок [297, 298, 299]. Іншим фактором, який посилює адгезію із протравленою емаллю та зменшує крайову мікропросочуваність, є застосування так званих бонд-агентів (адгезивів) [300]. Бонд-агенти, які становлять собою суміш низьков'язких мономерів, проникають в міжпризменні простори емалі та надійно там утримуються. Нанесений у другу чергу композит хімічно зв'язується із нанесеним раніше емалевим адгезивом, утворюючи надійне з'єднання [301; 302].

На першому етапі існування як бонд-агента використовувалась органічна матриця композита. Але останнім часом дослідниками вчених заперечується ефективність використання ненаповненої пластмаси [303]. На зміну прийшов матеріал, який являє собою біфункціональний мономер – “сплад”. Завдяки своїй рідкотекучості та здатності витискати воду з поверхні протезного поля він забезпечує кращу адгезію між тканинами зуба, фіксувальним матеріалом та протезом [304, 305].

Дослідження доводять доцільність використання спладу як бондингової системи, що є важливим у механізмі дії спладу: він не твердіє, а лише сприяє заповненню мікропор у твердих тканинах протезного ложа густим композитом, який і утворює міцне з'єднання [306, 307, 308].

Якісна фіксація незнімної ортопедичної конструкції забезпечується не тільки адгезією матеріалів до протезного ложа, але і суттєве значення має фіксація матеріалу безпосередньо до адгезивної накладки АМП. Причому адгезія до металу всіх груп композитних матеріалів значно менша за адгезію до твердих тканин зубів [309]. З метою підвищення фіксаційних властивостей на межі композит/метал відбуваються з'єднання за допомогою спеціальних пристроїв, властивих даному типу АМП. Основні з них такі: 1) перфорації в накладках АМП; 2) множинні кубічні заглиблення на внутрішній поверхні адгезивних накладок; 3) ретенційні кульки; 4) внутрішня поверхня накладок, протравлена кислотою; 5) покриття поверхні металу оксидом олова (O.V.S.-система); 6)

створення кремнійорганічного шару; 7) нітрид-титанове або титанове покриття [310, 311, 312]. Найбільш ранній та простий спосіб посилення ретенційних властивостей металевих накладок – їх перфорація. Перфорації здійснюють вручну трохи нагрітим кульоподібним бором діаметром 1 мм як при знятті з моделі, так і при литві на вогнетривкій моделі (залежно від протяжності АМП). Недолік цього методу в тому, що міцність з'єднання композиту і металу окреслюється місцем перфорацій, при застосуванні фотополімерів важко отримати повну полімеризацію [313].

Інший спосіб – нанесення кульок – намистинок за такою методикою: 1) на опорних зубах моделі олівцем окреслюються контури каркасу АМП; 2) в зоні каркасу АМП і не доходячи до його меж на 1 мм наносять шар компенсаційного лаку товщиною 0,5 мм; 3) опорні зуби з нанесеним компенсаційним лаком покривають ізолюючим лаком; 4) за допомогою бугельного воску моделюють весь каркас АМП; 5) воскова репродукція знімається з моделі і перший шар воску відокремлюється пінцетом від другого; 6) на виникле місце наносять лак і пластмасові намистинки звичайного ретенційного набору; 7) отриманий каркас АМП відливають із КХС [314]. Недоліком цього методу є стовщення каркасу на 0,5 мм.

Іншим способом є метод отримання пористої металевої поверхні (кубічні заглиблення) за рахунок заздалегідь нанесених та розчинених сольових кристалів: 1) на опорних зубах гіпсової моделі олівцем окреслюють каркас АМП; 2) наносять шар лаку на ділянку каркасу АМП і до його затвердіння посипають сіллю (NaCl) з розмірами кристалів близько 400мкм; 3) проводять моделювання воском всього каркасу АМП; 4) знімають воскову репродукцію каркасу з моделі і занурюють в ацетон, а після у воду для розчину солі на 2-3 хв. Отриманий каркас відливають із КХС. Однак цей метод порушує таку складову фіксації, як когезія. За наявності спеціального апарата для електролітичного травлення з'являється можливість отримати мікропористу поверхню металу для міцного

з'єднання з клеючим композитом. Однак це травлення потребує спеціального застосування: джерела прямого струму з можливістю плавного регулювання; системи вентиляції, апарата для ультразвукової очистки протравленої поверхні; існує важкість травлення кобальто-хромових сплавів порівняно з хромонікелевими. Медична промисловість не пропонує вибору сплавів для виготовлення литих протезів (сталь практично непридатна, бо має велику усадку, а благородні сплави не підлягають травленню). Низька якість (неоднорідність) КХС призводить до нерівномірності протравки [315; 316].

Усі види ретенційних пристроїв, за винятком піскоструменевої обробки, забезпечують достатню для утримання АМП силу механічного зчеплення [317]. Окрім фіксувального матеріалу, на фіксацію АМП впливає також і площа дотику адгезивної накладки до поверхні зуба. Правильна підготовка площадки для фіксації АМП сприяє надійній механічній фіксації. Для цього проводиться приблизна оцінка максимальної конфігурації поверхні верхніх і нижніх зубів, яка може бути використана як опора для АМП. Орієнтуючись на дані щодо міцності клейової сполуки композиту з внутрішньою поверхнею каркасу для різних типів АМП, можна констатувати, що достатня площа опори на зубах, які обмежують дефект, у деяких клінічних ситуаціях не може бути забезпечена лише за рахунок язиково-контактних поверхонь зубів. Інколи необхідно розширювати каркас АМП. Найбільш очевидний метод розширення конфігурації опори АМП шляхом збільшення числа опорних зубів у більшості випадків є недоцільним, крім випадків необхідності виготовлення шинуючої конструкції. Сполучення великої кількості зубів, наділених природною самостійною мікрорухомістю, призводить до виникнення напружень у місцях їх контактів з адгезивними накладками, і чим більше опорних зубів задіяно в АМП, тим більше ділянок напруження. Як показують дослідження і практика, опорою для АМП можуть бути не більше 2 зубів з кожного боку [318].

При вивченні літератури, присвяченій проблемі розрахунку конфігурації фіксуєчних елементів, найбільш часто зустрічається рекомендація застосовувати адгезивні накладки, які в 1,5 рази більші від конфігурації жувальної поверхні відсутнього зуба [319, 320, 321]. Однак ця величина математично не обґрунтована, тим більше, що розмір дефекту і властивості матеріалу можуть бути різними в кожному конкретному випадку. Деякі більш заглиблені математичні обґрунтування не враховують всіх реально існуючих компонентів жувального навантаження [322]. У результаті в повсякденній практиці має місце “інтуїтивний”, або “довільний” підхід до визначення меж і конфігурації фіксуєвальних елементів АМП.

У доступній нам літературі, за винятком публікацій [323, 324, 325], ми не знайшли свідчень про величини навантажень, які діють на протез, який розміщений у фронтальній ділянці, при відкушуванні їжі, яка повинна бути оптимальна топографія та величина адгезивних накладок в конкретному випадку, а саме: який зуб буде втрачений (центральный чи латеральний різець) і які зуби будуть задіяні в якості опорних. Таким чином, як показує аналіз літератури, в дослідженні питання про комплекс “емаль-адгезив-метал” залишається ряд невирішених проблем, у зв'язку з чим його подальше вивчення, пошук нових адгезивних матеріалів, дослідження їх адгезивних властивостей, дослідження питання про можливості покращення механічних засобів фіксації та планування топографії адгезивних накладок являє собою актуальну проблему в ортопедичній стоматології сьогодення.

1.5. Сучасні матеріали, які використовуються в ортопедичній стоматології для фіксації постійних непрямих реставрацій

На теперішній час в ортопедичній стоматології для фіксації незнімних конструкцій протезів застосовуються різні види цементів. Забезпечення ретенції, гарного крайового прилягання, герметичності непрямих реставрацій багато в

чому залежить від етапу цементування. Цей етап має важливе значення при досягненні високої клінічної ефективності лікування. Удосконалення цементів нерозривно пов'язане із розвитком ортопедичної стоматології та незнімних конструкцій зубних протезів.

Протягом тривалого часу популярними матеріалами в стоматології для цементування незнімних конструкцій протезів були і залишалися цинко-фосфатні та склоіономерні цементи. Крім них, широкого поширення набули склоіономерні цементи, модифіковані полімерами, які зберігають переваги традиційних склоіономерних цементів, а саме виділення фтору і хімічну адгезію до тканин зуба, володіючи при цьому більш високою міцністю, низькою розчинністю в рідинах і меншим мікропідтіканням [326, 327]. Також, на думку ряду авторів, відзначається певна тенденція до ширшого і активного застосування композиційних цементів [328, 329]. Основна причина означеної тенденції полягає в тому, що цементи цієї групи перевершують інші цементи за цілою низкою характеристик [330, 331, 332, 333, 334].

Композитні цементи поділяються на 2 великі групи:

1. Композитні цементи з етапом адгезивної підготовки;
2. Композитні цементи без етапу адгезивної підготовки (самоадгезивні).

Застосування традиційних або класичних композитних цементів пов'язано із протравленням ортофосфорною кислотою та адгезивною підготовкою поверхні зубів перед їх використанням. Цей етап забезпечує високі ретенційні властивості за рахунок утворення гібридного шару, а також надійну герметичність та ізоляцію зубів після цементування непрямих реставрацій. Складнощі пов'язані із необхідністю попередньої адгезивної підготовки [335, 336], а саме: додаткові тимчасові витрати, чутливість до аплікаційних помилок, випадки виникнення післяопераційної чутливості обмежували їх широке використання в стоматології.

Подальші розробки привели до появи нового покоління композитних цементів, відомих як самоадгезивні композитні цементи (СКЦ). Ці цементи не вимагають попереднього протравлення ортофосфорною кислотою твердих тканин зуба, а також нанесення адгезивної системи. Зв'язок виникає за рахунок низьких значень рН таких цементів відразу після замішування. Так, за даними М. Behr і співавторів (2004), значення рН змінюється від 1 до 6 протягом полімеризації. Цемент на початковому етапі демінералізується, а потім проникає в поверхневий шар твердих тканин зуба, з'єднуючись при цьому з тканинами зуба. Особливість полягає в тому, що змащений шар на поверхні кукси зуба не видаляється, а частково модифікується. Механізм повністю не вивчений, але передбачається, що зв'язок відбувається за рахунок реакції комплексоутворення іонів кальцію на поверхні дентину зуба і фосфорної кислоти метакрилатів в цементі [337]. L. Nan та співавтори (2007) також вважають, що низькі значення рН таких цементів відразу після замішування відіграють позитивну роль і сприяють протравлюванню емалі та дентину. Однак деякі цементи зберігають низькі значення рН протягом тривалого часу після замішування, що в подальшому може негативно впливати на збереження надійної адгезії таких цементів до тканин зуба.

Вони можуть бути поділені відповідно до їхніх реакції полімеризації на: цементи хімічного, подвійного і світлового типів твердіння [338]. З практичної точки зору цементи подвійного типу твердіння є більш універсальними в порівнянні з двома іншими типами. Застосування цементів подвійного типу твердіння дозволяє лікарю проводити вибір залежно від клінічної ситуації типу полімеризації цементу. При цьому цікаво відзначити, що у цементів подвійного типу твердіння тип полімеризації впливає на їх фізико-механічні властивості після затвердіння. Т.С. Aguiar і співавтори (2011) вказують на вплив етапу світлополімеризації на характеристики міцності цементів подвійного типу твердіння [339]. J.O. Burgess і співавтори (2010) відзначають, що у СКЦ

подвійного типу твердіння відбувається зниження сили зв'язку, стабільності кольору, зносостійкості в разі їх полімеризації тільки за хімічним типом [340]. Тому навіть при фіксації непрозорих конструкцій зубних протезів рекомендується світлова полімеризація цементу, що виходить за межі протеза і є доступним для світла лампи.

Відсутність необхідності в попередній підготовці поверхні зубів значно спрощує роботу з СКЦ, скорочує тимчасові витрати [341] і знижує ймовірність виникнення післяопераційної чутливості [342, 343]. Крім цього, ряд досліджень доводить, що, незважаючи на відсутність етапу адгезивної підготовки, ці цементи за багатьма параметрами мають схожі характеристики зі своїми попередниками – композитними цементами, які вимагають попереднього проведення адгезивної підготовки [344, 345, 346, 347, 348, 349].

Поява СКЦ – це ще один крок в пошуках оптимального матеріалу для фіксації незнімних конструкцій протезів. Дана група цементів, яка з'явилася відносно недавно, набуває все більшої популярності не тільки через простоту і зручність використання, але й через ряд позитивних аспектів застосування, які будуть розглянуті далі. Одним з основних позитивних властивостей СКЦ є універсальність застосування, оскільки ці цементи можуть використовуватися в багатьох клінічних ситуаціях.

Показання до застосування:

1. Постійна фіксація керамічних, композитних вкладок.
2. Постійна фіксація суцільнолитих та металокерамічних коронок і мостоподібних протезів, включаючи сплави дорогоцінних і недорогоцінних металів.
3. Постійна фіксація індивідуальних і стандартних штифтових конструкцій.
4. Постійна фіксація АМП.

Стійкість цементу до дії вологи і низька розчинність має важливе значення у профілактиці віддалених ускладнень після фіксації незнімних конструкцій. На цемент в ділянці межі з'єднання непрямой реставрації і твердих тканин впливає слина, що може призвести до вимивання цементу в цій зоні. Зазвичай цей процес протікає більш активно при поганому крайовому приляганні реставрації [350]. Ряд авторів повідомляють про низьку розчинність композитних цементів, відзначаючи при цьому їх перевагу за даним критерієм перед іншими видами цементів [351, 352, 353]. Стійкість до дії слини і низька розчинність цементу має особливе значення при фіксації АМП.

Для забезпечення високої точності позиціонування коронок і вкладок при постійній фіксації і відповідно гарного крайового прилягання реставрації та досягнення довгострокового клінічного результату при ортопедичному лікуванні важливе значення має мінімальна товщина цементної плівки. Після фіксації незнімних конструкцій зубних протезів через цемент може знижуватися точність їх крайового прилягання [354, 355]. Тож не випадково Д. Массіроні і співавтори (2008) відзначають, що цементування не може нівелювати або відкоригувати похибки, котрі виникли в процесі виготовлення протезів, проте можуть сприяти їх виникненню. Р. Magne і співавтори (1999) виявили вплив полімеризаційної усадки товстого шару композитного цементу на утворення тріщин в керамічних вінірах після їх фіксації. Встановлено, що товщина керамічного вініра повинна бути більш, ніж в 3 рази, ширшою від товщини цементної плівки [356]. За даними К. Satoh (1989), оклюзійне завищення коронок через шари цементу при неправильному виконанні етапу фіксації може досягати 334 мкм. При цьому також збільшується крайова щілина, що у свою чергу може сприяти проникненню токсинів і бактерій під коронку, викликати пошкодження пульпи і вторинний карієс, сприяє скупченню нальоту, призводить до захворювань ткани парадонта [357]. У міру збільшення товщини цементної

плівки знижується міцність з'єднання непрямих реставрацій з тканинами зуба [358].

Різні цементи вимагають різного простору для оптимального позиціонування непрямих реставрацій. За даними J.Wu, P.Wilson (1994) для цинко-фосфатних цементів необхідно більше простору (не менше 40 мкм) в порівнянні з композитними (близько 30 мкм) [359]. Навпаки, Kious і співавтори (2009) вважають, що для цементів з товщиною плівки до 25 мкм не потрібно формувати спеціальний простір [360]. Перші композитні цементи при мінімальній товщині цементної плівки поступалися іншим цementsам, в тому числі і цинко-фосфатним (табл.1) [361, 362].

Таблиця 1

Товщина цементної плівки різних композитних цементів [365]

Назва цементу	Виробник	Товщина цементної плівки (мкм)
Enforce	(Dentsply)	27.7
Nexus	(Kerr)	34.9
Rely X	(3M-ESPE)	25.5
Panavia 21	(Kuraray)	21.9

На сьогодні ситуація змінилася, ряд досліджень показує [363, 364, 365], що сучасні композитні цементи, в тому числі і самоадгезивні, перевершують більшість інших видів цементів за таким показником, як мінімальна товщина цементної плівки (табл.2).

Таблиця 2

Товщина цементної плівки деяких самоадгезивних цементів [364]

Назва цементу	Виробник	Товщина цементної плівки (мкм)
Smart Cem	(Dentsply)	18.4
Maxcem	(Kerr)	25.7

Relyx Unicem	(3M-ESPE)	23.2
G-Cem	(GC)	14.3

При застосуванні СКЦ подвійного типу твердіння спостерігається поступове підвищення в'язкості і тривалий період робочого часу [366], а канюлі для автоматичного замішування дозволяють істотно скоротити час замішування, що дає ще кілька додаткових секунд. Цей аспект має важливе значення при фіксації багатоопорних незнімних конструкцій зубних протезів.

Особливістю роботи з вітальними зубами є випадки виникнення післяопераційної чутливості після фіксації постійних коронок або покривних керамічних вкладок. При цьому одним з можливих причинних факторів може бути цемент для фіксації незнімних протезів [368]. Помилки при виконанні адгезивної підготовки твердих тканин вітальних зубів перед застосуванням композитних цементів можуть призвести до виникнення післяопераційної чутливості і навіть до загибелі пульпи [369, 370]. Встановлено, що застосування СКЦ характеризується низькою частотою виникнення післяопераційної чутливості [371, 372, 373].

D. Saad і співавт. (2010) виявили меншу частоту виникнення післяопераційної чутливості у СКЦ у порівнянні із класичними композитними цementsами, які вимагають протравлювання і попередньої адгезивної підготовки [373]. Цікавим є дослідження, проведене С.А. de Souza Costa та співавт. (2008), які порівнювали вплив на пульпу зуба двох цементів СКЦ і композитного із етапом протравлювання і адгезивної підготовки. На 32 премолярах, що підлягали видаленню за ортодонтичними показаннями, були сформовані порожнини і зафіксовані керамічні вкладки із застосуванням вищевказаних цементів, після чого ці зуби видаляли (через 7 і 60 днів) і проводили гістологічне дослідження пульпи зубів. Виявлено, що застосування традиційного композитного цементу з

етапом протравлювання та адгезивною підготовкою супроводжується більш вираженим впливом на тканини пульпи зуба у порівнянні із СКЦ [374]. N.Denner і співавтори (2007) проводили порівняльне дослідження частоти виникнення післяопераційної чутливості у вітальних зубів після фіксації повних коронок при використанні 2 видів цементів: склоіономерного (СІЦ) і СКЦ. У 30 пацієнтів було встановлено 120 коронок, при цьому порівняльний аналіз за таким показником, як післяопераційна чутливість, через 24 місяці не виявив різниці в застосуванні обох цементів [371]. М. Blatz et al. (2013) вивчали частоту виникнення післяопераційної чутливості у вітальних зубів після фіксації на них повних коронок із застосуванням СКЦ та СІЦ, модифікованого полімерами. Частота виникнення післяопераційної чутливості виявилася нижчою при фіксації коронок на СКЦ у порівнянні з СІЦ, модифікованого полімерами [357].

Міцне з'єднання цементу з тканинами зуба необхідне для забезпечення ретенції незнімної конструкції протеза протягом усього терміну користування [376; 377], а низька проникність цементу сприяє профілактиці виникнення мікропідтікання. При цьому в результаті впливу термоциклічних і жувальних навантажень деякі цементи змінюють свої початкові властивості та структуру [378]. Важливою властивістю цементу є стійкість до цих впливів. За даними ряду авторів композитні цементи є одними з найбільш надійних за цим показником [379, 380, 381].

S. Abo-Namar і співавтори (2005) проводили порівняльне лабораторне дослідження, вивчаючи міцність на розрив різних видів цементів із тканинами зуба (емаллю і дентином). Виявлено високі значення сили зв'язку СКЦ (дентин – 10,8 МПА, емаль – 14,5 МПА) у порівнянні з СІЦ (дентин – 4,1 МПА, емаль – 6,1 МПА). Крім цього, виявлено більш виражений негативний вплив термоциклічних навантажень на СІЦ у порівнянні СКЦ [382]. Не випадково для підвищення ретенційних властивостей коронок в тих випадках, коли низька висота кузової частини зуба або препарування проведена зі значною

конусністю, рекомендується застосування саме композиційних цементів [383, 384, 385].

Останнім часом приділяється велика увага проблемі мікропідтікання під незнімними конструкціями протезів, введений навіть новий термін «нанопідтікання» [386]. Важливе значення у виникненні мікропідтікання відіграє постійний цемент для фіксації. Застосування СКЦ забезпечує більш надійну і герметичну ізоляцію кукси зуба у порівнянні зі звичайними СЦ і СЦ, модифікованими полімерами, що знижує ймовірність виникнення мікропідтікання під коронками [387, 388, 389].

Застосування коронок на основі каркаса з оксиду цирконію виготовлених за технологією CAD/CAM, широко використовується в ортопедичній стоматології, в тому числі при протезуванні на імплантатах. Використання СКЦ для фіксації даного виду протезів показало високу клінічну ефективність [390, 391]. R.P. Palacios зі співавторами (2006), порівнюючи різні типи цементів для фіксації коронок на основі оксиду цирконію, прийшли до висновку щодо ефективності застосування з цією метою СКЦ [392]. F. Nejatidanesh (2011) порівнював різні види цементів для фіксації цирконієвих коронок на імплантатах і також виявив високу міцність з'єднання при використанні композиційних цементів [390].

Самоадгезивні композитні цементи з'явилися пізніше всіх видів цементів. Ряд наукових досліджень підтверджують високу клінічну ефективність даної групи матеріалів. Перші СКЦ мали ряд недоліків і за багатьма параметрами поступалися аналогічним матеріалам [392]. Сучасні СКЦ відзначаються поліпшеними характеристиками, що свідчить про доцільність їх використання з метою високої клінічної ефективності при протезуванні незнімними конструкціями зубних протезів [393, 394].

Аналіз джерел літератури свідчить про доцільність наукових досліджень в галузі ортопедичних адгезивних конструкцій. Поширеність обмежених малих

дефектів зубного ряду як у фронтальній, так і у бічній ділянці є досить значною. Серед пацієнтів, які звертаються за ортопедичною допомогою за наявності дефекту у фронтальній ділянці, найбільш поширеною скаргою є естетичний дефект.

Таким чином, дотепер немає єдиної думки щодо оптимальної конструкції МП протеза, яка б поєднувала оптимальну механічну міцність, зносостійкість і довговічність за максимальної естетичності та малоінвазивного препарування опорних зубів. У зв'язку з цим експериментальні та клінічні дослідження щодо біомеханічного обґрунтування вибору оптимальної конструкції малоінвазивних мостоподібних протезів є актуальними і своєчасними, особливо в період розвитку новітніх технологій у стоматології.

Наведені у даному розділі результати дослідження були опубліковані у друкованих працях:

1. Беліков ОБ, Сорохан ММ Порівняльна характеристика мостоподібних протезів з мініінвазивним препаруванням опорних зубів (Огляд літератури). *Буковинський медичний вісник*. 2017;1(81):224-229. doi: <https://doi.org/10.24061/2413-0737.XXI.1.81.2017.48>.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

2.1. Загальна характеристика обстежених пацієнтів

Виходячи з даних етіології, існує ряд методичних підходів до вивчення поширеності та інтенсивності стоматологічних захворювань залежно від вирішуваних питань і проблем. Разом з тим, з огляду на специфічність і цілеспрямованість цього дослідження та необхідність отримання найбільш достовірних даних про величину поширеності малих включених дефектів зубних рядів у осіб молодого віку, динаміку їх анатомічних і топографічних змін в часі, нами були взяті за основу методичні підходи вивчення захворюваності, розроблені [395], доповнені [396] та удосконалені [397, 398] стосовно території України, які базуються на безпосередньому обстеженні населення в різних кліматично-географічних зонах, враховуючи індивідуальні особливості соціально-економічних і геохімічних факторів зовнішнього середовища різних регіонів.

Нами визначено мінімально допустиме необхідне число спостережень для отримання достовірних результатів дослідження. При визначенні мінімально допустимої кількості спостережень, які проведенні під час стоматологічних оглядів за зверненнями в стоматологічні установи, з метою досягнення їх репрезентативності та статистичної достовірності отриманих результатів дослідження керувалися методичними рекомендаціями ВООЗ (1989) «Стоматологічні обстеження: Основні методи» (Женева, ВООЗ), згідно з якими клінічна вибірка кількості спостережень при проведенні подібного роду досліджень повинно бути не менше 25-30 осіб у кожній статеві-віковій групі.

При цьому ми також керувалися дослідженнями Бажана А.В. [399] стосовно України, яка проводила дослідження, безпосередньо пов'язані із визначенням репрезентативності сукупності кількості спостережень для

отримання статистично достовірних даних, які практично ідентичні наведеним вище рекомендаціями ВООЗ.

З цілого ряду офіційно зареєстрованих і ряду використовуваних в індивідуальних дослідженнях окремих дослідників нами обрана офіційно рекомендована методика формування вікових груп ВООЗ (1980) «Епідеміологія, етіологія і профілактика хвороб пародонту» (Доповідь наукової групи ВООЗ - Женева), згідно з якою рекомендовано проводити групування отриманих даних стоматологічних оглядів ділити на 8 статеві-вікових груп населення починаючи з 15 річного віку і завершуючи 65 і більше роками, із заданим п'ятирічним інтервалом, а після 30 років - 10 річним.

З огляду на досліджувану проблему і віковий параметр, що характеризує поняття «особи молодого віку», нами первинні матеріали стоматологічних оглядів були занесені до вікових груп 15-19, 20-24 і 25-29, 30-40 років і старше за такими показниками, що характеризують загальну кількість обстежених, кількість осіб з малими включеними дефектами зубних рядів - їх загальна кількість; число дефектів з відсутністю одного зуба, двох і трьох зубів та їх загальної кількості. При цьому всі вони були також розподілені і за статевою належністю.

Для виконання поставлених завдань нами проведено комплексне стоматологічне обстеження 805 пацієнтів (321 жінка та 484 чоловіків) віком від 19 до 50 років (середній вік $31,7 \pm 1,13$ років), які звернулися для протезування на кафедру ортопедичної стоматології, КМУ «Міська стоматологічна поліклініка» та НЛЦ «Університетська клініка» з травня 2016 по червень 2019 року.

Для дослідження методом клінічного групування за малим числом спостереження пацієнти були розподілені нами на наступні групи (табл. 2.1).

Таблиця 2.1

Реєстр особистих даних пацієнтів, включених у дослідження

Номер пацієнта	ПІБ пацієнта	Рік народ-	Домашня	Інформована згода на	Підпис пацієнта	Дата включення в
----------------	--------------	------------	---------	----------------------	-----------------	------------------

	та	ження	адреса	участь в дослідженні	та	дослідження
01				Згоден		
02				Згоден		
...	...	...	...	...	...	...
805				Згоден		

Критерії відбору.

Основними критеріями клініко-статистичного відбору пацієнтів були особи чоловічої та жіночої статі із малими дефектами зубного ряду III та IV класу за Кеннеді з інтактним пародонтом опорних зубів і незначними ортодонтичними змінами (нахили коронок зубів), які раніше не використовувалися для протезування або на які вже були виготовлені АМП, а також підписаний формуляр інформованої згоди пацієнта на участь у дослідженні.

Критерії виключення.

Критеріями виключення при формуванні даної категорії пацієнтів вважали середні та великі дефекти зубного ряду (7 - 13 зубів), ДЗР I-II класу за Кеннеді, наявність компрометуючої ортодонтичної патології, супутніх захворювань тканин пародонта середнього та важкого ступеня тяжкості. Також критеріями виключення із дослідження були супровідна патологія внутрішніх органів із функціональною недостатністю, цукровий діабет, захворювання, що впливають на кістковий метаболізм, активний туберкульоз, венеричні захворювання, обтяжений алергологічний анамнез, відмова пацієнтів від обстеження.

Усі дослідження проводились після ознайомлення та підписання пацієнтами інформованої згоди щодо дозволу участі у дослідженнях із дотриманням основних положень GCP (1996 р.), Конвенції Ради Європи про права людини та біомедицину (від 04.04.1997 р.), Гельсінської декларації Всесвітньої медичної асоціації про етичні принципи проведення наукових медичних досліджень за участю людини (1964–2013 рр.), наказу МОЗ України № 690 від 23.09.2009 р., № 616 від 03.08.2012 р.

В результаті дослідження було встановлено, що у 805 жителів загалом було відсутньо 1537 зубів, з них 845 у чоловіків, 692 – у жінок. Розподіл відсутніх зубів за віковими групами і статтю представлений у таблиці 2.2.

Таблиця 2.2

**Частота відсутності зубів у мешканців міста Чернівці та області
за віком і статтю**

Вікові групи, роки	Групи пацієнтів								
	Всього			Чоловіки			Жінки		
	n = 1537			n = 845			n = 692		
	Абс.	%	M±m	Абс.	%	M±m	Абс.	%	M±m
< 20	91	5,3±0,7	1,29±0,2	46	4,8±0,9	1,35±0,2	45	3,4±0,8	1,15±0,2
20–24	184	13,5±0,9	2,52±0,3	96	12,9±1,2	2,91±0,3	88	12,1±1,2	1,85±0,4
25–29	257	19,7±1,0	2,70±0,2	133	19,1±1,4	3,11±0,2	124	18,6±1,5	2,21±0,3
30–40	482	28,3±1,1	5,03±0,2	271	26,5±1,6	4,55±0,3	211	25,8±1,7	3,58±0,2
44 - і старш	523	37,1±1,2	7,59±0,3	302	34,3±1,7	7,09±0,3	221	32,0±1,8	6,17±0,3

Результати ортопедичного обстеження ротової порожнини 805 жителів, відображені в таблиці 2.2, дають можливість виділити такі закономірності. Перша закономірність у тому, що відсутність зубів, тобто дефекти в зубних рядах, які не заміщені ортопедичними конструкціями, має місце у всіх аналізованих вікових групах. Навіть у наймолодшій віковій групі (менше 20 років) частота відсутніх зубів склала 5,3±0,7 %.

Як видно з вище наведеного, потреба в ортопедичному лікуванні формується в старших вікових групах. Друга виділена закономірність зводиться до того, що частота втрачених зубів має виражену вікову залежність. Чим старший вік обстежених, тим більша у них кількість втрачених зубів, що проявляється дуже сильною позитивною корелятивною взаємозалежністю ($g = +0,95 \pm 0,04$). Якщо у віковій групі менше 20 років цей показник становить 5,3±0,7

%, то в міру підвищення віку він послідовно зростає і у віковій групі 44 років і старше сягає $37,1 \pm 1,2$ % ($t = 19,48$; $p < 0,001$).

Третя закономірність зводиться до того, що частота втрачених зубів у жінок набагато менша, ніж у чоловіків, що можна пояснити їх уважнішим ставленням з естетичних міркувань до гігієни ротової порожнини.

Так, загалом кількість видалених зубів у перших становила $2,99 \pm 0,2$ зуба, у других – $3,80 \pm 0,2$ зуба ($t = 2,68$; $p < 0,01$). Така висока частота втрати зубів – у середньому $3,39 \pm 0,3$ на кожного обстеженого – передусім обумовлена недостатньою гігієною порожнини рота. В результаті розвиваються захворювання зубів і тканин пародонта, які через несвоєчасну стоматологічну допомогу та недостатню ефективність лікувальних заходів призводять до видалення причинних зубів і тим самим створюють високий ступінь потреби у ортопедичному лікуванні.

Але, враховуючи специфіку клінічної ситуації, а саме: малі обмежені дефекти зубних рядів із локалізацією у фронтальному та у бічному відділах зубного ряду, із 805 пацієнтів для подальшого дослідження було відібрано 157, із них 86 жінок (54,77%) і 71 чоловік (45,23%) віком від 20 до 44 років, що відповідають згідно рекомендаціям ВООЗ (25-44 років – молодий вік), яким проведено заміщення малих дефектів у фронтальному та бічному відділі зубних рядів МП адгезивної фіксації.

2.2. Клінічні методи дослідження хворих

Клінічне обстеження пацієнтів проводили відповідно до затвердженого протоколу клінічного обстеження. Якісний склад груп хворих представлений у табл. 2.3. При обстеженні у цих пацієнтів були виявлені анатомічні, функціональні і естетичні порушення (рис. 2.1, 2.2).



Рис. 2.1 Малий включений дефект зубного ряду у фронтальній ділянці: відсутній 22 зуб, 23 зуб стертий по ріжучому краю, зміщений мезіально (Пацієнт, Ф., 42 р., карта обстеження № 73)



Рис. 2.2 Малий включений дефект в бічному відділі зубного ряду верхньої щелепи: відсутній 15 зуб (Пацієнт, В., 34 р., карта обстеження № 47)

Таблиця 2.3

Генеральна сукупність пацієнтів, яким було проведено ортопедичне лікування

№ з/п	Показник	Абс. кількість (n)	%
1.	Чоловіків	71	45,23
2.	Жінок	86	54,77
3.	Склад за віком, років:		

	Від 20 до 24	74	47,13
	Від 25 до 29	55	35,03
	Від 30 до 44	28	17,84
4.	Термін втрати зубів: до 2 тижнів	60	38,21
	більше 2 тижнів	97	61,79
5.	Прикус фізіологічний	152	96,81
6.	Патологічні прикуси	5	3,19
7.	Показники електроодонтометрії в межах норми (кількість опорних зубів з живою пульпою).	157	100
8.	Пацієнти з відсутністю зубів на верхній щелепі у фронтальній ділянці (відсутність одного зуба)	76	48,40
9.	Пацієнти з відсутністю зубів на верхній щелепі у бічній ділянці:		
	відсутність одного зуба	63	40,12
	відсутність двох зубів	17	10,82

Втрату зубів до 2 тижнів діагностували у 60 (38,21%) пацієнтів, більше 2 тижнів – 97 (61,79%). При наявності у пацієнтів прямого прикусу в ортопедичному лікуванні із використанням мостоподібних протезів адгезивної фіксації (МПАФ) було відмовлено і запропоновано альтернативні варіанти протезування, як і при наявності дистально не обмежених дефектів зубного ряду та дефектів у фронтальній ділянці при втраті трьох і більше зубів. У п'яти пацієнтів (3,19 %) із різними видами патологічних прикусів перед ортопедичним лікуванням було попередньо проведено ортодонтичне лікування, одному пацієнту із глибоким прикусом також було відмовлено у протезуванні МПАФ.

Для аналізу об'єктивної порівняльної оцінки переваг запропонованого нами методу виготовлення МПАФ із використанням композитного самопротравляючого, самоадгезивного цементу для непрямих реставрацій «Maxcem Elite™», Kerr, Каліфорнія, США, зокрема, для його фіксації були проведені динамічні клінічні дослідження. З цією метою усіх пацієнтів було розподілено на три групи спостереження за середнім числом віку, статі,

локалізацією і топографією дефектів зубного ряду, а також станом опорних зубів (таблиця 2.4). Після проведення клінічного аналізу та кількісних величин дослідження першої групи була сформована контрольна група.

Таблиця 2.4

Розподіл пацієнтів на групи залежно від методу фіксації та використання фіксуючого матеріалу

Характеристика груп, підгруп	Групи та підгрупи				
	I			II	III
	1 A	1 B	1 C		
Метод виготовлення, фіксуючий матеріал	Метод виготовлення металевого каркасу, облицьованого керамікою, препарування зубів без додаткових ретенційних пунктів, матеріал Relyx U 100			Мінімізоване препарування зубів, матеріал Relyx U 100	Мінімізоване препарування зубів, матеріал Maxem Elite
	Максимальна площа поверхні оклюзійної накладки	Метод визначення площі фіксації	Метод визначення площі фіксації на основі розрахунків		
Кількість пацієнтів, n (%)	27 (17,19%)	23 (14,64%)	26 (16,56%)	41 (26,11%)	42 (26,75%)

У даній групі було проведено заміщення дефектів зубних рядів за допомогою суцільнолитих металевих АМП, які були облицьовані керамікою у кількості - 75 пацієнтів (група I), з них 42 жінки та 33 чоловіків у віці від 20 до 44 років (див. таблиця 2.3). При їх обстеженні виявлено функціональні анатомічні та естетичні порушення. Усі пацієнти були розподілені на три контрольні підгрупи спостереження. До першої контрольної підгрупи 1А було залучено 27 (17,19%) пацієнтів, до підгрупи 1В залучили 23 (14,64%), яким

розподіл і біомеханічне планування конструкцій здійснювалось звичайним методом із урахуванням кривизни оральної поверхні опорних зубів (див. таблиця 2.4). До контрольні підгрупи 1С віднесено 26 (16,56%) пацієнтів, яким підготовку опорних зубів проводили за авторською методикою із біомеханічним розрахунком конфігурації розташування оклюзійних накладок. До другої (II) і третьої (III) групи дослідження було залучено пацієнтів із приблизно однаковою кількістю, яким препарування зубів проводили за авторською методикою, а в якості фіксуючих матеріалів були використані «Relyx U 100», 3М ESPE, Міннесота, США та «Maxcem Elite™», Kerr, Каліфорнія, США.

Основу першої групи спостережень складали пацієнти, яким для опори адгезивних протезів використовували звичайні суцільнолиті металеві каркаси з адгезивними накладками і традиційним методом фіксації за допомогою композитного матеріалу «Relyx U 100», 3М ESPE, Міннесота, США. З урахуванням попереднього дослідження результатів запропонованого нами методу підготовки ретенційних поверхонь опорних зубів пацієнтів розподілили на три підгрупи. У першій підгрупі застосовувались методи визначення об'єму геометричної стабілізації фіксації за рахунок забезпечення більш зручної форми адгезивної площадки із урахуванням прогнозованої міцності. Але, для однорідності статистичних вибірок, першу групу розподілили на дві підгрупи. Підгрупа 1А – це розподіл пацієнтів, яким застосовували при лікуванні максимально обґрунтовану конфігурацію адгезії. Підгрупи 1В – розподіл пацієнтів, яким застосовували довільний метод визначення конфігурації поверхні фіксації. Підгрупу 1С першої групи склали пацієнти, яким проводили протезування із визначенням конфігурації адгезії згідно із запропонованим нами розрахунковим методом з урахуванням об'єктивних факторів міцності, вимог до міцності та розміщення і форму на опорних зубах.

Другу групу дослідження склав 41 (26,11%) пацієнт, яким виготовляли МП адгезивної фіксації із попередньою підготовкою опорних зубів, а саме: формуванням ретенційних пазів на оральній поверхні глибиною 1,0–2,0 мм та

площею, яка відповідає анатомічній формі зуба із додатковим нанесенням в ділянці ретенційних борозен послідовного ряду заглиблень на 0,5–1,0 мм в поєднанні із використанням запропонованого нами методу розрахунку конфігурації фіксувальних елементів. Фіксацію здійснювали компомерним матеріалом «Relyx U 100», 3M ESPE, Міннесота, США.

Третю групу склали 42 (26,75%) пацієнти, яким теж виготовляли суцільнолиті МП адгезивної фіксації із попередньою підготовкою опорних зубів, а саме: формуванням ретенційних пазів на оральній поверхні глибиною 1,0–2,0 мм та площею, яка відповідає анатомічній формі зуба із додатковим нанесенням в ділянці ретенційних борозн послідовного ряду заглиблень на глибину 0,5–1,0 мм в поєднанні із використанням запропонованого нами методу розрахунку конфігурації фіксувальних елементів. Фіксацію здійснювали у даній групі самопротравлюючим, самоадгезивним компо-зитним цементом для непрямих реставрацій «Maxcem Elite TM», Kerr, Каліфорнія, США (див. табл. 2.4). Суб'єктивне обстеження включало збір скарг, анамнезу життя та анамнезу захворювання: з'ясовували час та причину втрати зубів, ефективність раніше проведеного лікування, якщо таке проводилося, регулярність проведення гігієнічних заходів. Об'єктивне обстеження включало зовнішньо-ротовий огляд, під час якого звертали увагу на симетричність, пропорційність обличчя, характер змикання губ, вираженість носо-губних та підборідних складок, ступінь відкривання рота та величину розмикання зубних рядів, а також на відсутність або наявність болісних відчуттів в ротовій порожнині та порушення функції СНЩС, проводили пальпацію лімфовузлів.

При клінічному обстеженні вивчали зовнішній вигляд і тип обличчя, висоту нижньої третини обличчя, визначали ступінь відкривання рота і характер сагітально-трансверзальних рухів нижньої щелепи. Обстежуючи зубні ряди, визначали вид прикусу, форму оклюзійної поверхні (рис.2.3.), наявність і характер дефектів. Більшість пацієнтів, які звернулися в клініку вперше,

пред'являли скарги на утруднення при відкушуванні їжі, збільшення часу прийому їжі, неповноцінність її пережовування, на порушення дикції, естетичні дефекти при відсутності не тільки зубів у фронтальній ділянці, а і при відсутності премолярів верхньої щелепи (рис.2.3).

При з'ясуванні анамнезу захворювання встановлено, що у 118 (75,15 %) пацієнтів зуби було втрачено внаслідок ускладненого карієсу, у 26 (16,56 %) - побутової травми, у 13 (8,28%) – інших травматичних чинників. Із 157 пацієнтів: 54 (34,39 %) з них попередньо були виготовлені незнімні конструкції, 103 (65,61%) - до стоматолога-ортопеда за стоматологічною допомогою не зверталися.



Рис. 2.3 Малий включений дефект зубного ряду верхньої щелепи справа (Пацієнт, С., 35 р., карта обстеження № 37).

Під час ретельного клінічного огляду зубних рядів та власне зубів звертали увагу на їх положення в зубному ряду, форму, вираженість екватора, стан твердих тканин, висоту клінічної коронки, стійкість та стан маргінального пародонта. Наявні фактори враховували при плануванні конструкції МП та у виборі форми опорних елементів.

При обстеженні СНЩС проводили пальпацію головок суглобових відростків НЩ, під час їх екскурсії, через шкірні покриви до переду від козелка вушної раковини і через передню стінку зовнішнього слухового проходу, тобто при відкриванні і закриванні рота, зміщенні НЩ до переду та в боки.

Враховували наявність або відсутність клацання, хрускоту, симетричності рухів суглобових голівок нижньої щелепи при рухах в різних площинах, а саме: у вертикальній, трансверзальній та сагітальній. Пальпа-торно визначали тонус м'язів, які піднімають НЩ, а саме: жувального, скроневого та медіального крилоподібного м'язів. Звертали увагу на щелепно-під'язиковий, підборідково-під'язиковий, переднє черевце дво-черевцевого м'яза, які опускають НЩ, а також латерально-кривоподібних м'язів, які зміщують НЩ до переду та відповідно в боки при однобічному їх скороченні. Для оцінки дефектів зубного ряду у бічних відділах верхньої щелепи та лівої і правої сторін НЩ в динаміці і під час ортопедичного лікування проводили аналіз функціональної оклюзії, діагностику якої здійснювали за допомогою пластинки бюгельного воску і оклюзійного та артикуляційного паперу (оклюдограма) [400].

При внутрішньоротовому аналізі функціональної оклюзії взаємоспіввідношення зубних рядів оцінювали в центральній, передній і бічних оклюзіях, а також в задній контактній позиції (перший оклюзійний контакт жувальних зубів при центральному співвідношенні щелеп). У положенні центральної оклюзії нормою прийнято вважати множинні симетричні контакти у всіх групах зубів, в передній оклюзії – симетричні контакти передньої групи зубів, в бічній оклюзії – ікловий або груповий контакт на робочій стороні. У задній контактній позиції оклюзійні точки повинні бути обов'язково двосторонніми (при розбіжності положень задньої контактної позиції і центральної оклюзії). Після оцінки оклюзійних контактів брали до уваги плавність різних оклюзійних положень. При виявленні передчасних контактів перед протезуванням їх маркували за допомогою оклюзійного паперу та проводили вибіркове прішліфовування схилів горбків даних зубів. Гігієнічний стан ротової порожнини оцінювали за допомогою спрощеного індексу гігієни Грін-Вермільйона – Oral Hygiene Index – Simplified (OHI-S) (Greene J., Vermillion J., 1964) [401]. Оцінку стану кісткової тканини щелеп проводили за допомогою

ортопантомографії [402]. При оцінці рентгено-логічної картини враховували висоту та форму вершин міжзубних перетинок, щільність кортикальної пластинки, архітектоніку трабекулярного шару кісткової тканини та ширину періодонтальної щілини. За необхідності виконували внутрішньоротову близькофокусну контактну дентальну рентгенографію з метою діагностики ступеня змін тканин пародонта опорних зубів, співвідношення їх коронкової та кореневої частин, визначення стану пери-апікальних тканин. Для виконання рентгенологічних досліджень пацієнти скеровувалися у КМУ «Міська стоматологічна поліклініка», м. Чернівців.

При відновленні дефектів зубного ряду пацієнтів нами використовувались такі методи дослідження: клінічний, рентгенологічний, електроодонтометричний та статистичний аналіз. Дані обстеження пацієнтів дозволяли діагностувати клінічний стан порожнини рота та її структур, вирішити питання про наявність показань та протипоказань для протезування МПАФ, скласти план лікування, а також вибрати відповідну конструкцію МП. При вивченні діагностичних моделей щелеп визначали відстань між осями опорних зубів, що є необхідним при розрахунку конфігурації адгезивних елементів, а також взаємовідносини між зубними рядами верхньої та НЩ для вирішення питання про необхідність препарування опорних зубів.

Реакцію опорних зубів на фіксувальний матеріал оцінювали за електрозбудливістю пульпи, з дотриманням метрологічного контролю апарата - електроодонтосенсиметра ОСМ-50 (рис. 2.5). Типологічна кратність дослідження складала 3, 6, 12 та 18 місяців.



Рис. 2.5 Зовнішній вигляд електроодонтосенсиметра OCM – 50.

Якість фіксувального з'єднання на межі метал-композит-емаль оцінювали за допомогою йодної проби. На зону стикання краю адгезивної накладки та емалі зуба накладали ватний тампон, змочений 3% розчином йоду [289]. Відсутність розширеної темно-бурої смужки, що свідчить про надійність клейового шва, оцінювали як задовільний результат.

Якість фіксації АМП в клінічних умовах оцінювали за наступними показниками: відсутність порушення фіксації через 3, 6, 12 та 18 місяців. Наявність розцементування визначали візуально, а також інструментально: на проміжну частину протеза накладали пінцет та проводили розхитування в вестибуло-оральному напрямку. Відсутність рухомості та характерного звуку оцінювали як задовільний результат.

Розвиток вогнищевої демінералізації в зоні фіксації протеза оцінювали із використанням методу вітального забарвлення 2% розчином метиленового синього [403]. Відсутність профарбовування прилеглої до накладки зони емалі свідчить про надійність з'єднання та відсутність ретенційних пунктів для залишків їжі та зубних відкладень, що оцінюється як задовільний результат. Встановлення діагнозу дефектів зубних рядів здійснювали за класифікацією Кеннеді. Втрата жувальної ефективності оцінювалась у відсотковому співвідношенні за М.І. Агаповим.

Також для проведення клінічної оцінки ефективності протезування за допомогою дзеркал та зондів ми використовували систему критеріїв оцінки ефективності реставрацій служби охорони здоров'я США - USPHS (United States Public Health Service) (Ryge, G., 1980, 1981). В таблиці 2.5. (додаток А2) представлені критерії та кодування значень для їх оцінки.

Дані обстеження пацієнтів заносилися до медичних карток стоматологічних хворих (форма № 043-О).

Для оцінки прогностичного значення окремих факторів та їх комплексів обґрунтованого застосування основних показників клініко-інформаційного аналізу і методики прогнозування, використовували нижче подані джерела [404].

2.3. Експериментальні дослідження

2.3.1 Математичне моделювання та розрахунок ретенційних можливостей збільшення умов фіксації мостоподібних протезів

У дослідженні ефективності користування МПАФ необхідно враховувати наступні критерії: якість адгезивного з'єднання та наявність додаткових ретенційних пунктів його фіксувальних елементів [405]. Як вказують джерела літератури, присвяченої питанням розрахунку конфігурації адгезивних елементів, більше рекомендації стосуються бокової ділянки зубного ряду, коли використовують адгезивну накладку в 1,5 - 2 рази більшу конфігурації оклюзійної поверхні відсутнього зуба. Але дану рекомендацію неможливо використати при наявності дефектів зубного ряду у фронтальній ділянці, по перше – через невідповідність оклюзійних поверхонь зубів бокових і фронтальних ділянок; по друге – через неможливість вирахувати математично взаємозв'язок між розміром дефекту та індивідуальними особливостями в кожному клінічному випадку. В основному математичні обґрунтування, за винятком [232], не враховують особливостей жувальних навантажень, що

виникають під час формування харчової грудки [322]. Через це при виготовленні адгезивних елементів МП використовується “довільний” підхід до визначення їх ретенційних площин.

Часто методи розрахунку не виходять із об'єктивних оцінок реально існуючих навантажень на зуби фронтальної ділянки зубного ряду, а також алгоритми, які застосовуються для розрахунків, не завжди обґрунтовуються за стандартами сучасної прикладної математики.

Нами розроблений метод розрахунку геометричних параметрів адгезивних накладок, який виходить із наступних критеріїв:

- урахування характеру залежності міцності не тільки від конфігурації адгезії, а й додаткових ретенційних пунктів фіксації;
- урахування при постановці завдання реально існуючих умов (розмір дефекту, стан опорних зубів, вид прикусу тощо);
- експериментальних даних щодо оцінки сили відкушування для фронтальної ділянки зубного ряду;
- введення до формули визначення конфігурації адгезії та додаткових ретенційних пунктів експериментально обґрунтованих значень евристичної функції.

Отже, при заміщенні дефекту зубного ряду як найбільш щадний метод протезування використовується МПАФ за рахунок рівномірного розміщення опорних елементів при відсутності одного або рідко двох зубів (41, 31 зубів). Загальний вигляд протезної системи для зубів фронтальної ділянки має вигляд, показаний на рис. 2.6.

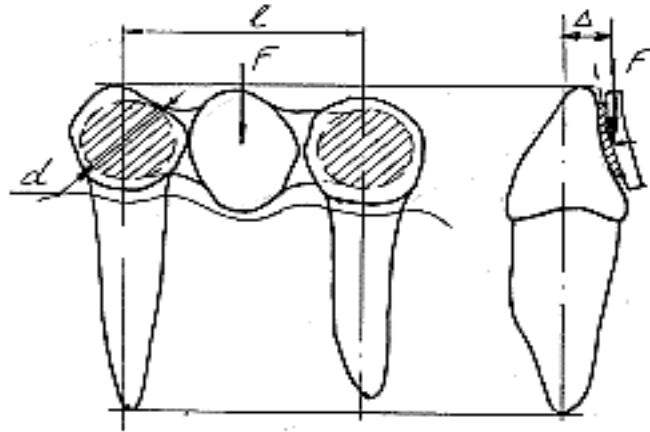


Рис.2.6 Схематичне зображення досліджуваної протезної системи

Кожна накладка має форму, подібну до анатомічної форми поверхні зубів завтовшки до 1 мм. Внутрішня поверхня її повністю повторює оральну поверхню опорного зуба. Це дозволяє створити постійну умову товщини адгезивного шару до 0,1 мм. У створенні ретенційних пунктів для опорних площадок використовувався комплект борів, який складався із кулястих алмазних інструментів діаметром 2 і 3 мм, тонких подовжених конусоподібних борів із зернистістю 100 мкм для препарування апроксимальних або оральних поверхонь, алмазних борів із зернистістю 25-50 мкм для фінірування країв порожнини і контурування реставрації, карбідних борів для шліфування (з гранями від 12 до 32), а також полірувальних голівок, дисків і штрипсів для кінцевої обробки конструкції.

Моделювання адгезивної конструкції вимагає дотримання відповідних протоколів та етапів роботи з композитами. Планування включає і морфометричне визначення зубів та їх підготовку. Вимір параметрів зуба, симетричного видаленому, потрібний для забезпечення точної відповідності конструкції. Висота коронки оцінювалася в проксимальній ділянці від ясен до ріжучого краю (різець) і від ясенного краю до бічного гребня основного горбика (ікло). Вимір відстані між «закриваючими» зубами вказує на недостатню

кількість місця для 22 зуба, відповідно, 5,1 мм замість 6,5 мм, відношенню до симетричного різця (рис. 2.7).

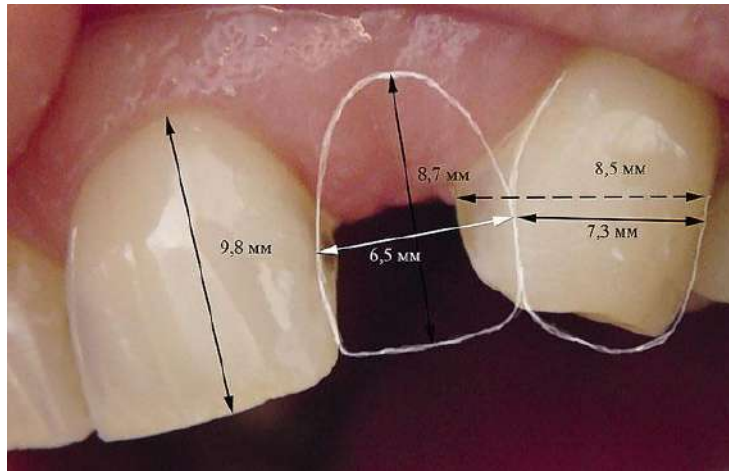


Рис. 2.7 Планування конструкції: визначення вертикальних і горизонтальних розмірів 21, 22 і 23 зубів

Різкий нахил 23 зуба в мезіальному напрямку, а також стертість ріжучого краю порушують рівномірність зубної дуги. Тому відсутній зуб на каркасі моделюватиметься так, щоб його дистальна поверхня «перекривала» мезіальний край ікла. Висота запланованого зуба 8,7 мм (на 1,1 мм менше, ніж у центрального різця), ширина 6,5 мм. Подібна тактика забезпечить формування латерального різця оптимальних розмірів.

Одонтоскопія дозволяє планувати геометричну форму, відтворення ознак належності, а також індивідуальних особливостей 22 і 23 зубів: геометрична форма різців – прямокутна; не виражена мезіальна опуклість вестибулярної поверхні, слабо виражена ознака кута коронки. Визначається значних розмірів приясений валик в ікла і латерального різця.

Для оцінки адгезивної міцності були проведені лабораторні дослідження 35 фантомів МПАФ із різними площами опорних елементів, які фіксувалися до природніх зубів за нижче описаною методологією. Для вибору оптимального фіксуючого матеріалу були проведені дослідження фізико-механічних, клініко-

технологічних та фізико-хімічних властивостей матеріалів за наступними параметрами: товщина плівки, робочий час та час твердіння, міцність на стискання, водопоглинання та водорозчинність, міцність на вигин, міцність адгезії, адгезія до металу (дорогоцінний та недорогоцінний), адгезія до кераміки, адгезія до дентину та адгезія до емалі.

Для порівняння були взяті наступні матеріали: склоіономерні цементы («Кетак Цем Easymix», 3М ESPE, Міннесота, США; «Цемион-Ф», Владівіа, Росія), композитні цементы («Махсем Elite», Kerr, Каліфорнія, США; «Bifix QV», VOCO, Cuxhaven, Німеччина; «G-Cem Capsula», GC, Japan), компомерні цементы («Permacem 2.0», DMG, Japan; «Relyx U 100», 3М ESPE, Міннесота, США) [406].

Міцність з'єднання протеза характеризується критичним напруженням, тобто значенням руйнівних сил, віднесених до одиниці поверхні. Ця величина визначається паспортним параметром композитного матеріалу, відомим як міцність на відрив, який стандартно досліджується в умовах експерименту на імітаторі системи метал-композит-емаль.

Вимірювання величин властивостей були проведені на 173 зразках (20 зразків з кожного матеріалу) за допомогою методик, які передбачені міжнародними стандартами ISO 4049-2009, ДСТУ 31578-2012 та ДСТУ 31574-2012. Проведені випробування дозволили нам вибрати для подальших досліджень самопротравлюючий, самоадгезивний композит для непрямой реставрації «Махсем Elite», Kerr, Каліфорнія, США (міцність на відрив якого становить: $T = 5,34 \pm 0,28$ МПа) у порівнянні із адгезивно-фіксувальним компомерним матеріалом «Relyx U 100», 3М ESPE, Міннесота, США (міцність на відрив становить: $T = 5,0 \pm 0,24$ МПа).

У даній роботі розрахунки міцності на відрив проводили за формулою:

$$\tau_{\max} = \tau(S) = \frac{F}{2S} + 2\sqrt{\pi} \frac{mFL}{s^{3/2}} \quad (2.1),$$

де τ_{max} - максимум напруження (Па) на поверхні адгезії композиту з матеріалом накладки протеза;

F - гранична величина сили (Н), що діє вертикально на протез заміщеного зуба;

S - обсяг площинної проекції адгезивного шару (м²);

L - відстань між осями опорних зубів (м);

m — безрозмірна характеристика ступеня неоднорідності розподілу напружень по поверхні адгезії композиту до матеріалу накладок протеза (коефіцієнт, що визначають експериментально);

$\tau(S)$ - позначення функціональної залежності критичного напруження від конфігурації адгезії (вважаючи інші фактори незмінними).

Величина m для протезної конструкції дозволяє оцінювати ступінь відхилення конкретної модельовальної системи протез-щелепа від її ідеалізованого варіанту:

$$m = km_0 \quad (2.2)$$

де k - параметр моделі, який потребує дослідного визначення, що залежить тільки від вибору адгезивного матеріалу;

$m_0 = 0,125$ - середнє значення відносно гіпотетичних величин [407].

Необхідна на практиці оцінка величини k базувалась на стандартній статистичній обробці результатів дослідного руйнування моделі протезної системи (конструкційного матеріалу МПАФ), тобто фіксуємого матеріалу. Нами проведений порівняльний аналіз фіксуємчих матеріалів: для матеріалу «Махсет Elite», Kerr, Каліфорнія, США оцінка величини k при поданій конструкції МПАФ фронтальної ділянки була проведена в співробітництві з лабораторією кафедри професійної та технологічної освіти Інституту фізико-технічних та комп'ютерних наук Чернівецького національного університету ім. Ю. Федьковича (завідувач кафедри – професор, д.фіз-мат.н. Крамар В.М.) та на 25

зразках (для кожного матеріалу) фантомних МПАФ. Для проведення експериментальних досліджень в умовах лабораторії були виготовлені фантоми за такою технологією. У металеву розбірну форму 30x20x50 заливали супергіпс, в який встановлювали природні зуби, імітуючи при цьому малий дефект зубного ряду. Після повної кристалізації гіпсу металева форма розбиралася. На отримані у такий спосіб фантоми виготовляли протези. Нами вимірювалися площини їх опорних елементів та відстань між осями опорних зубів, з послідуною фіксацією каркасів протезних конструкцій. За допомогою апарату з наростаючою частотою сили у напрямку розтягнення здійснювався їх відрив. Величину руйнівного навантаження вимірювали в момент порушення фіксуючого з'єднання.

За відомим навантаженням F , що і вибирається як гранично допустиме, ми визначали конфігурацію, на якій накладки протеза повинні клеїтися до опорних зубів, як функцію:

$$S = \tau^{-1}(\tau_{\max}) \quad (2.3),$$

де обернена залежність означає рішення (2.1), як рівняння відносно S . Рішення завжди існує і завжди єдине, оскільки $\tau(S)$ – суворо однотипова функція S на інтервалі від 0 до ∞ . В принципі це рішення можна передати через так звані формули Кардано (громіздкі та незручні для програмування на ЕОМ).

$$S = S_0(1 + 2p\sqrt{1 + 2p}) \quad (2.4),$$

де

$$S_0 = F/2\tau, \quad p = \frac{1}{4}l \cdot k\sqrt{\pi} \quad (2.5).$$

Для більш точного обчислення за формулою (2.3), причому при будь-якому k , треба розв'язати нелінійне рівняння, що із будь-яким заданим наближенням робиться за допомогою комп'ютерної програми, розробленої на факультеті комп'ютерних наук Харківського національного університету ім. В.Н. Каразіна.

2.3.2 Визначення функціональних навантажень у фронтальній ділянці зубного ряду

Для практичного використання формули (2.4) необхідно визначитися з величиною навантаження на зубощелепний апарат, що може вважатися граничною для пацієнтів, які використовують АМП у фронтальній ділянці зубного ряду. Відповідні дослідження навантажень, які супроводжують відкушування їжі зубами, почалися на початку розвитку сучасної стоматології. Велика кількість таких робіт змушує звертатися з приводу співставлення їх результатів до сучасних оглядових праць [408]. Вони враховують як результати дослідів на фантомах щелеп зі штучними зубами, так і натурні досліди з використанням відповідної апаратури у кількісному визначенні. Останні дозволяють, перш за все, орієнтуватися в тих відмінностях, які наявні при динамічному виникненні навантажень порівняно із статичними результатами навантаження. Повільно наростаючі навантаження обережного відкушування найбільш зручно моделювати в лабораторних дослідженнях на різноманітних стендах. Незважаючи на великий обсяг корисної інформації, отриманої в згаданих дослідженнях, підсумок полягає у визначенні доволі широких «рамоч» для зусиль, які припадають на один зуб у межах від 100 Н до 1000 Н, причому граничні функціональні навантаження, які реально спостерігалися при жуванні, не перевершують 350 Н [408, 409]. Тому в клініці ортопедичної стоматології пропонується на самостійний вибір вище зазначені орієнтири. Так, за даними літератури, існує рекомендація вважати зусилля, яке діє на заміщений зуб під час жувального циклу, рівним 200 Н, а запас міцності береться в півтора рази більший, тобто такий, що допускає зусилля до 300 Н [322].

Аналіз раніше проведених досліджень, відображених в літературі, показує, що вони обмежувались безпосереднім різнобічним вивченням лише процесу функціонування зубів у бічних квадрантах [408, 409]. Проводячи власні

дослідження під час протезування малих включених дефектів зубних рядів, виникла потреба в оцінках максимального тиску при відкушуванні для фронтальних зубів. Навантаження зубощелепного апарату у процесі відкушуванні їжі асоціюється до навантаження, як такого, при жуванні. Але АМП, які все ширше застосовуються останнім часом, забезпечують міцність ортопедичної конструкції до 300 Н [137]. Тому, якщо слід було б очікувати навантаження при відкушуванні до 350 Н (як це властиво при жуванні зубами бічної ділянки), то повноцінність таких протезів була б під сумнівом. У будь-якому випадку конкретна оцінка навантажень відкушування необхідна при розрахунку конфігурації адгезивних накладок.

Враховуючи вищеописане, наступною метою наших досліджень стала диференційована оцінка навантажень на зуби фронтальної ділянки при відкушуванні різних видів, за ступенем твердості їжі. Для аналізу впливу харчового подразника нами використовувалися дані дослідження Кузнецова Р.В., 2004 [324]. Для отримання результатів нами використовувався імпровізований макет-стенд із рухомими щелепами та штучними пластмасовими (керамічними) зубами (рис. 2.8).

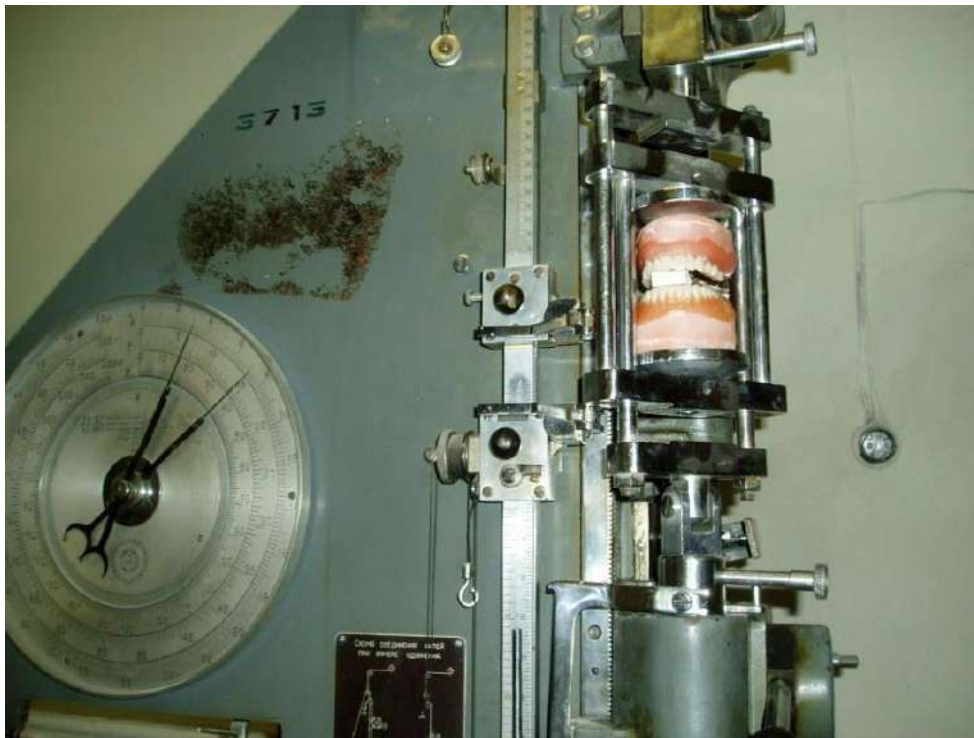


Рис.2.8. Імпровізований макет-стенд для дослідження функціональних навантажень при відкушуванні зразків їжі

Особливість постановки завдання полягала в наступному. У стендових дослідженнях замірялися навантаження (у процесі їх повільного збільшення), при яких мало місце наскрізне відкушування зразків продуктів харчування, що імітувало їх відкушування як під час прийому їжі. Отримані дані потім підлягали статистичній обробці, в результаті чого визначили достовірні результати проведених досліджень.

За рекомендацією Кузнецова Р.В., 2004 було обрано 14 видів продуктів, які найбільш часто вживаються і потребують відкушування передніми зубами із значним зусиллям [324]. Із обраних продуктів для їх порівняльного дослідження було виготовлено 215 зразків завширшки 6 ± 1 мм і 11 ± 1 мм, а для дослідження певних груп продуктів – також іншої ширини: до 32 мм. При однаковій ширині виготовлялися зразки різної товщини: 4 ± 1 мм, 8 ± 1 мм, 12 ± 1 мм, $19 \pm 0,5$ мм.

Роботи з вимірювання зусиль проводилися на спеціально обладнаних макетах-стендах. Вони збиралися на базі установок для промислових лабораторій РММ-250 на 250 кг та РМ 30-1 на 30 кг, на які монтувався дослідний стенд. Досліджувані зразки закладалися поміж пластмасовими зубами, на які передавалося контрольоване зусилля, що дозволяло моделювати вертикальне навантаження на зуби. Навантаження при цьому нарощувалося зі швидкістю 0,5 кг/сек (5 Н/с), що відповідає поступовому стисканню щелеп людиною при обережному відкушуванні їжі, яке рекомендується в ортопедичній стоматології. Керування навантаженням виконувалося ручним управлінням приводу. Навантаження вимірювалось у момент повного відкушування зразка, про що без істотних розбіжностей можна судити як візуально, так і за характерними змінами у передачі зусилля з приводу на руку експериментатора. Дослідження було проведено в лабораторії кафедри професійної та технологічної освіти Інституту фізико-технічних та комп'ютерних наук Чернівецького національного університету ім. Ю. Федьковича.

2.3.3 Запропонований метод виготовлення конструкції опорних елементів мостоподібного протеза адгезивної фіксації

З метою підвищення надійності з'єднання МПАФ до твердих тканин зуба, а також підвищення якості фіксуємого матеріалу під металевими каркасами нами був запропонований метод підготовки опорних зубів під адгезивні накладки суцільнолитих протезів. Якщо пацієнт не потребував попередньої ортодонтичної підготовки опорних зубів, проводили препарування оральної поверхні опорних зубів формуванням ретенційних пазів на оральній поверхні глибиною 1,0 – 2,0 мм та площею, яка відповідає анатомічній формі зуба із додатковим нанесенням в ділянці ретенційних борозн послідовного ряду заглиблень на глибину 0,5 – 1,0 мм. Для створення ретенційних пунктів в опорних площадках використовувався набір борів, який складався з кулястих

оберткових алмазних інструментів діаметром 2 і 3 мм, а саме: тонких подовжених конусоподібних борів із зернистістю 100 мкм для препарування апроксимальних або оральних поверхонь, алмазних борів із зернистістю 25-50 мкм для фінірування країв порожнини і контурування реставрації, карбідних борів для шліфування (з гранями від 12 до 32), а також полірувальних голівок, дисків і штрипсів для кінцевої обробки конструкції. Після препарування отримували відбиток у формі негативного відображення дефекту зубного ряду А-силіконовим матеріалом, відливали гіпсову модель з отриманням форми позитивного відображення зубного ряду з його дефектом, досліджували її в паралелометрі, окреслювали межі оклюзійних накладок хімічним олівцем та готували модель до дублювання. Метод дублювання гіпсової моделі проводили силіконовим матеріалом Verasil Pink A+B, Motions за інструкцією виробника. Після отримання дублюючої силіконової основи відливали робочу вогнетривку модель. На вогнетривкій моделі виготовляли воскову репродукцію адгезивної конструкції за загальноприйнятою методикою із відображенням ретенційних елементів. Воскову композицію замінювали на метал із дотриманням медичних умов та рекомендацій, а відлитий металевий каркас звільняли від ливникової системи шляхом механічної та піскоструменевої обробки. Заключним лабораторним етапом було відтворення анатомічної репродукції керамічного штучного зуба на проміжній частині каркасу.

Виготовлений у такий спосіб МПАФ фіксували на зубах за допомогою «Maxcem EliteTM». Робота з цементом повинна проходити в наступній послідовності. Якщо наявна тимчасова реставрація, її потрібно екстрагувати. Залишкові матеріали із ділянки препарування видаляють за допомогою обертальних інструментів OptiClean. Ділянку препарування ретельно обробляли доступними іригаційними способами. Хелацію місця препарування проводили відповідно до фізіологічної гідратації (але не пересушуючи). Огляд каркасу, із

непрямою реставрацією, спрямовували на предмет належного припасування. Обирали відповідний відтінок цементу за шкалою Vita 3-M. Перед першим застосуванням шприца необхідно видавлювати з нього полімерний надлишок матеріалу. Встановивши змішуючу канюлю подвійного картриджа шприца, з широким отвором та вигнутою термінальною насадкою, наносили цемент безпосередньо в підготовлену порожнину таким чином, щоб він покривав усі дотикові поверхні. Обережно інстальували реставрацію на протезне місце, притискаючи надлишки цементу з усіх сторін. Пересвідчившись у правильному накладанні, дочекавшись переходу цементу в стадію гелю, видаляли усі надлишки його за допомогою стоматологічної гладилки або емалевого ножа, який утворювався через 2-3 хвилини після нанесення цементу при самотвердінні протягом 2 секунд. Після видалення надлишків цементу проводили полімеризацію за допомогою фотополімеризатора з поширенням на всі поверхні, включаючи краї реставрації. Час полімеризації залежить від типу фотополімерної лампи (Demi& L.E.Demetron впродовж 10 секунд, L.E.DemetronI & Optilux501 – 20 сек.).

Наступним етапом було полірування краю за допомогою дисків, чашок або поліруючих насадок GlossPlus. Щоб досягти дзеркального блиску, використовували інструменти для полірування HiLusterPlus. Як завершальний етап – реєстрація оклюзійних контактів.

Згідно із запропонованою методикою виготовлені нами МП мали наступні параметри: товщина до 1,5 мм, завдяки створеним додатковим канавкам із подвійною ретенцією (механічною та адгезивною). Завдяки цьому прошарок фіксуючого матеріалу дорівнював 60-120 мкм, що відповідає даним літератури [410].

Для порівняння міцності конструкцій нами було виготовлено 25 МПАФ. У дослідженні підтверджується, що пластмаса як конструкційний матеріал виявила себе менш надійною порівняно із металевими каркасами, адже порушення

фіксації відбувалися не тільки внаслідок відокремлення фіксувальних елементів, але й в результаті фрактури самого протеза.

Для проведення експериментальних досліджень виготовляли 15 фантомних суцільнолитих металевих МПАФ та 15 пластмасових МПАФ за пропонованою нами методикою [Патент України № 148439], а також 15 суцільнолитих АМП і 15 пластмасових ПМП за загальноприйнятою методикою.

Для проведення лабораторних досліджень, а також виготовлення фантомних МП нами були виготовлені відповідні фантомні конструкції за наступним технологічним принципом. У металеву розбірну форму 30x20x50 мм заливали супергіпс (V класу міцності), в який встановлювали блоки природних зубів з імітацією малого дефекту зубного ряду НЩ та верхньої щелепи у фронтальній ділянці. Після повної кристалізації гіпсу металева форма розбиралася, цоколі фантомів маркувалися.

Після накреслення меж МП виготовляли їх каркаси. Виготовлені каркаси після накладання на опорні зуби та їх обробки фіксували на опорних зубах матеріалом «Maxcem Elite», Kerr, Каліфорнія, США.

Фантоми розташовували на горизонтальній основі випробувальної машини РММ-250 таким чином, щоб випробувальний стержень торкався штучного зуба протеза (рис. 2.9).



Рис. 2.9 Лабораторне дослідження фантомних МПАФ.

Оцінку результатів фіксації протезів в лабораторії проводили за такими параметрами:

1. *Показник руйнівної сили (кг/с).*

Машину приводили в дію зі швидкістю 2 мм/сек до повного відриву зразка від опорних зубів. Силу руйнування визначали за шкалою випробувальної машини РММ-250, яка виражалась в кілограмах. Показник руйнівної напруги при стисканні визначили шляхом обчислювання середньоарифметичних результатів 10 наступних вимірювань, якщо розбіжність між ними не перевищувала 5%.

2. *Кількість випадків дефіциту фіксуючого матеріалу під адгезивними накладками.*

Дослідження проводили у такий спосіб. Після відриву каркасу візуально визначали випадки дефіциту адгезивного матеріалу за наявністю незаповнених щілин між зубами та адгезивною накладкою, що відображала якість полімеризації під накладками металевих каркасів. Випробовували кожний зразок по 10 разів.

3. Кількість випадків неповної полімеризації під каркасами мостоподібних протезів

Цей показник досліджували у такий спосіб. Фіксували протези за допомогою композиту до опорних зубів, очікували затвердіння до стадії гелю, а потім доводили полімеризацію за допомогою світловода фотополімеризатора стоматологічного з лампою потужністю 50-75 Вт, який випромінює в діапазоні (400-500)Нм, опромінювали впродовж (10±2)с. Після закінчення опромінювання за допомогою розривної машини відокремлювали протез від опорних зубів і скальпелем видаляли з фіксуючої поверхні незатверділий матеріал. Випробовували кожний зразок по 10 разів.

Порівняльну оцінку якості фіксації в клінічних умовах проводили за такими показниками: порушення фіксації МП, розвиток осередкової демінералізації в зоні прикріплення із використанням методу вітального забарвлення 2% розчином метиленового синього [403], стан клейового з'єднання, виходячи зі ступеня зафарбування 3% розчином йоду [289], показники електрозбудливості опорних зубів. Контрольний огляд проводився через 3, 6, 12 та 18 місяців.

2.4. Дослідження фізико-механічних властивостей самоадгезивного і самопротравлюючого композиту подвійної фіксації «Maxcem Elite» як фіксувального матеріалу та його аналогів

Цей матеріал являє собою самопротравлюючий адгезивний цемент на основі смоли, що випускається у формі паста-паста і призначений для цементування непрямих керамічних, фарфорових, полімерних і металевих реставрацій. Завдяки тому, що Махсет сам володіє протравлюючими і адгезивними властивостями, він не вимагає використання протравлюючого гелю, праймера або адгезиву. Даний продукт містить 69% (по масі) наповнювача і є рентгеноконтрастним, має двокомпонентний склад (паста-основа + паста-каталізатор). Основою

препарату є композитні самоклеючі смоли, завдяки яким забезпечена ідеальна адгезія композита до твердих тканин зуба. Матеріал упакований в шприці із одноразовими канюлями для автоматичного змішування і додатковими вигнутими канюлями для дозування, що дозволяє лікарю ввести необхідну кількість цементу безпосередньо до реставрації або в порожнину зуба (рис.2.10).



Рис. 2.10. Самоадгезивний, самопротравлюючий композитний матеріал подвійної фіксації «Maxcem Elite»

Для виготовлення матеріалу «Maxcem Elite» використовується сировина та комплектуючі частини, які відповідають положенням директиви 93/42/ЄЕС ** II, вимогам міжнародних стандартів (EN 46001, ISO 9001) і мають відповідні сертифікати якості (сертифікат CE, сертифікат ISO, сертифікат вільного продажу).

Особливості композиційного цементу:

виражена рентгеноконтрастність;

самопротравлюючий ефект;

підвищена адгезія до тканин емалі та дентину;

One-peel TM очищення;

простота застосування;
 відмінна сумісність з різними реставраційними матеріалами;
 матеріал може бути використаний як для фронтальних, так і для бічних зубів;

подвійний спосіб затвердіння;

виробник пропонує кілька відтінків композитного цементу:

- жовтий;
- білий;
- опаківий;
- прозорий. ;

автозмішування компонентів при видавлюванні зі шприца;

в пасті міститься 69% наповнювача;

Оцінювання властивостей самопротравлюючого самоадгезивного цементу “Махсем” проводилося згідно з ISO 4049 “Полімерні пломбувальні матеріали” (матеріал належить до класу В тип II), TO ISO TR11405 “Стоматологічні матеріали”, а також ТУУ 24.4-00481318-022-2002. Для його лабораторного дослідження було виготовлено 105 зразків. Фізико-механічні властивості матеріалу “Махсем” ” були досліджені за такими показниками:

- зовнішній вигляд маси;
- товщина твердіння;
- зовнішній вигляд полімеризату;
- діаметральна міцність;
- рентгенконтрастність полімеризату;
- твердості та конічна точка плинності за Хепплером;
- водопоглинання та водорозчинність впродовж 7 діб;
- межа міцності на відрив;
- адгезивна міцність з'єднання з твердими тканинами зуба [413, 414,

415].

Досліджувані параметри були поділені на дві групи: технологічні та фізико-механічні. До технологічних параметрів були віднесені зовнішній вигляд пасти та адгезиву, зовнішній вигляд полімеризату, товщина твердіння, рентгенконтрасність. До фізико-механічних – діаметральна міцність, твердість та конічна точка за Хепплером, водопоглинання та водорозчинність, адгезивна міцність, межа міцності на відрив.

Оцінку фізико-механічних властивостей самопротравлюючого самоадгезивного цементу “MaxCem” проводили в порівнянні із адгезивно-фіксувальними полімерними аналогами: Bifix (VOCO) (115 зразків), компомером Relyx U 100», 3M ESPE (115 зразків).

2.4.1. Визначення зовнішнього вигляду пасти

Дослідження зовнішнього вигляду матеріалу дозволяє зробити висновок про його якісний стан. Визначення зовнішнього вигляду пасти проводили наступним чином. На скляну пластинку наносили шар пасти (по 3-5г) товщиною 2-3 мм та візуально оцінювали при освітленні не менш 300 ЛК. При цьому зовнішній вигляд характеризується однорідністю матеріалу. Паста має бути однорідною за всім складом та не повинна містити гранул чи домішки. Також матеріал перевіряється на прозорість, наявність чи відсутність сторонніх включень, агломератів наповнювача чи пігментів. Матеріал повинен мати гладку поверхню при конденсації, а також утворювати пластичну масу. При проведенні дослідів готували не менш ніж десять зразків пасти.

2.4.2. Визначення товщини твердіння.

Товщину твердіння визначаємо як шар композиту, який після опромінювання ультрафіолетовим потоком переходить із пластичного стану до твердого. Проведення дослідження виконували у такий спосіб. Розміщували форму із нержавіючої сталі для виготовлення зразків у вигляді циліндрів висотою $6,0 \pm 0,2$

мм і діаметром $4,0 \pm 0,1$ мм на лист плівки із заздалегідь підкладеним під неї фільтрувальним папером, щільно заповнювали форму пастою «Махсет», виключаючи потрапляння повітряних бульбашок. Форму накривали лавсановою обгортковою плівкою. Для проведення іспитів готували не менше ніж десять зразків.

Розташували впритул світловод фотополімеризатора стоматологічного з лампою потужністю 50-75 Вт, який випромінює в діапазоні 400-500 Нм, навпроти форми, опромінювали матеріал крізь плівку впродовж 10 ± 3 с. Через 180 ± 23 с. після закінчення опромінювання діставали полімеризат пасти із форми і скальпелем відділяли з його нижньої поверхні незатверділий матеріал.

Вимірювали висоту затверділого зразка штангенциркулем з погрішністю до 0,1 мм. За результат випробування приймали середнє арифметичне всіх паралельних вимірювань, якщо розбіжність між ними не перевищувала 5%.

2.4.3. Визначення зовнішнього вигляду та кольору полімеризату.

Дослідження зовнішнього вигляду та кольору полімеризату дозволяє зробити висновок про його якісний стан. Проведення дослідження виконували таким чином. Після закінчення полімеризації отриманий субстрат повинен мати тверду консистенцію по всій поверхні та відповідати кольору за шкалою Vita. Дослідження виконують у такий спосіб. На одну із скляних пластин поміщали білий фільтрувальний папір, накривали лавсановою обгортковою плівкою, на яку встановлюють форму із нержавіючої сталі для виготовлення зразків у вигляді дисків діаметром $15,0 \pm 1,0$ мм і висотою $1,0 \pm 0,1$ мм. Форму щільно заповнювали пастою з невеликим надлишком, виключаючи потрапляння повітряних бульбашок. Форму накривали лавсановою плівкою і притискали іншою скляною пластинкою для видалення залишків. Чекали утворення фази гелю. Після цього знімали скляну пластинку і, розмістивши світловод фотополімеризатора стоматологічного з лампою потужністю 200 Вт, яка випромінює в діапазоні 390-

488 Нм, навпроти плівки, опромінювали ділянку зразка протягом 10 ± 2 с. Переміщуючи світловод апарата і опромінюючи протягом такого самого часу сусідню ділянку, слідкували за тим, щоб світлова пляма накривала вже затверділу ділянку зразка. Процедуру затвердіння продовжували доти, доки вся поверхня рівномірно не затверділа.

Знімали плівку, діставали зразки з форми, видаляли облой скальпелем. Аналогічно виготовляли зразки полімеризатів всіх кольорів. Колір зразків порівнювали з відповідним кольором шкали Vita. Зовнішній вигляд і колір десяти зразків визначали візуально в приміщенні освітленням не менш 300 ЛК.

2.4.4. Визначення діаметральної міцності

Діаметральну міцність досліджували у такий спосіб. Форму із нержавіючої сталі для виготовлення зразків у вигляді дисків діаметром $6,0 \pm 0,2$ мм і товщиною $3,0 \pm 0,1$ мм укладали на лист лавсанової обгорткової плівки з попередньо підкладеними під нього білим фільтрувальним папером і скляною пластинкою, заповнювали форму матеріалом з невеликим надлишком та стежили за тим, щоб матеріал був добре конденсований, без пор, щілин та повітряних включень. Форму накривали лавсановою обгортковою плівкою та притискали зверху відповідною скляною пластинкою для видалення залишків матеріалу. Потім прибирали верхнє скло і, розмістивши світловод фотополімеризатора стоматологічного з лампою потужністю 200 Вт, що випромінює в діапазоні 390-488 Нм, навпроти поверхні зразка, опромінювали його впродовж 10 ± 2 с. Не знімаючи плівок, форму перевертали, встановлювали на нижнє скло та опромінювали впродовж того ж часу, що й нижню поверхню. Потім, не знімаючи плівок, форму з матеріалом занурювали у водяну баню з температурою $37 \pm 2^\circ \text{C}$ на $15,0 \pm 1,0$ хв.

Для проведення випробувань готували не менш ніж 10 зразків. Зразки виймали із форми, видаляли облой скальпелем (за ДСТУ 21240) та занурювали в

дистильовану воду (за ДСТУ 6709-77) при температурі $37 \pm 2^{\circ} \text{C}$ на 23 ± 1 год. Зразки виймали із дистильованої води (за ДСТУ 6709-77), висушували фільтрувальним папером та вимірювали діаметр та висоту кожного зразка мікрометром МК-25 (ціна поділки 0,01мм, межа вимірювання 0,25 мм). Потім зразок встановлювали циліндричною поверхнею на столик машини для випробувань типу AS-102 (діапазон вимірювань 0-2,45 кН). Для попередження ковзання зразка в процесі іспитів використовували прокладку із змоченим водою фільтрувальним папером. Зразок підлягає рівномірному стисканню до повного руйнування при швидкості руху траверсу машини 10 мм/хв. Силу руйнування визначали за шкалою машини для дослідів.

Діаметральну міцність T_p в МПа визначали за формулою (2.6):

$$T_p = \frac{2P}{\pi d h}, \quad (2.6).$$

де P – навантаження при руйнуванні, кгс

d - діаметр зразка, мм

h - висота зразка, мм

π - 3,14

Показник діаметральної міцності визначали шляхом врахування середньої арифметичної всіх наступних вимірювань, якщо розбіжність між ними не перевищувала 5%.

2.4.5 Визначення рентгенконтрастності полімеризату

Рентгенконтрастність є видимою різницею зображення досліджуваного об'єкта на рентгенівській плівці завдяки його здатності більшою чи меншою мірою поглинати та затримувати рентгенівське опромінювання (рис. 2.11). Дослідження виконували таким чином. Готували десять зразків полімеризатів у

вигляді дисків діаметром $15,0 \pm 1$ мм і висотою $2,0 \pm 0,1$ мм із матеріалу «Махсет» відповідно до методики, яка подається нижче. Рентгенівську оклюзійну плівку класу чутливості Д розміщували на свинцевій пластинці висотою не менш ніж 2 мм. У центральній частині плівки розташовували 2 зразки матеріалу «Махсет» та диск з алюмінію висотою $2,0 \pm 0,1$ мм, діаметром $15,0 \pm 1,0$ мм, чистотою не менш ніж 99,5%.



Рис. 2.11. Дослідження рентгенконтрастності матеріалу

Застосовуючи стоматологічну однофазну рентгенівську установку з фільтрацією 1,5 мм алюмінію, яка працює при напрузі 65 ± 5 кВ, опромінювали плівку разом із зразками рентгенівськими променями на відстані від рентгенівської трубки до плівки – 400 мм упродовж часу, при якому плівка чорніє, до щільності 1,5-2,0 одиниць, що визначається десинситометром фотографічним з діапазоном вимірювання 1,5-2,5 (як завжди, достатнім є експозиція протягом 0,3-0,4 с при 10 мА).

Після проявлення та закріплення плівки порівнювали за допомогою десинсетиметра щільність почорніння рентгенівського зображення зразка з щільністю почорніння рентгенівського зображення пластини алюмінію.

2.4.6. Визначення твердості та конічної точки плинності за Хепплером

Проведення дослідження виконували у такий спосіб (рис. 2.12). Готували по 10 зразків полімеризату у вигляді дисків діаметром $15,0 \pm 1,0$ мм і висотою $1,0 \pm 0,1$ мм із матеріалу «Махсет» за вищеописаною методикою. Перед випробуванням зразки витримували у дистильованій воді (за ДСТУ 6709-77) при температурі 37 ± 2^0 С на 23 ± 1 год. Вимірювання твердості та конічної точки плинності проводили по центру виготовленого зразка. Зразок виймали з води та витирали фільтрувальним папером. Надалі розташовували його на горизонтальній поверхні консистометра Хепплера та обережно опускали загострення конусу на поверхню зразка. Зразок витримували протягом 60 ± 5 с. під навантаженням 25 кг/см² та вимірювали глибину проникнення конусу (h) в зразок (показник твердості). Знімали навантаження та після 60 ± 5 с. фіксували за шкалою консистометра глибину проникнення конусу (h) в зразок (показник конічної точки плинності). Конічну точку плинності (F) в МПа, що визначається за формулою (2.7):

$$F = \frac{4G}{\pi(h + 0.2)^2} * 9,81, \quad (2.7).$$

де

G – навантаження, кг/см² (25);

h – глибина проникнення конусу в зразок, мм;

0.2 – поправка на вістря конусу, мм;

$\pm$ - 3,14

Примітка: вістря конусу закруглено на 0,2 мм.



Рис. 2.12 - Консистометр Хепплера

За результат випробування приймали середнє арифметичне десяти паралельних вимірювань, якщо розбіжність між ними не перевищувала 5%

2.4.7 Визначення водопоглинання та водорозчинення впродовж

7 діб

Проведення дослідження виконували у такий спосіб. Виготовляли 10 зразків у вигляді дисків діаметром $15,0 \pm 1$ мм і висотою $1,0 \pm 0,1$ мм із матеріалу “Махсем” за методикою наведеною вище. Виготовлені зразки витримували в ексикаторі з безводним хлористим кальцієм (за ДСТУ 450) при температурі $37 \pm 2^{\circ}\text{C}$ протягом 24 ± 1 годин. Після цього зразки переносили до другого ексикатора з температурою $23 \pm 1^{\circ}\text{C}$ і витримували $1 \pm 0,1$ годин. Після цього зважували кожний досліджуваний зразок лабораторними важелями класу точності 2, НПВ 200 гр (за ДСТУ 24104) з точністю в межах ± 2 мг. Наведений цикл повторювали доти, доки не була отримана постійна маса зразка (m_1), тобто дана втрата маси кожним зразком за будь-який 24-ти годинний період була меншою, ніж 0,2 мг.

Зразки занурювали в стакан лабораторний (за ДСТУ 25336) з дистильованою водою (за ДСТУ 6708) при співвідношенні маси зразка до маси води 1:10 так, щоб вони були повністю занурені в воду та не стикалися один з одним і витримували їх в термічній шафі (за ТУ 64-1-1411) при температурі $37 \pm 2^{\circ} \text{C}$ впродовж 7 діб (рис. 2.13).



Рис. 2.13 Термічна шафа із зразками матеріалу

Після закінчення цього часу зразки виймали з води, промивали проточною дистильованою водою, промокали поверхню аркушем білого фільтрувального паперу (за ДСТУ 12026) та через 1,5-2 хв. зважували, записували отриману масу (m_2).

За кожним наступним зважуванням знову кондиціонували зразки до постійної маси (m_3), використовуючи наведений вище цикл. Вимірювали діаметр та висоту зразка в центральній його частині та в 4 рівновіддалених точках по колу мікрометром МК-25 (за ДСТУ 6507) в межах вимірювання 0-25 мм та ціною поділки 0,01 мм. Вираховували об'єм зразка (V), виходячи з діаметра та середньої висоти п'яти вимірювань. Водопоглинання за 7 діб (W_b) в мкг/мм^3 обчислювали за формулою (2.8):

$$Wb = \frac{m_2 - m_3}{V}, \quad (2.8).$$

де m_2 – маса зразка після витримки у воді 7 діб, мкг;
 m_3 – постійна маса зразка після повторного кондиціонування, мкг;
 V – об’єм зразка, мм³.

Водорозчинність за 7 діб (Wp) в мкг/мм³ обчислювали за формулою (2.9):

$$Wp = \frac{m_1 - m_3}{V}, \quad (2.9).$$

де m_1 – початкова постійна маса зразка до занурення в воду, мкг;
 m_3 – постійна маса зразка після повторного кондиціонування, мкг;
 V – об’єм зразка, мм³.

За результат приймали середнє арифметичне всіх паралельних визначень, якщо розбіжність між ними не перевищувала 5%.

2.4.8. Визначення межі міцності на відрив

Проведення дослідження виконували у такий спосіб. Робочу поверхню приладу для визначення міцності адгезивного зв’язку та матове скло знежирювали етиловим спиртом. На металеву основу приладу та на матову поверхню скла наносили пасту «Махсет» і притискали прилад з нанесеним матеріалом до матового скла. Надлишки матеріалу видаляли за допомогою скальпеля (за ДСТУ 21240). Чекали утворення гелеподібної консистенції та фотополімеризували кожну ділянку зразка протягом 10 с. Випробування проводили після 2,0±0,1 годин на машині розривній РММ-250А, яка забезпечує зусилля 2,5 кН (за ДСТУ 28840-90). Зразок розташовували в зажимах розривної машини і проводили розтягнення аж до руйнування клейового шва (рис. 2.14).



Рис.2.14 Машина розривна РММ-250

Для випробувань готували десять зразків. Швидкість руху зажимів повинна бути 100 ± 10 мм/хв. Межа міцності на відрив обчислюється за формулою (2.10):

$$\delta = \frac{P}{S} \times 0,0981, \quad (2.10)$$

де δ - межа міцності на відрив, МПа;

P – руйнуюче навантаження, кгс;

S – площа поверхні приладу, см².

За результат випробування брали середню арифметичну всіх випробувань, якщо розбіжність між ними не перевищувала 5%.

2.4.9 Визначення адгезивної міцності з'єднання з твердими тканинами зуба

За допомогою описаного методу визначали показники руйнівної напруги при вертикальному докладанні сил до зразка. Проведення дослідження виконували наступним чином. В експерименті використовували треті постійні моляри, видалені у пацієнтів за ортодонтичними показаннями у віці 18-25 років, із строком зберігання не більш ніж 6 місяців. Кожний видалений зуб розпилювали на дві частини в сагітальній площині бормашиною при швидкості обертання фрези 1500-3000 об/хв. Половину зуба монтували самотверднучою пластмасою у блок так, щоб поверхня емалі діаметром $4,0 \pm 1,0$ мм була відкрита.

Фрагмент зуба розташовували так, щоб робоча поверхня емалі зуба виступала над поверхнею пластмаси на $1 \pm 0,2$ мм. Підготовлений зразок занурювали в дистильовану воду (за ДСТУ 6708) при температурі $23 \pm 1^{\circ}$ С. Виготовлений зразок виймали з води та висушували папером фільтрувальним білим (за ДСТУ 12026). Поверхню емалі знежирювали етиловим спиртом. На поверхню зразка накладали тонку лавсанову плівку (за ТУ 6.17-1254-83) з круглим отвором діаметром 3 мм у такий спосіб, щоб отвір розташувався на випробувальній поверхні емалі. На поверхню емалі встановлювали роз'ємне фторопластове кільце діаметром 3 мм, яке було змащене силіконовою рідиною (за ДСТУ 13004-77). Циліндричний отвір кільця заповнювали пастою та дополімеризовували протягом 10 секунд фотополімеризатором стоматологічним із лампою потужністю 200 Вт, який випромінює в діапазоні 390-488 Нм, надлишки видаляли скальпелем (за ДСТУ 21240). Роз'ємне кільце видаляли, зразок занурювали в стакан лабораторний (за ДСТУ 25336) із дистильованою водою і встановлювали до термошафи із температурою $37 \pm 2^{\circ}$ С на 23 ± 1 годин. Після цього зразок виймали з води та висушували білим фільтрувальним папером (за ДСТУ 12026). Ретельно вивчали межу поділу для того, щоб виключити напливи матеріалу на поверхню монтувальної пластмаси. Закріплювали верхню половину пристрою для випробування на зсув у верхній

зажим випробувальної машини РМ 30-1 з діапазоном вимірювань 0-30 кг/с (за ДСТУ 28840-90) (рис. 2.15).



Рис. 2.15 Машина розривна РМ 30-1

Зразок встановлювали у верхню частину пристрою. Після цього на циліндричний зразок матеріалу, адгезивно з'єднаний з емаллю зуба, накладали другу половину пристрою для випробування та закріплювали її в нижньому зажимі випробувальної машини. Вмикали двигун машини і фіксували значення, при яких руйнувався адгезивний шар. Випробували не менше 10 зразків.

Адгезивну міцність з'єднання з емаллю зуба визначали як межу міцності при зсуві циліндричного зразка матеріалу відносно поверхні емалі зуба за формулою (2.11):

$$A_{cd} = \frac{F_{cd}}{S} = \frac{F \times 4}{\pi \times d^2} \times 9,81, \quad (2.11)$$

де cd – зсув скорочено;

A_{cd} – адгезивна міцність, МПа;

F_{cd} – максимальне навантаження, кгс;

S – площа поверхні умовно дорівнювала площині кола діаметром 3 мм.

За результат іспитів брали середнє арифметичне десяти випробувань з точністю до 0,1 МПа, якщо розбіжність між ними не перевищувала 5%.

Використані нами параметричні та непараметричні методи математичної статистики дозволили отримати надійні результати.

2.5. Характеристика методів статистичного аналізу

До статистичних відносять методи дослідження, які не претендують на беззаперечні висновки, але висувають твердження, що є вірними з деякою достатньо великою вірогідністю (або, навпаки, що відкидаються з малою вірогідністю) [417]. При обробці результатів різних експериментів, у тому числі в галузі стоматології, найбільш популярними є параметричні статистичні методи. Їх сутність полягає в тому, що приймається гіпотеза про форму функції розподілення спостережуваних випадкових величин з точністю до кількох невизначених параметрів, які якраз і визначаються за даними дослідженнями.

У нашій роботі систематично використовуються такі відомі параметричні методи:

- оцінювання математичного очікування нормально розподіленої випадкової величини за вибіркоvim середнім значенням;
- незміщене оцінювання стандарту (стандартного відхилення) нормально розподіленої випадкової величини за допомогою другого центрованого моменту вибірки;
- оцінювання меж рівномірно розподіленої випадкової величини за допомогою максимального та мінімального значення вибірки.

В останньому випадку знаходять застосування порядкові статистики, які відіграють також значну роль і в ряді непараметричних методів.

Більш досконалою стороною параметричних методів є можливість надати за необхідності доволі точну оцінку вірогідності того, що розраховані статистики відхиляються від параметрів досліджуваного явища не більше, як на певну задану величину. Типовим прикладом може слугувати пряме вимірювання сили, що руйнує лабораторний зразок. Висока стабільність властивостей промислового адгезивного матеріалу при однаковій конфігурації адгезії гарантує наявність об'єктивно існуючого значення руйнівної сили. Коливання величини вимірюваних значень є наслідком малих випадкових коливань в реалізації технології отримання адгезивного з'єднання та несистематичними погрішностями вимірювальної техніки. Об'єктивно існуюча величина руйнівної сили може розглядатися, як параметр μ нормального розподілення, а параметр σ цього розподілення буде характеризувати сукупну точність виготовленого зразка і проведеного вимірювання [418].

У непараметричному підході на форму функції розподілення накладаються тільки очевидні обмеження, і зазвичай ця функція визначається безкінечним числом параметрів. Визначити всі з них за скінченим числом спостережень не можна. Тому вводяться до розгляду такі методи статистики, які не залежать або в дуже малому ступені залежать від точного значення всіх згаданих параметрів, але добре вбирають в себе інформацію, яка міститься у вибірці. Вірогідності відхилення обчислюваних статистик від оцінюваних величин визначати в непараметричних методах важче, часто на практиці це неможливо здійснити прикладними методами, і тоді обмежуються емпіричними міркуваннями або взагалі тільки позитивним досвідом застосувань, що були перед цим. Але надійність (гарантія від грубих помилок) в непараметричних методах є вищою. Цим методам віддається безумовний пріоритет при малому

об'ємі вибірки (наприклад, коли мається всього кілька спостережень за відсутності додаткової інформації про досліджувану величину) [419]. З іншого боку, відомо [420], що для більшості непараметричних методів вдається показати: при великому об'ємі вибірки їхні оцінки в незначному ступені поступаються в точності оцінкам конкуруючих параметричних методів (якщо ті взагалі можна застосувати).

У даній роботі непараметричний підхід реалізований в таких формах:

- перевірка незалежності споріднених ознак;
- візуальний аналіз емпіричних функцій розподілення;
- кластерний аналіз на основі рангового критерію.

У першому випадку наявний типовий приклад ухилення від деталей, що ускладнюють розглядання статистичного завдання. А саме, спільне розподілення двох ознак (наприклад, відносно пацієнтів, що отримали лікування за різними методами, яке могло мати позитивні чи негативні наслідки) може виявитися вельми складним. Однак утворення 2×2 таблиці спорідненості (чи застосовувався перший або другий метод лікування та чи мав місце певний результат?) дозволяє звести питання до аналізу гіпергеометричного розподілу та визначити рівень значущості для відкидання гіпотези незалежності розглянутих ознак. Ми скористалися цим у формі так званого “точного” критерію Фішера-Ірвіна, який не накладає обмежень знизу на частоти випадків, що потрапляють до 2×2 таблиці [419]. У практиці медичних статистичних досліджень аналіз таблиць спорідненості ознак здійснюють за допомогою критерію χ^2 -квадрат (або еквівалентного йому) у так званому нормальному наближенні, оскільки у багатьох галузях клініки можна отримати досить багатий матеріал спостережень. Але при експериментальних дослідженнях в ортопедичній стоматології доводиться мати справу з кількома десятками спостережень, при чому кількість негативних наслідків може бути досить невеликою. У такому разі практична

умова застосування нормального наближення, як правило, порушується, і використання вільного від цього критерію припущення стає обов'язковим. Наведімо відповідні означення та сутність тесту [420]. Наприклад, маємо таблицю (табл. 2.6).

Таблиця 2.6

Вигляд спорідненості ознак

Показники	Позитивних наслідків	Негативних наслідків	Загалом
Перший метод	N_{11}	N_{12}	N_{10}
Другий метод	N_{21}	N_{22}	N_{20}
Загалом	N_{01}	N_{02}	N

Значення у 4-х клітинках всередині цієї таблиці вважаються випадковими (далі зветься – випадкова таблиця) при тому, що три підсумкові величини – фіксованими і такими, що мають значення, які спостерігались. Відправною гіпотезою (“нуль-гіпотеза”) є твердження про те, що наслідки застосування досліджуваних методів незалежні від конкретного методу. Тобто вибірки по N_{10} та N_{20} об'єктів спостереження можна розглядати як вибірки із загальної сукупності, які, зокрема, можна тоді поєднати в одну вибірку N випадкових об'єктів. Так звані ділянки відкидання цієї гіпотези будують за заданими значеннями θ максимальної ймовірності реалізації таблиць, що до неї входять. Тоді рівнем значущості такої ділянки є значення ймовірності P_θ потрапляння до випадкової таблиці, до даної критичної ділянки. Математичний алгоритм підрахунку P_θ за даними θ викладений, наприклад, у [422]. Після отримання результатів дослідження та заповнення таблиці виду, підраховується (2.6) її умовна ймовірність $P = \theta$, а за нею – мінімальний рівень значущості P_θ , на якому відкидається нуль-гіпотеза. Тобто якщо P_θ близько до нуля або принаймні

помітно менше за 0.5, то ймовірність помилкового відкидання вихідної гіпотези (та визнання методів суттєво різними за своїми наслідками) є малою. Інакше, якщо P_θ близько до 1, то немає підстав заперечувати рівноцінність досліджуваних методів за досліджуваними наслідками. Більше цього, математичний аналіз так званих помилок другого роду для даного критерію [420] слугує підставою зважити на невисоку ймовірність того, що в такому разі замість вихідної гіпотези має місце якийсь альтернативний факт. При $N \leq 10$ не важко виконати необхідні підрахунки вручну, але в іншій роботі (при дещо більших значеннях N) ми користувались для цієї мети обчислювальною комп'ютерною програмою Fisher_Irwin, що розповсюджується її автором за принципом "Open Source" (вільна для перевірки та користування в некомерційних цілях) і наведена у додатку. Зазначимо, що вищезгадана практична умова обов'язкового використання точного тесту полягає у виконанні нерівності [422]:

$$\min \frac{N_{i0} \cdot N_{0j}}{N} < 5 \quad (\text{розглядаються } i \neq j) \quad (2.6)$$

Аналіз гістограм емпіричних розподілень - один з найбільш простих заходів, які не потребують параметричного завдання функції розподілення. Він повністю базується на порядкових статистиках, оскільки саме вони визначають варіаційний ряд, графічним виразом якого є гістограма розподілення. Візуальний аналіз гістограми унімодальних розподілень на скіс та вістря піку може бути проведений також на основі параметричного підходу – аналізом центрованих моментів розподілення аж до четвертого порядку. Та це гарантовано від помилок тільки в тих рідкісних випадках, коли розподілення, яке розглядається, може бути включене до прийнятної параметричної родини, яка узагальнює нормальне розподілення.

Кластерний аналіз – це розбивка сукупності об’єктів на різні внутрішньо однорідні групи (кластери), що об’єктивно відокремлюються на основі статистичних даних. Процедури кластерного аналізу наразі не стандартизовані. На практиці ці та інші методи призводять до різних результатів. Критерієм правильності результату зазвичай слугує правдоподібність на вигляд або перевірка із залученням додаткової інформації. Нами в завданні класифікації продуктів харчування з успіхом застосовано розбиття на кластери за допомогою простого рангового критерію. Ми звернулися до нього на основі того, що подібні критерії, щоправда, з іншою метою, набувають широкого застосування в непараметричних статистичних методах дослідження [423]. Зазначимо, що вибір методу кластеризації є технічним питанням, яке може значно прискорити або безнадійно уповільнити дослідження. Але він не впливатиме на отриманий результат за сутністю дослідження, якщо після отримання кластерів їх внутрішня однорідність перевіряється. Так само ми і зробили у нашому дослідженні.

Наведені у даному розділі результати дослідження були опубліковані у друкованих працях:

1. Sorokhan MM, Belikov OB, Belikova NI. Method of preparation of abutment teeth with minimally invasive preparation to improve the retention of bridges of adhesive fixation. In: *Materials V International Scientific-Practical Conference with international participation. Natural Science Readings*; 2020 May 28-30; Bratislava; Bratislava, 2020, p 32-33.

РОЗДІЛ 3

РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

3.1. Обґрунтування вибору вимірів конструкції на умовах експерименту та математичного моделювання

В основу розрахунку конфігурації фіксувальних елементів конструкцій нами були покладені формули та алгоритми дослідження [323], які дозволяють враховувати конкретні умови протезування та отримані на основі методів математичного моделювання. У реальних умовах виникає неоднорідність розподілу напруження під адгезивною накладкою МП, перш за все, за рахунок кривизни поверхні зіткнення композита з металом, а також внаслідок складних деформацій у системі «протез-щелепа».

Як показали дослідження руйнування протезної системи спостерігається на поверхні адгезії до металу протеза. Тому, для теоретичного висновку щодо характеру залежності максимального напруження на цій поверхні від параметрів протезної системи доцільно розглянути ідеалізовану систему, в якій неоднорідність напруження породжується деформаціями за рахунок обертальних моментів сил. У цьому випадку можна використовувати практику застосування в стоматології сучасних підходів із опори матеріалів, що забезпечують сучасну методику тривимірного моделювання [206]. Отже, протез моделюється (див. рис.3.1) пластиною, на якій розміщують штучні зуби. Вона фіксується на опорних зубах за допомогою адгезивних шарів *a* та *b*. Протез разом з опорними зубами вважається рамковою конструкцією: опорні зуби – ідеально вертикальні стійки (які шарнірно оперті у своїх нижніх кінцях), а несучою пластиною є ідеальна горизонтальна балка, кінці якої жорстко закріплені з верхніми кінцями стійок.

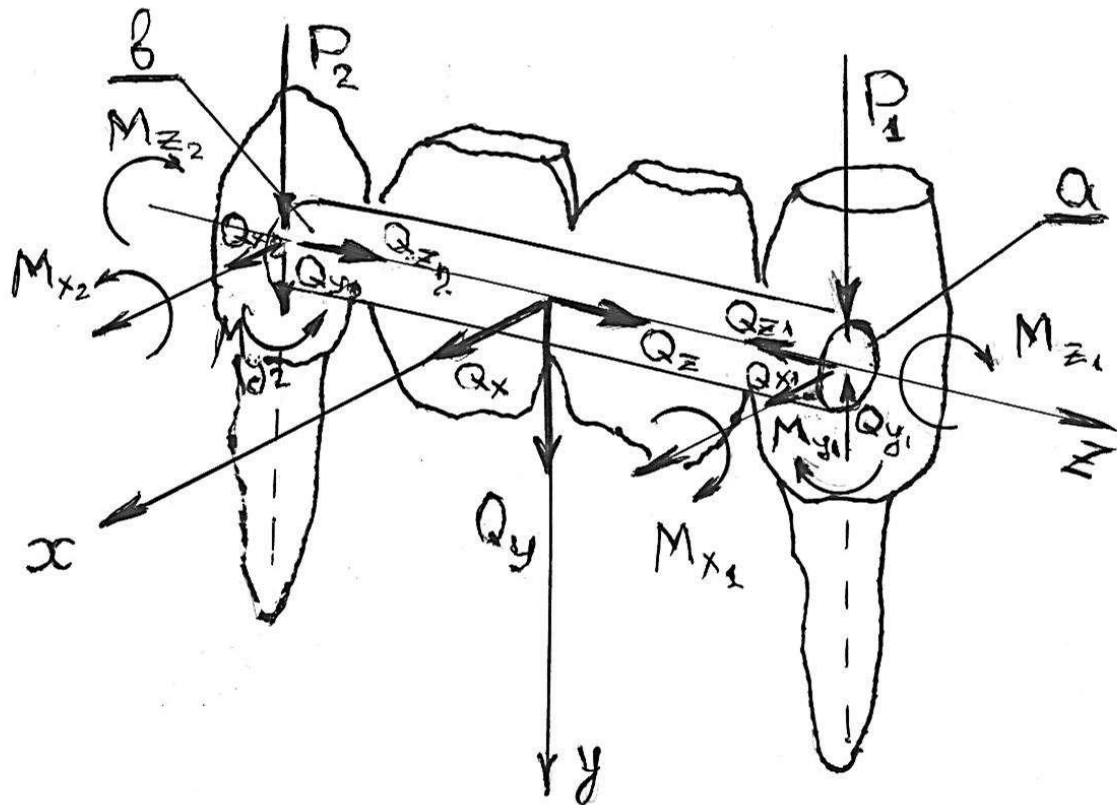


Рис. 3.1 Вектори сил і моментів, які розглядаються на рамковій схемі ідеалізованої конструкції протезної системи. (Рама МПАФ: напрямки координат x, y, z , навантажень Q_x, Q_y, N_z , обертальних моментів M_{x1}, M_{x2}).

При пережовуванні їжі функціональне навантаження може бути спрямоване не завжди вертикально. Розкладемо його на три складові: Q_y вертикальна поперечна складова функціонального навантаження, Q_x горизонтальна складова, яка діє в горизонтальній площині перпендикулярно до осі протеза, і N_z – повздовжна складова, яка діє вздовж осі протеза. Остання складова в розрахунках до уваги не береться, що повністю виправдано при протезуванні зубів фронтальної ділянки. Під дією Q_y протез піддається зсуву та вигинанню, а опорний зуб зазнає осьового стискання (від сили P , яка дорівнює реакції опори R) та вигинання (від моменту, що виникає в ділянці прикріплення протеза до зуба).

Горизонтальна складова навантаження Q_x , менша за величиною, також призведе до деякого зсуву та вигинання в горизонтальній площині, а опорна накладка на зуб буде зазнавати зсуву та вигинання.

Повздовжня складова навантаження N_z , якщо вона не є нехтовно малою, призведе до стискання-розтягання адгезивного протеза, а також до зсуву оклюзійних накладок із вигинанням зуба. Дія цих силових факторів оцінюється по окремістості, починаючи з більш значущих.

Як і в інших працях [322], нами буде проведене оцінювання міцності вузла з'єднання протеза із зубом, але на більш реалістичних припущеннях, де допускається, що МП прикріплений до зуба шарнірно.

Поперечна сила Q_y та вигинаючий момент M_{x1} , діючий в перетині протеза, в частині, яка дотикається до зуба, може передатися зубу (див. рис. 3.1) тільки за рахунок зсуву та кручення прошарку композитного матеріалу. Але, роботі [322] враховувався тільки зсув в «фіксуючому з'єднанні».

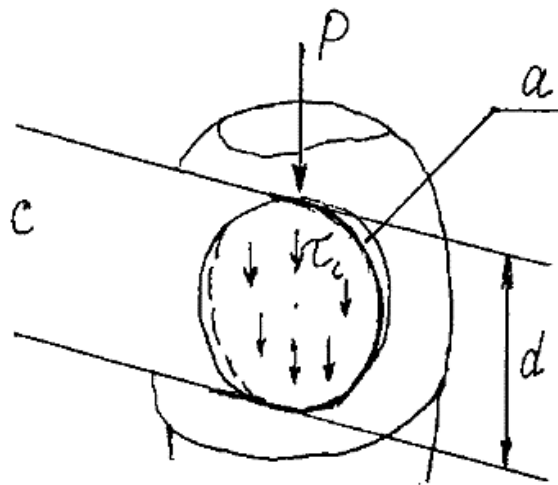


Рис. 3.2 – Рівномірний розподіл дотичних напружень τ_c , які викликані силою P в поперечному зрізі адгезивного шару

Тому, розглянемо співвідношення дотичних напруг у вузлі з'єднання від зсуву та кручення, вважаючи, що поперечна сила $Q_y = F$ діє в середній частині

протеза, а площа S прошарку композитного матеріалу дорівнює конфігурації кола, яке вписується в коронку зуба при візуалізації його до вестибулярної поверхні, як це показано на рис. 3.2. Тим самим площа прошарку знижується, що йде в запас міцності і застосовується тільки для зручності аналізу.

Отже, дотичне напруження зсуву від поперечної сили $P=F/2$, яка діє на вузол з'єднання, дорівнює:

$$\tau_c = F/2S \quad (3.1)$$

спрямоване донизу та розподілене по поперечному зрізу рівномірно (див. рис.3.2.).

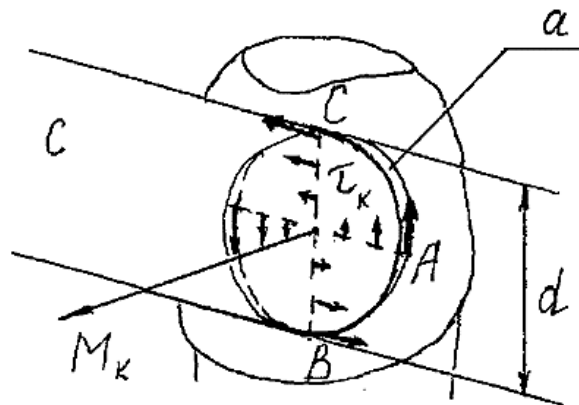


Рис. 3.3 Розподіл у поперечному зрізі адгезивного шару дотичних напружень, які виникають внаслідок моменту M_k

Дотичне напруження від обертаючого моменту M_k , яке розподіляється по поперечному зрізу за лінійним законом від центра до периферії зрізу (рис. 3.3.), дорівнює:

$$\tau_c = M_k / W_p \quad (3.2),$$

де W_p – момент опору поперечного зрізу композитного прошарку. Небезпечною буде точка зрізу контуру A , в якій напрямок напружень τ_c і τ_k

співпадає (розмірність напружень – Н/м²). Отже, максимальне дотичне навантаження:

$$\tau_{\max} = \tau_c + \tau_k = F/2S + M_k/W_p \quad (3.3),$$

де площа колового зрізу $S = \pi d^2/4$, а його момент опору $W_p = \pi d^3/16$.

Підставляючи ці значення у формулу (3.3), візьмемо до уваги, що якщо жорсткість опорних зубів і протеза, а також їхньої довжини однакові (найчастіше це приблизно співпадає), то значення моменту в середній частині тіла протеза дорівнює $M_{x,2} = 7FL/40$, а в зоні з'єднання протеза із зубом $M_{x,1} = 3FL/40$. Тоді у припущенні, що на адгезивну площадку передається $M_k = M_{x,1}$, отримаємо:

$$\tau_{\max} = 6FL/5nd^3(5d/3L+1) = \tau_{\max} = \tau(S) = \frac{F}{2S} + 2\sqrt{\pi} \frac{mFL}{s^{3/2}} \quad (3.4),$$

де S - площа кола діаметра d .

А в припущенні, що $M_k = M_{x,2}$, отримаємо:

$$\tau_{\max} = 6FL/5nd^3(5d/7L+1) = \tau_{\max} = \tau(S) = \frac{F}{2S} + 2\sqrt{\pi} \frac{mFL}{s^{3/2}} \quad (3.5)$$

Перше додаткове у дужках відображає ступінь впливу на величину $\tau_{\max}$ зсуву, а друге – одиницю кручення. Якщо прийняти $l = 2d$, то перше складене у дужках дорівнює $5/6 = 0,833$. Насправді величина моменту кручення M_k , яке передається прошарку фіксувального матеріалу, залежить від умов зв'язку протеза із зубом. Ми прийняли найменш жорстке із природніх умов ($M_k = M_{x,1}$).

При більш жорстких умовах з'єднання: $M_k = 7FL/40$ – і перше додаткове буде дорівнювати 0,357.

Дійсне значення τ треба очікувати рівним деякому середньому між вказаними у формулах (3.4) та (3.5). Таким чином, зсув складає відповідно 36 – 83 % від кручення. В той час, як у роботі [322] коефіцієнт кручення відповідно до моделі не враховувався, тобто розгляд був зумовлений менш значущим силовим фактором.

Отже, орієнтуючись на дані роботи [322] перевіримо міцність з'єднання гіпотетичного МП адгезивної фіксації, прийнявши, що $F = 200$ МПа, допустиме дотичне напруження $[\tau] = 10$ МПа, діаметр композитного шару $d = 5$ мм, що відповідає конфігурації $A = 19,6$ мм² на відміну від даних авторів максимальна площа прийнята 20 мм² і момент опору $W_p = 12,27$ мм³. Відстань між опорними зубами приймемо більш близькою до реального значення $L = 17-18$ мм. Підставивши всі необхідні дані у формулу (3.4), отримаємо $\tau_{\max} = 16,52-16,74$ МПа. З них на зсув припадає тільки $\tau_c = 6,15$ МПа. Тому, відповідно до нашого методу розрахунку, в окремих точках на поверхні адгезії виникають дотичні напруження, які в 1,63 разів перевищують допустимі 10 МПа, і саме в цих місцях з'єднання композита з металом умові міцності не відповідають. У той самий час розрахунки за методикою роботи [322], яка враховує тільки рівномірно розподілені зсувові напруження, у нашому випадку призводить до оцінки більш ніж у півтора рази меншу за величину руйнівного напруження.

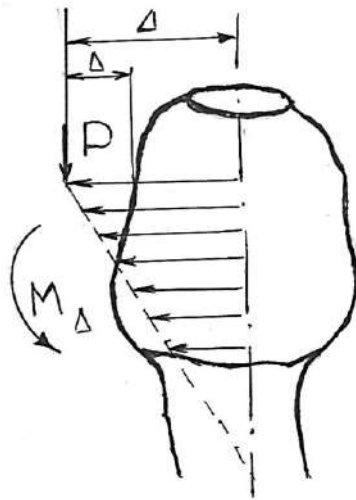


Рис. 3.4 Розподіл дотичних напружень, які виникають внаслідок «перекидаючих моментів» в адгезивному шарі

Отже, приклад вказує тільки на можливість недооцінки виникаючих у конструкції напружень, стосується гіпотетичної ситуації, і в багатьох випадках

практики різниця в результатах розрахунків за порівнювальними методами незначна.

Надалі, як і в роботі [322], можна було б розглядати горизонтальну складову функціонального навантаження Q_x , що складає за величиною порядку $0,1F$, і зробити розрахунок за формулами цієї роботи. Але мова йде про рівномірно розподілені невеликі напруження. Тому такий розрахунок для вибору безпечної конфігурації адгезії практичного значення не має. На нашу думку, до набагато більш нормальних напружень в певних місцях прошарку композитного матеріалу у пацієнтів горизонтальне навантаження викликається за рахунок «ефекту важеля» за наявності ексцентриситета Δ дії сили P (див. рис.3.4). На наявність такого силового фактору також наголошується в роботах [8, 160], де його називають - «перекидним моментом». Як же його врахувати? Величина вигинаючого моменту $M\Delta$, діючого в сагітальному вестибуло-орального напрямку площині, дорівнює $M\Delta = F\Delta/2$, і, як бачимо, залежить як від величини функціонального навантаження, так і від ступеня неспівпадіння конфігурації протеза з площею опорних зубів. «Знайти» цей силовий фактор можливо тільки при використанні тривимірної розрахункової схеми. Нормальне напруження при наявності такого виду навантаження буде змінюватися за лінійними законами, і його максимальне значення (досягається в точках В і С), що можна визначати за формулою

$$\sigma_{\max} = M\Delta/W_x = 16 F\Delta/\pi d^3 \quad (3.6)$$

Це значення нормального напруження треба алгебраїчно розглядати разом із напруженням від горизонтальної компоненти функціонального навантаження (якщо остання враховується).

При невеликому відхиленні «адгезивної» площадки від вертикалі замість величини F сили Q_u треба брати до уваги проекцію цієї сили на площину «адгезивної» площадки. Проте треба бути уважним до величини цього

відхилення у конкретного пацієнта: при великому відхиленні «перекидний момент» може виявитися протилежним за напрямком і визначатися плечем, рівним не ексцентриситету (Δ), а напівширині протеза, викликаючи його кручення.

У будь-якому випадку композитний матеріал прошарку, який утворює нероз'ємне адгезивне з'єднання, буде перебувати в умовах плоско-напруженого стану в точці А і в умовах об'ємно-напруженого стану в точках В і С. Оцінка критичності таких станів ускладнена тим, що вона описується не скалярною величиною, а тензором деформацій, який може вимагати для свого описання до шести незалежних скалярних величин: σ_x , σ_y , σ_z , σ_{xy} , σ_{yz} , σ_{xz} . У таких випадках, звичайно, застосовують розрахунок із використанням так званих еквівалентних напружень (за енергетичною теорією міцності) або обчислюють «напруження за Мизесом» (як у програмних комплексах ANSYS, COSMOS, NASTRAN):

$$\sigma_m = \sqrt{0.5[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2)]} \quad (3.7)$$

Напруги, розраховані за цією формулою в точках А, В та С, треба перевірити на відповідність умови міцності

$$\sigma_m \leq [\sigma] \quad (3.8),$$

де $[\sigma]$ – допустиме напруження, що визначається як руйнівне, поділене на коефіцієнт запасу міцності. У точці, де ці напруження максимальні, очікується руйнування або виникнення тріщин, які знижують термін користування МП адгезивної фіксації.

Отже, практичний розрахунок відповідно до специфіки нашого завдання, дозволяє запропонувати критерій типу (3.8) стосовно до більш простої і наочної величини максимального дотичного напруження (3.3) - (3.4), зберігаючи в більшості випадків в її складі тільки найбільш значущий фактор – обертальний момент.

3.2 Обґрунтування вибору вимірів конструкції на умовах математичного моделювання

Якщо додати до вищесказаного, що необхідно урахувати нерівномірності розподілу напруження в адгезивному шарі і особливо на поверхні адгезії композита до металу, яке виникає за рахунок кривизни поверхні протеза, то стає ясным, що теоретичне отримання точних і зручних для використання формул розрахунку безпечної конфігурації адгезії нереальне. Проте формула (3.3), яка отримана для ідеалізованих і доволі далеких від реальності протезування конструкцій, може бути використана таким чином. У цьому вираженні для максимального напруження поряд із класичним моментом, який дає зворотно пропорційну залежність від конфігурації адгезії, існує додатковий момент, який показує пряму залежність від відстані між осями опорних зубів і зворотно-сходінкову – від конфігурації адгезії. Застосовуючи розповсюджений прийом математичного моделювання, приймемо дану формулу для реальної оцінки вибраної конструкції МП у фронтальній ділянці і наближену – у бічній, але з коефіцієнтом у додатковому компоненті, який тепер визначається не теоретично (що в даному випадку і неможливо), а дослідним шляхом. Іншими словами, вигляд формули (3.3) зберігається, а ефект неоднорідності розподілу напружень (незалежно від причини її виникнення) моделюється введенням у вираження для критичного напруження коефіцієнта, що отриманий експериментальним шляхом замість теоретичного.

Таким чином, в клінічній практиці ми базуємо наш розрахунок на формулі:

$$\tau_{\max} = \tau(S) = \frac{F}{2S} + 2\sqrt{\pi} \frac{mFL}{s^{3/2}} \quad (3.9),$$

де $\tau_{\max}$ – максимальне напруження (Па) на поверхні адгезії композита з металом накладки протеза;

F – гранична величина сили (Н), що діє вертикально на протез заміщеного зуба;

S – площа плоскої проекції адгезивного шару (м²);

L – відстань між осями опорних зубів (м);

m – безрозмірна характеристика ступеня неоднорідності розподілу напружень по поверхні адгезії композита до металу накладок протеза (коефіцієнт, що визначається експериментально);

$\tau(S)$ – позначення функціональної залежності критичного напруження від конфігурації адгезії (вважаючи інші фактори незмінними).

Величину m для реального протеза зручно розглядати у вигляді, який дозволяє легко оцінювати ступінь відхилення конкретної змодельованої системи протез-щелепа від її ідеалізованого варіанту:

$$m = km_0 \quad (3.10),$$

де k – параметр моделі, який вимагає дослідного визначення, що залежить тільки від вибору адгезивного матеріалу;

$m_0 = 0,125$ – середнє значення по відношенню до гіпотетичних величин [323].

При значеннях k , близьких до одиниці, змодельована протезна система МП безпосередньо близька до ідеалізації, при $k \gg 1$ – далека. При k , близьких до нуля, ефектом неоднорідності напружень необхідно знехтувати.

На базі 25 результатів експерименту за допомогою комп'ютерної програми для матеріала «Maxcem Elite» отримано:

$$K=4,4783E-01 \pm 5,267E-02$$

Для матеріала «Relux U 100» отримано значення:

$$K=4,7329E-01 \pm 5,728E-02$$

По відомому навантаженню F , що і використовується як гранично допустиме, ми визначаємо конфігурацію, по якій накладки протеза повинні фіксуватися до опорних зубів за функцією:

$$S = \tau^{-1}(\tau_{\max}) \quad (3.11),$$

де зворотна залежність означає значення (3.9) як рівняння відносно S . Значення завжди існує і завжди єдине, оскільки $\tau(S)$ – строго монотонна функція S на інтервалі від 0 до ∞ . Це рішення можливо виразити через формули Кардано, але вони громіздкі та незручні для програмування.

$$S = S_0(1 + 2p\sqrt{1 + 2p}) \quad (3.12),$$

де

$$S_0 = F/2\tau, \quad p = \frac{1}{4}l \cdot k\sqrt{\pi} \quad (3.13).$$

Тому, для більш точного розрахунку за формулою (3.11), при чому при будь-якому k треба вирішити нелінійне рівняння, що з будь-яким заданим наближенням проводиться за допомогою комп'ютерної програми.

Нагадаємо, що під площею адгезії прийнято розуміти конфігурацію плоскої проекції адгезивної площадки. Вважаючи форму зуба і форму адгезивної площадки наближено трапецієподібною, вирішимо задачу мінімізації периметра адгезивної площадки при її заданій конфігурації:

$$S = ab + \frac{b^2}{\operatorname{tg} \gamma} = \text{const} \quad (3.14),$$

де a, b - параметри, за рахунок яких проводиться мінімізація (b - висота, a - ширина площадки).

Вирішення цього завдання:

$$b = \sqrt{\frac{2s}{1 + \operatorname{tg}^{\gamma/2}}}, \quad a = \frac{S}{b} - \frac{b}{\operatorname{tg} \gamma} \quad (3.15)$$

В інших випадках якщо будь-який із знайдених розмірів a , b адгезивної площадки виявлявся більше її припустимих меж, то його корекцію проводили за рахунок збільшення іншого.

3.3. Результати визначення функціональних навантажень у фронтальній ділянці зубного ряду

Оскільки продукти харчування становлять інтерес за ступенем навантаження, яке потрібне при відкушуванні, візьмемо за зразок пропозиції [324], який запропонував класифікацію умовних скорочень харчових продуктів (табл. 3.1) та їх ранжування за навантаженням відкушування, отримане зіставленням вимірів для зразків з однотипними розмірами (табл. 3.2). Але, такий продукт, як цукор-рафінад, до таблиці не введений через його надмірну твердість, отже займає місце «0».

Місце продукту в таблиці відповідає його вибіркового середньому відповідно до замірів для ряду рівноцінних зразків.

Таблиця 3.1

Умовні скорочення харчових продуктів експериментальних даних [324]

КС - ковбаса сирокочена	СС - свинина смажена
КВ - ковбаса варена	СВ - свинина варена
СТ - сир твердих сортів	ГВ - горіх волоський
ХМ - хліб-м'якоть житній	ГЛ - горіх лісовий
ХК - хліб-кірка житній	ЯН - яблуко нормальної твердості
ЯС - яловичина смажена	СП - сухар пшеничний
ЯВ - яловичина варена	ЦР - цукор-рафінад

Таблиця 3.2

Експериментальні ранги продуктів, отримані їхнім упорядкуванням за величиною навантаження відкушування

Місце порядку упорядкування	3 зуба ВЩ		2 зуба ВЩ		1 зуба ВЩ	
	10-12мм	5-7мм	10-12мм	10-12мм	5-7мм	10-12мм
1	ГВ	ГЛ	СП	ГВ	ГЛ	СП
2	КС	СП	ГЛ	КС	СП	ГЛ
3	ЯС	КС	ЯС	ЯС	КС	ЯС
4	СВ	ХК	СС	СВ	ХК	СС
5	ХК	ЯС	КС	ХК	ЯС	КС
6	СП	СС	ХК	СП	СС	ХК
7	СС	СВ	СВ	СС	СВ	СВ
8	ЯВ	ЯВ	ЯВ	ЯВ	ЯВ	ЯВ
9	ГВ	ГВ	ГВ	ГВ	ГВ	ГВ

Згідно даних таблиці 3.2. серед досліджених продуктів виділено 4 кластери, які складаються з цукру-рафінаду (ЦР), горіха лісового (ГЛ), сухаря пшеничного (СП), де сума місць Сум=0 - 12, ковбаса сирокочена (КС) – свинини смаженої (СС), де Сум=22 - 32, свинина варена (СВ) – яблуко нормальної твердості (ЯН), де Сум=41 - 58, хліб-м'якоть житній (ХМ) – ковбаса варена (КВ), де Сум=71 - 72 (табл. 3.3).

Таблиця 3.3

Класифікація продуктів за навантаженням відкушування

Продукти	ЦР	СП	ГЛ	КС	ХК	ЯС	СС	СВ	ГВ	ЯВ	ЯН	ХМ	СТ	КВ
Сума	0	12	10	22	26	29	32	41	49	51	58	71	72	72
Клас	Небезпечні		Важкі				Середні				Легкі			

Примітка: Сума – сума місць, Клас – клас продукту відносно до навантаження відкушування.

Позначення «ВЩ» передбачає, що зразки розміщувались між зазначеним числом зубів ВЩ та їх антагоністами на НЩ.

У цій таблиці, як і надалі, використовуються такі скорочені позначення продуктів (табл.3.1).

При цьому маємо на увазі, що сума місць - випадкові величини, тому в остаточній класифікації немає сенсу звертати увагу на невеликі розбіжності цих величин. Замість цього були розглянуті представницькі вибірки зразків кожного продукту, які дозволили виявити для нього статистичну залежність навантажень відкушування від параметрів і отримати інтервальні оцінки навантажень відкушування.

Це дозволило, як показано нижче, уточнити межі початково виділених кластерів. Кластери з уточненими границями визначили 4 класи продуктів, як показано в 3-му рядку табл. 3.3.

Для твердотільних продуктів результати статистичного аналізу їх поводження при відкушуванні показані в табл. 3.4.

Таблиця 3.4

Статистичні характеристики відкушування продуктів, які виявили себе під навантаженням (Н) як тверді тіла

Продукти	3 зуба ВЩ, ширина 30-18 мм			2 зуба ВЩ, ширина 17-10 мм			1 зуб ВЩ, ширина 9-6 мм			Оцін- ка Мах Н на 2 зуби	Оцінка Мах Н на 1 зуб
	min	E	Max	min	E	Max	min	E	Max		
ГЛ	-	-	-	40	72,7	110	27	36,4	46	131	49
СП	75	145	215	100	160	220	50	90	130	229	132
ЦР	240	335	430	-	-	-	110	180	250	445	256

Особливістю твердих продуктів є те, що можна (на базі експериментальних даних) знехтувати товщиною зразка. При цьому можливо було очікувати, що навантаження відкушування приблизно пропорційне ширині зразка або кількості зубів. Для продукту ГЛ це виправдовується, а для СП і ЦР – ні. Тому оцінки для них формувалися більш обережно. Це пов'язане із великою неоднорідністю розподілу навантаження між зубами при твердій, але неоднорідній поверхні зразків.

У зв'язку з цим, рівно як і з великими абсолютними значеннями навантажень відкушування, продукти СР і СП доцільно віднести до окремого класу небезпечних продуктів, а ГЛ – до класу твердих.

Поміж розглянутого ГЛ, до класу важких природно відносити всі продукти з кластера КС - СС (див. табл. 3.3). Особливість продуктів цього кластера полягає в тому, що для них характерна регресія навантаження відкушування на величину добутку ширини зразка і його товщину. Цей факт був врахований при формуванні представницької вибірки 135 зразків твердих продуктів.

До неї приблизно з рівною частотою увійшли різні продукти, представлені зразками різних розмірів товщиною від 4 до 19 мм і шириною від 6 до 32 мм.

Розподілення по цій вибірці величини навантаження відкушування, перерахованій на один зуб, треба було б прийняти в ролі евристичної характеристики даного класу продуктів. Побудоване розподілення представлено гістограмою на рис. 3.5. Очевидна відсутність унімодальності в розподілі на рис. 3.5. підказує, що при формуванні вибірки порушений елемент представництва, тому що тверді продукти не утворюють групи об'єктивно близьких між собою продуктів. Відповідь можна знайти, якщо, наприклад, приєднати до класу важких продуктів СВ – найближчий із сусіднього кластера (див. табл. 3.3).

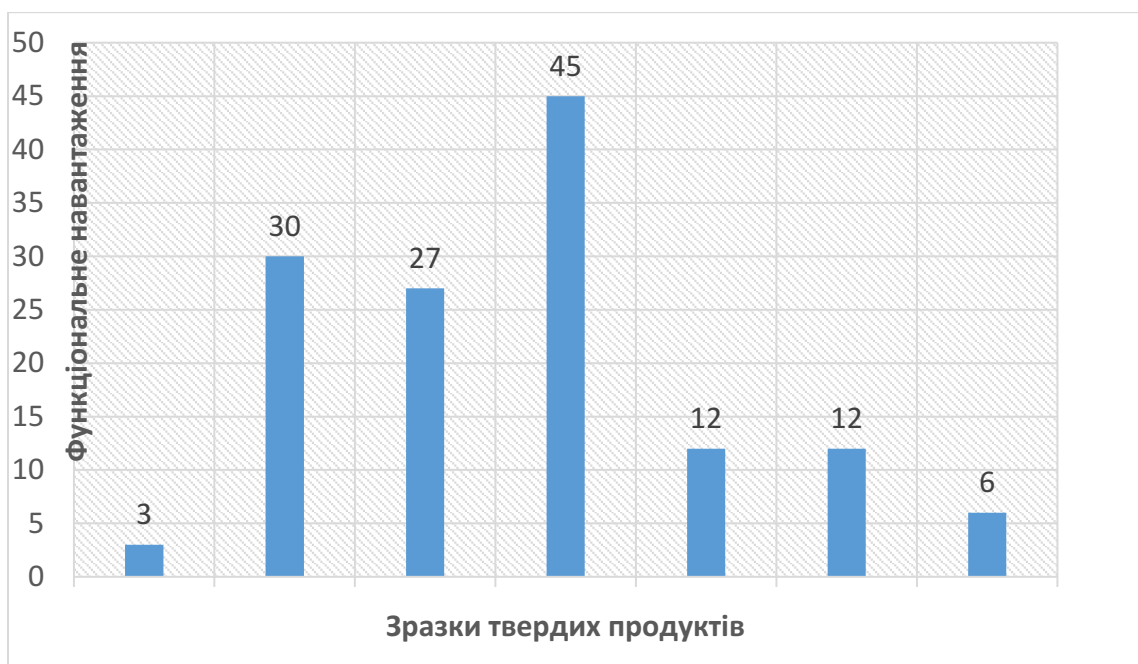


Рис. 3.5 – Гістограма частоти для навантажень відкушування за початковою вибіркою 135 зразків твердих продуктів

В наших експериментальних дослідженнях встановлено, що у 33% випадків навантаження відкушування для цього продукту коливалося навколо значення 15Н на один зуб, зближуючи його із продуктами середнього класу, в інших 67% випадків воно знаходилося в межах між 20 і 30Н, що відповідає інтервалу «провалу» (від 20 до 27 Н) на гістограмі (див. рис.3.5). Цим підтверджується, що СВ – відсутній елемент в ряді твердих продуктів, до яких його і відносимо остаточно, що показано на рис. 3.6.

Розширення початкової вибірки 135 зразків твердих продуктів за рахунок приєднання до неї 27 зразків продукту СВ робить емпіричне розподілення величини навантаження відкушування для цих продуктів унімодальним і набагато більш симетричним із параметрами:

$$E = 27, S = 10, \text{ де}$$

E – вибіркове середнє,

S – вибіркове стандартне відхилення.

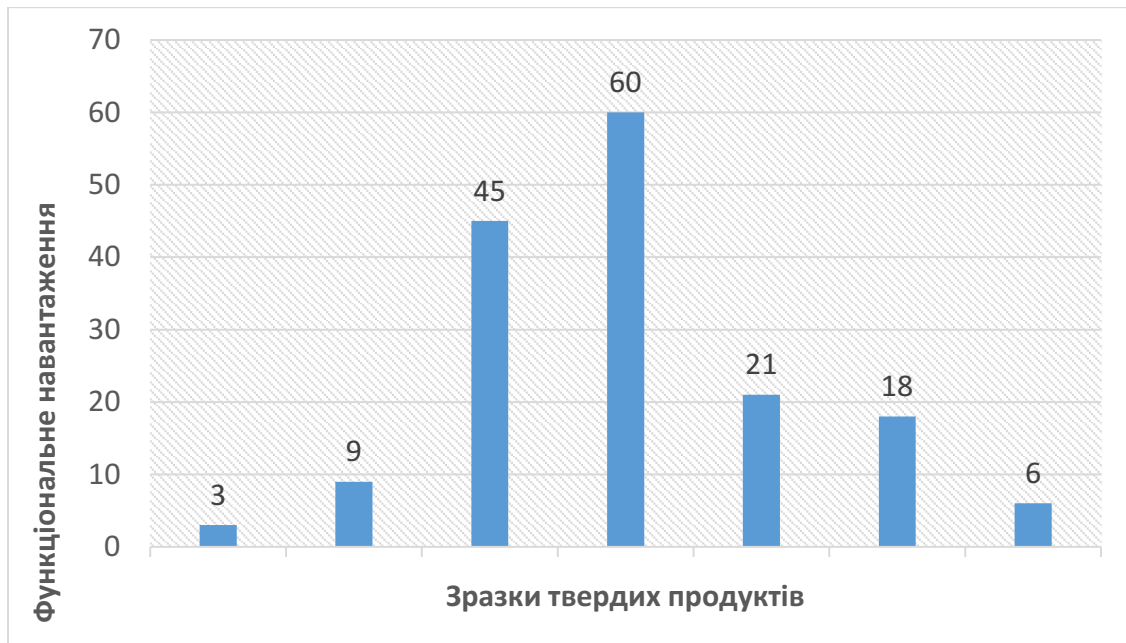


Рис. 3.6 – Гістограма частоти для навантажень відкушування за розширеною вибіркою $162=135+27$ зразків твердих продуктів

У реальному житті ми зустрічаємося із різноманітною сукупністю «зразків» твердих продуктів, і максимальне із зафіксованих нами навантажень відкушування серед 162 зразків, безумовно, менше максимуму по всій сукупності.

Для його оцінювання скористаємося «правилом трьох сигм». Воно на підставі дослідів вважається в прикладній математичній статистиці виправданим не тільки відносно до нормального розподілу (для них надійність складає 99,7%), але й відносно до будь-яких «слабко асиметричних унімодальних розподілів». Тому можна вважати, що

$$F_{\max} = 27 + (3 \times 10) = 57,$$

де $F_{\max}$ – оціночна верхня межа для навантаження важких продуктів, відносно 1 зуба фронтальної ділянки.

Розглянувши за аналогією інші класи, підсумок підіб'ємо у формі таблиці 3.5.

Таблиця 3.5

**Підсумки статистичного аналізу навантаження за представницькими
вбірками продуктів різних класів**

Клас продуктів	Об'єм вибірки	Діапазон, де знаходяться 75% найб.,	Оцінка матем. очікування $\pm$ стандарт.	Оцінка максимального значення
Тверді	162	21-51Н	27 $\pm$ 10Н	57 Н
Середні	33	5-21Н	10 $\pm$ 6Н	28 Н
Легкі	51	2-3,5Н	2,5 $\pm$ 1,1 Н	5,8 Н

Отже, основою достовірності результатів є ретельність дослідів, статистичного аналізу та адекватна логіка міркувань. При всьому цьому важливим показником достовірності, звичайно, є порівняння із незалежно отриманими результатами. У нашому випадку доводиться порівнювати не прямо, а за деякими гіпотетичними оцінками, виведеними з певних припущень про відомі оклюзійні сили та жувальні навантаження.

Використовуємо такі спільні положення:

- статичні сили прикусу та функціональні оклюзійні сили, які розвиваються при жуванні в динаміці, співвідносяться між собою як 10:1;
- оклюзійна сила обернено пропорційна відстані від навантаження, що передається на зуби та через певні потовщення на щелепах (контрфорси) до скронево-нижньощелепного суглобу та основу черепа, т.з. «гнатодинамометричний закон» Еккермана» [408].

Із небагатьох робіт, присвячених навантаженню в ділянці фронтальних зубів, відомо, що прямі вимірювання оклюзійних сил, діючих на зуби фронтальної ділянки НЩ, дають для цих сил інтервал від 267 до 312 Н/зуб. Вказане вище перше припущення дозволяє рахувати максимум функціональних

сил рівним 31 Н, що лежить між середнім значенням 27 Н для сил відкушування твердих продуктів в наших дослідках і зробленої нами оцінки максимуму цих сил – 57 Н.

Застосовуємо також дані про прямі виміри навантажень на жувальні зуби в процесі пережовування природних продуктів. Відомо, що в жувальних циклах максимальна діюча на зуби сила досягається швидкоплинно далеко не у всіх циклах і практично не перевершує 130 кг (приблизно 130 Н) [408]. У цій же роботі для цієї сили фігурує значення 35,57 кг (на прикладі жування горіха). Отже, прийmemo величину максимуму сили, що лежить в інтервалі 130-351Н. Надалі використовуємо факт, який легко перевіряється вимірюваннями НЩ, що відстань від другого моляра до скронево-нижньощелепного суглоба приблизно в 1,5 рази менша, ніж від цього суглоба до передніх різців. Отже, якщо навантаження відкушування в динаміці формувалося аналогічно до навантаження найсильнішого із жувальних циклів, то інтервал для максимуму сили відкушування ставав би рівним 87-234Н. Це відповідає (див. табл.3.4) діапазону максимальних навантажень відкушування твердих продуктів (49-256 Н).

Таким чином, наші результати, зумовлені лабораторним моделюванням відкушування їжі зубами фронтальної ділянки, відповідають дослідженням [324] і є співвідносними з тими гіпотетичними оцінками, які можна вивести, виходячи з раніше отриманих вимірювань сил в природних умовах, у тому числі, при природньому подрібненні їжі зубами бокових ділянок.

Лабораторні іспити зразків продуктів харчування на спеціально облаштованих стендах дозволили отримати достатній об'єм даних для достовірних оцінок вертикальних навантажень на зуби фронтальної ділянки зубного ряду при обережному відкушуванні різноманітної їжі. Це дозволяє зробити висновок.

1. За відношенням до навантаження, яке можуть витримати зуби фронтальної ділянки при відкушуванні, харчові продукти можна згрупувати у чотири класи: «надтверді», «тверді», «середні» і «легкі».

2. При обережному відкушуванні їжі, з точки зору безпеки ушкодження конструкції протеза, при разовому зусиллі «середні» і «легкі» продукти не заслуговують значної уваги.

3. Максимальне навантаження при відкушуванні їжі для «надтвердих» продуктів складає відповідно по 256 Н на один зуб і 445 Н – на два зуба, що необхідно враховувати при користуванні МПАФ, уникаючи руйнівної сили на АМП таких продуктів, як натуральні сухарі та цукор-рафінад.

4. Особливої уваги заслуговують «тверді» продукти, незважаючи на те, що максимальне навантаження на один зуб складає 57 Н і не доходить до порога міцності сучасних адгезивних фіксуєчих матеріалів та конструкцій. Цей орієнтир повинен бути врахований при плануванні конфігурації адгезивних накладок МП, які відновлюють малі включені дефекти зубного ряду у фронтальній ділянці [422].

3.4. Результати експериментального дослідження застосування запропонованого методу фіксації мостоподібних протезів методом адгезії із поєднанням методу механічного з'єднання

Ефективність запропонованого методу була перевірена в лабораторних умовах як для металевих, так і для пластмасових конструкцій. Основною метою проведення експерименту було дослідження якості полімеризації під металевою накладкою. Також порівняльно вивчалися показники руйнівної сили (кг), кількість випадків дефіциту адгезивного матеріалу, які визначали за наявністю незаповнених щілин між відпрепарованою оклюзійною площадкою та

внутрішньою поверхнею оклюзійної накладки МП. Результати таких досліджень наведені в таблиці 3.6.

Таблиця 3.6

Ефективність запропонованого методу для металевих і для пластмасових мостоподібних протезів адгезивної фіксації

Критерії	Дослідні групи			
	1	2	3	4
Кількість зафіксованих протезів	15	15	15	15
Значення руйнівної напруги (кг)	51±2,4	39±1,3	43±2,2	29±1,7
Випадки дефіциту фіксувального матеріалу під накладками	1	1	1	4
Випадки неповної полімеризації під накладками	0	0	2	0

Отже, за даними табл. 3.6 можна зробити наступні висновки. По-перше, в жодній групі не виявилось випадків неповної полімеризації, за винятком третьої групи. Природньо, це пов'язано з тим, що використана в ролі конструкційного матеріалу прозора пластмаса в другій та четвертій групі не є перешкодою для опромінювання світловим потоком фотополімерної лампи. Відмінність показників першої та третьої групи можна пояснити ефективністю подвійної полімеризації композиту та наявності додаткових ретенційних пунктів.

Помітне зростання показника руйнівної напруги у першій групі порівняно з третьою, та у другій порівняно з четвертою пояснюється підвищенням механічної ретенції завдяки запропонованими нами методами фіксації. Загальна ж перевага показників міцності фіксації в досліджуваних групах, в яких використовувалися металеві каркаси (1 та 3 гр.) над показниками груп 2 та 4 є, по-перше, наслідком вищої жорсткості металу та твердості як конструкційного матеріалу, по-друге, пластмаса має таку негативну якість, як водопоглинання (набухання), що призводить до порушення крайового прилягання.

Додаткові ретенційні пункти, які утворюються на адгезивних накладках завдяки спеціальній підготовці опорних зубів у металевих в першій та третій групах, незалежно від методу їх виготовлення не впливає на кількість випадків дефіциту фіксувального матеріалу (тобто порушення рівномірного розподілу фіксувального матеріалу при позиціюванні протеза, що візуально визначається як виникнення порожнин, щілин тощо). Значне зростання кількості випадків дефіциту під адгезивними накладками в четвертій групі пояснюється відсутністю додаткової ретенційної опори, згідно з методикою виготовлення пластмасових протезів в цій групі.

Отже, на базі проведення експериментальних досліджень можна зробити висновки про доцільність застосування запропонованого методу фіксації і підготовки опорних зубів як для металевих, так і для пластмасових МП.

3.5 Вивчення фізико-механічних властивостей самопротравлювального самоадгезивного композитного цементу «Maxcem Elite» як фіксувального матеріалу

Результати вивчення фізико-механічних властивостей самопротравлювального самоадгезивного композитного цементу для непрямих реставрацій «Maxcem Elite», Kerr, Каліфорнія, США викладені у табл.3.7.

“Maxcem Elite” належить до самопротравлюючих самоадгезивних композитних цементів подвійної фіксації, які мають цілий ряд позитивних якостей, таких як високі фізико-механічні властивості, добрі естетичні показники, рентгенконтрастність.

Таблиця 3.7

Фізико-механічні показники матеріалу “ Maxcem Elite ” та їх відповідність до вимог

№ з/п	Вид випробувань	ISO 4049-2009 ДСТУ 31578-2012	Результати випробувань дослідних зразків матеріалу “ Maxcem Elite”	Висновок про відповідність ТУ
1.	Зовнішній вигляд пасти	Високов’язка, однорідна, без сторонніх включень	Високов’язка, однорідна, без сторонніх включень	Відповідає
2.	Глибина твердіння, мм, не менш	2	4,62±0,25*	Відповідає
3.	Зовнішній вигляд і колір полімеризату	На поверхні відсутні сторонні включення. Колір відповідає розколірці Vita	На поверхні відсутні сторонні включення. Колір відповідає розціці Vita	Відповідає
4.	Діаметральна міцність, МПа, не менш	34	47,34±2,64*	Відповідає
5.	Конічна точка текучості за Хепплером, МПа, не менш	700,0	1514,72±80,3*	Відповідає
6.	Твердість за Хепплером, МПа не менш	450,0	754,66±42,3*	Відповідає
7.	Водопоглинання за 7 діб мкг/мм ³ , не більш (ДСТУ 31574-2012)	не більше 40 мкг/мм ³	7,34±0,32*	Відповідає
8.	Водорозчинність за 7 діб мкг/мм ³ , не більш	5,0	4,23±0,17*	Відповідає
9.	Міцність на відрив, МПа, не менш	3,5	5,32±0,27*	Відповідає
10.	Адгезивна міцність до металу, МПа	> 5	17,31±0,54*	Відповідає
11.	Адгезивна міцність до дентину, МПа	> 5	24,00±0,94*	Відповідає
12.	Адгезивна міцність до емалі, МПа	> 5	22,00±0,73*	Відповідає
13.	Рентгенконтрастність	Густина почорніння рентгенівського зображення зразка повинна бути меншою густини почорніння рентген.	Густина почорніння рентгенівського зображення зразка менша густини почорніння рентген. зображення	Відповідає

		зображення пластинки алюмінію	пластинки алюмінію	
--	--	-------------------------------------	-----------------------	--

Примітка *-результат достовірний ($p < 0,05$) відносно вимог ТУ.

Перевага даного типу полімеризації полягає в надійності і дозволяє лікарю ретельно видалити надлишки фіксувального матеріалу вже на стадії гелю до затвердіння за допомогою фотополімерної лампи. Друга перевага його в тому, що в складі відсутній адгезив, що зменшує вірогідність токсичних проявів з боку пульпи та тканин пародонта. Повна відповідність кольорів матеріалу “Maxcem Elite” за шкалою Vita дозволяє провести протезування МП у фронтальній ділянці зубного ряду без порушення норм естетики. Завдяки експериментальному підбору компонентів та їх співвідношенню у запропонованому матеріалі поєднуються висока в’язкість полімерної матриці, низька дисперсність наповнювача, що забезпечує йому високу пластичність. Це дозволяє отримувати тонкий прошарок матеріалу між адгезивною накладкою та твердими тканинами зуба.

Висока міцність з’єднання з твердими тканинами зуба, що в 1,6 разів перевищує вимоги, в поєднанні з високим рівнем міцності на відрив, що в 1,52 рази перевищує вимоги, дозволяє отримати надійну фіксацію з металевою поверхнею, що є необхідною умовою при застосуванні даного виду протезування. Велике значення глибини твердіння (4.6 мм) розширює можливості застосування МП з металевими каркасами завдяки проведенню повноцінної полімеризації за рахунок подвійної фіксації компомером та механічної ретенції. Із наведених даних видно, що практично всі характеристики “Maxcem Elite” відповідають вимогам ДСТУ 31578-2012. Проведені дослідження дозволяють зробити висновок про можливість застосування самопротравлювального самоадгезивного композитного цемен-ту для непрямих

реставрацій «Maxcem Elite», Kerr, Каліфорнія, США в ролі фіксувального при застосуванні адгезивних конструкцій.

3.6. Порівняльна характеристика фізико-механічних показників самопротравлювального самоадгезивного композитного цементу для непрямих реставрацій «Maxcem Elite» та його аналогів

Для комплексної перевірки позитивної характеристики композитного матеріалу самопротравлювального самоадгезивного композитного цементу для непрямих реставрацій «Maxcem Elite», Kerr, Каліфорнія, США ми дослідили та порівняли його з аналогами: «Bifix QV», VOCO, Cuxhaven, Німеччина, «Relyx U 100», 3M ESPE, Міннесота, США. Результати первинної статистичної обробки отриманих експериментальних даних наведені у табл.3.8.

Таблиця 3.8

Зведена таблиця основних фізико-механічних показників композитного матеріалу “Maxcem Elite” та його аналогів

№ з/п	Показник і його позначення, одиниця виміру, уточнення	Середнє значення та стандартне ухилення для матеріалу		
		“Maxcem Elite», Kerr, Каліфорнія, США	Bifix QV», VOCO, Cuxhaven, Німеччина	Relyx U 100», 3M ESPE, Міннесота, США
1.	Зовнішній вигляд пасти	Високов'язкі, однорідні	Високов'язкі, однорідні	Високов'язкі, однорідні
2.	Глибина твердіння, мм, не менш (<i>H</i>)	4,62±0,25*	5,4±0,27	5,3±0,26
3.	Діаметральна міцність, МПа (<i>D</i>)	47,34±2,64*	44,1±2,2	44,0±2,2
4.	Конічна точка плинності за Хепплером, МПа, не менш (<i>C</i>)	1514,72±80,3*	1476,5±73,8	1489,3±74,5

5.	Твердість за Хепплером, МПа, не менш(<i>S</i>)	784,66±42,3	732,6±36,6	756±37,8
6.	Водопоглинання за 7 діб, мкг /мм ³ , не більш(<i>W</i>)	7,34±0,32	7,6±0,38	7,2±0,36
7.	Водорозчинність за 7 діб мкг /мм ³ , не більш(<i>U</i>)	4,23±0,17*	3,2±0,16	3,1±0,16
8.	Адгезивна міцність, МПа, не менш (<i>A</i>)	17,31±0,54*	7,1±0,36	7,92±0,4
9.	Міцність на відрив, МПа, не менш(<i>R</i>)	5,32±0,27*	4,6±0,23	5,0±0,25

*-достовірна відмінність ($p < 0,05$) «Maxcem Elite» порівняно із кращим аналогом.

Усі досліджувані матеріали під час випробувань показали себе як високов'язкі, однорідні пасти, в яких відсутні будь-які сторонні домішки та включення. Якщо середнє значення певного показника для матеріалу з номером k дорівнює P_k , то індекс I_k стосовно кращого середнього значення визначимо так:

$$I_k = \frac{P_k}{\max P_i} \quad \text{або} \quad I_k = \frac{\min P_i}{P_k} \quad (3.1)$$

залежно від того, чи якість матеріалу прямо залежить від даного показника, або вона при зростанні показника падає. Так, ми бачимо, що за середнім за випробуваннями показником глибини твердіння ($\bar{H} = 4,6_{\text{мм}}$) матеріал “Maxcem Elite” поступається іншим: матеріалу Bifix QV на 14,9% та Relyx U 100 на 13,3%.

Таблиця 3.9

Результати статистичного аналізу порівнянь фізико-механічних показників матеріалу “Maxcem Elite” та його аналогів за критерієм Манна-Уїтні

Показники	Рівень значущості p
$H_{\text{Maxcem Elite}}$ та H_{Relix} (порівняння з найменшим значенням)	$2,6 \pm 10^{-6}$
$D_{\text{Maxcem Elite}}$ та D_{Bifix} (порівняння з найкращим значенням)	$7,0 \pm 10^{-8}$
$C_{\text{Maxcem Elite}}$ та C_{Relix} (порівняння з найкращим значенням)	0,0011
$S_{\text{Maxcem Elite}}$ та S_{Relix} (порівняння з найкращим значенням)	$9,2 \pm 10^{-5}$
$A_{\text{Maxcem Elite}}$ та A_{Relix} (порівняння з найкращим значенням)	$1,110^{-13}$
$C_{\text{Maxcem Elite}}$ та C_{Relyx} (порівняння з найкращим значенням)	0,0011
$R_{\text{Maxcem Elite}}$ та R_{Relyx} (порівняння з найкращим значенням)	0,013

Це суттєво не впливає на якість з'єднання адгезивної конструкції з твердими тканинами зуба, особливо завдяки розробленій нами методиці препарування опорних зубів.

З іншого боку, за середнім значенням показника діаметральної міцності ($\bar{D} = 53,2$ МПа) досліджуваний матеріал “Maxcem Elite” кращий за Bifix QV на 17,2%, краще за Relyx U 100 на 17,3%. Порівнюючи ці та інші фізико-механічні властивості матеріалів за середніми показниками, потрібно брати до уваги випадковий характер цих величин. З табл. 3.9 видно, що відмінність показників матеріалу “Maxcem Elite” від аналогів підтверджується на дуже високому рівні значущості.

Тому стверджувати рівень достовірності цих порівнянь можна лише за допомогою проведення відповідного статистичного аналізу. Жодна з вибірок, що аналізувалися, не була вибіркою з нормально розподіленою генеральною сукупністю (за критерієм Колмогорова-Смірнова), тому у наших розрахунках ми використовували методи непараметричної статистики.

Отримані результати стосуються усіх порівнянь матеріалу “Maxcem Elite” за показниками, що внесені до таблиці 3.9. Наприклад, ми дійшли до висновку (див. табл. 3.8) про високу достовірну перевагу за показником конічна точка плинності за Хепплером над кращим з порівняних матеріалів Relyx U 100 ($C = 1489,3 \pm 74,5$ МПа). Оскільки він кращий, то перевагу матеріалу “Maxcem Elite” над іншими можна стверджувати на ніяк не меншому рівні достовірності. Щодо співставлення показників водопоглинання, водорозчинності та міцності на відрив ситуація виявилася протилежною.

Вивчення рівня водопоглинання свідчить про вірогідну відсутність варіабельності показника досліджуваного матеріалу порівняно з порівнюваними аналогами. Значення показника водорозчинності усіх досліджуваних композитів практично не відрізняються від значення “Maxcem Elite” (в межах $2,5 \pm 0,1$ %) і відповідають вимогам ISO 4046. Ці висновки підтверджуються й статистично, бо жоден із застосованих критеріїв не вказував на наявність ймовірних відмінностей. Зазначимо, що останні два показники впливають на стабільність клейового шва та на токсичний вплив на організм людини.

Серед найважливіших міцнісних характеристик, які висуваються до фіксувальних матеріалів, є адгезивна міцність з'єднання з твердими тканинами зуба та міцність на відрив. За показником адгезивної міцності з'єднання з твердими тканинами безперечним лідером виявився “Maxcem Elite”, який за порівнянням середніх значень вимірювань перевершує Bifix QV на 37,2% та Relyx U 100 на 30%, причому, згідно з табл. 3.9, рівень значущості переваги дуже високий ($P < 0,001$). Щодо показника міцності на відрив, то він видавався приблизно однаковим у “Maxcem Elite” $5,32 \pm 0,27$ Мпа та Relyx U 100 $5,0 \pm 0,25$ Мпа та кращим на 13,6% по відношенню до Bifix QV. Але, як видно з табл. 3.9, перевагу “Maxcem Elite” стосовно до Relyx U 100 можна стверджувати на задовільному рівні значущості $p < 0,01$. Високий рівень показників адгезивної міцності з'єднання із твердими тканинами зуба та міцності на відрив забезпечує

надійність та тривалість з'єднання системи емаль-композит-метал. Таким чином, на базі проведення експериментальних досліджень і статистичного аналізу їхніх результатів нами обґрунтовано такі висновки.

Показники матеріалу «Махсем Elite» загалом аналогічні до показників аналогів, що вказує на високий ступінь конкурентоздатності досліджуваного матеріалу. Результати досліджень доводять, що досліджуваний композитний матеріал «Махсем Elite» за основними параметрами відповідає аналогам, за більшістю показників поєднує в собі кращі їхні характеристики, а за деякими з них демонструє кращі показники (див. табл. 3.8). А саме: помітно посилена адгезивна міцність з'єднання з твердими тканинами зуба та краща міцність на відрив надають можливість вигідно використовувати композитний матеріал «Махсем Elite» для фіксації адгезивних конструкцій.

Отже, на основі результатів комплексної порівняльної характеристики фізико-механічних властивостей досліджуваних композитних матеріалів можна дійти висновку, що цей матеріал можна запропонувати до клінічного застосування, а саме при фіксації МП, що є методом вибору при лікуванні малих включених дефектів зубних рядів як у фронтальній, так і бічній ділянці. Показник товщини плівки (мкм) згідно лабораторних досліджень Relyx U 100» та «Bifix QV» має значення, нижчі стандартних, рекомендованих ISO. «Махсем Elite» відповідає мінімальній границі показників, що становить $25,7 \pm 2,9$ мкм.

Наведені у даному розділі результати дослідження були опубліковані у друкованих працях:

1. Янішен ІВ, Герман СА, Ярина ІМ, Сідорова ОВ, Сорохан ММ Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей стоматологічних цементів для постійної фіксації ортопедичних конструкцій. *Український журнал медицини, біології та спорту*. 2018;6(15):240-244. doi: <https://doi.org/10.26693/jmbs03.06.240> (Вітчизняна стаття в фаховому

виданні).

2. Sorokhan M, Belikov A, Belikova N, Belikova L Comparative characteristics of the physical and mechanical properties of the self-etchchangeable self-adhesive composite cement for indirect restorations "Maxcem EliteTM". In: *of the 12th International scientific and practical conference. Dynamics of the development of world science*. 2020; Vancouver, Canada. 104-110. URL: <https://sci-conf.com.ua>

3. Sorokhan M, Belikov A, Belikova N, Belikova L Comparative characteristics of the physicomechanical properties of self-etching selfadhesive composite cement for indirect restorations of "Maxcem Elite" with analogues, as a fixing material for bridges of adhesive fixation. In: *of the 1st International scientific and practical conference. Fundamental and applied research in the modern world*. 2020; Boston, USA. 16-24. URL: <https://sci-conf.com.ua>

4. Belikov O, Sorokhan N, Belikova N, Roshchuk O, Vatamaniuk N Comparative characteristics of the physicomechanical properties of self-etching self-adhesive cements for indirect restorations *Journal of social sciences, nursing, public health and education*. 2021; 1: 5-10.

5. Belikov AB, Belikova NI, Sorokchan MM Спосіб підвищення міцності адгезивної фіксації мостоподібних протезів до твердих тканин опорних зубів In: *Innovative approaches to personal development and health improvement*. Monographic series «European Science». Book 4. Part 10. 2021; ScientificWorld-NetAkhatAV, Karlsruhe, Germany: 162-168. DOI:10.21893/2709-2313.2021-04-10-038 <https://www.sworld.com.ua/index.php/kongress/collectiv-monograf/arhiv-mono-ua/apr2021>

6. Sorokhan MM Evaluation of physic-mechanical properties of orthopedic structures in a corporative perspective. В: *Матеріали 100-ї підсумк. конф. проф-викл. персон. вищого держав. навчальн. закладу України «Буковинський державний медичний університет», присвяч. 75-річчю БДМУ*; 2019 Лют 11,

13, 18; Чернівці. Чернівці; Медуніверситет, 2019, с.381-2.

7. Сорохан ММ, Беліков ОБ, Белікова НІ, Белікова ЛО Аналіз фізико-механічних властивостей композитного матеріалу - Maxcem Elite TM у порівняльному аспекті з фіксуючими матеріалами для непрямих реставрацій. In: *Materials of the 7th International scientific and practical conference. Eurasian scientific congress*. Barca Academy Publishing. Barcelona, Spain; 2020. Barcelona, 2020, p. 94-98. URL: <https://sci-conf.com.ua>

8. Sorokhan MM, Belikov OB, Belikova NI Comparative characteristics of physical and mechanical properties of fixing materials for indirect restorations. In: *Materials V International Scientific-Practical Conference with international participation. Natural Science Readings*; 2020 May 28-30; Bratislava; Bratislava, 2020, p 26-28.

9. Sorokhan MM, Belikov OB, Belikova NI Advantages of application for fixing of fixed structures of self-etching self-adhesive composite cement for indirect restorations "Maxcem Elite". In: *Materials V International Scientific-Practical Conference with international participation. Natural Science Readings*; 2020 May 28-30; Bratislava; Bratislava, 2020, p 28-30.

10. Патент на корисну модель № 148439 (Україна), МПК А61С 7/16 (2006.01); А61С 13/23 (2006.01) Спосіб виготовлення мостоподібних протезів адгезивної фіксації. Сорохан ММ, Беліков ОБ, Палійчук ВІ, Рожко ММ, Палійчук ІВ винахідники; заявник і патентовл. № заявки u202006613; заявл. 15.10.2020; опубл. 11.08.2021, Бюл. № 32. 7 с.

РОЗДІЛ 4

РЕЗУЛЬТАТИ КЛІНІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Ортопедичне лікування пацієнтів із включеними дефектами зубного ряду на обох щелепах у фронтальній та бічній ділянках ми проводили на клінічній базі кафедри ортопедичної стоматології Буковинського державного медичного університету», яка розташована в НЛЦ «Університетська клініка» м. Чернівці (директор – к.мед.н. Максимів О.О.). Результати досліджень та лікування заносились у медичну картку стоматологічного пацієнта (облікова форма 043/0).

Після одержання паспортних даних проводили опитування пацієнта, яке містило дані загального анамнезу та анамнезу його захворювання. Вивчаючи

загальний анамнез, з'ясовували скарги хворого, перенесені хвороби, стан шлунково-кишкового тракту. Найбільш поширеними скаргами були скарги на косметичний дефект (82%) через відсутність зубів у фронтальній ділянці, утруднене відкушування їжі (44%), порушення дикції (25%). Із анамнезу з'ясовували причини відсутності зубів, строки їх втрати. Об'єктивне обстеження розпочинали із зовнішньоротового огляду, звертали увагу на симетричність і пропорційність обличчя. Потім проводили дослідження опорних зубів, визначали розмір дефектів зубних рядів, а також взаємовідносини між зубами-антагоністами та вид прикусу з послідуочим оглядом слизової оболонки порожнини рота та кісткову основу жувального апарату. Під час дослідження опорних зубів звертали увагу на їх стійкість в зубному ряді, контакт з поруч стоячими зубами, наявність або відсутність діастеми та трем, стан періапикальних тканин, стан міжзубних перегородок, ступінь атрофії альвеолярного відростка ВЩ чи альвеолярної частини НЩ, щоб вирішити питання щодо можливості фіксації адгезивної конструкції. Формування кінцевого діагнозу проводили на основі етіології даного захворювання, ступеня порушення втрати жувальної активності. Враховували також косметичний фактор та порушення чіткості вимови. Клінічна картина в діагнозі подавалася шляхом обліку тільки тих особливостей дефекту зубних рядів, які впливали на вибір конструкції протеза: визначалася протяжність та топографія дефекту, характер взаємовідносин із антагоністами. Після дослідження хворого визначався обсяг і характер підготовки ротової порожнини рота до протезування. Від правильності її проведення значною мірою залежала успішність подальшої роботи. Пацієнти, які потребували усунення аномалій окремих зубів або прикусу, були скеровані до ортодонта. Як опори для фіксації МП ми використовували стійкі зуби без ознак запалення маргінального пародонта.

Подальше обстеження хворих нами проводилося в динаміці після ортопедичного лікування в терміни 3, 6, 12, 18 місяців. У плані прогностичних

ознак акцентували увагу на таких індикаторах: наявність вторинного карієсу, зміна кольору, розцементування, наявність тріщин, порушення анатомічної форми, поломка МП. Як показують результати дослідження, які співпадають із даними літератури, період адаптації до цих конструкцій в середньому складає 5-7 днів.

4.1. Результати клінічного застосування запропонованого методу розрахунку конфігурації фіксувальних елементів мостоподібних протезів адгезивної фіксації

Позитивний клінічний ефект застосування запропонованого методу на основі біомеханічних розрахунків оптимальної конфігурації та зони ретенції для фіксації МП був перевірений нами на базі вивчення даних отриманих при порівнянні результатів усіх підгруп І-ї групи.

У цій групі нами було проведено лікування суцільнолитими метало-адгезивними МП, облицькованими керамікою, - 75 пацієнтів (група І), з них 42 жінки та 33 чоловіків у віці від 20 до 44 років (див. таблиця 2.2). При їх обстеженні були виявлені функціональні анатомічні та естетичні порушення. До першої контрольної підгрупи 1А було залучено 27 (17,19%) пацієнтів, до підгрупи 1В залучили 23 (14,64%), яким розподіл і біомеханічне планування конструкцій здійснювалось звичайним методом із урахуванням кривизни оральної поверхні опорних зубів (див. таблиця 2.3). До контрольної підгрупи 1С віднесено 26 (16,56%) пацієнтів, яким підготовку опорних зубів проводили за авторською методикою із біомеханічним розрахунком конфігурації розташування оклюзійних накладок. До другої (ІІ) і третьої (ІІІ) групи дослідження було залучено пацієнтів із приблизно однаковою кількістю, яким препарування зубів проводили за авторською методикою, а в якості фіксуючих матеріалів були використані «Relyx U 100», 3М ESPE, Мінесота, США та «Maxcem EliteTM», Kerr, Каліфорнія, США.

Для групи пацієнтів, яким розрахунок адгезивних поверхонь здійснювався відповідно до формул на комп'ютері, межа адгезивної площадки окреслилася на міліметровому папері. Поверх отриманої таким чином фігури ми укладали пластинку бюгельного воску. Вирізали з неї скальпелем по видимій крізь віск лінії межі отримання репродукції. Отримання, за вище зазначеною методикою, воскової репродукції каркасу розташовували на моделі з оральних поверхонь опорних зубів. За існуючими нормами ортопедичного протоколу, краї площадки повинні відступати від верхнього краю зуба та ясеневого краю не менш 1,0 мм. Кінцеве моделювання репродукції проводилося за загальноприйнятою методикою.

Моделювання адгезивних накладок проводилося нами наступним чином. За отриманими негативними відображеннями зубних рядів відливалися гіпсові моделі. На оральних поверхнях опорних зубів, відступивши від ріжучого та ясеневих країв 1,0 мм, окреслювали межі накладок, що покривають їх у різному ступені. Зважаючи на це, оклюзійні накладки обіймали до 100% корисної конфігурації. Але більш ніж у половині випадків, а саме в 12, виявлялося, що без погіршення для міцності та з явною перевагою для комфортного відчуття протезуємої конструкції у ротовій порожнині пацієнта конфігурацію накладки можна було б помітно зменшити, а її форму округлити. Спочатку на цю обставину не звернули уваги як на цілком природне. Однак, згодом, приступивши до статистичного аналізу, прийшли до висновку, що для забезпечення статистичної однорідності контрольну групу необхідно розділити на дві підгрупи: 1А та 1В, (див. табл. 2.2). Тобто, для об'єктивної характеристики прагненням стоматолога забезпечити максимальну міцність за рахунок збільшення конфігурації адгезії (1А підгрупа), або прагнули, наскільки це здавалося можливим, зменшити конфігурацію, підвищуючи ступінь комфортності відчуття і покращуючи гігієнічний догляд за ротовою порожниною.

Через 3 місяці після фіксації із 26 пацієнтів підгрупи 1С, що з'явилися на контрольне обстеження, в одному випадку було виявлене порушення фіксації протезів на опорному зубі. Це було результатом погрішностей застосування композитного матеріалу. Після усунення виявлених недоліків проведена повторна фіксація, і ускладнень надалі не спостерігалось. У контрольних підгрупах 1А та 1В, де була можливість спостереження за 18 хворими, через 3 місяці повне розцементування було виявлено в двох випадках (друга підгрупа), ще в одному випадку (у першій підгрупі) пацієнт висував скарги на незручність користування протезом, через великі розміри оклюзійної накладки.

Через 6 місяців в одного з 26 пацієнтів підгрупи 1С, що з'явилися, виявлено розцементування, як результат недотримання рекомендацій з користування протезом (вживання «надтвердих продуктів» [127]). Після повторної фіксації протеза пацієнт скарг не висував. У контрольних підгрупах через 6 місяців у трьох пацієнтів із 26, які з'явилися на огляд, виявлено часткове розцементування (по підгрупах: 1 з першої, 2 із другої). Зазначеним пацієнтам проведено повторної фіксації та надано повторні рекомендації.

Через 12 місяців зареєстровано два випадки розцементування із 20 пацієнтів досліджуваної підгрупи, що звернулися на консультативний огляд, а у контрольних підгрупах - п'ять із 19 (по підгрупах: два з першої, три із другої). Відзначимо, що протягом усього періоду спостережень за використанням МП у жодній з підгруп запалень ясеневого краю не виявлялося. Естетичні, функціональні і гігієнічні результати протезування задовільнили клінічний прогноз.

Загальна кількість зареєстрованих ускладнень у період 18-місячного використання, в підгрупі з розрахунком конфігурації, виявилась удвічі меншою, ніж кількість ускладнень підгрупах першої групи. Тлумачення таких цифр, на користь переваг запропонованого нами методу розрахунку може викликати

резонні заперечення з боку фахівців зі статистичної обробки даних. Тому був проведений ретельний статистичний аналіз.

Досліджувана (в даному контексті) підгрупа (1С) повинна порівнюватися окремо з двома контрольними підгрупами (1А та 1В). Метою порівняння з першою – перевірка статистичної вірогідності того факту, що в середньому більші (на 23%) конфігурації адгезії в контрольній групі не забезпечили їй перевагу по міцності конструкції. У другій контрольній підгрупі площа адгезії проектувалася за числом середнього значення і як виявилось, на 9% менша, ніж у пацієнтів досліджуваної підгрупи, а форма адгезивної площадки теж визначалася довільною. Мета порівняння з даною підгрупою – перевірка статистичної ймовірності того факту, що протези в досліджуваній групі фіксувалися краще, аніж у контрольній підгрупі.

Відзначимо, що хоча не в усі контрольні терміни пацієнти прибули для огляду, проте, усі пацієнти контрольної групи були оглянуті через 18 міс після проведеного ортопедичного лікування, крім одного, який, однак, прибував через 3 і 6 місяців, а через 18 заявив по телефону, що претензій не має і на огляд не прийде. У досліджуваній підгрупі 1В один пацієнт випав з поля зору протягом перших трьох місяців через відсутність на теренах України. Після 12 місяців цей результат лікування міг виявитись як позитивним, так і негативним. Але для надійності оцінки - зарахували цей випадок як негативний. Досліджуючи питання надійності фіксації конструкції, ми не повинні враховувати при аналізі скарги на розмір адгезивної накладки як негативний результат. З урахуванням зроблених зауважень таблиці для статистичного аналізу мають наступний вигляд (табл. 4.1 і 4.2).

Таблиця 4.1

Спряженість методу добору конфігурації адгезивних площадок на опорних зубах до конфігурації оклюзійних накладок МП (розрахункова чи максимальна) відповідає даним, наведеним у таблиці відповідно:

Показники	Порушень фіксації немає	Фіксацію порушено	Всього
Площа накладок розрахункова	16	5	21
Площа накладок максимальна	6	3	9
Разом	22	8	30

Таблиця 4.2

Спряженість методу добору конфігурації адгезивних накладок до конфігурації оклюзійних площадок на опорних зубах (розрахунок чи довільний вибір) з порушеннями фіксації протеза:

Показники	Порушень фіксації немає	Фіксацію порушено	Загалом
Адгезивна площадка розрахована	16	5	21
Площадка проектувалася довільно	5	7	12
Загалом	21	12	33

З погляду стандартного підходу до статистичного аналізу результатів, визначеним утрудненням є та обставина, що розміри досліджуваних вибірок невеликі. Тому, був застосований «точний» тест Фішера-Ірвіна [411].

На базі даного критерію різницю у результатах лікування в досліджуваній підгрупі 1С і 1А не можна визнати статистично помітною – ймовірність помилки при визначенні різниці помітною складає $p=0,67$. Ця ймовірність надто велика, і можна припустити, що підгрупи 1А та 1С – це вибірки з однієї статистично однорідної сукупності. Цим зміцнюється впевненість у допустимості зменшення конфігурації адгезивних накладок, коли вона впливає з розрахунку за поданими вище формулами. Варто зазначити, що проведені розрахунки зменшеної величини накладок є результативнішими, ніж при використанні максимальних площ. Можна було б запідозрювати, що необхідність застосування більш складної і пов'язаної з ретельним розрахунком методики протезування, яка

призвела б до максимальної мобілізації уваги лікаря-ортопеда і допоміжного персоналу та додатково поліпшила б результати протезування, роблячи порівняння першої та третьої підгруп некоректним. Проте, результат за тестом Фішера-Ірвіна відносно до табл. 4.1 вказує, що результати дещо кращі в досліджуваній групі 1С у порівнянні з першою контрольною підгрупою і не є цілком ймовірною випадковістю.

Отже, враховуючи вище обґрунтоване твердження, необхідно продовжити порівняння з результатами протезування в контрольній підгрупі (1В) та у 1С, перейшовши до табл. 4.2. Тепер критерій перевірки рівності ймовірностей порушення фіксації протезів у пацієнтів цих двох підгруп показує, що гіпотеза про таку рівність може відкидатися при рівні значимості, тобто ризику помилки $p=0,067$. Це (6,7%) високий рівень, тобто кращі результати в досліджуваній підгрупі треба вважати не випадковими.

Це дає підставу остаточно зробити висновок про переваги застосування і доцільності більш широкого впровадження запропонованого нами і математично обґрунтованого методу визначення конфігурації та форми адгезивних накладок МП для зубів як фронтальних, так і бічних ділянок верхньої та НЩ.

Отже, розрахунок поверхні адгезивних накладок в клініці проводився наступним чином (пояснимо на прикладі).

Один з наших пацієнтів мав включений дефект зубного ряду - відсутність 41 зуба. Протяжність дефекту (відстань між осями обмежуючих зубів) 9 мм. Оцінка максимального навантаження жування відповідно до даних роботи [127] приймалася на рівні від 57Н до 60Н. Використовуючи загальноприйнятий коефіцієнт запасу міцності 1,5, необхідно забезпечити, щоб критична величина навантаження на ортопедичну конструкцію не перевищувала 90Н. У якості фіксувального матеріалу був використаний «Maxcem Elite», міцність на відрив якого складає: $\tau_{\max} = 5,32 \pm 0,27$ МПа. Експериментально визначений коефіцієнт:

$k=0,447$. Застосовуючи комп'ютерну програму, ми в результаті отримали, що площа адгезивного шару на кожному зубі повинна дорівнювати $10,2 \text{ мм}^2$. Ми оцінили величину tgu для даного пацієнта приблизно рівну 4. Тоді, відповідно до формули (3.15) параметри геометричної фігури складають: $b = 3,2 \text{ мм}$, $a = 3,1 \text{ мм}$. В інших випадках, якщо якийсь із знайдених розмірів a , b адгезивної площадки виявлявся більше її припустимих границь, то його корегували, відповідно збільшивши іншу. Це залежить від розміру та конфігурації опорних зубів.

Отже, аналізуючи отримані дані, стверджуємось у висновку, що за результатами ортопедичного лікування, застосування МП, які розраховані за нашим методом, не мають переваг у відношенні надійності фіксації адгезивні накладки, які займають максимально можливу конфігурацію на опорному зубі. Однак, при великій конфігурації збільшується сумарний периметр, де виникає можливість ретенції залишків їжі та зубних відкладень, що, в свою чергу, збільшує ймовірність виникнення локальної демінералізації, не кажучи вже про порушення норм естетики, особливо у фронтальній ділянці. Отже, сутність поданого нами методу полягає у визначенні достатнього або ж необхідного розміру елементів фіксації МП.

4.2. Клінічна оцінка застосування запропонованого методу підготовки опорних зубів та фіксації мостоподібних протезів

Під запропонованим нами методом ми використовуємо тріаду: перше – обґрунтоване прецизійне препарування опорних зубів, друге – метод розрахунку величини та конфігурації фіксувальних елементів по відношенню до повздовжньої осі зуба, тобто навантаження повинно передаватися паралельно повздовжній осі зуба, третє – застосування самопротравлюючого матеріалу (без попереднього протравлення ортофосфорною кислотою та нанесення адгезиву). Клінічна оцінка застосування методики виготовлення МП проводилася порівняно з використанням конструкцій, виготовлених за загальноприйнятим

ортопедичним протоколом [11], спершу, шляхом порівняльного аналізу результатів із однорідної частини першої групи і II групи дослідження (див.табл.3.2). В обох групах каркас фіксували за допомогою само-адгезивного матеріалу Relyx U 100. З першої групи для порівняння залишили контрольну частку із 30 хворих, об'єднавши 1А та 1С, оскільки, як було обґрунтовано, що вони зі статистичної точки зору тотожні за наслідками протезування. Завданням клінічного дослідження на даному етапі було порівняння якості фіксації МП та проведення аналізу співставлення виникаючих ускладнень при різних методах фіксації.

Одним з найголовніших та найбільш значних недоліків застосування суцільнолитих каркасів МП, є велика кількість розцементувань та порушень фіксації, а також виникнення осередкової демінералізації твердих тканин зубів, з подальшим поширенням каріозного процесу та його ускладнень (пульпіту та періодонтиту), що є наслідком, на жаль, існуючих ділянок ретенції харчових залишків в зоні стикання адгезивних накладок та препарованого зуба. Таке ускладнення виникає також і внаслідок того, що в момент фіксації використовується ортофосфорна кислота 40%, а також завдяки тому, що надлишки фіксувального матеріалу не доходять до краю адгезивної накладки, або витискуються за його межі. У місцях дефіциту фіксувального матеріалу утворюються порожнини та щілини, у яких можуть затримуватися залишки їжі, м'який зубний наліт, що значно знижує карієсорезистентність твердих тканин зубів. Засобом боротьби з такими ускладненнями є перфорація адгезивних накладок. При традиційному методі виготовлення металевих каркасів перфораційні отвори мають циліндричну форму. Для запобігання існуючих недоліків запропоновано удосконалене перфорування адгезивних накладок, як металевих суцільнолитих [130], так і пластмасових [129]. Систематичне клінічне випробування проходили тільки металеві каркаси (як відносно надійні за міцністю свого конструкційного матеріалу). Важливим показником позитивного

ефекту запропонованої мето-дики є значне зменшення кількості розцементувань та порушень фіксації. Іншим важливим позитивним фактором використання даного методу є те, що значно скорочується кількість ускладнень, які виникають при лікуванні малих дефектів за допомогою таких протезних конструкцій, а саме: при фіксації адгезивно-фіксувальний матеріал рівномірно розподіляється під адгезивною накладкою, а матрична конструкція з відображеними додатковими ретенційними вертикальними пазами надає можливість якісної полімеризації фіксувального матеріалу під металевою поверхнею. Дані табл. 4.3 свідчать, що при використанні протезів, виготовлених за адаптованими протоколами, які фіксувалися на Relyx U 100 (група І), виявляється достатньо велика кількість порушень фіксації в терміни від 6 до 18 міс. (35,7%), велика кількість вогнищ демінералізації (26,1%). Але водночас є суттєва розбіжність по підгрупах та певна закономірність по термінах користування.

Таблиця 4.3

Якісна характеристика ускладнень, виявлених при фіксації

Групи обстежених хворих		Показники								
		Кількість зафіксованих АМП	Випадки порушення фіксації/ осередкової демінералізації				Загальна кількість порушень фіксації	вогнищева де мінералізація		
			до 3 міс.	3-6 міс.	6-12 міс.	12-18 міс.				
I	1A	9 (12%)	0	1(11,1%)	1(11,1%)	1(11,1%)	3(33,3%)	15 (35,7%)	3(33,3%)	11(26,1%)
			0	1(11,1%)	1(11,1%)	1(11,1%)				
	1B	12 (16%)	0	2(16,6%)	2(16,6%)	3(25%)	7(58,3%)		4(33,3%)	
			0	1(8,3%)	1(8,3%)	2(16,6%)				
	1C	21	0	1(4,7%)	2(9,4%)	2(9,4%)	5(23,8%)		4(19,0%)	
			0	1(4,7%)	2(9,4%)	2(9,4%)				

		(28%)	0	1(4,7%)	1(4,7%)	2(9,4%)				
II		16(22%)	0	0	1(6,25%)	0	1(6,25%)		1(6,25%)	
			0	0	1(6,25%)	0				
III		16(22%)	0	0	0	0	0		0	
			0	0	0	0				

У підсумку за 3-місячний термін в жодній групі не виявлено порушень фіксації. Найбільша кількість ускладнень виникає після 18-ти місячного терміну у підгрупі 1В, де розрахунок конфігурації проводився довільним чином, а АН виконувалась загальновідомим методом (рис. 4.1). Наочною є перевага результатів у II групі, що пояснюється застосуванням запропонованого нами методу розрахунку і підготовки опорних зубів.

Дані, отримані у II групі обстежених, доводять зменшення кількості порушень безпосередньо після їх фіксації (від 3 міс.). Але у одному випадку виявлено розцементування конструкції через 12 місяців після її фіксації з виявленням вогнищевої демінералізації.

При врахуванні даних ускладнень нами проведено оцінку гігієни ротової порожнини пацієнта (ГІ за Федоровою-Володкіною складав 4 бали при нормі не вище 2), з чим і пов'язуємо вищезазначені ускладнення. У даному випадку була здійснена повторна фіксація та надані рекомендації щодо його використання. У наступні контрольні терміни за даними інструментального огляду та вітального забарвлення йодовмісними препаратами поверхні емалі, під час клінічного огляду даного пацієнта, не виявлено ознак порушення фіксації та демінералізації, а також відмічене значне поліпшення гігієнічного стану зубів. Наведені спостереження наочно стверджуються на користь запропонованого нами методу фіксації (табл.4.4).

Таблиця 4.4

Спряженість методу фіксації і порушень фіксації протеза

Показники	Порушень фіксації немає	Фіксацію порушено	Всього
Запропонований метод	15	1	16
Традиційний метод	22	8	30
Разом	37	9	46

Візуальні відмінності методів є досить наочними. За критерієм Фішера-Ірвіна вибірки різняться між собою на рівні значущості $p=0,07$. На жаль, такий рівень не можна назвати статистично достовірним, але у даному випадку це зумовлюється невеликим об'ємом вибірки. Безумовно, у разі збільшення обсягу вибірки відмінності стануть більш переконливими та статистично ймовірними.

4.3. Клінічна оцінка застосування матеріалу «Maxcem Elite», як фіксувального в поєднанні з методом підготовки опорних зубів під адгезивні накладки мостоподібного протеза

Клінічна довговічність адгезивних реставрацій значною мірою визначається якістю маргінальної фіксації до твердих тканин зуба. Одним з факторів, які впливають на крайову фіксацію є адгезивна міцність. Сучасний ринок стоматологічних товарів та інструментів пропонує практичному лікарю стоматологу-ортопеду великий вибір адгезивних систем, композитів, компомерів подвійного затвердіння, однак далеко не всі вони забезпечують однакову довговічність реставрацій, що вимагає від лікаря клінічного мислення та вибору [425]. Останнім часом значного поширення набула концепція мінімально інвазивного втручання під час лікування зубів та протезування, що передбачає збереження максимальної кількості здорових тканин зуба, особливо емалі, яка філогенетично охороняє зуб від негативної дії факторів зовнішнього середовища [426]. При цьому, щадне препарування не має перешкоджати

забезпеченню функціональних та естетичних вимог. Саме тому особливо важливо правильно обрати адгезивну систему. Нами було доведено та підтверджено кращу адгезію до емалі, ніж до дентину сучасних матеріалів для фіксації ортопедичної конструкції.

Всі адгезивні системи поділяються на дві великі групи: системи 1-ї групи - потребують тотального протравлювання емалі 40% розчином ортофосфорної кислоти (total etch), до 2-ї - належать самопротравлюючі адгезивні системи. Крім того, варто враховувати належність адгезивних систем за поколіннями.

При проведенні порівняльної оцінки адгезивних систем, які застосовуються із технікою тотального протравлювання, та самопротравлювальних адгезивів за багатьма ключовими аспектами перевагу мають останні [427].

Основним недоліком застосування адгезивів, які потребують протравлювання, є необхідність нанесення ортофосфорної кислоти, її подальше змивання та просушування. На цих етапах велика ймовірність виникнення різних помилок та ускладнень. Протравлювання емалі призводить до формування пористого шару глибиною 5-50 мкм, в який здатні проникати молекули адгезиву. Вздовж периферії демінералізованої поверхні емалевих призм формуються великі полімерні тяжі, а безпосередньо на демінералізованій поверхні – невеликі полімерні тяжі внаслідок потрапляння в щілини між кристалами гідроксиапатиту або фторапатиту, якщо це є ендемічна зона [425, 426].

При нанесенні ортофосфорної кислоти важко проконтролювати ступінь та глибину демінералізації дентину та емалі. Це призводить до того, що адгезив не повністю заповнює відкриті дентинні канальці, виникають порожні проміжки, а це своєю чергою, не забезпечує утворення повноцінного гібридного шару.

Враховуючи дані недоліки, нами для фіксації незнімних адгезивних конструкцій запропонований самопротравлювальний, самоадгезивний

композитний цемент для непрямих реставрацій «Maxcem Elite», Kerr, Каліфорнія, США.

У складі «Maxcem Elite» використаний той же адгезив, що й у відомому сімействі OptiBond компанії Kerr. Оптимізована матриця і наповнювач збільшують стійкість до вологи та дозволяє досягти більш високої адгезії і можливості додаткової полімеризації світлом, для більшій стабільності. Тиксотропні властивості його, полегшують нанесення матеріалу і простоту видалення надлишків. Запатентована redox-система забезпечує унікальну кольоростабільність в порівнянні з аміно-ініційованими системами для ще більш високо естетичних реставрацій.

Характеристики:

Сила адгезії 22-25 МПа, що забезпечує надійність з'єднання без застосування адгезивної системи. Простота використання. Не потребує ручного змішування і зберігання в холодильнику. Надлишки легко видаляються. Сумісність з будь-якими поверхнями (дентин, емаль, безметалева і металокераміка, блоки CAD/CAM). Повна полімеризація навіть під час відсутності світла.

Комплект фіксувального матеріалу “Maxcem Elite” складається: з 1 шприца 5 г прозорого відтінку, 5 змішувальних насадок стандартних, 5 насадок з широким наконечником, 5 інтраоральних насадок пасти кольорів A2, A3, B2, C3 – по одному шприцу (4 гр) кожного кольору; адгезив – 1 флакон (15 гр); тримач для щіточок – 1 шт; одноразові щіточки (25 шт) – 1 пакунок; канюлі (5 шт).

Застосування матеріалу “Maxcem Elite” в якості фіксувального складається з таких етапів:

1. Ретельне очищення протезного ложа опорного зуба за допомогою щіточок та абразивних паст, які не вміщують фтор.

2. Знежирення протезного ложа адгезивних накладок спиртом та висушування теплим повітрям.
3. Ізоляція опорних зубів губотримачем та слиновідсмоктувачем.
4. Нанесення тонкого шару пасти “Maxcem Elite”, вибраного по відношенню до кольору опорних зубів на протезне поле адгезивної накладки МП.
5. Позиціювання МП. Видалення надлишків фіксувального матеріалу.
6. Здійснення фотополімеризації в двох напрямках: з вестибулярної поверхні опорного зуба протягом 10 сек. та з боку фіксуючої накладки, спочатку під кутом 45° протягом 10 сек. Далі дотично, також протягом 10 сек.
7. Пацієнту рекомендується прийти через 3 місяці для контрольної перевірки, потім щороку. Регулярно чистити зуби, пам'ятаючи, що МП і опорні накладки також потребують, як і опорні зуби, ретельного догляду. Не вживати твердих продуктів.

Експериментальні та клінічні дослідження сучасного фіксувального матеріалу “Maxcem Elite” та його порівняльна оцінка з іншими закордонними аналогами доводять те, що він перевищує їх за більшістю показників. Завдяки своїй підвищеній пластичності матеріал більш рівномірно розподіляється поверхнями протезного ложа адгезивних накладок, що дозволяє отримати більш рівномірний прошарок між поверхнями адгезивної накладки і емаллю зуба. Також надлишок матеріалу такої консистенції видаляються значно легше у порівнянні з рідкотекучими композитами.

Зручність використання “Maxcem Elite” при фіксації МП полягає в пролонгованості робочого часу за рахунок подвійної полімеризації, в той час коли більшість сучасних аналогів являють собою системи хімічного або виключно світлового твердіння. Наявність різних кольорів фіксувального матеріалу дозволяє отримати кращі естетичні показники. Ергономічність використання даного фіксувального матеріалу полягає, перш за все, у

використанні двокомпонентної адгезивної системи, що значно полегшує та прискорює процес бондингу.

Після проведення експериментальних досліджень перейдемо до результатів клінічної апробації запропонованого нами методу фіксації МП з урахуванням застосування матеріалу “Махсем Elite”. Виходячи з успішних результатів експериментальних випробувань обраного нами фіксувального матеріалу, прийнято рішення використовувати його поряд з матеріалом Relyx U 100 при фіксації металевих каркасів МП, виготовленого за методикою мінімізованого препарування опорних зубів із нанесенням додаткових ретенційних вертикальних пазів. Так була сформована III група пацієнтів (див.табл.3.2).

При застосуванні матеріалу “Махсем Elite”, як бачимо з табл.4.3, нами не виявлено, жодного випадку порушення фіксації, що підтверджено даними візуального та інструментального огляду, фарбуванням клейового шву 3% розчином йоду; жодного випадку патологічного впливу на тканини опорних зубів (вогнищева демінералізація), що було підтверджено пробами на фарбування метиленовим синім.

Але порівняння результатів II та III груп дослідження не виявляє статистичної різниці між наслідками застосування матеріалів “Махсем Elite” та Relyx U 100, при їхньому впровадженні разом із запропонованим нами методом фіксації МП (враховуючи запропонований метод препарування опорних зубів та розрахунку конфігурації адгезивних накладок МП). Рівень значущості складає граничне значення 1,0 (табл.4.5).

Таблиця. 4.5

Спряженість застосування фіксувального матеріалу і порушень фіксації протеза

Показники	Порушень фіксації немає	Фіксацію порушено	Всього

Матеріал “Maxcem Elite”	16	0	16
Матеріал Relyx U 100	15	1	16
Разом	31	1	32

Такий аналіз, вказує на користь матеріалу “Maxcem Elite”, оскільки, він з практичного боку доступний для пацієнтів і, як вище вказувалось, технологічніший - з погляду стоматолога-ортопеда, що забезпечує ергономічність процесу протезування. По-друге, маємо цілковиту підставу об'єднати групи II та III в одну загальну вибірку 32 хворих, характеризуються однорідними ознаками за наслідками лікування, та порівняти із контрольною сукупністю 30 хворих з першої групи (підгрупи 1А та 1С).

Таблиця 4.6.

Спряженість методів фіксації з порушеннями фіксації протезів (об'єднані вибірки)

Показники	Порушень фіксації немає	Фіксацію порушено	Всього
Запропонований метод	31	1	32
Традиційний метод	22	8	30
Разом	53	9	62

Результат порівняння об'єднаних вибірок (табл. 4.6) доводить їх ймовірні відмінності на дуже високому рівні значущості ($p=0,0088$, метод Фішера-Ірвіна). У такому разі в практичному плані наочні переваги запропонованого методу слід вважати цілком доведеними.

За результатами клінічної апробації, нами виокремлені висновки в тому, що застосований в якості фіксувального матеріалу “Maxcem Elite” задовольняє усі вимоги, які висуваються до такого типу матеріалів (ISO 4046), за найважливішим показником з'єднання має належні фізико-механічні та адгезивні властивості, оптимально пролонгований робочий час; він дозволяє здійснювати

якісне накладання та надійну фіксацію МП при лікуванні малих включених дефектів зубних рядів як у фронтальній, так і бічній ділянці верхньої та нижньої щелеп.

Отримані результати дозволяють запропонувати матеріал “Maxcem Elite” для широкого клінічного використання за призначенням хоча, обґрунтування полягає відносно до традиційного і запропонованого нами методу фіксації. У цьому можна пересвідчитись безпосередньо, порівнюючи результати лікування у контрольній сукупності (підгрупи 1А та 1С) і в ІІІ групі дослідження (табл. 4.7).

Таблиця 4.7

Спряженість вибору нових або традиційних методів та матеріалу фіксації із порушеннями фіксації протеза

Показники	Загальна кількість порушень	Фіксацію порушено	Всього
Запропонований метод, матеріал «Maxcem Elite»	16	0	16
Традиційний метод, матеріал Relyx U 100	22	8	30
Разом	38	8	46

Вельми наочними та статистично вірогідними за критерієм Фішера-Ірвіна є відмінності у ролі фіксації протезів запропонованим нами методом механічної ретенції за рахунок додаткового препарування вертикальних пазів, що рекомендується у поєднанні з матеріалом “Maxcem Elite”, та традиційним методом із використанням матеріалу Relyx U 100 (див. табл.4.7).

Отже, враховуючи результати клінічних досліджень, використання запропонованого нами матеріалу “Maxcem Elite” в сукупності з методом препарування опорних зубів, наводимо висновок: даний метод дозволяє із достовірністю ($p < 0,05$) на 26% зменшити кількість прогнозованих ускладнень,



Рис.4.4. Відсутність 22 зуба

21 та 23 інтактні, нерухомі, за кольором не відрізняються від інших зубів. Мостоподібні протези на нижній щелепі відповідають клінічним вимогам. Співвідношення 16 та 46; 26 та 36 та зубів у фронтальній ділянці по типу ортогнатичного прикусу. Слизова оболонка рожевого кольору без патологічних змін, колір зубів за шкалою Vita –А3. Показники ЕОД 21-4 мкА, 23-4 мкА. Рентгенологічне дослідження не проводилося.

Діагноз: дефект зубного ряду верхньої щелепи IV класу за Кеннеді. Втрата жувальної ефективності 2% за Агаповим. Порушення норм естетики, мовлення. Зуб втрачено внаслідок травми 1 місяць тому.

План лікування:

Хворій запропоновано виготовити комбінований суцільнолитий мостоподібний протез облицьований керамікою за розробленою нами методикою з фіксацією матеріалом Relyx U 100 (рис.4.5).



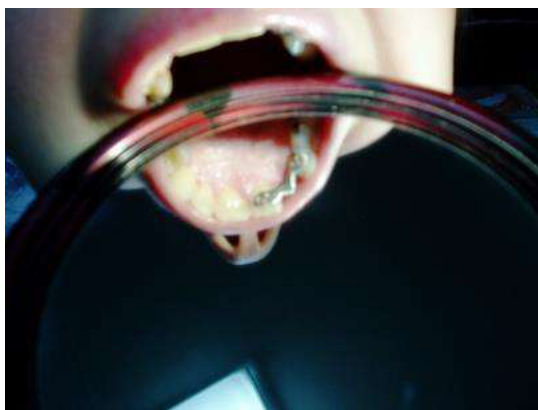
Рис.4.5. Відлитий каркас АМП на моделі

21.04.2017.

Отримані відбитки щелеп силіконовим матеріалом Stomaflex solid +Stomaflex cream. Відбитки були передані в зуботехнічну лабораторію, де по ним відливали моделі з гіпсу. На гіпсовій моделі окреслювали межі адгезивних накладок з урахуванням їх математичних обрахунків. Виготовляли вогнетривкі моделі та моделювали на них репродукції МПАФ по запропонованій нами методиці. Відливали каркас із КХС.

27.04.2017.

Припасування каркасу МПАФ до опорних зубів. Корекція оклюзійних поверхонь.



А



Б

Рис.4.6 (А,Б).Припасовка каркаса АМП в порожнині рота

У зуботехнічній лабораторії проведене виготовлення керамічного штучного зубу.

05.05.2017.

Припасування АМП. Фіксація до опірних зубів матеріалом «Relux U 100». Додаткову фотополімерізацію проводили як з боку адгезивних накладок, так і з боку вестибулярної поверхні опорних зубів. Дані рекомендації щодо користування МП. Рекомендовано контрольний огляд через 3 місяці.

13.05.2017.

Хвора С. з'явилася з метою контрольного огляду. Скарг не висувала. Об'єктивно: МПАФ, який заміщує 22 зуб, у кольорі не змінився, при інструментальному обстеженні - нерухомий. Адгезивні накладки щільно з'єднані з опірними 21 та 23 зубами. При обробці метиленовим-синім комплексу емаль-композит-метал профарбування не виявлено. При ЕОД отримані наступні дані: 21 – 4 мкА, 23 – 5 мкА. Слизова оболонка в межах МП рожевого кольору без патологічних змін.



Рис.4.8. Діастема нижньої щелепи

Обмежуючі дефект 41 та 31 інтактні, нерухомі, за кольором не відрізняються від інших зубів. Мостоподібні протези на верхній та нижній щелепі відповідають клінічним вимогам. Співвідношення бокових та фронтальних зубів в центральній оклюзії за ортогнатичним типом. Слизова оболонка рожевого кольору без патологічних змін, колір зубів за шкалою Vita –А3. Показники ЕОД опірних зубів 41-4 мкА, 31-4 мкА.

Діагноз: діастема

План лікування:

Хворій запропоновано виготовити комбінований суцільнолитий адгезивний мостоподібний протез облицьований керамікою за розробленою нами методикою з фіксацією матеріалом «MaxcemElite».

21.09.2018.

Отримані відбитки щелеп силіконовим матеріалом Stomaflex solid +Stomaflex cream. Відбитки передані в зуботехнічну лабораторію, де по ним відлили моделі. На гіпсовій моделі окреслені межі адгезивних накладок з урахуванням їх математичного обчислення.



А

Б

Рис.4.9.Припасовка каркаса АМП до моделі та до опорних зубів (А,Б)

29.09.2018.

Припасування та фіксація комбінованого АМП до опорних зубів «Стомазит-ЛС». Пацієнту надані рекомендації по користуванню АМП. Рекомендовано контрольний огляд через 3 місяця.

21.12.2018.

Хвора А. з'явилася з метою контрольного огляду (рис.4.10). Скарг не висуває. Об'єктивно: АМП, який заміщує діастему фронтальної ділянки нижнього зубного ряду в кольорі не змінився, при інструментальному дослідженні протез нерухомий. Адгезивні накладки щільно з'єднані з опорними 41 та 31 зубами. При обробці метиленовим-синім комплексу емаль-композит-метал профарбування не виявлено. При ЕОД виявлені наступні дані: 42 – 4 мкА, 31 – 5 мкА. Слизова оболонка в межах АМП рожевого кольору без патологічних змін.



А

Б

Рис.4.10. Вигляд готового АМП (А) та АМП зафіксованого в порожнині рота (Б)

18.01.2019.

Хвора А. з'явилася з метою контрольного огляду. Скарг не висуває. При зовнішньому огляді патологічних змін не виявлено. При обстеженні АМП порушень фіксації не виявлено. Проба на метиленовий синій негативна. ЕОД опірних зубів: 42 – 4 мкА, 31 – 4 мкА. Слизова оболонка в межах АМП без патологічних змін.

Таким чином, задовільний клінічний ефект застосування запропонованого метода фіксації АМП ґрунтується на можливості точного, швидкого та індивідуального розрахунку площі АН, а також збільшення адгезивно-ретенційних властивостей конструкції за рахунок впровадження перфораційних отворів нового типу та високих міцносних характеристик досліджуваного матеріалу.

Таким чином, задовільний клінічний ефект застосування запропонованого нами методу фіксації МП, ґрунтується на можливості точного, швидкого та індивідуального розрахунку конфігурації каркасу, а також збільшення адгезивно-ретенційних властивостей конструкції за рахунок

додаткового препарування опорних зубів та високих міцностних характеристик досліджуваного матеріалу.

Наведені у даному розділі результати дослідження були опубліковані у друкованих працях:

1. Сорохан ММ, Беліков ОБ, Белікова НІ, Белікова ЛО Порівняльна характеристика фізико-механічних властивостей композитних цементів для непрямих реставрацій. В: *Збірник тез наукових робіт учасників міжнар. наук-практич. конф. Медична наука та практика: виклики і сьогодення*; 2020 Серп 21-22; Львів; Львів: ГО «Львівська медична спільнота», 2020, с 40-4.

2. Беліков ОБ, Сорохан ММ, Белікова НІ Деякі фізико-механічні властивості самоадгезивного і самопротравлюючого композиту подвійної фіксації «Maxcem Elite™» як фіксувального матеріалу та його аналогів. In: *Materials XI International Science Conference. Topical issues of modern science and education*, 2021 March 11–13; Tallinn, Estonia, 2021, p 93-6. URL: <https://isg-konf.com>. DOI: 10.46299/ISG.2021.I.XI

АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ

Ефективне та естетичне відновлення безперервності зубного ряду у дорослого населення нашої країни є одним із актуальних завдань сучасної

вітчизняної стоматології. За даними статистичного аналізу серед осіб, які звернулися за стоматологічною допомогою, 70-80% пацієнтів мають потребу у виготовленні зубних протезів, а у структурі дефектів зубних рядів переважають включені - у фронтальному та бічному відділах [7, 12, 14, 17, 19]. Особливо в даний час зростає поширеність часткової відсутності зубів в осіб молодого віку внаслідок ускладнень каріозного процесу, а також військових дій, вуличного та побутового травматизму [3].

Ортопедичне лікування малих включених дефектів зубних рядів здійснюється здебільшого за рахунок МП із використанням різних елементів фіксації (коронки, напівкоронки, тричетвертні коронки, адгезивні накладки) [58]. При підході до вирішення даної проблеми з погляду принципів біологічної доцільності та технічної раціональності, жувальна ефективність відновлюється і досягає 100% із врахуванням, що фізіологічна спроможність кожного зуба складає 50% своїх природніх властивостей [13, 16].

Однак, на даний час використання традиційних МП з агресивним препаруванням опорних зубів потребує травматичної для пацієнта процедури, інколи навіть депульпування, що не відповідає сучасним біотехнологічним вимогам і недостатньою мірою відновлює норми естетики.

Останнім часом, завдяки стрімкому розвитку матеріалознавства та інноваційних технологій у стоматології, таким як CAD-CAM, лазерне зварювання, надточне литво каркасів, а також матеріалів для їх виготовлення, сучасних матеріалів для фіксації та відновлення цілісності зубних рядів з малими включеними дефектами, що пріоритетно відновлюються АМП, які поєднують виняткову естетичність, досить високу зносостійкість, щадний підхід до збереження морфологічної цілісності опорних зубів, швидкість виготовлення і, за прямого методу, незалежність від зуботехнічної лабораторії [36, 48, 68, 81].

Сучасні методи виготовлення АМП передбачають препарування опорних зубів, яке за об'ємом значно відрізняється від традиційного препарування під МП

та від методів відновлення відсутнього зуба за допомогою фотокомпозиційних матеріалів з армуванням скловолоконними елементами, які укладені у підготовлених порожнинах у прилеглих до дефекту опорних зубах.

Однак, як показує практичне застосування, у функціональному плані дані конструкції незначною мірою поступаються традиційним МП. Причиною цього є недостатня, або довільна площа фіксуєчих елементів, а також їх необґрунтоване розташування, несприятлива біомеханіка функціонування такого МП і, як наслідок, можливе порушення фіксації; виникнення крайового зазору між опорною вкладкою і зубом; карієсу опорного зуба тощо [106, 107, 108, 109].

Однією з умов функціональності АМП є їх висока зносостійкість до стирання та порушення фіксації. Для забезпечення таких характеристик необхідно планувати конструкцію протезів із раціональним розрахунком розподілу жувального навантаження [58, 74].

Незважаючи на аналогічні дослідження, залишається достатньо невирішених питань, що стосуються як формування порожнин в опорних зубах, так і фіксації конструкції МП, а також вибір сучасних матеріалів для їхнього виготовлення та фіксації. Також, відсутня адаптована клінічна система оцінки таких протезів, яка б дозволила прогнозувати можливість ускладнень у ранні терміни. У багатьох випадках, для задоволення естетичних вимог виникають труднощі при усуненні включених дефектів у фронтальній ділянці, коли опорні зуби є інтактними, мають правильну форму та природний колір.

Дані недоліки, безумовно, можна усунути за рахунок впровадження і удосконалення нових конструкцій незнімних протезів, а також завдяки використанню новітніх матеріалів для їхньої фіксації.

Таким чином, дотепер немає єдиної думки щодо оптимальної конструкції МП, яка б поєднувала оптимальну механічну міцність, зносостійкість і довговічність зі збереженням максимальної естетичності та мінімізованого

препарування опорних зубів. У зв'язку з цим експериментальні та клінічні дослідження щодо біомеханічного обґрунтування вибору оптимальної конструкції малоінвазивних МП є актуальними і своєчасними, особливо із прогресивним розвитком новітніх технологій у стоматології.

Отже, метою нашої роботи було підвищення ефективності ортопедичного лікування при малих дефектах зубного ряду, шляхом біомеханічного обґрунтування малоінвазивної конструкції мостоподібного протеза, оптимізації конфігурації його опорних елементів та порівняльної оцінки фіксуєчих матеріалів. Для досягнення даної мети нами було намічено шість завдань.

Системно та послідовно вирішуючи поставлені завдання, на першому етапі ми постали перед необхідністю визначити потребу в ортопедичному лікуванні МП у осіб молодого віку. При аналізі потреби осіб молодого віку у ортопедичному лікуванні МП адгезивної фіксації нами встановлено, що серед осіб, які звернулись за протетичним лікуванням, 73,8 % мали часткові дефекти зубних рядів, що відповідає даним. Осіб віком 20–30 років виявлено на 4,7 % більше жінок з дефектами зубних рядів, а ніж чоловіків. У жінок переважали включені однобічні дефекти зубних рядів (III клас) як на верхній, так і на нижній щелепі, Тоді як у чоловіків при меншій кількості дефектів III класу діагностовано більшу кількість обмежених дефектів у фронтальній ділянці (IV клас).

На другому етапі дослідження для обґрунтування обсягу достатньої конфігурації контакту до твердих тканин зубів застосовували методи математичного моделювання та лабораторні експериментальні дані. Відомо, що головним недоліком АМП є ненадійність фіксації протеза до твердих тканин зуба. Тому, визначення обґрунтованої конфігурації адгезивних накладок є необхідною умовою при конструюванні даного типу протеза. При плануванні протеза практичний лікар ортопед-стоматолог стикається з дилемою: чи якнайбільше використати оральну поверхню опорних зубів для надійної фіксації,

чи зменшити її для більш швидкої адаптації до протеза, скоротивши, таким чином, терміни адаптації пацієнта. Зменшення розмірів адгезивної накладки дозволяє, також, зменшити ймовірність виникнення карієсу по її периметру, у випадку порушення клейового шва. На жаль, ці маніпуляції в клініці проводяться найчастіше необґрунтовано та “довільно”, або ж “інтуїтивно”. Вищенаведені позитивні результати застосування методу розрахунку конфігурації у порівнянні із довільним її обиранням, свідчать про необхідність впровадження в повсякденну практику поданого методу виготовлення.

Специфікою нами розробленого методу розрахунку є прогностичне включення всіх факторів фізичних явищ, які абсолютно виникають під час жувального процесу, при максимальній індивідуалізації цього розрахунку, з уточненням вже існуючих даних [122]. Власне, ціль поставлених завдань для розрахунку конфігурації, базувалася на таких теоретичних припущеннях, а саме: протез розглядався не як балка шарнірного механізму кріплення, а за типом стабільного кріплення, що більш точно відображає реальний стан зафіксованої на опорних зубах конструкції. Одним з основних факторів, необхідних при розрахунку, є те навантаження, яке виникає при відкушуванні їжі. Так, за даними літератури, існує рекомендація рахувати зусилля, що діє на заміщений зуб при процесі жування, рівним 200Н, а запас міцності береться в 0,5 разів більше, тобто допускаючи зусилля до 300Н [32]. Експериментальні дослідження зразків продуктів харчування на спеціально облаштованих стендах дозволили нам отримати достатній об'єм даних щодо достовірних оцінок вертикальних навантажень на зуби фронтальної ділянки.

Нами були проведені дослідження по вивченню функціональних навантажень у фронтальній ділянці зубного ряду та адаптована класифікація продуктів харчування відносно тиску який розвивається під час їх відкушування передніми зубами. Було встановлено максимум навантажень для “надтвердих” продуктів до 256Н на один зуб, а для “твердих” продуктів 57Н, що є більш

достовірним результатом навантаження, яке реально спостерігається у пацієнтів. Використовуючи загальноприйнятий коефіцієнт запасу міцності, необхідно забезпечити, щоб критична величина навантаження на ортопедичну конструкцію не перевищувала 90Н.

Також обґрунтований нами метод враховує клінічні умови, наявні у конкретного пацієнта, а саме: відстань між повздовжніми осями опорних зубів. Сама складність геометрії структур ротової порожнини та їх взаємодії між собою призводять до неможливості отримання абсолютно точних математичних даних. Урахування таких факторів, як кривизна адгезивної поверхні опорних зубів, нахил повздовжніх осей зубів по відношенню до площини жувального тиску, неоднорідність розподілу внутрішньої напруги в прошарку адгезивного матеріалу, отримується шляхом введення в математичний вираз допоміжного коефіцієнту, який отримано експериментальним чином, що дозволяє максимально уточнити отримані дані.

Теоретичний підхід в нашій роботі базується на математичному обґрунтуванні, що подається нижче:

$$\tau_{\max} = \tau(S) = \frac{F}{2S} + 2\sqrt{\pi} \frac{mFL}{s^{3/2}} \quad (2.9),$$

де $\tau_{\max}$ - максимум напруження (Па) на поверхні адгезії композита з металом накладки протеза;

F – гранична величина сили (Н), що діє вертикально на протез заміщеного зуба;

S – площа плоскої проекції адгезивного шару (м²);

L – відстань між осями опорних зубів (м);

m – безрозмірна характеристика ступеня неоднорідності розподілу напружень по поверхні адгезії композита до металу накладок протезу (коефіцієнт, що визначають експериментально);

$\tau(S)$ – позначення функціональної залежності критичного напруження від конфігурації адгезії (вважаючи інші фактори незмінними).

Величину τ для надійного протеза зручно розглядати з погляду, який дозволяє легко оцінювати ступінь відхилення конкретної модельованої системи протез-щелепа від її ідеалізованого варіанту:

$$m = km_0$$

де k – вимагаючий дослідного визначення параметру моделі, що залежить тільки від вибору адгезивного матеріалу;

$m_0 = 0,125$ – середнє значення по відношенню до гіпотетичних величин.

Значення конфігурації адгезивної накладки вираховується вирішенням функціональної залежності:

$$S = \tau^{-1}(\tau_{\max}) \quad (2.11),$$

де обернена залежність означає рішення (2.9) як рівняння відносно S . Рішення завжди існує і завжди єдино, оскільки $\tau(S)$ – строго монотонна функція S на інтервалі від 0 до ∞ . В принципі, це рішення можливо виразити через так звані формули Кардано (громіздкі та незручні для програмування на ЕВМ).

$$S = S_0(1 + 2p\sqrt{1 + 2p}) \quad (2.12),$$

де

$$S_0 = F/2\tau, \quad p = \frac{1}{4}l \cdot k\sqrt{\pi} \quad (2.13)$$

Для більш точного розрахунку за формулою (2.11), причому при будь-якому k , слід вирішити нелінійне рівняння, що з будь-яким завданням приближенням робиться за допомогою комп'ютерної програми.

Отже, перевагою нашого методу є його перевірена лабораторно та клінічно висока ефективність, а також можливість індивідуального підходу до протезування конкретного пацієнта.

Третє – при вирішенні проблеми підвищення якості фіксації нами були проаналізовані існуючі традиційні методи їх фіксації та їх конструктивні особливості. Результатом вирішення цього завдання було те, що ми з'ясували переваги і недоліки використання комбінованих методів фіксації. Перевагами існуючих традиційних методів використання комбінованих методів фіксації є те, що вони повністю відповідають естетичним вимогам. Їх використання запобігає виникненню в організмі як місцевих, так і загальних негативних реакцій на оперативне втручання при препаруванні зубів тому, що в більшості випадків препарування здійснюється в межах емалі, або зовсім виключається. Повна відсутність в конструкціях штучних коронок запобігає негативному впливу протезів на тканини пародонту.

При виготовленні цих протезів лікар стоматолог-ортопед значно заощаджує як свій робочий час, так пацієнта і зубного техника. Це, безумовно, поліпшує ергономічність використання даного виду протезування. Використання комбінованих методів фіксації не перешкоджає терапевтичному лікуванню опорних зубів, а також використанню цих зубів в якості опори під майбутні ортопедичні конструкції.

До переваги даної конструкції належить те, що існує можливість повторного використання у разі повного або часткового порушення його фіксації. Являючи собою суцільнолиту конструкцію, вони не мають тих негативних властивостей, які є у паяних протезів, а саме виникнення гальванозу та токсико-алергічних реакцій на складові частини сплавів та припоїв. Простота виготовлення та невисока собівартість дає можливість їх широкого застосування, а також використання при значній конвергенції чи дивергенції опорних зубів також є позитивним при їх застосуванні.

Можливість не використовувати анестезуючі засоби під час препарування, також є однією з клінічних переваг по відношенню до виготовлення традиційних МП. Це, насамперед, профілактика токсичного та алергічного впливу

анестетиків, а також скорочення періоду реабілітації пацієнта після підготовки опорних зубів. Відсутність препарування дозволяє не використовувати тимчасові конструкції.

Важливою перевагою застосування є можливість протезування хворих за станом здоров'я (інфаркт міокарда), коли потрібно усунути стресову ситуацію за рахунок зменшення перебування в кріслі у лікаря-стоматолога і, відповідно, належного консервативного підходу до протезування.

До негативних особливостей використання відносяться наступні їх характерні недоліки:

1. Значно менша міцність фіксації на зубах у порівнянні з традиційними МП за рахунок відсутності ідеального фіксувального матеріалу та недосконалості конструкції адгезивної накладки.

2. Погіршення естетичних норм на оральній поверхні опорних зубів у зв'язку із наявністю відкритих металевих поверхонь адгезивних накладок.

3. Неможливість тимчасової фіксації АМП для перевірки експлуатаційних характеристик конструкції.

4. Збільшення товщини опорних зубів з оральної поверхні, що в деяких випадках призводить до супраоклюзійних контактів та до погіршення фіксації.

5. Можливість застосування тільки при відсутності 1 зуба в боковій ділянці та не більше 2 зубів у фронтальній, що в порівнянні з традиційними МП значно обмежує їх використання (широту використання).

6. Кожна наступна фіксація знижує міцність з'єднання комплексу емаль-композит-метал.

7. Широту застосування обмежує наявність таких факторів, як захворювання тканин пародонта.

Існує ще один специфічний недолік, а саме: руйнування системи фіксації на межі протез-фіксувальний матеріал-тверді тканини зуба.

Отже, наступне завдання полягало у необхідності покращення фіксації МП за рахунок додаткової механічної ретенції. Для вирішення цієї проблеми нами розроблений та запропонований спосіб виготовлення МПАФ та клініко-лабораторні етапи його виготовлення [патент на корисну модель]. Головним напрямком в розробці конструкції була запропонована підготовка опорних зубів із їх мінімізованим препаруванням.

Саме така форма підготовки опорних зубів забезпечувала, з одного боку, підвищення показників механічної фіксації, а з іншого – поліпшення прояву наявної якості фіксувального матеріалу. Результати експериментальних та клінічних досліджень методу виготовлення МП твердять, що така методика виключає зсув під час накладання на протезне ложе, дозволяє рівномірно розподілити адгезивний фіксувальний матеріал між твердими тканинами зуба та оклюзійною накладкою; запобігає утворенню пор у фіксуючому матеріалі; запобігає демінералізації твердих тканин зубів; збільшує термін користування протезом; дозволяє більш якісно провести полімеризацію.

Запропонований нами метод виготовлення МПАФ виконується таким чином. Якщо пацієнт не потребував попередньої ортодонтичної підготовки опорних зубів, ми проводили препарування оральної поверхні опорних зубів формуванням ретенційних пазів на оральній поверхні глибиною 1,0 – 2,0 мм та площею, яка відповідає анатомічній формі зуба із додатковим нанесенням в ділянці ретенційних борозн послідовного ряду вертикальних заглиблень на глибину 0,5 – 1,0 мм.

Для створення ретенційних пунктів для опорних площадок використовувався комплект борів, який складався з кулястих алмазних інструментів діаметром 2 і 3 мм, якими створювалися борозни для адгезивного протеза, тонких подовжених конусоподібних борів із зернистістю 100 мкм для препарування проксимальних або оральних поверхонь, алмазних борів із зернистістю 25-50 мкм для фінірування країв порожнини та контурування

реставрації, карбідних борів для шліфування (з гранями від 12 до 32), а також полірувальних голівок, дисків і штрипсів для кінцевої обробки конструкції. Після препарування отримували відбиток дефекту зубного ряду А-силіконовим матеріалом, відливали модель з гіпсу, вивчали її в паралелометрі, окреслювали межі оклюзійних накладок хімічним олівцем та готували модель до дублювання. Дублювання гіпсової моделі виконували силіконовим дублюючим матеріалом Replisil 32 N. Після підготовки силіконового дублюючого зразка моделі, переходили до етапу відливання вогнестійкої моделі. На вогнестійкій моделі виготовляли воскову репродукцію адгезивної конструкції за загальноприйнятою методикою із відображенням ретенційних елементів. Воскову композицію замінювали на метал за загальноприйнятою методикою, відлитий металевий каркас звільняли від ливникової системи та обробляли механічно і піскоструминно. Потім на проміжній частині каркасу виготовляли керамічний штучний зуб.

Виготовлений у такий спосіб МП фіксували на зубах за допомогою «Maxcem Elite». Роботу з композитом ми проводили в наступній послідовності. Наявну тимчасову ортопедичну конструкції естраговували. Залишкові матеріали із ділянки препарування видаляли за допомогою обертальних інструментів OptiClean. Ділянку препарування ретельно промивали. Повітрям просушували місце препарування (але не пересушували). Проводили клінічне припасування каркасу з непрямою реставрацією та контроль на предмет прецизійності. Обирали бажаний відтінок цементу. Перед першим застосуванням шприца видавлювали з нього надлишки полімеру. Встановлювали змішуючу канюлю подвійного картриджа шприца. Канюля з широким отвором призначена для використання його з вигнутими накінцівниками. Далі цемент наносили безпосередньо в підготовлену порожнину таким чином, щоб він покривав всі поверхні. Обережно встановлювали реставрацію на підготовлене місце, дозволяючи залишкам цементу витікати з усіх сторін. Після правильної

установки реставрації, дочекавшись переходу цементу в стадію гелю, видаляли всі надлишки цементу за допомогою зубної гладилки чи емалевого ножа. Гель утворювався через 2-3 хвилини після нанесення цементу при самотвердінні протягом 2 секунд. Після видалення надлишків цементу проводили полімеризацію за допомогою світла всіх поверхонь, включаючи краї реставрації. Час полімеризації залежить від типу фотополімерної лампи (Demi & L.E.Demetron протягом 10 секунд, L.E.DemetronI& Optilux501 – 20 сек.)

Наступним етапом була поліровка краю за допомогою дисків, чашкоподібних полірів, або поліруючих насадок Gloss Plus. Щоб досягти дзеркального блиску, використовували інструменти для полірування HiLusterPlus. Як остаточний етап – проводили контроль оклюзійних співвідношень.

Згідно із запропонованою методикою, виготовлені нами МПАФ мали наступні параметри: товщина у фронтальній ділянці 0,8 мм, у бічній 1,0 - 1,5 мм, завдяки створеним додатковим канавкам протез мав подвійну ретенцію (механічну і адгезивну). Завдяки чому, прошарок фіксуючого матеріалу дорівнював 60-120 мкм, що відповідає даним літератури [410]. Ефективність даного методу ми перевіряли як в умовах експерименту, так і в клініці. Результати експериментальних досліджень показали, що середнє значення руйнівного навантаження при застосуванні нашого методу, в порівнянні із традиційним методом, підвищилося в 1,2-1,6 разів.

Результати клінічних досліджень також продемонстрували переваги нашого методу. Наведені вище дані свідчать, що при використанні МПАФ із мінімізованим препаруванням опорних зубів, без створення додаткової площі ретенції завдяки вертикальним паралельним пазам, загальна кількість ускладнень становила 26%. При застосуванні нашого методу загальна кількість ускладнень суттєво зменшується і складає 6 %.

Третє, всебічне вивчення причин виникнення ускладнень при застосуванні МП підштовхнуло нас до пошуку способів їх усунення. Так, на шляху широкого застосування цих конструкцій виникає одна з найваж-ливіших проблем – відсутність якісного і доступного та надійного фіксувального матеріалу. У зв'язку з цим нами був досліджений полімерний матеріал під назвою «Махсем Elite», який ми застосували для фіксації елементів незнімних ортопедичних конструкцій.

Композитний матеріал “Махсем Elite” виготовлений на основі мономерної матриці, яка складається з органічних компонентів: Bis-GMA, уретандиметакрилат тріетіленглікольдиметакрилат – 18,8% за масою, неорганічних наповнювачів – 81,0% за масою, незначна кількість каталізаторів, стабілізаторів та пігментів – 0,2% за масою. Доля неорганічних наповнювачів складає 81% за масою та 68% за об'ємом. Розмір часток 0,04-7,0 мкм.

Використовуючи сучасні досягнення хімічної науки та вимоги щодо клінічного застосування, ми провели експериментальні дослідження та обґрунтували підібрані компоненти матеріалу та їх раціональне співвідношення, в якому поєднані низька в'язкість полімерної матриці та висока дисперсність гібридного наповнювача, завдяки чому вдалося досягти високої пластичності, що запобігає утворенню товстого шару матеріалу між внутрішньою поверхнею адгезивної накладки та площадкою відпрепарованого зуба.

Для обґрунтування показань щодо застосування досліджуваного матеріалу у ролі фіксувального необхідно було ретельно вивчити його фізико-механічні та технологічні властивості. Фізико-механічні властивості самоадгезивного, самопротравлюваного композитного матеріалу подвійної фіксації “Махсем Elite” випробували за наступними показниками: зовнішній вигляд пасти, її консистенція; зовнішній вигляд полімеризату; діаметральна міцність; водопоглинання та водорозчинність; міцність та кінцева точка плинності за Хепплером; міцність на розрив; адгезивна міцність з'єднання з твердими

тканинами зуба. З наведених даних видно, що абсолютно всі характеристики “Maxcem Elite” відповідають вимогам ISO 4046-81 та ТУ.У. 24.4-00481318-022-2002. А за основними якісними показниками, такими, як висока міцність з’єднання з твердими тканинами зуба, що в 1,6 разів перевищує вимоги в поєднанні з високим рівнем міцності на відрив, що в 1,5 разів перевищує вимоги, дозволяє отримати надійну фіксацію, котра є необхідною умовою при застосуванні даного виду протезування. Велике значення глибини твердіння (4.6мм), що у 2,3 разів перевищує нормативи, розширює можливості застосування МП як з металевими, так і безметалевими каркасами завдяки проведенню подвійної полімеризації до опорних зубів.

Четверте – виконаний нами порівняльний аналіз фізико-механічних властивостей досліджуваного матеріалу «Maxcem Elite » із аналогами (Bifix VOCO, Relyx U 100 3M ESPE) дозволив виявити наступні закономірності. Усі досліджувані матеріали під час експерименту виявили себе як високов’язкі однорідні пасти, в яких відсутні будь-які сторонні домішки та включення. Хоча за показником глибини твердіння “Maxcem Elite ” достовірно ($p<0,05$) поступається Bifix на 14,9% та на 13,3% Relyx U 100, це суттєво не впливає на якість з’єднання адгезивної конструкції з твердими тканинами зуба, особливо завдяки запропонованому нами способу препарування опорних зубів. Аналізуючи показники діаметральної міцності досліджуваних матеріалів, достовірно ($p<0,001$) відмічаємо показники “Maxcem Elite ” вище, ніж у Bifix, на 17,2%, та вище, ніж Relyx U 100, на 17,3%. Досліджуючи інші фізико-механічні властивості матеріалу “Maxcem Elite”, доходимо до висновку про достовірну ($p<0,0015$) перевагу за показниками конічної точки плинності за Хепплером між “Maxcem Elite” $1673,7\pm0,68$ МПа та Bifix $1476,7\pm0,75$ МПа, результат якого менше на 8,6% та Relyx U 100 $1489,3\pm1,94$ МПа – менше на 7,8% . Твердість за Хепплером “Maxcem Elite” практично на рівні ($p<0,05$) показників Bifix та Relyx

U 100 при $839,6 \pm 41,9$ Мпа та $732 \pm 36,6$ Мпа і $756 \pm 37,8$ Мпа відповідно. Усе це вказує на високу механічну міцність запропонованого нами матеріалу.

Вивчення рівня водопоглинання свідчить про достовірну відсутність варіабельності показника досліджуваного матеріалу порівняно з іншими аналогами. Цей показник у “Maxcem Elite” значно і достовірно (на рівні $P > 0,0001$) менший в порівнянні з Relyx U 100 (на 20%). Значення показника водорозчинності усіх досліджуваних композитів подвійної фіксації практично не відрізняються від значення “Maxcem Elite” в межах $2,5 \pm 0,1\%$ і відповідають вимогам ISO 4046. Вважаємо, що статистичний аналіз це підтверджує, оскільки відмінність між “Maxcem Elite” та Relyx U 100 можна було б стверджувати лише на вкрай низькому рівні значимості ($P > 0,18$). Зазначимо, що ці показники впливають на стабільність клейового шва та на токсичний вплив на організм людини.

Серед найважливіших характеристик міцності, які висуваються до фіксувальних матеріалів, є адгезивна міцність з'єднання з твердими тканинами зуба та міцність на відрив. За показником адгезивної міцності з'єднання з твердими тканинами безперечним лідером виявився “Maxcem Elite”, який достовірно ($p < 0,001$) і значно перевершує Bifix на 37,2 %, та Relyx U 100 на 30 %. Щодо показника міцності на відрив, він видавався приблизно однаковим у “Maxcem Elite” $5,32 \pm 0,27$ Мпа та Relyx U 100 $5,0 \pm 0,25$ МПа та кращим на 13,6% по відношенню до Bifix. Але, як показав точний аналіз (див. табл. 3.9), перевагу “Maxcem Elite” по відношенню до Relyx U 100 можна стверджувати на високому рівні значимості $P < 0,013$.

Високий рівень показників адгезивної міцності з'єднання з твердими тканинами зуба та міцності на відрив забезпечує надійність та тривалість з'єднання системи емаль-композит-метал, що дає можливість використувати обраний нами матеріал для фіксації адгезивних конструкцій.

Отже, на основі результатів комплексної порівняльної характеристики фізико-механічних властивостей досліджуваних композитних матеріалів можна дійти до висновку, що показники матеріалу «Maxcem Elite» за головними параметрами перевершують аналогічні показники порівнюваних нами матеріалів, що вказує на високий ступінь конкурентноздатності досліджуваного матеріалу, доводить, що розроблений матеріал можна запропонувати для клінічного застосування при фіксації МПАФ, як методу вибору при лікуванні малих включених дефектів зубних рядів як у фронтальній, так і бічній ділянці.

П'яте – позитивні результати експериментальних досліджень дозволили нам запропонувати «Maxcem Elite» до клінічної апробації.

Клінічні дослідження матеріалу проведені у 74 пацієнтів, з яких 30 чоловіків та 44 жінки віком від 19 до 58 років. При лікуванні малих включених дефектів зубного ряду їм було виготовлено 74 конструкції АМП, які були зафіксовані матеріалом «Maxcem Elite» та «Relyx U 100 ». Для об'єктивної клінічної оцінки фіксувального матеріалу «Maxcem Elite » ми вибрали групу пацієнтів, яким виготовляли суцільнолиті конструкції АМП, облицьовані керамікою, виготовлені за запропонованою нами методикою (група ІІІ). Ця група досліджень складалася із 16 пацієнтів, з яких дев'ять жінок і шість чоловіків віком від 29 до 51 років. Цим хворим було виготовлено 16 конструкцій МПАФ, які були зафіксовані матеріалом «Maxcem Elite». Клінічна оцінка досліджуваного матеріалу у порівнянні з іншими досліджуваними нами аналогами проводилася за такими параметрами: загальна кількість порушень фіксації, випадки вогнищевої демінералізації твердих тканин опорних зубів, показники електроодонто-метричних спостережень.

Клінічні дослідження фіксувального матеріалу «Maxcem Elite» та його порівняльна оцінка з аналогами доводять те, що він не поступається аналогам, а за деякими показниками їх перевершує.

Так, завдяки більш високій в'язкості “Maxcem Elite” полегшується видалення його надлишків, а також покращується проникнення матеріалу на зовні із видаленням його залишків вже на стадії гелю.

Завдяки своїй підвищеній пластичності матеріал більш рівномірно розподіляється по поверхнях протезного ложа адгезивних накладок МП, що дозволяє отримати більш рівномірний прошарок між поверхнями адгезивної накладки і емаллю зуба.

Зручність використання “Maxcem Elite” при фіксації АМП полягає в пролонгованості робочого часу за рахунок подвійної полімеризації. Наявність різних кольорів фіксувального матеріалу дозволяє отримати кращі естетичні показники. Ергономічність використання даного фіксувального матеріалу полягає, перш за все, у використанні однокомпонентної адгезивної системи, що значно полегшує та прискорює процес бондингу.

При застосуванні матеріалу “Maxcem Elite”, як бачимо з табл.4.3., нами не виявлено, зокрема, жодного випадку порушення фіксації МП, жодного випадку патологічного впливу на тканини опорних зубів, що було підтверджено електроодонтометричними дослідженнями та пробами на фарбування.

Але порівняння результатів II та III груп дослідження не виявляє жодної статистичної різниці між наслідками застосування матеріалів “Maxcem Elite ” та Relyx U 100 при їхньому впровадженні разом із запропонованим нами методом фіксації МП (враховуючи запропонований метод розрахунку конфігурації АН). Рівень значимості для області відкидання нуль-гіпотези складає граничне значення 1,0. Це, по-перше, вказує на користь матеріалу “Maxcem Elite”, оскільки він при цьому з практичного боку доступніший для пацієнтів і, як вище вказувалось, технологічніший з погляду стоматолога-ортопеда.

Таким чином, досліджений нами та апробований в клініці ортопедичної стоматології полімерний матеріал “Maxcem Elite” має необхідні фізико-механічні властивості, забезпечує надійну фіксацію МП, запобігає розвитку

демінералізації твердих тканин зубів, не призводить до змін в пульпі опорних зубів. Показники “Maxcem Elite ” відповідають сучасним вимогам (ISO 4046).

Отже, враховуючи результати експериментальних та клінічних досліджень, використання застосованого нами матеріалу “Maxcem Elite ” в сукупності з методом підготовки опорних зубів дозволяє із достовірністю ($p < 0,05$) на 26% зменшити кількість ускладнень. З наведеного можна зробити висновок про доцільність використання запропонованого нами методу виготовлення МП (із застосуванням методу розрахунку конфігурації АН) і фіксувального матеріалу “Maxcem Elite ” в сучасній клініці ортопедичної стоматології як адгезивного матеріалу для фіксації непрямих реставрацій, а саме: мостоподібних протезів адгезивної фіксації.

ВИСНОВКИ

У дисертації наведені теоретичні узагальнення, експериментальні дані та запропоноване нове вирішення актуального наукового завдання, яке полягає у підвищенні ефективності ортопедичного лікування при включених дефектах зубного ряду шляхом біомеханічного обґрунтування малоінвазивної конструкції мостоподібного протеза, оптимізації конфігурації його опорних елементів та їх розташування на опорних зубах, ступеня інвазивності та порівняльної оцінки фіксуєчих матеріалів.

1. При аналізі потреби осіб молодого віку у ортопедичному лікуванні мостоподібними протезами адгезивної фіксації нами встановлено, що серед осіб, які звернулись за протетичним лікуванням, 73,8 % мали часткові дефекти зубних рядів. Осіб віком 20–30 років виявлено на 4,7 % більше жінок з дефектами зубних рядів, а ніж чоловіків. У жінок переважали включені однобічні дефекти зубних

рядів (III клас) як на верхній, так і на нижній щелепі, Тоді як у чоловіків при меншій кількості дефектів III класу діагностовано більшу кількість обмежених дефектів у фронтальній ділянці (IV клас).

2. Запропоновано метод та формулу обрахунку конфігурації контакту фіксувальних елементів до опорних зубів, що враховують індивідуальні клінічні умови та функціональні навантаження як у фронтальній, так і бічній ділянці зубного ряду при різних видах прикусу.

3. Запропоновано конструкцію опорних елементів шляхом препарування опорних зубів із додатковим утворенням вертикальних пазів строго паралельних один одному, що дозволило збільшити їх адгезивно-ретенційні властивості.

4. На підставі вивчення таких фізико-механічних властивостей, як адгезивна міцність $11,3 \pm 0,56$ МПа та міцність на відрив $5,32 \pm 0,27$ МПа, що відповідає ТУ.У 24.4-00481318-022-2002, доведено доцільність використання матеріалу «Махсем Elite» як фіксувального.

5. Встановлено, що за такими критеріями, як водопоглинання, водорозчинність, глибина твердіння показники «Махсем Elite» та інших аналогів достовірно не відрізняються, а за показниками адгезивної міцності матеріал «Махсем Elite» $11,3 \pm 0,56$ МПа достовірно ($p < 0,001$) переважає Relyx U 100 $7,92 \pm 0,40$ МПа як кращий з досліджуваних матеріалів. Також за показником міцності на відрив композит «Махсем Elite» достовірно ($p < 0,05$) переважає усі досліджувані матеріали, що надає можливість використовувати його в якості адгезивно-фіксувального агента.

6. Клінічна апробація методу підготовки опорних зубів, розрахунків конфігурації адгезивних накладок разом із використанням композитного матеріалу «Махсем Elite» показала, що його застосування дозволяє достовірно ($p < 0,05$) знизити кількість ускладнень на 26% та збільшити терміни користування даними конструкціями в середньому на 18 місяців.

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. При відновленні включених дефектів зубних рядів, що розташовані у фронтальній та бічній ділянках, доцільне використання мостоподібних протезів адгезивної фіксації.

2. Запропоновано метод розрахунку конфігурації опорних елементів, а також комп'ютерний аналіз в програмі, що дозволяє швидко та точно отримати дані про необхідну конфігурацію фіксувальних елементів.

3. При виготовленні МПАФ моделювання опорних елементів виконується з урахуванням клінічних умов конкретного пацієнта, а також адгезивної міцності фіксувального матеріалу, відстані між осями опорних зубів, величиною жувального навантаження.

4. Доцільно використовувати запропоновану нами методику виготовлення МПАФ з малоінвазивним препаруванням опорних зубів, яка завдяки додатковому створенню вертикальних ретенційних пазів надає можливість підвищити його механічну ретенцію.

5. Для фіксації розробленої конструкції рекомендовано застосування самоадгезивного самопротравлюваного композитного матеріалу подвійної фіксації «Махсем Elite», який відповідає всім вимогам, що висувуються до адгезивно-фіксувальних матеріалів, а за своїми фізико-механічними властивостям не поступається кращим аналогам.

На основі нашого досвіду роботи з матеріалом в лабораторії та в клініці ортопедичної стоматології рекомендуємо наступну послідовність дій при використанні «Махсем Elite» як фіксувального матеріалу:

1. Наявну тимчасову ортопедичну конструкції естраговують.
2. Залишкові матеріали із ділянки препарування видають за допомогою обертальних інструментів OptiClean.
3. Ділянку препарування ретельно промивають. Повітрям просушують місце препарування (але не пересушують).
4. Проводять клінічне припасування каркасу з непрямою реставрацією та контроль на предмет прецизійності.
5. Обирають бажаний відтінок цементу. Перед першим застосуванням шприца видавлюють з нього надлишки полімеру.
6. Встановлюють змішуючу канюлю подвійного картриджа шприца. Канюля з широким отвором призначена для використання його з вигнутими накінцівниками.
7. Далі цемент наносять безпосередньо в підготовлену порожнину таким чином, щоб він покривав всі поверхні.
8. Обережно встановлюють реставрацію на підготовлене місце, дозволяючи залишкам цементу витікати з усіх сторін. Після правильної установки реставрації, дочекавшись переходу цементу в стадію гелю, видаляють всі надлишки цементу за допомогою зубної гладилки чи емалевого ножа. Гель утворюється через 2-3 хвилини після нанесення цементу при самотвердінні протягом 2 секунд.

9. Після видалення надлишків цементу проводять полімеризацію за допомогою світла всіх поверхонь, включаючи краї реставрації. Час полімеризації залежить від типу фотополімерної лампи (Demi& L.E.Demetron протягом 10 секунд, L.E.DemetronI& Optilux501 – 20 сек.)

10. Наступним етап - поліровка краю за допомогою дисків, чашкоподібних полірів, або поліруючих насадок Gloss Plus. Щоб досягти дзеркального блиску, використовують інструменти для полірування HiLusterPlus.

11. На остаточному етапі проводять контроль оклюзійних співвідношень за допомогою артикуляційного паперу.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Заблоцький ЯВ, Дидик НМ Поширеність та структура дефектів зубних рядів у населення м. Львова та Львівської області. Вісник стоматології. 2005;4:77–87.
2. Лабунец ВА Основы научного планирования и организации ортопедической стоматологической помощи на современном этапе ее развития. Одесса. 2006:428.
3. Дорубець АД, Король МД, Коробейников ЛС Поширеність дефектів зубних рядів та потреба у відновленні їх безперервності. Український стоматологічний альманах. 2007;1:55-57.
4. Мунтян ЛМ, Юр АМ Частота виникнення, поширеність вторинних часткових адентій та зубощелепних деформацій у осіб молодого віку. Український стоматологічний альманах. 2010;5:25-26.
5. Шуклін ВА, Кучера МВ Віддалені результати реабілітації хворих з односторонніми включеними частковими дефектами зубних рядів. Современная стоматология. 2010;1:112-113.
6. Кенюк АТ Обґрунтування систематизації дефектів зубних рядів у комплексній програмі експертної оцінки стоматологічного статусу Клінічна стоматологія. 2014;3(84). - Режим доступу: http://nbuv.gov.ua/UJRN/klct_2014_3_75.
7. Германчук СМ, Біда ВІ Результати клінічного дослідження осіб з частковою втратою зубів при захворюваннях тканин пародонта. Вісник проблем біології і медицини. 2019 .Вип. 1,2(149):346-350.
8. Жулев ЕН Несъемные протезы: Теория, клиника и лабораторная техника. Н. Новгород: Изд-во НГМА. 1995:385.
9. Копейкин ВН Ошибки в ортопедической стоматологии. М.: Триада-Х. 1998:175.

10. Creugers NH Resin-bonded bridges. A status report for the American Journal of Dentistry. Am.J.Dent.1991; 1(4).5:251-256.
11. Лабунец ВА Факторы, определяющие величину потребности населения в стоматологической ортопедической помощи на современном этапе её развития. Проблемы экологии та медицины.1999;5:62-7.
12. Лабунец ВА, Куликов МС, Диева ТВ, Лабунец ОВ, Лепский ВВ., Рожкова НВ Уровень удовлетворенности лиц молодого возраста в основных видах зубных протезов. Современная стоматология. 2013;3: 130-132. - Режим доступа: http://nbuv.gov.ua/UJRN/ss_2013_3_29 .
13. Лабунец ОВ, Деньга ОВ, Лабунец ВА, Диева ТВ, Лепский ВВ. Медико-социальное обоснование необходимости ортопедического лечения малых включенных дефектов зубных рядов в молодом возрасте. Інновації в стоматології. 2014; 3: 165-166. - Режим доступа: http://nbuv.gov.ua/UJRN/innvstom_2014_3_58
14. Лабунец ВА, Лабунец ОВ, Деньга ОВ, Лепский ВВ Возрастно-половая характеристика распространенности малых включенных дефектов зубных рядов у лиц молодого возраста и тенденция их развития. Інновації в стоматології. 2014; 3:73-7.
15. Коннов ВВ, Арутюнян МР Методы ортопедического лечения дефектов зубных рядов (обзор). Саратовский научно-медицинский журнал. 2016;12(3):399–403.
16. Трунин ДА, Садыков МИ, Нестеров АМ, Постников МА, Нестеров ГМ, Чистякова МС Проблема ортопедического лечения больных с концевыми дефектами зубного ряда. Медицинский вестник Северного Кавказа. 2018;13(2):441-446. DOI – <https://doi.org/10.14300/mnnc.2018.13072>
17. Кабаков ВВ, Аніщенко ОВ, Павленко ОВ та ін. Стоматологічна допомога в Україні. Довідник МОЗ України та Інституту стоматології НМАПО ім. П.Л. Шупика. Київ. 2011:86.

18. Иващенко АВ Особенности подготовки полости рта к протезированию у беременных женщин при частичном отсутствии зубов: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: 14.00.21 "Стоматология", 14.00.01 "Акушерство и гинекология. Самара. 2005:36.
19. Лабунец ВА, Диева ТВ, Лабунец ОВ Повозрастной характер распространенности дефектов зубных рядов и дефектов коронковой части зубов, требующих ортопедического лечения у лиц молодого возраста. Одеський медичний журнал. 2012;4(132):47-50.
20. Мирзоева ПР Частота и характер дефектов в зубных рядах как фактор, определяющий ортопедическую стоматологическую нуждаемость взрослого населения г. Баку. Современная стоматология. 2014; 3:104–7.
21. Besimo ChK, Jogen KM Die Klinik der Adhesivbrucken-technik Teil 1// Schweiz. Mschz. Zahmed.1986; 96.10:1127-1136.
22. Marinello CP, Belser UG Die Adhasivbrücke Alternative Luckenversozung. Schweiz. Mschz. Zahmed.1985; 95:194.
23. Савчук ОВ, Радько ВІ Потреба населення м. Києва в незнімному протезуванні. Галицький лікарняний вісник. 2005;2.1. ч.1: 86-87.
24. Заблоцький ЯВ, Дидик НМ Поширеність та структура дефектів зубних рядів у населення м. Львова та Львівської області. Вісник стоматології. 2005; 4: 77–87.
25. Мірчук БМ, Максимов ЯВ Частота дефектів зубних рядів серед дорослих пацієнтів м. Запоріжжя, які звернулися за протетичним лікуванням. Актуальні питання фармацевтичної і медичної науки та практики. 2017. Т. 10. 1(23): 102–106.
26. Мунтян ЛМ, Юр АМ Частота виникнення, поширеність вторинних часткових адентій та зубощелепних деформацій у осіб молодого віку. Український стоматологічний альманах. 2010; 5: 25–26.

27. Павлов НБ, Сабгайда ТП Влияние сопутствующей патологии на распространение стоматологических заболеваний и стоимость их лечения. Социальные аспекты здоровья населения. 2011. Т. 21. 5:1-13.
28. Зубкова АА, Фелькер ЕВ Оценка стоматологических показателей качества жизни пациентов с ишемической болезнью сердца. Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. 2017. 11-1: 50-52 URL: <https://applied-research.ru/ru/article/view?id=11929> (дата звернення: 09.07.2019).
29. Дорубець АД, Король МД, Коробейников ЛС Поширеність дефектів зубних рядів та потреба у відновленні їх безперервності. Український стоматологічний альманах. 2007; 1: 55-57.
30. Осарчук НА Розповсюдженість та особливості клінічних проявів вкорочення зубного ряду при адентії у дитячого населення Тернопільської області. Вісник стоматології. 2012; 4: 110-112.
31. Козак РВ, Король ДМ, Кіндій ДД Порівняльна характеристика різних методів протезування при дистально необмежених дефектах зубних рядів (огляд літератури) Вісник проблем біології і медицини. 2015; 2: 114–117.
32. Augusti D, Augusti G, Re D Prosthetic restoration in the single-tooth gap: patient preferences and analysis of the WTP index. Clinical oral implants research. 2014; 25(11): 1257–1264.
33. Woelber JP, Bienes H, Fabry G, Silbernagel W et all. Oral hygiene-related self-efficacy as a predictor of oral hygiene behaviour: a prospective cohort study. Journal of clinical periodontology. 2015; 42(2): 142–149.
34. Біда ВІ, Павленко МО, Біда ОВ Протезування за допомогою адгезивних мостоподібних протезів. Новини стоматології. 2007; 3(52): 56-65.
35. Вдовенко ЛП Особливості виготовлення і застосування набору адгезивних протезів у хворих із малими дефектами зубного ряду. Український

стоматологічний альманах. 2008; 1: 14–17. – Режим доступу: <http://elibrary.ru/download/51831490.pdf>.

36. Дворникова ТС Волоконное армирование в повседневной клинической практике. Часть II. Создание адгезивных мостовидных протезов. Институт стоматологии. 2009; 4: 38–41.

37. Кибенко И Адгезивные мостовидные конструкции передних зубов. ДентАрт. 2009; 3: 27–40.

38. Луцкая ИК, Новак НВ Восстановление фронтального отдела зубной дуги адгезивной конструкцией. Современная стоматология. 2014; 2 (59): 50-53.

39. Біда ВІ, Павленко МО, Біда ОВ Протезування за допомогою адгезивних мостоподібних протезів. Новини стоматології. 2007; 3(52): 56–65.

40. Жулев ЕН Несъемные протезы: Теория, клиника и лабораторная техника [5-е изд.]. МИА. 2010: 488.

41. Полонейчик НМ, Мышковец НА Адгезивные мостовидные протезы. Учебно-методическое пособие. Минск: БГМУ. 2004:16.

42. Arnetzl GV, Arnetzl G From the drilling template to the temporary restoration. International Journal of Computerized Dentistry. 2009; 4(12): 345-355. – Access mode: <http://europepmc.org/abstract/med/20108871>.

43. Artega S, Meiers JC Single-tooth replacement with a chairside prefabricated fiber-reinforced resin composite bridge: a case study. Gen. Dent. 2004; 6(52): 517–519.

44. Khetarpal Ambica, Talwar Sangeeta, Verma Mahesh Creating a Single-Visit, Fibre-Reinforced, Composite Resin Bridge by Using a Natural Tooth Pontic: A Viable Alternative to a PFM Bridge. J. Clin. Diagn. Res. 2013; 47. 4: 772–775. DOI: 10.7860/JCDR/2013/4698.2909.

45. Yung Chung Chen, Haiyan Li, Alex Fok In vitro validation of a shape-optimized fiberreinforced dental bridg. Dental Materials. 2011; 27. 12: 1229–1237. – Access mode: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.08.402>.

46. Жулев ЕН Несъемные протезы: Теория, клиника и лабораторная техника [5-е изд.]. МИА. 2010:488.
47. Лабунец В.А., Диева Т.В., Семенов Е.И. Диев Е. В. Куликов М. С. и др. Распространенность, интенсивность, структура, тенденции развития малых включенных дефектов зубных рядов у лиц молодого возраста и их осложнений. Вісник стоматології. 2013; 1: 93-100. - Режим доступу: http://nbuv.gov.ua/UJRN/VSL_2013_1_28
48. Чернявский ЮП, Кавецкий ВП Современные подходы к устранению малых дефектов зубного ряда. Вестн. Витеб. гос. мед. ун-та. 2011; Т.10. 1: 145-8.
49. Наумович С.А., Насибянец Н.В., Семенова Л.Г. и др. Динамика показателей электроодонтометрии при подготовке пациента к протезированию несъемными конструкциями. Стоматол. ж. 2008; Т. 9. 1: 45-7.
50. Трезубов ВВ, Сапронова ОН, Кусевицкий ЛЯ Основные критерии оценки качества различных конструкций зубных и челюстных протезов (обзор литературы). Науч. ведом. Белгород. гос. ун-та. Серия: Медицина. Фармация. 2011; Т. 15. 16 (111): 192-7.
51. Иващенко АВ Препарирование твёрдых тканей зубов с использованием инновационной дентальной навигационной системы. Известия Самарского научного центра Российской академии наук. 2014; Т. 16. 5 (2): 860-4;
52. Серов АБ Разработка методов профилактики развития хронических локализованных пародонтитов при протезировании несъемными протезами: автореф. дис. на стиск. учен. степ. канд. мед наук. Нижний Новгород. 2009: 24.
53. Лабунец ВА, Сенников ОН, Семенов ЕИ Анализ осложнений, возникающих при протезировании несъемными конструкциями зубных

протезов, фиксированных на двухэтапных остеинтегрированных винтовых имплантатах, их устранение и профилактика. Вісн. стоматол. 2009; 3: 82-4.

54. Петрикас ОА, Петрикас ИВ, Корольков АВ, Соколова ИВ, Ворошилин ЮГ Обзор способов щадящего замещения малых включенных дефектов зубных рядов. Стоматология. 2009; Т. 88. 5: 49-53.

55. Бойко ГИ, Палий ЛИ, Полонейчик НМ, Котляров АС Варианты одномоментного замещения дефекта зубного ряда при единично отсутствующем зубе с применением фотокомпозиционных материалов. Медицинский журнал. 2010; 2: 146–7.

56. Гаджиева ІМ Ефективність відновлення зубів з використанням сендвіч-техніки: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец. 14.00.22 "Стоматологія. Київ. 2015: 20.

57. Гризодуб ЕВ Восстановление малых дефектов зубных рядов адгезионными несъемными протезами. Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии. Харьков. 2002; Вып. 5:130-2.;

58. Кузнецов РВ Планування опорних елементів та удосконалення методів фіксації адгезивних мостоподібних протезів: дис. ... канд. мед. наук : 14.01.22 . Полтава. 2006: 168.

59. Ворошилин ЮГ Протезирование пациентов с малыми включенными дефектами зубных рядов волоконно-композитными адгезивными мостовидными протезами с односторонней опорой : автореф. дис. на соискание учен. степени канд. мед. наук: спец. 14.01.14 "Стоматология". Тверь. 2013: 23.

60. Гришин СЮ, Жолудев СЕ Восстановление единичных включенных дефектов зубного ряда армированными адгезивными мостовидными протезами. Клиническая стоматология. 2004;1: 23-8.

61. Луцкая ИК, Новак НВ Восстановление фронтального отдела зубной дуги адгезивной конструкцией. Современная стоматология. 2014; 2 (59): 50-3.

62. Іваницький ІО, Гасюк НВ, Островська ЛІЙ Мошель ТМ Можливості застосування адгезивних волоконних систем для заміщення малих дефектів зубних рядів. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2014; Т. 14. 1(45): 127-130 – режим доступу: <http://elib.umsa.edu.ua/jspui/handle/umsa/3250>
63. Pavan Kumar K, Kumari Nujella Surya, Sujatha Gopal S, Karthik Roy K Immediate Esthetic Rehabilitation of Periodontally Compromised Anterior Tooth Using Natural Tooth as Pontic. Case Reports in Dentistry. 2016; 1–4. – Access mode : <http://dx.doi.org/10.1155/2016/8130352> .
64. Bhargava Smriti, Namdev Ritu, Dutta Samir, Tiwari Rajkumar. Immediate fixed temporization with a natural tooth crown pontic following failure of replantation. Contemp. Clin. Dent. 2011 Jul-Sep; 2(3): 226–9. doi: 10.4103/0976-237X.86468
65. Jang J-H, Lee S-H., Paek J, Kim S-Y Splinted Porcelain Laminate Veneers With a Natural Tooth Pontic: A Provisional Approach for Conservative and Esthetic Treatment of a Challenging Case. Operative Dentistry. 2015; 40(6): 257-265. - Access mode: <http://www.jopdentonline.org/doi/10.2341/15-020-S>
66. Галонский ВГ, Журавлева ТБ, Чернявцева НВ Мостовидные зубные протезы в практике стоматологии детского и подросткового возраста. Здоровье семьи 21 век: электронное периодическое издание. 2013; 3: 1–25. - Режим доступа.: <http://fh-21.perm.ru/download/2013-03-05.pdf>.
67. Иорданишвили АК Клиническая ортопедическая стоматология. М.: МЕДпресс-информ. 2007: 48.
68. Кавецкий ВП, Поляков КМ Адгезивные мостовидные протезы: учебно-методическое пособие. Минск: БелМАПО. 2009:14.
69. Аболмасов НГ, Аболмасов НН, Бычков ВА, Аль-Хаким А Ортопедическая стоматология. 8-е изд. М.: МЕДпресс-информ. 2011: 512.

70. Трезубов ВН, Щербаков АС, Мишнёв ЛМ, Фадеев РА Ортопедическая стоматология. [8-е изд. перераб. и доп.]. СПб.: Фолиант. 2010: 656.
71. Рожко ММ, Михайленко ТМ, Онищенко ВС Довідник з ортопедичної стоматології. К.: Книга плюс. 2004: 288.
72. Дабринян М Адгезивные мосты (Maryland bridge). Стоматолог.2002; 12: 54–7.
73. Дворникова ТС Волоконное армирование в повседневной клинической практике. Часть II. Создание адгезивных мостовидных протезов. Институт стоматологии. 2009; 4: 38–41.
74. Казеко ЛА, Борисеева ОА, Барановская МС Волоконные системы в терапевтической стоматологии: учебно-методическое пособие. Минск: БГМУ. 2010: 24.
75. Шиленко ДР, Беликов АБ, Клепач НН, Беликова НИ Методика обоснования выбора уровня инвазивности адгезивного мостовидного протеза. Український стоматологічний альманах. 2007; 4: 32–6.
76. Радлинский С Адгезивные мостовидные конструкции. ДентАрт. 1998; 2: 28–40.
77. Emine Göncü BaŞaran, Emrah Ayna, Sadullah ÜçtaŞli Pekka K Vallittu, Lippo V J Lassila. Load-bearing capacity of fiber reinforced fixed composite bridges. Acta Odontologica Scandinavica. 2013 Jan;71(1):65-71. - Access mode: <http://dx.doi.org/10.3109/00016357.2011.654240>.
78. Булкина НВ, Турусова ЕВ, Перунов АЮ Качество жизни как критерий выбора метода лечения включенных дефектов зубных рядов у пациентов с генерализованным пародонтитом. Фундаментальные исследования. 2012; 7: 50–3.

79. Бойко ГИ, Палий ЛИ, Полонейчик НМ, Котляров АС Варианты одномоментного замещения дефекта зубного ряда при единично отсутствующем зубе с применением фотокомпозиционных материалов. Медицинский журнал. 2010; 2: 146–7.
80. Джандубаев АР Совершенствование экспертизы качества несъемных зубных протезов в медицинских организациях различных форм собственности: автореф. дис. на соискание учен. степени канд. мед. наук: спец. 14.01.14 "Стоматология". 14.00.33 "Общественное здоровье и здравоохранение". Москва. 2002: 24.
81. Григорьева ЕА, Болонкин ВП, Белоусова ЛГ, Хайкин МБ, Шевчук ЕН Обоснование применения нового адгезивного мостовидного протеза при восстановлении малых дефектов зубных рядов. Известия Самарского научного центра Российской академии наук. 2015; Т. 17. 1–3:770–3.
82. Рожко ММ, Неспрядько ВП Ортопедична стоматологія. К.: Книга плюс. 2003: 552.
83. Tschernitschek Н Временное замещение небольших промежутков в области фронтальных зубов. Квинтэссенция: Стоматол. ежегодник. 1992: 117–121.
84. Кавецкий ВП Клинико-лабораторное обоснование применения адгезивных волоконных конструкций в эстетической стоматологии: автореф. дис. на соискание учен. степени канд. мед. наук: спец. 14.01.14 "Стоматология". Минск. 2013: 22 с.
85. Кавецкий ВП Клиническая эффективность адгезивных волоконных конструкций. Современная стоматология. 2012; 1: 52–5.
86. Gupta A, Yelluri RK, Munshi AK Fiber-reinforced Composite Resin Bridge: A Treatment Option in Children. Int. J. Clin. Pediatr. Dent. 2015; 8(1): 62–5. - DOI: 10.5005/jp-journals-10005-1285.

87. Prathyusha P, Sapna J, Rupali BK, Sethi Ntasha Maryland Bridge: An Interim Prosthesis for Tooth Replacement in Adolescents. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2011; 4(2): 135–138. – Access mode: https://www.researchgate.net/publication/273980720_Maryland_Bridge_An_Interim_Prosthesis_for_Tooth_Replacement_in_Adolescents.
88. Chaar MS, Passia N, Kern M All-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses: An update. *Quintessence Int*. 2015 Oct;46(9):781-8. doi: 10.3290/j.qi.a34552. – Access mode: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26287024/>
89. Беда ВИ, Павленко МА, Беда АВ Ортопедическое лечение с применением адгезивных мостовидных конструкций. *Панорама ортопедической стоматологии*. 2008; 2: 40–4.
90. Гришин СЮ, Жолудев СЕ Восстановление единичных включенных дефектов зубного ряда адгезивными мостовидными протезами с армированием стекловолокном. *Стоматолог*. 2007; 2: 40–4.
91. Мышковец НА Влияние анатомических особенностей на дизайн препарирования опорных зубов под адгезивные мостовидные протезы. *Труды молодых ученых: сборник научных работ / под общ. ред. СЛ Кабака*. Минск: МГМИ. 2001: 281–3.
92. Новак НВ Створення складних естетичних конструкцій у стоматології. *Новини стоматології*. 2007; 3: 90–3.
93. Кибенко ИМ Адгезивные мостовидные конструкции передних зубов. *ДентАрт*. 2009; 3: 27-40.
94. Чибисов ВВ Эффективность стекловолоконных каркасов мостовидных протезов (экспериментально-клиническое исследование): дис. ... канд. мед. наук: 14.01.21. Москва. 2004: 81.
95. Дворникова ТС Волоконное армирование в повседневной клинической практике. Часть II. Создание адгезивных мостовидных протезов. *Институт стоматологии*. 2009; 4: 38–41.

96. Іваницький ІО, Гасюк НВ, Островська ЛІ, Мошель ТМ Можливості застосування адгезивних волоконних систем для заміщення малих дефектів зубних рядів. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2014; Т.14. 1(45): 127–130.
97. Григорьева ЕА, Болонкин ВП, Белоусова ЛГ, Хайкин МБ, Шевчук ЕН Обоснование применения нового адгезивного мостовидного протеза при восстановлении малых дефектов зубных рядов. Известия Самарского научного центра Российской академии наук. 2015; Т. 17. 1–3:770–3.
98. Lam Walter YH, Botelho Michael G, McGrath Colman PJ Longevity of implant crowns and 2-unit cantilevered resin-bonded bridges. Clinical Oral Implants Research. 2013; 24(12): 1369–1374. – DOI: <http://dx.doi.org/10.1111/clr.12034>.
99. Van Wijlen PA modified technique for direct, fibre-reinforced, resinbonded bridges: clinical case reports. J. Can. Dent. Assoc. 2000; 66(7): 367–371.
100. Бойко ГИ, Палий ЛІ, Полонейчик НМ, Котляров АС Варианты одномоментного замещения дефекта зубного ряда при единично отсутствующем зубе с применением фотокомпозиционных материалов. Медицинский журнал Белорусского национального медицинского университета. 2010; 2: 146–7.
101. Вдовенко ЛП Особливості виготовлення і застосування набору адгезивних протезів у хворих із малими дефектами зубного ряду. Український стоматологічний альманах. 2008; Вып. 1: 14–7. – Режим доступа к журн.: <https://cyberleninka.ru/article/n/osoblivosti-vigotovlennya-i-zastosuvannya-naboru-adgezivnih-proteziv-u-hvorih-iz-malimi-defektami-zubnogo-ryadu>.
102. Чудинов КВ, Лавров АА, Хабиев КН Метод выбора для быстрого восстановления одного отсутствующего зуба. Новое в стоматологии. 2005; 6: 113-8.

103. Тынчеров РР, Калбаев АА Усовершенствованный метод изготовления металлопластмассового адгезивного мостовидного протеза в период остеоинтеграции винтовых имплантатов. Наука, новые технологии и инновации. 2016; 2: 27–8.
104. Greenberg JR Время наводить адгезивные мосты. Стоматологинфо. 2009; 3: 31–3.
105. Ibbetson R Clinical Considerations for Adhesive Bridgework. Dent. Update. 2004; 31: 254–265.
106. Аболмасов НГ, Аболмасов НН, Бычков ВА, Аль-Хаким А Ортопедическая стоматология 8-е изд. М.: МЕДпресс-информ. 2011: 512.
107. Шестопалов МС Конструирование мостовидных протезов при малых включенных дефектах зубных рядов с применением щадящих методов препарирования. Стоматология. 2007; 4: 46–9.
108. Al Twala EQH, Chadwick RG Fibre reinforcement of two temporary composite bridge materials – Effect upon flexural properties. Journal of Dentistry. 2012; 40(12). 1044–1051. – Access mode: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2012.08.012>.
109. Chaar MS, Passia N, Kern M. All-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses: An update. Quintessence Int. 2015 Oct; 46(9): 781-8. doi: 10.3290/j.qi.a34552. Access mode: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26287024>.
110. Наумович СА, Борунов АС, Кайдов ИВ Ортопедическое лечение включенных дефектов зубного ряда адгезивными мостовидными протезами. Современная стоматология. 2006; 2: 34–8.
111. Аболмасов НГ, Аболмасов НН, Бычков ВА, Аль-Хаким А Ортопедическая стоматология 8-е изд. М.: МЕДпресс-информ. 2011: 512.
112. Рожко ММ, Михайленко ТМ, Онищенко ВС Довідник з ортопедичної стоматології. К.: Книга плюс. 2004: 288.

113. Кавецкий ВП, Поляков КМ Адгезивные мостовидные протезы: учебно-методическое пособие. Минск: БелМАПО. 2009: 14.
114. Rochette AL Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. *J Prosthet Dent*. 1973 Oct;30(4 Pt 1):418-23. doi: 10.1016/0022-3913(73)90163-7.
115. Belser UG, Marinello CP Die perfozierte gegossene Adhasivbrücke-Ergebnisse einer klinischen Langzeiter-Suchung. *Schweiz. Mschz. Zahmed*. 1985; 7.-95:560-74.
116. Besimo ChK, Jogen KM Die Klinik der Adhesivbrücken-technik- Teil 2. *Schweiz. Mschz. Zahmed*. 1986; 96.11:1259-72.
117. Marinello CP, Belser UG Die Adhasivbrücke Alternative Luckenversozung. *Schweiz. Mschz. Zahmed*. 1985;95:194.
118. Howe DF, Denehy GE Anterior fixed partial dentures utilizing the acid-etch techniques and a cast metal framework. *J. Prost. Dent*. 1977; 37: 28-32.
119. Bielski JK Materiały stosowane do umocowywania mostów protetycznych AET. *Prost. Stomat*. 1987; 4: 175.-180.
120. Buth KL, Schulz AB Zur Klinik und Technologie der Adhasivbrücke. *Zahn Technik*. 1987; 6: 328-242.
121. Busch MR Unter welchen Bedingungen IST die Maryland-Brücke eine Alternative. *Dental labor*. 1984; 10: 1149.
122. Heinenberg BG Die klinische Herstellung einer Maryland-Brücke. *Quintessenz*. 1983;6: 1157.
123. Heinenberg BG Die modifizierte Marylandbrücke. *Quintessenz*. 1984;5:432-8.
124. Trentalancia MC, Galliani GC Cementación de dentado de metallo al esmalte: Durahinagmas y maryland. *Dental Cadmos*. 1985; 2: 33-5.
125. Заліський БМ, Гумецький РА, Макеев ВФ Адгезивні мостоподібні протези (ретроспективний огляд конструктивних особливостей). *Новини стоматології*. 1995;4(5):13-4.

126. Копейкин ВН Руководство по ортопедической стоматологии. М: Триада. Х. 1998: 495.
127. Gerald Barrack. The etched cast restoration - Clinical techniques and long-term results. *Quintessence Int.* 1993; 24:701-13.
128. Ряховский АН Ортопедическое лечение без искусственных коронок. *Клиническая стоматология.* 1999;3:52-5.
129. Ряховский АН, Карапетян АА. Способ устранения включённых дефектов зубного ряда. Патент РФ №2146505. А61С8/00. Оpubл.10.10.1999.
130. Полонейчик НМ, Мышковец НА Клиническая оценка эффективности применения усовершенствованной конструкции адгезивного мостовидного протеза. Патент №63 РБ на полезную модель от 01.09.1999.
131. Удод ОА, Драмарецька СІ Клінічна система оцінки адгезивних мостоподібних протезів. Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір №43709 від 14.05.2011 р.
132. Драмарецкая СИ Клинические особенности адгезивных мостовидных протезов с минимальным препарированием опорных зубов. Актуальні проблеми клінічної, теоретичної, профілактичної медицини, стоматології та фармації : програма та матеріали 76-го міжнар. медичного конгресу молодих учених. – Донецьк, 2014: 216.
133. Удод ОА, Центіло ВГ, Драмарецька СІ Досвід застосування адгезивних мостоподібних протезів у відновленні цілісності зубних рядів. *Український журнал медицини, біології та спорту.* 2018; Т 3. 7(16): 204-8.
134. Удод АА, Драмарецкая СИ Клинические особенности подходов к фиксации адгезивных мостовидных протезов. *Український стоматологічний альманах.* 2013; 6: 92–3.
135. Удод АА, Драмарецкая СИ Клиническое исследование адгезивных мостовидных протезов, изготовленных при различных подходах к

препарированию опорных зубов. Вісник проблем біології і медицини. 2014; 3(112): 329-32.

136. Удод АА, Драмарецкая СИ Клиническое обоснование оптимальной конструкции адгезивных мостовидных протезов. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2016; Т.16. 1(53): 47–52.

137. Кузнецова ЕА Биомеханика адгезивного мостовидного протеза с армидной нитью и его клинико-рентгенологическая оценка: Автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22/ Моск. Мед. стомат. ин-т. им. Семашко. М. 2000: 22.

138. Радлинский СВ Адгезивные мостовидные конструкции. Дент-Арт.1998; 2: 28-40.

139. Кононенко ОС Адгезійна мостоподібна конструкція. Патент України №52801. А61С13/00. Бюл 1. 2003.

140. Кузнецов ПА, Дистель ВА, Стафеев АА Способ изготовления мостовидного протеза при дефектах зубных рядов во фронтальном отделе. Патент СССР №952240 А61С13/00 Бюл 31. 23.08.82.

141. Жданов ВЄ, Кльомін ВА, Озерова ТЛ Зубний протез. Патент України №37129. А61С13/00. Бюл 3. 2001.

142. Адамчик АА Одномоментное замещение единично отсутствующего зуба. Стоматолог. 2001;8:13.

143. Левицька ЛП Конструювання адгезивних протезів із фотополімерних композицій. Дент-Арт. 1995; 1: 43-4.

144. Петрикас ОА Замещение включенных дефектов зубных рядов адгезивными мостовидными протезами : дис. . канд. мед. наук: 14.00.21 / Твер. гос. мед. акад. Тверь. 1992: 161.

145. Акулович АВ Адгезивные системы в пародонтологии. Пародонтология. 2009;2:26-33.

146. Ефремян АМ Перспективность технологии CAD/CAM при лечении пациентов с дефектами зубных рядов. Международный студенческий научный вестник. 2016; 2:32.
147. Пархамович СН, Тюкова ЕА Современные подходы применения волоконных армирующих систем для адгезивного шинирования и микропротезирования. Современная стоматология. 2016; 3:43–8.
148. Гришин СЮ Адгезивные мостовидные протезы: новые возможности. Dental Market. 2003;6:24-5.
149. Шиленко ДР, Казакова КС, Елинская АН, Писаренко ЕА, Удальцова-Тарнавская КА Обоснование армирования адгезивного мостовидного протеза. Світ медицини та біології. 2011;3:138-140.
150. Golub JJ The Manhattan bridge- A new silk-wrap technique. NY. J. Dent. 1986;56:226-28.
151. Марков БП, Глебская-Родионова АВ, Пан ЕГ Эстетическая непрямая реставрация вкладками и мостовидными протезами из композиционного материала belle Glass HP . Новое в стоматологии. 2002;1: 4-8.
152. Тинчеров РР, Колбаев АА Исследование прочности связи временных адгезивных мостовидных протезов с твердыми тканями зуба. Вестник КГМА им. И. К. Ахунбаева. 2014; 2:109-120.
153. Тынчеров РР, Калбаев АА Усовершенствованный метод изготовления металлопластмассового адгезивного мостовидного протеза в период остеоинтеграции винтовых имплантатов. Наука, новые технологии и инновации Кыргызстана. 2016;2:27-8.
154. Garoushi S, Lassila L, Vallittu PK Resin-bonded fiber-reinforced composite for direct replacement of missing anterior teeth. A clinical report. International Journal of Dentistry. Published online 2011 Sep 20; 2011 (845420): 5p. doi: [10.1155/2011/845420](https://doi.org/10.1155/2011/845420) Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3177093/>

155. Матвеев ДВ, Соколов ПЕ, Лазе Р, Петрикас ОА Исследование прочности на изгиб армированного композита. Тверской медицинский журнал. 2016; 4: 73-5.
156. Луцкая ИК, Новак НВ, Кавецкий ВП Обоснование выбора метода моделирования адгезивной волоконной конструкции. Современная стоматология. 2014 Июнь; 1:41-5.
157. Шиленко ДР, Казакова КС, Елинская АН Обоснование армирования адгезивного мостовидного протеза. Світ медицини та біології. 2011 Червень; 7(3): 138-140.
158. Мокренко ЕВ Семикозов ОВ Особенности формирования волоконных опорно-армирующих конструкций при адгезивном протезировании зубных рядов. Клиническая стоматология. 2006; 2: 26-9.
159. Кавецкий ВП Клиническая эффективность адгезивных волоконных конструкций. Современная стоматология. 2012 Окт; 1: 52-5.
160. Петрикас ОА, Ключев БС Методика препарирования опорных зубов для адгезивных мостовидных протезов и адгезивных облицовок (виниров) и её анатомическое обоснование. Стоматология.1997; Т.76. 3:46-50.
161. Creugers NH, Snoek PA, Van't Hof MA, Kayser AF Clinical performance of resin-bonded bridges a 5-year prospective study. Part III : Failure characteristics and survival after rebonding. J. Oral. Rehabil.1990; 17(2): 179-186.
162. Василенко ЗС, Берёза НН Способ протезирования малого дефекта зубного ряда. Патент СССР №1799572 А61С5/08. Бюл 9. 07.03.93.
163. Creugers NH, De Kanter RJ, Verzijden CW, Van't Hof MA Risk factor and multiple failures in posterior resin-bonded bridges in a 5-year multi-practice clinical trial. Jul-Aug 1998;26(5-6):397-402. doi: 10.1016/s0300-5712(97)00028-6.
164. Петрикас ОА Современные и щадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов. Новое в стоматологии (спец. выпуск).1998;5:40.

165. Verzijden CW, Creugers NH, Mulder JA multi-practice clinical studi on posterior resin-bonded bridges: a 2,5-year interim report. J. Dent. Res.1994;73(2):529-535.
166. Bielski JK Materiały stosowane do umocowywania mostów protetycznych AET. Prost.Stomat.1987;4:175.-180.
167. Петрикас ОА Современные и щадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов. Новое в стоматологии (спец. выпуск).1998;5:40.
168. Заліський БН Ортопедичне лікування хворих з частковими дефектами зубних рядів адгезивними мостоподібними протезами. Афтореф. дис...канд.мед.наук:14.01.22 Львівськ. Держ. мед. унів-т.- Львів.1994:16.
169. Петрикас ОА Современные и щадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов. Новое в стоматологии.1998;5:5-23.
170. Гумецкий РА, Завадка АЕ, Лобач АО Опыт применения адгезионных мостовидных протезов. Стоматология.1987;Т.66.5:57-9.
171. Creugers NH, Snoek PA, Van't Hof MA, Kayser AF Clinical performance of resin-bonded bridges a 5-year prospective study. Par III : Failure characteristics and survival after rebonding. J. Oral. Rehabil.1990;17(2):179-186.
172. Djemal S, Setchell D, King P Long-term characteristics of 832 resin-retained bridges and splints provided in a post-graduate teaching hospital between 1978 and 1993. J. Oral Rehabil.1999;26(4):302-22.
173. Удод ОА, Помпій ОО Сучасні технології та конструкційні особливості адгезивних мостоподібних протезів. Вісник проблем біології і медицини. 2018. Вип.2 (144). 68-73. DOI - 10.29254/2077-4214-2018-2-144-68-73.
174. Чикунов СО Современная эстетическая стоматология: Мостовидные протезы СВW. СПб: ИД «Дентал Форум». 2007:33-7.
175. Ильин ДВ, Бочкарёв ИВ Мостовидные протезы СВW на микрозамках. Актуал. вопр. соврем. стоматол.: материалы конференции,

посвященной 75-летию Волгоградского государственного медицинского университета, 45-летию кафедры терапевтической стоматологии и 40-летию кафедры ортопедической стоматологии / Под общ. ред. акад. В.И. Петрова. Волгоград: ООО «Бланк». 2010:248.

176. Морозов АЕ, Хашина МВ Система CBW как метод выбор в клинике ортопедической стоматологии. Сборник научных тезисов и статей "Здоровье и образование в XXI Веке" 2, 2009. (Т.11) Материалы X международного конгресса «Здоровье и образование в XXI веке» РУДН, Москва. 2009:162-3.

177. Салимов ТМ, Медведева ЕА Разработка собственного инновационного исследования замкового крепления CBW. Проблемы медицины в современных условиях. Сб. научн. трудов по итогам международной научной секции 37 – Стоматология. (11 июня 2016). Казанский (Приволжский) федеральный университет. Казань. 2016
<http://izron.ru/articles/problemny-meditsiny-v-sovremennykh-usloviyakh-sbornik-nauchnykh-trudov-po-itogam-mezhdunarodnoy-nauch/sektsiya-37-stomatologiya-spetsialnost-14-01-14/razrabotka-sobstvennogo-innovatsionnogo-issledovaniya-zamkovogo-krepleniya-cbw/>

178. Ильин ДВ, Бочкарёв ИВ Мостовидные протезы CBW на микрозамках. Актуал. вопр. соврем. стоматол.: материалы конференции, посвященной 75-летию Волгоградского государственного медицинского университета, 45-летию кафедры терапевтической стоматологии и 40-летию кафедры ортопедической стоматологии / Под общ. ред. акад. В.И. Петрова. Волгоград: ООО «Бланк». 2010:248.

179. Чикунов СО Современная эстетическая стоматология: Мостовидные протезы CBW. СПб: ИД «Дентал Форум». 2007:33-7.

180. Ершова ЕВ, Чикунов СО Мостовидные протезы CBW и Maryland: что общего? Клиническая стоматология. 2004;3:58-60.

181. Чикунов СО Современная эстетическая стоматология: Мостовидные протезы CBW. СПб: ИД «Дентал Форум». 2007:33-7.
182. Янішен ІВ, Кузнецов РВ Прогнозування зниження якості незнімних конструкцій зубних протезів на етапах клінічної експлуатації. Вісн. пробл. біол. і мед. 2016; 2. Т.1(128):297-301.
183. Верстаков ДВ Клинико-экспериментальное обоснование ортопедического лечения пациентов при низкой коронке опорных зубов: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14. Волгоград, 2015:140.
184. Шиленко ДР, Беликов АБ, Клепач НН, Беликова НИ Методика обоснования выбора уровня инвазивности адгезивного мостовидного протеза. Український стоматологічний альманах. 2007; 4:32-6.
185. Костенко СБ Модифікація підходів до препарування зубів під ортопедичні конструкції шляхом вдосконалення принципу цільового простору препарування та реставрації. Вісник проблем біології і медицини. 2021; 2(160):307-11.
186. Barwacz CA, Hernandez M, Husemann RH. Minimally Invasive Preparation and Design of a Cantilevered, All-Ceramic, Resin-Bonded, Fixed Partial Denture in the Esthetic Zone: A Case Report and Descriptive Review. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2014;26(5):314-323.
187. Fradeani M, Barducci G, Bacherini L. Esthetic rehabilitation of a worn dentition with a minimally invasive prosthetic procedure (MIPP). The international journal of esthetic dentistry. 2016;11(1):16-35.
188. Yuan K, Niu C, Xie Q, Jiang W, Gao L, Huang, Z, et al. Comparative evaluation of the impact of minimally invasive preparation vs. conventional straight line preparation on tooth biomechanics: a finite element analysis. European journal of oral sciences. 2016;124(6): 591-596.
189. Ступницький РМ Обґрунтування вибору ортопедичної конструкції залежно від напружено-деформованого стану системи «протез опорний зуб-

пародонт» методом математичного моделювання. Новини стоматології. 2008; 1:46–51.

190. Чуйко АН, Кузнецов РВ, Выборный ВГ О биомеханике мостовидных протезов. Стоматолог. 2003; 3:51–5.

191. Шиленко ДР Процедура розрахунку області контакту і зони оклюзійного контакту адгезивних мостоподібних конструкцій. Світ медицини та біології. 2008; 1:80-4.

192. Жулев ЕН, Дёмин ДН, Айвазян МГ Распределение интенсивности напряжений под влиянием функциональной нагрузки в мостовидном протезе с двухсторонней опорой. Фундаментальные исследования. 2014; 10:1704–8.

193. Жулев ЕН, Иванов ЮН, Беллюстин НС Расчет упругих напряжений при использовании мостовидных зубных протезов. Нижегородский медицинский журнал. 1996; 2:49–52.

194. Кернов ПЮ, Доценко ВИ, Левитов АН и др. Математические исследования воздействия нагрузки на опорные элементы мостовидного протеза. Вісник проблем біології і медицини. 2002;11-12:85-92.

195. Van Wijlen P. A modified technique for direct, fibre-reinforced, resinbonded bridges: clinical case reports. J. Can. Dent. Assoc. 2000;66(7):367-371.

196. Чуйко АН, Громов ОВ Некоторые практические вопросы биомеханики мостовидных протезов. Стоматолог. 2003; 1:48-53.

197. Чуйко А.Н., Олейник А.В. О биомеханике нижней челюсти человека при протезировании несъемными протезами. Российский журнал биомеханики. 2009; 1:79-94.

198. Трезубов ВН, Щербаков АС, Мишнёв ЛМ, Фадеев РА Ортопедическая стоматология. [8-е изд. перераб. и доп.]. СПб.: Фолиант. 2010:656.

199. Жулев ЕН, Иванов ЮН, Беллюстин НС Расчет упругих напряжений при использовании мостовидных зубных протезов. Нижегородский медицинский журнал. 1996; 2:49–52.
200. Козлов ВА. Математическое моделирование и расчет напряженно-деформированного состояния металлокерамических зубных протезов. Стоматология. 1997; 76(4):47–51.
201. Лещук СЄ, Лещук ЄС, Мандзюк ТС Особливості розподілу силових навантажень у багатокореновому зубі під дією імітованих оклюзійних сил, визначених методом комп'ютерного моделювання. Новини стоматології. 2009; 2:54–9.
202. Чуйко АН, Громов ОВ Некоторые практические вопросы биомеханики мостовидных протезов. Стоматолог. 2003; 1:48–53.
203. Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of polyethylene-fibrereinforced-composite versus glass-fibre-reinforced-composite fixed partial dentures. J Oral Rehabil. 2002 Jul;29(7):668-74. doi: 10.1046/j.1365-2842.2002.00870.x
204. Lin Ying-Hui, Sun Gui-Lan Effect of embedding different amount of metal wires on the flexural strength of repaired denture base. Acta Academiae Medicinae Qingdao Universitatis. 2010; 4. – Access mode: http://en.cnki.com.cn/Journal_en/E-E000-BATE-2010-04.htm.
205. Li W, Swain MV, Li Q, Steven Grant P. Towards automated 3D finite element modeling of direct fiber reinforced composite dental bridge. J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater. 2005. Vol. 74. 520–528. doi: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30233>
206. Chuiko A Peculiarities of modeling and analysis of stressedlydeformed condition in elements of tooth-and-jaw system. Acta of bioengineering and biomechanics: Proceedings of the 13th Conference of the European Society of Biomechanics. 2002; 4(1): 805–6.

207. Тынчеров РР, Калбаев АА Исследование прочности связи временных адгезивных мостовидных протезов с твердыми тканями зуба. Вестник КГМА им. И. К. Ахунбаева. 2014; 2:109–112.
208. Чуйко АН, Олейник АВ О биомеханике нижней челюсти человека при протезировании несъемными протезами. Российский журнал биомеханики. 2009; 1:79–94.
209. Ziada HM, Barrett BE Case report: a non-rigid connector for a resin bonded bridge. Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent. 2000; 8(2):67–76.
210. Фомин НА, Рубникович СП, Базылев НБ Анализ напряженно-деформационного состояния корня зуба, восстановленного литой культевой штифтовой вкладкой методом цифровой спекл-фотографии. Современная стоматология. 2001; 3:50–3.
211. Балакший ВИ, Парыгин ВН, Чирков ЛЕ Физические основы акустооптики М.: Радио и связь. 1985:280.
212. Ziada HM, Benington IS, Orr JF Photoelastic stress analysis in resin-bonded bridge design. Eur. J. Prosthodont. Restor Dent. 1995; 3(5):217–22.
213. Галлагер Р Метод конечных элементов. Основы; пер. с англ. М.: Мир. 1984:428.
214. Jiang Xu, Kolstein Henk, Bijlaard Frans, QiangXuhong. Effects of hygrothermal aging on glass-fibre reinforced polymer laminates and adhesive of FRP composite bridge: Moisture diffusion characteristics. Composites Part A. Applied Science and Manufacturing. 2014; 57:49–58. – Access mode: <http://dx.doi.org/10.1016/j.compositesa.2013.11.002>;
215. Keulemans F, Jager NDe, Kleverland CJ, Feilzer AJ Influence of retainer design on two-unit cantilever resin-bonded glass fiber-reinforced composite fixed dental prostheses: an in vitro and finite element analysis study. J. Adhes Dent. 2008 Oct;10(5):355-64.

216. Li W, Swain MV, Li Q, Steven Grant P. Towards automated 3D finite element modeling of direct fiber reinforced composite dental bridge. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.* 2005. Vol. 74. 520–528. doi: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30233>

217. Ступницький РМ Обґрунтування вибору ортопедичної конструкції залежно від напружено-деформованого стану системи «протез опорний зуб-пародонт» методом математичного моделювання. *Новини стоматології.* 2008; 1: 46–51.

218. Kuo WC, Lin YS, Lin LC, Wang JC Biomechanical Investigation of Long-span Glass-fiber-reinforced Acrylic Resin Provisional Fixed Partial Denture: A Finite Element Analysis. *Journal of Medical and Biological Engineering.* 2012; 32(5): 357–64. – DOI: [10.5405/jmbe.956](https://doi.org/10.5405/jmbe.956)

219. Yokoyama Daiichiro, Shinya Akikazu, Gomi Harunori, Vallittu Pekka K, Shinya Akiyoshi Effects of mechanical properties of adhesive resin cements on stress distribution in fiber-reinforced composite adhesive fixed partial dentures. *Dental Materials Journal.* 2012; 31(2):189–196. – Access mode: https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/31/2/31_2011-104/_pdf.

220. Keulemans F, Shinya A, Lassila LV Vallittu PK, Kleverlaan CJ et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Anterior Two-Unit Cantilever Resin-Bonded Fixed Dental Prostheses. *The Scientific World Journal.* 2015. Vol. 2015. Access mode: <http://dx.doi.org/10.1155/2015/864389>.

221. Wei YR, Wang XD, Zhang Q, Li XX, Blatz MB et al. Clinical performance of anterior resin-bonded fixed dental prostheses with different framework designs: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2016 Apr;47:1-7. doi: 10.1016/j.jdent.2016.02.003. Epub 2016 Feb 11.

222. Muhittin Toman, Suna Toksavul, Sercan Sabancı et al. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution of two-retainer and single-retainer all-

ceramic resin-bonded fixed partial dentures. Quintessence International. 2015; 46(8):691–6.

223. Жулев ЕН, Дёмин ДН, Айвазян МГ Распределение интенсивности напряжений под влиянием функциональной нагрузки в мостовидном протезе с двухсторонней опорой. Фундаментальные исследования. 2014; 10:1704–8.

224. Лещук СЄ, Лещук ЄС, Мандзюк ТС Особливості розподілу силових навантажень у багатокореновому зубі під дією імітованих оклюзійних сил, визначених методом комп'ютерного моделювання. Новини стоматології. 2009;2:54–9.

225. Чуйко АН, Вовк ВЕ Особенности биомеханики зубочелюстного сегмента в норме. Стоматолог. 2004; 9: 11–7.

226. Горбань СА, Литвин ТВ Восстановление отсутствующих зубов с помощью преполимеризованных адгезивно-волоконных систем. Denta Blitz. 2006;6:10–3.

227. Ступницький РМ Обґрунтування вибору ортопедичної конструкції залежно від напружено-деформованого стану системи «протез опорний зуб-пародонт» методом математичного моделювання. Новини стоматології. 2008; 1:46–51.

228. Шиленко ДР Процедура розрахунку області контакту і зони оклюзійного контакту адгезивних мостоподібних конструкцій. Світ медицини та біології. 2008; 1:80–4.

229. Yokoyama Daiichiro, Shinya Akikazu, Gomi Harunori, Vallittu Pekka K, Shinya Akiyoshi Effects of mechanical properties of adhesive resin cements on stress distribution in fiber-reinforced composite adhesive fixed partial dentures. Dental Materials Journal. 2012; 31(2):189–196. – Access mode: https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/31/2/31_2011-104/_pdf.

230. Hans WL Arcus digma фирмы KaVo – электронная система для регистрации движений нижней челюсти и для предотвращения возникновения

нарушений окклюзии после протезирования. Новое в стоматологии. 2003; 1:11–12.

231. Кузнецов РВ Планування опорних елементів та удосконалення методів фіксації адгезивних мостоподібних протезів: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22. Полтава. 2006:168.

232. Кузнецов РВ, Погорелая АВ Теоретическое обоснование расчета адгезивных мостовидных протезов. Вопросы экспериментальной и клинической стоматологии: сборник научных трудов. Харьков, 2015. Вып. 11, ч. 2 (Гофунговские чтения: материалы научно-практической конференции с международным участием, в рамках празднования 210-летия ХНМУ и международного Дня стоматолога, 10 февраля 2015 г., Харьков). 27–32. – Режим доступа к сайту: <http://repo.knmu.edu.ua/handle/123456789/8757>.

233. Guliz Aktas, Goncu Basara Emine, Erdal Sahin et al. Effects of Different Cavity Designs on Fracture Load of Fiberreinforced Adhesive Fixed Dental Prostheses in the Anterior Region. Journal of Adhesive Dentistry. 2013; 15(2): 131–5.

234. Perea L, Matinlinna JP, Tolvanen M et al. Fiber-reinforced Composite Fixed Dental Prostheses with Various Pontics. Journal of Adhesive Dentistry. 2014;16(2):161–8.

235. Caneppele Taciana Marco Ferraz, Silva Ingrid Oliveira, Borges Alessandra Buhler et al. Influence of glass fiber reinforcement and resin viscosity on the fracture strength of adhesive partial fixed prosthetic dentures. Brazilian Dental Science. 2013;16(1):27–32.

236. Tanculescu O, Doloca A, Vieriu R-M, Florentina M, Gianina I et al. Physical and Mechanical Characterization of Different Fiber-reinforced Composite Systems Used in Fixed Prosthesis. Revista de Chimie. 2016;67(1):96–102. https://www.researchgate.net/publication/294582125_

237. Шиленко ДР, Беликов АБ, Клепач НН, Беликова НИ Методика обоснования выбора уровня инвазивности адгезивного мостовидного протеза. Український стоматологічний альманах. 2007;4: 32–6.
238. Шиленко ДР Процедура розрахунку області контакту і зони оклюзійного контакту адгезивних мостоподібних конструкцій. Світ медицини та біології. 2008;1:80–4.
239. Rosentritt M, Behr M, Handel G Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. Journal of Oral Rehabilitation. 2003; 30(9):873–77. – DOI: [10.1046/j.1365-2842.2003.01075.x](https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2003.01075.x)
240. Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Handel G Fracture resistance of fiber-reinforced vs. non-fiber-reinforced composite molar crowns. Clinical oral investigations. 2003 Sep;7(3):135–9. – DOI: [10.1007/s00784-003-0211-x](https://doi.org/10.1007/s00784-003-0211-x)
241. Lin Ying-Hui, Sun Gui-Lan Effect of embedding different amount of metal wires on the flexural strength of repaired denture base. Acta Academiae Medicinae Qingdao Universitatis. 2010. № 4. – Access mode : http://en.cnki.com.cn/Journal_en/E-E000-BATE-2010-04.htm
242. Ервандян АГ Клинико-лабораторное обоснование применения адгезионных мостовидных протезов из ормокеров и волоконных материалов: дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21. Москва. 2005:151.
243. Ивашов АС, Зайцев ДВ Изучение механических свойств Filtek Ultimate при изгибе в зависимости от температуры полимеризации. Современные проблемы науки и образования. 2012; 6:265–265. URL: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=7984> (дата обращения: 14.08.2020).
244. Соколова ИВ, Петрикас ОА, Петрикас ИВ Влияние типа полостей под опорные вкладки на прочность фиксации волоконно-армированных адгезивных мостовидных протезов. Клиническая стоматология. 2008;1:64–6.

245. Perea L, Matinlinna JP, Tolvanen ML, Lassia LV, Vallittu PK Fiber-reinforced Composite Fixed Dental Prostheses with Various Pontics. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2014 Apr;16(2):161–8. DOI: 10.3290/j.jad.a30755
246. Caixeta Rodrigo Vieira, Guiraldo Ricardo Danil, Berger Sandrine Bittencourt et al. Influence of glass-fiber reinforcement on the flexural strength of different resin composites. *Applied Adhesion Science*. 2015;3(24):1–6. – doi.org/10.1186/s40563-015-0053-1.
247. Jahanbin A, Abtahi M, Heravi F, Hoseini M, Shafae H. Analysis of different positions of fiber-reinforced composite retainers versus multistrand wire retainers using the finite element. *Int J Biomater*. 2014; 2014:581029. doi:10.1155/2014/581029.
248. Tanculescu Oana, Doloca Adrian, Vieriu Raluca-Maria et al. Physical and Mechanical Characterization of Different Fiber-reinforced Composite Systems Used in Fixed Prosthesis. *Revista de Chimie*. 2016;67(1): 96–102.
249. Smarandescu D., Sima E., Sima C. Study of resistance of the fiberglass pontics on external applied forces. *Digest Journal of Nanomaterials and Biostructures*. 2012;7(2):807–15.
250. Tanoue N, Sawase T, Matsumura H, McCabe JF. Properties of indirect composites reinforced with monomer-impregnated glass fiber. *Odontology*. 2012;100(2):192–8.
251. Chen Yung Chung, Li Haiyan, Foke Alex In vitro validation of a shape-optimized fiberreinforced dental bridg. *Dental Materials*. 2011; 27(12):1229–1237. – doi.org/10.1016/j.dental.2011.08.402.
252. Максимовская ЛН, Крутов ВА Сравнительная оценка прочности нанокомпозитных материалов для восстановления культи зуба. *Институт стоматологии*. 2012; 157. 2(55):94–5.

253. Шестопалов МС Клинико-экспериментальное применение щадящих методов препарирования зубов при протезировании малых дефектов зубных рядов: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.21. Н. Новгород. 2006: 153.
254. Ряховский АН, Карапетян АА Клинико-лабораторное обоснование применения вантовых мостовидных протезов. Панорама ортопедической стоматологии. 2001; 3:12–7.
255. Донский ГИ, Паламарчук ЮН, Павлюченко ОН Восстановительные и пломбировочные материалы.- Донецк. ООО “Лебедь”. 1999:216.
256. Djemal S, Setchell D, King P Long-term characteristics of 832 resin-retained bridges and splints provided in a post-graduate teaching hospital between 1978 and 1993. J. Oral Rehabil.1999;26(4):302-22.
257. Уголева С Композиционные пломбировочные материалы. Новое в стоматологии. 1995;1:4-10.
258. Макеев ВФ Полімерні композитні матеріали стоматологічного призначення. Новини стоматології. 1996;1(6):40-3.
259. Виноградова ТФ, Уголева СА Методика применения композиционных материалов. Новое в стоматологии (спец. выпуск).1996;8(47):25-35.
260. Челяпина ОО Новый отечественный адгезивный материал «Ортостом». Современная стоматология.2002;1:87-90.
261. Каральник ДМ, Воскресенская ИБ, Батовский ВН, и соавт. Новый композиционный пломбировочный материал «Эпакрил». Стоматология. 1985;2:85-7.
262. Николишин АК Современные композиционные пломбировочные материалы.Полтава.1996:55.
263. Вафин СМ, Вошин МБ, Перегудов АБ Опыт применения адгезивной композиционной системы Relyx ARC. Маэстро. 2000; 1:92-4.

264. Дедкова ЛЮ, Поюровская ИЯ, Пешкина МГ, Чечина ГН Сравнительная характеристика композитных материалов химического и светового отверждения *in vitro*. Стоматолог. №6.1998. 4-6.,
265. Бок ВИ О современных стоматологических композитах. Стоматолог. 1999;1:21-4.
266. Al-Shalan TA, Till MJ, Feigal RJ Composite rebonding to stainless steel metal using different bonding agent. *Pediatr. Dent.* 1997 May-Jun; 19(4): 273-6.
267. Уголева С Композиционные пломбировочные материалы. Новое в стоматологии (спец. выпуск).1996;3:8-17.
268. Каральник ДМ Адгезия - актуальная проблема пломбировочных материалов. Стоматология.1985;3:90-3.
269. Донский ГИ, Паламарчук ЮН Композиционные материалы и цементы, обладающие специфической адгезией. Донецк. 1996:52.
270. Поюровская ИЯ Композитные восстановительные материалы отечественного производства. Новое в стоматологии (спей. выпуск).1995; 1:11-3.
271. Шмалько НМ Клинические и экспериментальные исследования адгезии композитных материалов: автореф. дис...канд. мед. наук: 14.00.21. М. 1983:22.
272. Грютцнер А Прайм энд Бонд Эн-Ти. ДентАрт. 1998;3:41-9.
273. Гризодуб ВИ, Челяпина ОО Характеристика материалов для фиксации несъёмных ортодонтических аппаратов. Актуальні проблеми ортопедичної стоматології та ортодонтії: Мат. Всеукраїнської наук.-прак. конф. 17-18 травня.Полтава.2000: 24-26.
274. Грицай ИГ Обоснование выбора материала для фиксации несъёмных протезов (клинико-экспериментальное исследование): автореф. дис...канд. мед. наук: 14.00.21. Краснодар.1998:19.

275. Кардашов ДА, Петрова АП Полимерные клеи: создание и применение. М. 1983:280.
276. Каральник ДМ Адгезия - актуальная проблема пломбировочных материалов. Стоматология. 1985;3:90-3.
277. Жданов ВЕ, Клёмин ВА, Ищенко ПВ, Озерова ТЛ Сравнение санитарно-химических показателей полимерных пломбировочных материалов химического и светового отверждения. Вісник стоматології. 2000;2:3-4.
278. Дедкова ЛЮ, Поюровская ИЯ, Пешкина МГ, Чечина ГН Сравнительная характеристика композитных материалов химического и светового отверждения *in vitro*. Стоматолог. 1998;6:4-6.
279. Макеев ВФ Полімерні композитні матеріали стоматологічного призначення. Новини стоматології. 1996;1(6):40-3.
280. Донский ГИ, Паламарчук ЮН Композиционные материалы и цементы, обладающие специфической адгезией. Донецк. 1996:52.
281. Вафин СМ, Вошин МБ, Перегудов АБ Опыт применения адгезивной композиционной системы Relyx ARC. Маэстро. 2000;1:92-4.
282. Грицай ИГ Обоснование выбора материала для фиксации несъёмных протезов (клинико-экспериментальное исследование): автореф. дис...канд. мед. наук: 14.00.21. Краснодар. 1998:19.
283. Гаража СН, Грицай ИГ Краевая проницаемость материалов, используемых для фиксации несъёмных зубных протезов (экспериментальное исследование). Проблемы нейростоматологии и стоматологии. 1998;3:34-5.
284. Ремизов СМ, Беркович ЕС Исследование Физико-механических свойств твёрдых тканей зубов человека и пломбировочных материалов. Стоматология. 1974;4:17-21.
285. Лебеденко ИЮ Ортопедическое лечение патологии твёрдых тканей зубов и зубных рядов с применением нового поколения стоматологических материалов и технологии: автореф. дис... д-ра мед. наук: 14.00.21. М. 1995:48.

286. Kasrovi P, Timmins S, Shen A A new approach to indirect bonding using light-cure composite. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1997;6:652-66.
287. Гаража СН, Грицай ИГ Краевая проницаемость материалов, используемых для фиксации несъёмных зубных протезов (экспериментальное исследование). Проблемы нейростоматологии и стоматологии. 1998;3:34-5.
288. Fischer-Brandies H Enamel damage from multiple debonding in bracket adhesion technic. Forshr. Kieferorthop. 1993;54(4):143-7.
289. Браженко АВ Зубные цельнолитые мостовидные протезы с парапальпарными штифтами: автореф. дис... канд. мед. наук: 14.01.22. Львов. 1988: 20.
290. Ревзин НИ, Поюровская ИЯ Материалы на основе синтетических высокомолекулярных соединений стоматологического назначения. Мед. техника. 1975;Ч.2:30-2.
291. Быстров АГ, Штейнгард МЗ Результаты клинко-экспериментального исследования фиксирующих метериалов. Реабилитация жевательного аппарата: Юбил. сб. тр. Посвящается 40-летию каф. ортопед. стом. и материаловед. С.-П. 1998:33-5.
292. Штейнгард МЗ, Алексеева ЛС Принципы разработки и внедрения новых стоматологических материалов. В. кн.: Новые материалы для медицины. Л. 1988:6-11.
293. Шмалько НМ Клинические и экспериментальные исследования адгезии композитных материалов: автореф. дис...канд. мед. наук: 14.00.21. М. 1983:22.
294. Быстров АГ Клинко-экспериментальное исследование стоматологических фиксирующих материалов: автореф. дис...канд. мед. наук: 14.00.21. С.-П. 1997:17.
295. Петрикас ОА Адгезия композитов к эмали зубов человека. 1 научно-практическая конференция молодых медиков нечерноземья. Тверь. 1990:107-8.

296. Степанова СВ, Груздева ОА, Фесенко ВІ, Чепурна НГ, Тюлюпа НІ Стоматологічні адгезиви і адгезивні системи (Огляд літератури). Materials of the X International scientific and practical conference “Modern European science – 2014” 11. Medicine:60-6.
297. Marcus Th Firla Самопротравливающие адгезивные системы типа All-in-One (все в одном). Стоматолог. 2004;8:7-9.
298. Beltrami R, Chiesa M, Scribante A, Allegretti J, Poggio C.J. Comparison of shear bond strength of universal adhesives on etched and nonetched enamel. Dental Materials Journal. 2016 Apr 6;14(1):78-83.
299. Kensche A, Dähne F, Wagenschwanz C, Richter G, Viergutz G, Hannig C. Shear bond strength of different types of adhesive systems to dentin and enamel of deciduous teeth in vitro. Journal Of Clinical And Diagnostic Research. 2016 May;20(4):831-40.
300. Лесив АЙ Создание непрямых реставраций – путь к профессиональному совершенствованию в эстетической стоматологии. Стоматолог. 1999;11:42-3.
301. Moser JB, Dowling DB, Creiner EH, Marshall GW Adhesion of orthodontic cements to human enamel. J. Dent. Res.1976;55(3):411-19.
302. Berland LF, Westbrook P New appliances for the new materials. Dent. Today.1997;16(9):52-3.
303. Петрикас ОА Современные и щадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов. Новое в стоматологии. 1998;5:5-23.
304. Донский ГИ, Паламарчук ЮН, Павлюченко ОН Восстановительные и пломбировочные материалы. – Донецк. ООО “Лебедь”. 1999:216.
305. Abouch YE, Jenkins CB The bonding of an adhesive resin cement to single and combined adherends encountered in resin-bonded bridge work: an in vitro studi. Br. Dent. J.1991;171(6):166-175.

306. Creugers N.H., et al. Risk factor and multiple failures in posterior resin-bonded bridges in a 5-year multi-practice clinical trial// J. Dent. 1998;26(5-6):397-402.
307. Хельвиг Э, Клибек Й, Аггин Т Терапевтическая стоматология. Под ред. проф. А.М. Политун, проф. Н.И. Смоляр. Пер. с нем.- Львов: Гал. Дент. 1999;409.
308. Van Wijlen P A modified technique for direct, fibre-reinforced, resin-bonded bridges: clinical case reports. J. Can. Dent. Assoc. 2000;66(7):367-371.
309. Петрикас ОА Современные и щадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов. Новое в стоматологии. 1998;5:5-23.
310. Петрикас ОА Современные и щадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов. Новое в стоматологии (спец. выпуск). 1998; № 5:29-30.
311. Lorey RE, Edge MJ, Lang BR The potential for bonding titanium restorations. J.Prostodont.1993;2(3):151-6.
312. Ервандян АГ Адгезивные мостовидные протезы [Электронный ресурс] / Арутюн Гегамович Ервандян. 29.08.2015. – Режим доступа: <https://www.dr.arut.ru/lechebnaya-rabota/ortopedicheskaya-stomatologiya/adgezivnyie-mostovidnyie-protezyi/> , свободный. – Загл. с экрана.
313. Мирсаев ТД Мостовидные протезы с минимальной обработкой твердых тканей. Пути развития стоматологии: итоги и перспективы: Матер, конф. стоматологов.Екатеринбург. 1995:216-7.
314. Yuzdukoru B, Uctasli S Analysis of stress in modified resin-bonded cast fixed partial dentures. Ankara Univ. Hekim. Fak. Derg.1990;17(1):91-9.
315. Петрикас ОА Современные и щадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов. Новое в стоматологии.1998;5:5-23.
316. Петрикас ОА Современные и щадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов. Новое в стоматологии.1998;5:5-23.

317. Abe T, Takehana S, Hashimoto K, Murakami H, Sakuma K et al. A study of the adhesive resin used in adhesion bridges. Aichi Gakuin Daigaku Shigakkaishi. 1991;29(2):329-39. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1951943/>
318. Creugers NH, Van't Hof MA An analysis of clinical studies on resin-bonded bridges. J. Dent. Res. 1991;70(2):146-55. DOI: 10.1177/00220345910700021001
319. Петрикас ОА, Ключев Б.С. Методика препарирования опорных зубов для адгезивных мостовидных протезов и адгезивных облицовок (виниров) и её анатомическое обоснование. Стоматология. 1997;3:46-50.
320. Левицька ЛП Конструювання адгезивних протезів із фотополімерних композицій. Дент-Арт. 1995;1:43-4.
321. Нідзельський МЯ, Коротецька-Зінкевич ВЛ Стоматологічні композитні матеріали, їх властивості та застосування. Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2012;4(20):222-24.
322. Жданов ВЕ, Ковальчук ИС, Клёмин ВА, Озерова ТД Обоснование конструкции адгезивных мостовидных протезов по границе соприкосновения с зубом. Вісник стоматології. 2001;3:18-20.
323. Кузнецов РВ, Чуйко А.Н. Расчёт прочностных характеристик адгезивных мостовидных протезов. Медицина сегодня и завтра. 2004;1:194-8.
324. Кузнецов РВ О функциональных нагрузках во фронтальном участке зубного ряда. От теоретических исследований до прогресса в медицине. Сб. ХГМУ. 2004:745-6.
325. Кузнецов РВ Планування опорних елементів та удосконалення методів фіксації адгезивних мостоподібних протезів: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22. Полтава. 2006:168.
326. Hilton T, Hilton D, Randall R, Ferracane JL A clinical comparison of two cements for levels of post-operative sensitivity in a practice-based setting. Oper. Dent. 2004;29(3):241-8. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15195722/>

327. Memarpour M, Mesbahi M, Rezvani G, Rahimi M Microleakage of adhesive and nonadhesive luting cements for stainless steel crowns *Pediatr. Dent.* 2011;33(7):501-4. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22353410/>
328. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ Self-adhesive resin cements – chemistry, properties and clinical considerations. *J. Oral. Rehabil.* 2011;38(4): 295-314. DOI: [10.1111/j.1365-2842.2010.02148.x](https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02148.x)
329. Gonzaga CC, Campos E, Baratto-Filho F Restoration of endodontically treated teeth. *RSBO.* 2011;8(3):33-46. http://revodonto.bvsalud.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1984-56852011000300021
330. Larson TD Core restoration for crown preparation. *Northwest Dent.* Sep-Oct 2004;83(5):19, 22-5, 28. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15554446/>
331. Johnson GH, Lepe X, Zhang H, Wataha JC Retention of metal-ceramic crowns with contemporary dental cements. *J. Am. Dent. Assoc.* 2009 Sep;140(9):1125-36. DOI: [10.14219/jada.archive.2009.0340](https://doi.org/10.14219/jada.archive.2009.0340)
332. Tjan AH, Li T. Seating and retention of complete crowns with a new adhesive resin cement. *J Prosthet Dent.* 1992 Apr;67(4):478-83. DOI: [10.1016/0022-3913\(92\)90076-m](https://doi.org/10.1016/0022-3913(92)90076-m)
333. Ghasemi Ehsan, Haghayegh Navid, Ghalesefid Fatemeh Salehi Final Retention of Recemented Dental Casting Luted with Different Resin Cements. *J Islam Dent Assoc Iran.* 2020;32(1, 2):1-7. http://jidai.ir/browse.php?a_code=A-10-1-949&slc_lang=en&sid=1
334. Zidan O, Ferguson GC The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J. Prosthet. Dent.* 2003; 89(6):565-71. DOI: [10.1016/s0022-3913\(03\)00182-3](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(03)00182-3)
335. D'Amario M., Campidoglio M., Morresi A., Luciani L., Marchetti E., Baldi M. Effect of thermocycling on the bond strength between dual-cured resin

cements and zirconium-oxide ceramics. *Journal of Oral Science*. 2010;52(3):425-30.

DOI: <https://doi.org/10.2334/josnusd.52.425>

336. Schwartz RS, Fransman R Adhesive dentistry and endodontics: materials, clinical strategies and procedures for restoration of access cavities: a review. *J. Endod*. 2005 Mar;31(3):151-65. DOI: [10.1097/01.don.0000155222.49442.a1](https://doi.org/10.1097/01.don.0000155222.49442.a1)

337. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. *Dental Materials*. 2004 Jun;20(5):463-9. DOI: [10.1016/j.dental.2003.05.004](https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.05.004)

338. Stamatacos C, Simon JF Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent*. 2013 Jan;34(1):42-4, 46. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23550330/>

339. Aguiar TC, Saad JR, Pinto SC, Calixto LR, Lima DM et al. The Effects of Exposure Time on the Surface Microhardness of Three Dual-Cured Dental Resin Cements. *Polymers*. 2011;3(3):998-1005. <https://doi.org/10.3390/polym3030998>

340. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D Self-adhesive resin cements. *J. Esthet. Restor. Dent*. 2010 Dec;22(6):412-19. DOI: [10.1111/j.1708-8240.2010.00378.x](https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2010.00378.x)

341. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dental Materials*. 2004 Feb;20(2):191-7. DOI: [10.1016/s0109-5641\(03\)00091-5](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(03)00091-5)

342. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M Self-adhesive resin cements: a literature review *J Adhes Dent*. 2008 Aug;10(4):251-8. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18792695/>

343. Brännström M Reducing the risk of sensitivity and pulpal complications after the placement of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int*. 1996; 27(10):673-8. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9180403/>

344. Attar N, Tam LE, McComb D Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J. Prosthet. Dent.* 2003 Feb;89(2):127-134. DOI: 10.1067/mpr.2003.20
345. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dental Materials.* 2004 Feb;20(2):191-7. DOI: [10.1016/s0109-5641\(03\)00091-5](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(03)00091-5)
346. Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T Evaluation of Physical Properties and Surface Degradation of Self-Adhesive Resin Cements. *Dent Mater J.* 2007 Nov;26(6):906-14. DOI: 10.4012/dmj.26.906
347. Nakamura T, Wakabayashi K, Kinuta S, Nishida H, Miyamae M, Yatani H Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement. *J. Prosthodont. Res.* 2010 Apr;54(2):59-64. DOI: 10.1016/j.jpor.2009.09.004
348. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. *Dent Mater J.* 2004 Jun;20(5): 463-9. DOI: 10.1016/j.dental.2003.05.004
349. Stamatacos C, Simon JF Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent.* 2013 Jan;34(1):42-4, 46. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23550330/>
350. Yu Z, Strutz JM, Kipnis V, White SN Effect of dynamic loading methods on cement film thickness in vitro. *J. Prosthodont.* 1995 Dec;4(4):209-15. DOI: 10.1111/j.1532-849x.1995.tb00351.x
351. Ван Нурт Р Основы стоматологического материаловедения. М.: КМК-Инвест. 2004:304.
352. D'Amario M., Campidoglio M., Morresi A., Luciani L., Marchetti E., Baldi M. Effect of thermocycling on the bond strength between dual-cured resin cements and zirconium-oxide ceramics. *Journal of Oral Science.* 2010;52(3):425-30. DOI: <https://doi.org/10.2334/josnusd.52.425>

353. Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T Evaluation of Physical Properties and Surface Degradation of Self-Adhesive Resin Cements. *Dent Mater J*. 2007 Nov;26(6):906-14. DOI: 10.4012/dmj.26.906
354. Массирони Д, Пасчетта Р, Ромео Д Точность и эстетика. Клинические и зуботехнические этапы протезирования зубов. М.: Азбука. 2008;440.
355. Satoh K Experimental study on the influence of various dental luting cements on the crown elevation during cementation. *Shikwa Gakuho*. 1989 Aug;89(8): 1317-37. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2641195/>
356. Magne P, Kwon KR, Belser UC, Hodges JS, Douglas WH Crack propensity of porcelain laminate veneers: a simulated operatory evaluation. *J. Prosthet. Dent*. 1999 Mar;81(3):327–34. DOI: 10.1016/s0022-3913(99)70277-5
357. Yu Z, Strutz JM, Kipnis V, White SN Effect of dynamic loading methods on cement film thickness in vitro. *J. Prosthodont*. 1995 Dec;4(4):209-15. DOI: 10.1111/j.1532-849x.1995.tb00351.x
358. Levine WA An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *J. Prosthet. Dent*. 1989;62(2):175-8.
359. Wu JC, Wilson PR Optimal cement space for luting agents. *Int. J. Prosthodont*. 1994;54(3):209-15.
360. Kious AR, Roberts HW, Brackett WW Film thicknesses of recently introduced luting cements. *J. Prosthet. Dent*. 2009;101(3):189-92.
361. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Davidson CL, De Gee AJ, Lambrechts P, et al. Dual cure luting composites--Part II: Clinically related properties. *J. Oral. Rehabil*. 1991;21(1):57-66.
362. White SN, Yu Z Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents. *Int. J. Prosthodont*. 1993;6(4):384-9.
363. Bagheri R Film Thickness and Flow Properties of Resin-Based Cements at Different Temperatures. *J. Dent. Shiraz Univ. Med. Scien*. 2013;14(2): 57-63.

364. Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T Evaluation of Physical Properties and Surface Degradation of Self-Adhesive Resin Cements. *Dental Materials* 22. Journal. 2007;26(6):906-14.
365. Varjao F, Segalla J, Beloti A, Andrade L Study on film thickness of four resin cements. *Odontol. UNESP*. 2002;31(2):171-7.
366. Satoh K Experimental study on the influence of various dental luting cements on the crown elevation during cementation. *Shikwa Gakuho*. 1989;89(8):1317-37.
367. Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T Evaluation of Physical Properties and Surface Degradation of Self-Adhesive Resin Cements. *Dental Materials* 22. Journal.2007;26(6):906-14.
368. Smith DG, Ruse ND Acidity of glass ionomer cements during setting and its relation to pulp sensitivity. *JADA*.1986;112(5):654-7.
369. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin. Oral. Invest*. 2005;9(3):161-7.
370. Pospiech P All-ceramic crowns: bonding or cementing? *Clin. Oral. Investig*. 2002;6(4):189-97.
371. Denner N, Heydecke G, Gerds T, Strub JR Clinical comparison of postoperative sensitivity for an adhesive resin cement containing 4-META and a conventional glass- ionomer cement. *Int.J. Prosthodont*. 2007;20(1):73-8.
372. Sensat ML, Brackett WW, Meinberg TA, Beatty MW Clinical evaluation of two adhesive composite cements for the suppression of dentinal cold sensitivity. *J. Prosthet. Dent*. 2002;88(1):50-3.
373. Saad D, Atta O, El-Mowafy O The post-operative sensitivity of fixed partial dentures cemented with self-adhesive resin cements: A clinical study. *J. Am. Dent. Assoc*. 2010;141(12):1459-66.

374. De Souza Costa CA, Hebling J, Randall RC Human pulp response to resin cements used to bond inlay restorations. *Dent Mater.* 2006;22(10):954-62.
375. Furukawa K, Inai N, Tagami J The effects of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by indirect resin composite. *Dent. Mater.* 2002;18(2):136-42.
376. Mota CS, Demacho GB, Camacho GB, Powers JM Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *J. Prosthet. Dent.* 2003;89(6):558-64.
377. D'Amario M, Campidoglio M, Morresi A, Luciani L, Marchetti E, Baldi M Effect of thermocycling on the bond strength between dual-cured resin cements and zirconium-oxide ceramics. *Journal of Oral Science.* 2010;52(3):425-30.
378. Gu XH, Kern M Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int. J. of Prosth.* 2003;16(2):109-16.
379. Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int. J. Prosthodont.* 2004;17(3):357-63.
380. Nakamura T, Wakabayashi K, Kinuta S, Nishida H, Miyamae M, Yatani H Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement. *J. Prosthodont. Res.* 2010;54(2):59-64.
381. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin. Oral. Invest.* 2005;9(3):161-7.
382. El-Mowafy OM, Fenton AH, Forrester N, Milenkovic M Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements: effects of preparation taper and height. *J. Prosthet. Dent.* 1996;76(5):524-9.
383. Morgano SM, Bracket SE Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J. Prosthet. Dent.* 1999;82(6):643-57.

384. Zidan O, Ferguson GC The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J. Prosthet. Dent.* 2003; 89(6):565-71.
385. Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, Garcia-Godoy F Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. *American Journal of Dentistry.* 2001;14(4): 252-8.
386. Chazine M, Casucci A, Mazzoni A, Grandini S, Goracci C, Breschi L, Ferrari M Interfacial nanoleakage and internal cement thickness of three esthetic crown systems. *Dent. Mater.* 2012;28(10):1105-11.
387. Hooshmand T, Mohajerfar M, Keshvad A, Motahhary P Microleakage and marginal gap of adhesive cements for noble alloy full cast crowns. *Oper. Dent.* 2011;36(3):258-65.
388. Olms C, Boeckler A, Lautenschlager C, Setz J Clinical study of postoperative sensitivity for new self-adhesive resin cement. *Intern. Poster J. of Dentistry and Oral Medicine* 2009; 1. <https://www.quintessence-publishing.com/usa/en/article/856918>
389. Nejatidanesh F, Savabi O, Shahtoosi M Retention of implant-supported zirconium oxide ceramic restorations using different luting agents. *Clin. Oral. Implants Res.* 2011; 24:20-4.
390. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J. Prosthet. Dent.* 2006;96(2):104-14.
391. Светлов АЮ Современные стоматологические цементы. Научное обозрение. Медицинские науки. 2017; 4:92-95. URL: <https://science-medicine.ru/ru/article/view?id=1020> (дата звернения: 15.06.2020).
392. Мурадов МА Самоадгезивные композитные цементы в практике ортопедической стоматологии. *Клиническая стоматология.* 2013; 4:30-7.

393. Мурадов МА Самоадгезивные композитные цементы. *Dental-tribune*. 2014; 2:14-6.
394. Базиян ГВ, Новгородцев ГА Основы научного планирования стоматологической помощи. 1968. М.: Медицина:239.
395. Алимский АВ Заболеваемость, нормативы потребности и пути повышения эффективности стоматологической помощи населению: автореф. дис. на соискание учен. степени д-ра мед. наук: спец. 14.00.21 «Стоматология», 1983: 48
396. Лабунец ВА, Диева ТВ, Диев ЕВ, Лабунец ОВ К методике определения вида и фиксации показателей структуры ортопедической заболеваемости при проведении эпидемиологических исследований. *Досягнення біології та медицини*. 2021;2: 46-53;
397. Лабунец ВА, Диева ТВ, Лабунец ОВ К методике определения минимального количества наблюдений при проведении стоматологических осмотров. В: Матеріали наук.-практ. конфер. з міжнар. участю. Сучасна реконструктивна стоматологія. Міждисциплінарний підхід, 2012, 11-12 травня. Одесса. Одесса: 73-74.
398. Бажан АВ Научное обоснование нуждемости госпитализированных больных в стоматологической помощи и организация работы врача стоматолога в условиях стационара: автореф. дис... канд. мед. наук.1990. М.: 24.
399. Кузнецов РВ, Чуйко АН Расчёт прочностных характеристик адгезивных мостовидных протезов. *Медицина сегодня и завтра*. 2004; 1:194-8.
400. Ревазова ЗЭ, Вагнер ВД, Дмитриева ЛА Полнота обследования стоматологических больных при пародонтите. *Институт стоматологии*. 2013;2:12–4.
401. Green JC, Vermillion JR The simplified oral hygiene index *J. Am. Dent. Assoc*. 1964;68:7 – 10.

402. Лабунец ВА Основы научного планирования и организации ортопедической стоматологической помощи на современном этапе ее развития. Одесса. 2006:428.

403. Браженко АВ Зубные цельнолитые мостовидные протезы с парапальпарными штифтами: Автореф. дис... канд. мед.наук: 14.01.22. Львовск. Гос. мед. ин-т.-Львов. 1988:20.

404. Виноградова ТФ, Максимова ОП, Рогинский ЛА Стоматология детского возраста. Руководство для врачей. М.:Медицина. 1987:528.

405. Соціальна медицина та організація охорони здоров'я. Підручник. Заг. ред. ВМ Москаленко, ЮВ Вороненко. Тернопіль 2002:50-75.

406. Бойко ГИ., Палий ЛИ, Полонейчик НМ и др. Варианты одномоментного замещения дефекта зубного ряда при единично отсутствующем зубе с применением фотокомпозиционных материалов. Медицинский журнал Белорусского национального медицинского университета. 2010;2:146–7.

407. Жданов ВЕ, Ковальчук ИС, Клёмин ВА, Озерова ТД Обоснование конструкции адгезивных мостовидных протезов по границе соприкосновения с зубом. Вісник стоматології. 2001; 3:18-20.

408. Янішен ІВ, Герман СА, Ярина ІМ, Сідорова ОВ, Сорохан ММ Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей стоматологічних цементів для постійної фіксації ортопедичних конструкцій. Український журнал медицини, біології та спорту. 2018;6(15):240-4. DOI: <https://doi.org/10.26693/jmbs03.06.240>.

409. Тынчеров РР, Калбаев АА Исследование прочности связи временных адгезивных мостовидных протезов с твердыми тканями зуба Вестник КГМА им. И. К. Ахунбаева. 2014;2:109-112.

410. Логинова МК, Гусева ИЕ, Зайцева ИЕ Оклюзионные силы. Стоматология. 1999;6:51-56.

411. Brawley RE, Sedwick HJ Studies concerning the oral cavity and saliva. II. Biting pressure. Measurements of biting pressure in children. Am J Orthodont Oral Surg 1940;26:41-46.
412. Жданов ВЕ, Ковальчук ИС, Клёмин ВА, Озерова ТД Обоснование конструкции адгезивных мостовидных протезов по границе соприкосновения с зубом. Вісник стоматології. 2001;3:18-20.
413. Логинова МК, Гусева ИЕ, Зайцева ИЕ Оклюзионные силы. Стоматология. 1999;6:51-6.
414. Brawley RE, Sedwick HJ Studies concerning the oral cavity and saliva. II. Biting pressure. Measurements of biting pressure in children. Am J Orthodont Oral Surg 1940;26:41-6.
415. Кузнецова ЕА Биомеханика адгезивного мостовидного протеза с армидной нитью и его клинико-рентгенологическая оценка: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Моск. Мед. стомат. ин-т. им. Семашко. М.2000:22.
416. Кузнецов РВ О функциональных нагрузках во фронтальном участке зубного ряда. От теоретических исследований до прогресса в медицине. Сб. ХГМУ. 2004:745-6.
417. Петрикас ОА Современные щадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов. Часть 1. Новое в стоматологии. 1998;5:26.
418. Голік ВП, Кузнецов РВ, Ніконов АЮ “Зубний протез”. Патент України №67613 А. А61С13/00. Бюл 6. 15.06.2004.
419. Голік ВП, Кузнецов РВ, Ніконов АЮ “Спосіб фіксації ортопедичних конструкцій до природніх зубів.” Патент України №72378 А. А61С13/00. Бюл 2. 15.02.2005.
420. ИСО 11405-94. Материалы стоматологические. Руководство по испытанию на адгезию к зубной структуре. Международная организация по стандартизации. 1992:14.

421. ИСО 4049-88. Стоматология. Полимерные пломбировочные материалы. Международная организация по стандартизации. 1990:16.
422. Метод испытания на сжатие ГОСТ 4651-82. Гос. ком. СССР по стандартам. Москва. 1988:9.
423. Методы механических испытаний. М.: Изд. Сборник ГОСТов, 1964:145.
424. Дэйвит Г Порядковые статистики. Москва. 1979:336.
425. Хоулендер М, Вульф Д Непараметрические методы статистики. М.: Финансы и статистика. 1983:518.
426. Тарасенко ФП Непараметрическая статистика. Томск. Из-во Томского ун-та. 1976:292.
427. Леман Е Проверка статистических гипотез. М.: Наука. 1979:408.
428. Кобзарь АИ Прикладная математическая статистика. Для инженеров и научных работников. М.: Физматлит. 2006:816.
429. Флейс Дж. Статистические методы для изучения таблиц долей и пропорций. М.: Финансы и статистика. 1989:319.
430. Мандель ИД Кластерный анализ. М.: Финансы и статистика. 1988:176.
431. Шорохова ИС, Кисляк НВ, Мариев ОС Статистические методы анализа: учеб. пособие. М-во образования и науки Рос. Федерации, Урал. федер. ун-т. Екатеринбург : Изд-во Урал. ун-та. 2015:300.
432. Жданов ВЕ, Ковальчук ИС, Клёмин ВА, Озерова ТД Обоснование конструкции адгезивных мостовидных протезов по границе соприкосновения с зубом. Вісник стоматології. 2001;3:18-20.
433. Борисенко АВ Неспрядько ВП, Борисенко ДА Композиционные пломбировочные и облицовочные материалы К. ВСИ «Медицина». 2015:51-113.

434. Knobloch LA, Gailey D, Azer S, et al. Bond strength of one and two step self-etch adhesive systems. J Prosthet Dent. 2007;97(4):216-222.
435. Kanca J Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. Am. J. Dent. 1994;7:144-8.
436. Watanabe I Photocure bonding agents to ground dentin. J. Jpn. Dent. Mater. 1992;11:955-973.

ДОДАТКИ

A1

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА

Наукові праці, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації:

1. Беліков ОБ, Сорохан ММ Порівняльна характеристика мостоподібних протезів з мініінвазивним препаруванням опорних зубів (Огляд літератури). *Буковинський медичний вісник*. 2017;1(81):224-229. doi: <https://doi.org/10.24061/2413-0737.XXI.1.81.2017.48> (Вітчизняна стаття в фаховому виданні).
2. Янішен ІВ, Герман СА, Ярина ІМ, Сідорова ОВ, Сорохан ММ Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей стоматологічних цементів для постійної фіксації ортопедичних конструкцій. *Український журнал медицини, біології та спорту*. 2018;6(15):240-244. doi:

<https://doi.org/10.26693/jmbs03.06.240> (Вітчизняна стаття в фаховому виданні).

3. Belikov OI, Sorokhan NN Characteristics of the physical and mechanical properties of self-etching self-adhesive cements for indirect restorations in a comparative aspect. *Український журнал медицини, біології та спорту*. 2022;1(35):203-207 doi: <https://doi.org/10.26693/jmbs07.01.203> (Вітчизняна стаття в фаховому виданні).

4. Sorokhan M, Byelikov O Comparative characteristics of the physical and mechanical properties of the self-etchchangeable self-adhesive composite cement for indirect restorations "Махсем Elite ТМ". *Клінічна стоматологія*. 2022; 1:17-21 <https://doi.org/10.11603/2311-9624.2022.1>. (Вітчизняна стаття в фаховому виданні).

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

5. Sorokhan MM Evaluation of physic-mechanical properties of orthopedic structures in a corporative perspective. В: *Матеріали 100-ї підсумк. конф. проф-викл. персон. вищого держав. навчальн. закладу України «Буковинський державний медичний університет», присвяч. 75-річчю БДМУ*; 2019 Лют 11, 13, 18; Чернівці. Чернівці; Медуніверситет, 2019, с.381-2.

6. Сорохан ММ, Беліков ОБ, Белікова НІ, Белікова ЛО Аналіз фізико-механічних властивостей композитного матеріалу - Махсем Elite ^{ТМ} у порівняльному аспекті з фіксуючими матеріалами для непрямих реставрацій. In: *Materials of the 7th International scientific and practical conference. Eurasian scientific congress*. Barca Academy Publishing. Barcelona, Spain; 2020. Barcelona, 2020, p. 94-98. URL: <https://sci-conf.com.ua>

7. Sorokhan MM, Belikov OB, Belikova NI Comparative characteristics of physical and mechanical properties of fixing materials for indirect restorations. In: *Materials V International Scientific-Practical Conference with international*

participation. *Natural Science Readings*; 2020 May 28-30; Bratislava; Bratislava, 2020, p 26-28.

8. Sorokhan MM, Belikov OB, Belikova NI Advantages of application for fixing of fixed structures of self-etching self-adhesive composite cement for indirect restorations "Maxcem Elite". In: *Materials V International Scientific-Practical Conference with international participation. Natural Science Readings*; 2020 May 28-30; Bratislava; Bratislava, 2020, p 28-30.

9. Sorokhan MM, Belikov OB, Belikova NI. Method of preparation of abutment teeth with minimally invasive preparation to improve the retention of bridges of adhesive fixation. In: *Materials V International Scientific-Practical Conference with international participation. Natural Science Readings*; 2020 May 28-30; Bratislava; Bratislava, 2020, p 32-33.

10. Сорохан ММ, Беліков ОБ, Белікова НІ, Белікова ЛО Порівняльна характеристика фізико-механічних властивостей композитних цементів для непрямих реставрацій. В: *Збірник тез наукових робіт учасників міжнар. наук-практич. конф. Медична наука та практика: виклики і сьогодення*; 2020 Серп 21-22; Львів; Львів: ГО «Львівська медична спільнота», 2020, с 40-4.

11. Беліков ОБ, Сорохан ММ, Белікова НІ Деякі фізико-механічні властивості самоадгезивного і самопротравлюючого композиту подвійної фіксації «Maxcem EliteTM» як фіксувального матеріалу та його аналогів. In: *Materials XI International Science Conference. Topical issues of modern science and education*, 2021 March 11–13; Tallinn, Estonia, 2021, p 93-6. URL: <https://isg-konf.com>. DOI: 10.46299/ISG.2021.I.XI

Наукові праці, яка додатково відображають наукові результати дисертації:

12. Sorokhan M, Belikov A, Belikova N, Belikova L Comparative characteristics of the physical and mechanical properties of the self-etchable self-adhesive composite cement for indirect restorations "Maxcem Elite TM". In: *of the 12th International scientific and practical conference. Dynamics of the development of world science*. 2020; Vancouver, Canada. 104-110. URL: <https://sci-conf.com.ua>

13. Sorokhan M, Belikov A, Belikova N, Belikova L Comparative characteristics of the physicochemical properties of self-etching selfadhesive composite cement for indirect restorations of "Maxcem Elite" with analogues, as a fixing material for bridges of adhesive fixation. In: *of the 1st International scientific and practical conference. Fundamental and applied research in the modern world*. 2020; Boston, USA. 16-24. URL: <https://sci-conf.com.ua>

14. Belikov O, Sorokhan N, Belikova N, Roshchuk O, Vatamaniuk N Comparative characteristics of the physicochemical properties of self-etching self-adhesive cements for indirect restorations *Journal of social sciences, nursing, public health and education*. 2021; 1: 5-10. <http://snpe-journal.sk/2021-2>

15. Belikov AB, Belikova NI, Sorokchan MM Спосіб підвищення міцності адгезивної фіксації мостоподібних протезів до твердих тканин опорних зубів In: *Innovative approaches to personal development and health improvement. Monographic series «European Science». Book 4. Part 10*. 2021; ScientificWorld-NetAkhatAV, Karlsruhe, Germany: 162-168. DOI:10.21893/2709-2313.2021-04-10-038

<https://www.sworld.com.ua/index.php/kongress/collectiv-monograf/arhiv-mono-ua/apr202114>.

16. Патент на корисну модель № 148439 (Україна), МПК А61С 7/16 (2006.01); А61С 13/23 (2006.01) Спосіб виготовлення мостоподібних протезів адгезивної фіксації. Сорохан ММ, Бєліков ОБ, Палійчук ВІ, Рожко ММ, Палійчук ІВ винахідники; заявник і патентовл. № заявки u202006613; заявл. 15.10.2020; опубл. 11.08.2021, Бюл. № 32. 7 с.

A2

Таблиця 2.4

Критерії оцінки якості реставрації за Ryge

Критерій	Код	Значення
Відповідність кольору	A	Конструкція повністю відповідає за кольором та транслюцентності підлягаючій структурі зуба
	B	Невідповідність в межах прийнятного діапазону кольору та транслюцентності зуба
	C	Невідповідність поза межами прийнятного діапазону
Крайова адаптація	A	Зонд не фіксується або фіксується при проведенні вздовж межі «реставрація-зуб»
	B	Зонд потрапляє в щілину
	C	Дентин або матеріал реставрації оголений по краю
Анатомічна форма	A	Загальний контур реставрації відповідає груповій належності зуба
	B	Загальний контур реставрації не відповідає груповій належності зуба
	C	Реставрація виходить за межі контурів зуба
Зміни кольору по краю реставрації	A	Змін кольору немає
	B	Зміни кольору меншої половини всієї межі з зубом
	C	Зміни кольору більше половини всієї межі

		з зубом або існують в глибині між реставрацією та зубом
Гомогенність поверхні	A	Оклюзійна поверхня не має жодних дефектів
	B	Оклюзійна поверхня має мінімальні дефекти, може бути відполірована
	C	Оклюзійна поверхня має виражені дефекти, не може бути відполірована
Внутрішній колір	A	Відхилень немає (колір зуба і реставрації аналогічний).
	B	Колір реставрації більш інтенсивний

Продовження таблиці 2.4

	C	Відхилення кольору в структурі реставрації
Контакт оклюзійний/проксимальний	A	Нормальний
	B	Легкий
	C	Відсутній
	H	Шільний
Чутливість після протезування (вітальні зуби)	A	Чутливості немає при 2 сек. дії повітря на зуб, прикритий марлею, з відстані 1-1,5 см
	B	Чутливість є, але припиняється після закінчення дії подразника
	C	Чутливість присутня, після 2 сек. дуття зберігається
Вторинний карієс	A	Клінічний діагноз карієсу відсутній
	B	Встановлений клінічний діагноз карієсу
Блиск поверхні конструкції	A	Поверхня реставрації блищить, виглядає як емаль, транслюмінісцентна
	B	Поверхня тьмяна та трохи опакова
	C	Поверхня явно тьмяна та опакова, незадовільна естетика
Руйнація (перелом) реставрації	A	Присутня
	B	Відсутня

A3



«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Перший проректор з науково-педагогічної роботи
Української медичної
стоматологічної академії,
д. мед. н., професор
Дворник В. М.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування пропозиції для впровадження:** «Клінічна оцінка стану зубощелепної системи при надмірному стиранні зубів і скронево-нижньощелепних розладах і особливості їх лікування».
2. **Установа-розробник:** Вищий державний навчальний заклад України «Буковинський державний медичний університет» (площа Театральна, 2, м. Чернівці, 58002, Україна, UA).
3. **Джерело інформації:** стаття у фаховому науковому журналі: Порівняльна характеристика мостоподібних протезів з мініінвазивним препаруванням опорних зубів / Беліков О.Б., Сорохан М.М. // Буковинський медичний вісник. 2017. Том 21. № 1 (81). 224-229.
4. **Автори:** Беліков Олександр Борисович, Сорохан Микола Миколайович
5. **Базова установа, що проводить впровадження:** кафедра ортопедичної стоматології з імплантологією Української медичної стоматологічної академії.
6. **Форма впровадження:** в матеріали лекцій та практичних занять для студентів 5 курсу стоматологічного факультету (Модуль 6. Субординатура).
7. **Термін впровадження:** 2017 р. – 2019 р.
8. **Зауваження та пропозиції:** рекомендовано видати інформаційний лист.
9. Обговорено та затверджено на засіданні кафедри ортопедичної стоматології з імплантологією Української медичної стоматологічної академії, протокол № 8 від «26» листопада 2019 р.

Відповідальний за впровадження:
завідувач кафедри
ортопедичної стоматології
з імплантологією,
к. мед. н., доцент

Г.М. Кузь



«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Проректор з науково-педагогічної роботи
ВДНЗ України «Буковинський державний
медичний університет»
к.мед.н., доц. Геруш І.В.

2020р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування пропозиції для впровадження:** «Порівняльна характеристика мостоподібних протезів з мініінвазивним препаруванням опорних зубів».
1. **Установа–розробник:** Вищий державний навчальний заклад України «Буковинський державний медичний університет» (площа Театральна, 2, м. Чернівці, 58002, Україна, UA).
2. **Джерело інформації:** стаття у фаховому науковому журналі: Порівняльна характеристика мостоподібних протезів з мініінвазивним препаруванням опорних зубів / Беліков О.Б., Сорохан М.М. // Буковинський медичний вісник. 2017. Том 21. № 1 (81). 224-229.
3. **Впроваджено:** у педагогічний процес кафедри ортопедичної стоматології Вищого державного навчального закладу України «Буковинський державний медичний університет».
4. **Включено:** до лекційного курсу та практичних занять 3, 5 курсу стоматологічного факультету у розділі: «Мостоподібні протези, їх характеристика».
5. **Результати впровадження:** Автором представлена порівняльна характеристика мостоподібних протезів, методи щадного препарування опорних зубів та вибір методів фіксації.
6. **Термін впровадження:** 2017 р. – 2019 р.
7. **Базова установа, яка здійснює впровадження:** кафедра ортопедичної стоматології Вищого державного навчального закладу України «Буковинський державний медичний університет».
8. **Зауваження та пропозиції:** зауважень немає.

«18» Серпень 2020

Відповідальний за впровадження:

Завідувач кафедри ортопедичної стоматології
д. мед. н., професор

Беліков О.Б.

ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор з наукової роботи
Державного закладу «Дніпропетровська
медична академія Міністерства охорони
здоров'я України»,
д. мед. н., професор Гудар'ян О. О.



2020 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Найменування пропозиції для впровадження:** оптимізація препарування опорних зубів при виготовленні незнімних мостоподібних протезів
 2. **Ким та коли запропонований:** Вищий державний навчальний заклад України «Буковинський державний медичний університет» (площа Театральна, 2, м. Чернівці, 58002, Україна, UA).
 3. **Джерело інформації:** Порівняльна характеристика мостоподібних протезів з мініінвазивним препаруванням опорних зубів / Беліков О.Б., Сорохан М.М. // Буковинський медичний вісник. 2017. Том 21. № 1 (81). 224-229.
 4. **Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра ортопедичної стоматології Державного закладу «Дніпропетровська медична академія Міністерства охорони здоров'я України»
 5. **Термін впровадження:** 2019-2020 р.
 6. **Форма впровадження:** у навчально-педагогічний процес зі студентами 3 та 5 курсів стоматологічного факультету та лікарями-інтернами
 7. **Ефективність впровадження:** матеріали використовуються при проведенні практичних занять, присвячених питанням незнімного протезування, що дозволяє підвищити рівень оволодіння практичними навичками з даного розділу ортопедичної стоматології.
 8. **Зауваження та пропозиції:** немає.
- Відповідальна за впровадження особа:**
Завідувач кафедри ортопедичної стоматології,
професор, д. мед. н.

О. О. Фастовець

ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор
з наукової роботи

Тернопільського національного
медичного університету
імені І.Я. Горбачевського МОЗ України
д.б.н., проф., Кліщ І. М.



„24” жовтня 2021 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** «Покращення ретенційних властивостей мостоподібних протезів адгезивної фіксації».
2. **Установа-розробник:** Буковинський державний медичний університет МОЗ України, асистент кафедри ортопедичної стоматології Сорохан М.М.
3. **Джерело інформації:** Патент на корисну модель № 148439 (Україна), МПК А61С 7/16 (2006.01); А61С 13/23 (2006.01) Спосіб виготовлення мостоподібних протезів адгезивної фіксації. Сорохан ММ, Беліков ОБ, Палійчук ВІ, Рожко ММ, Палійчук ІВ винахідники; заявник і патентовл. № заявки u202006613; заявл. 15.10.2020; опубл. 11.08.2021, Бюл. № 32. 3 с.
4. **Впроваджено:** у навчальну роботу кафедри ортопедичної стоматології Тернопільського національного медичного університету імені І. Я. Горбачевського МОЗ України.
5. **Включено:** до лекційного курсу та практичних занять в процесі вивчення клініко-лабораторних етапів виготовлення мостоподібних протезів.
6. **Результати впровадження:** авторами представлена методика та дані рекомендації щодо виготовлення мостоподібного протеза адгезивної фіксації.
7. **Термін впровадження:** вересень-жовтень 2021 року.
8. **Базова установа, яка здійснює впровадження:** кафедра ортопедичної стоматології Тернопільського національного медичного університету імені І.Я. Горбачевського МОЗ України.
9. **Зауваження та пропозиції:** зауважень немає.

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

Гасюк П. А.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Головний лікар
КУ «Полтавський обласний центр стоматології
стоматологічна клінічна поліклініка»
Головний лікар,
д.мед.н., професор
Євдокимов П.М.
(підпис, прізвище)
« 27 » жовтня 2019 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Порівняльна характеристика мостоподібних протезів з мініінвазивним препаруванням опорних зубів.
2. Адреса установи, яка провела впровадження: КУ «Полтавський обласний центр стоматології стоматологічна клінічна поліклініка» (м. Полтава, Полтавська область, вул. Стрітенська, 50, 36000, Україна, UA)
3. Автор: Сорохан М.М., Беліков О.Б.
4. Джерело інформації: стаття у фаховому науковому журналі: Порівняльна характеристика мостоподібних протезів з мініінвазивним препаруванням опорних зубів / Беліков О.Б., Сорохан М.М. // Буковинський медичний вісник. 2017. Том 21. № 1 (81). 224-229
5. Місце впровадження: КУ «Полтавський обласний центр стоматології стоматологічна клінічна поліклініка».
6. Форма впровадження: лікувально-діагностична робота
7. Термін впровадження: 2017– 2019 роки
8. Загальна кількість спостережень: 35
9. Ефективність впровадження у відповідності з критеріями викладеними у джерелі інформації (п.4): відповідає вказаному критерію.

Показники	За даними	
За допомогою методу мініінвазивного препарування опорних зубів покращується фіксація мостоподібного протеза за рахунок механічної ретенції та подвійної фіксації, що дає можливість застосовувати його в клінічних умовах.	Авторів, які пропонують впровадження у 98,1 %	Організації, що впровадила у 97,5 %

10. Зауваження, пропозиції – пропонується подальше впровадження в практику роботи лікувальних закладів України.

« 27 » жовтня 2019 р.

Відповідальний за впровадження:
Завідувач відділення
по наданню платних медичних послуг



Шкурко І.О.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор

НЛЦ «Університетська клініка»

к.мед.н. Максимів О.О.

(кріпимо установи, підпис, прізвище)

« 16 » вересня 2021 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Спосіб виготовлення мостоподібних протезів адгезивної фіксації з мініінвазивним препаруванням опорних зубів.
2. Адреса установи, яка провела впровадження: НЛЦ «Університетська клініка», м. Чернівці, вул. Руська, 87.
3. Автор: Сорохан М.М., Беліков О.Б.
4. Джерело інформації: Патент на корисну модель № 148439 (Україна), МПК А61С 7/16 (2006.01); А61С 13/23 (2006.01) Спосіб виготовлення мостоподібних протезів адгезивної фіксації. Сорохан ММ, Беліков ОБ, Палійчук ВІ, Рожко ММ, Палійчук ІВ винахідники: заявник і патентовл. № заявки u202006613; заявл. 15.10.2020; опубл. 11.08.2021. Бюл. № 32.
5. Місце впровадження: НЛЦ «Університетська клініка»
6. Форма впровадження: лікувально-діагностична робота
7. Термін впровадження: 2020–2021 роки
8. Загальна кількість спостережень: 23
9. Ефективність впровадження у відповідності з критеріями викладеними у джерелі інформації (п.4): відповідає вказаному критерію.

Показники	За даними	
За допомогою методу мініінвазивного препарування опорних зубів покращується фіксація мостоподібного протеза за рахунок механічної ретенції та подвійної фіксації, що дає можливість застосовувати його в клінічних умовах.	Авторів, які пропонують впровадження у 98,3 %	Організації, що впровадила. Встановлена ефективність у 96,8 %

10. Зауваження, пропозиції – пропонується подальше впровадження в практику роботи лікувальних закладів України.

« 02 » вересня 2021 р.

Відповідальний за впровадження:
Завідувач стоматологічного відділення
НЛЦ «Університетська клініка»



Чепишко С.І.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

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

« 12 »

2021

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Спосіб виготовлення мостоподібних протезів адгезивної фіксації з мініінвазивним препаруванням опорних зубів.
2. Адреса установи, яка провела впровадження: КМУ ...
3. Автор: Сорохан М.М., Беліков О.Б.
4. Джерело інформації: Патент на корисну модель № 148439 (Україна), МПК А61С 7/16 (2006.01); А61С 13/23 (2006.01) Спосіб виготовлення мостоподібних протезів адгезивної фіксації. Сорохан ММ, Беліков ОБ, Палійчук ВІ, Рожко ММ, Палійчук ІВ винахідники; заявник і патентовл. № заявки u202006613; заявл. 15.10.2020; опубл. 11.08.2021, Бюл. № 32.
5. Місце впровадження: ІФНМУ
6. Форма впровадження: лікувально-діагностична робота кафедри ортопедичної стоматології
7. Термін впровадження: 2020–2021 роки
8. Загальна кількість спостережень: 8
9. Ефективність впровадження у відповідності з критеріями викладеними у джерелі інформації (п.4): відповідає вказаному критерію.

Показники	За даними	
За допомогою методу мініінвазивного препарування опорних зубів покращується фіксація мостоподібного протеза за рахунок механічної ретенції та подвійної фіксації, що дає можливість застосовувати його в клінічних умовах.	Авторів, які пропонують впровадження у 98,3 %	Організації, що впровадила. Встановлена ефективність у 96,5 %

10. Зауваження, пропозиції – пропонується подальше впровадження в практику роботи лікувальних закладів України.

« 12 » листопада 2021 р.

Відповідальний за впровадження:
Завідувач кафедри ортопедичної стоматології
Івано-Франківського національного медичного університету,
д.мед.н., професор

Ожоган З.Р.

“ЗАТВЕРДЖУЮ”
Проректор з наукової роботи
Івано-Франківського національного
медичного університету
проф., д. мед. н. Вакалюк І. П.
(підпис, печатка, прізвище)
“ 14 ” _____ 2021 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва впровадження:** «Покращення ретенційних властивостей мостоподібних протезів адгезивної фіксації».
2. **Установа-розробник:** Буковинський державний медичний університет МОЗ України, кафедра ортопедичної стоматології
3. **Автор:** Сорохан М.М.
4. **Джерело інформації:** Патент на корисну модель № 148439 (Україна), МПК А61С 7/16 (2006.01); А61С 13/23 (2006.01) Спосіб виготовлення мостоподібних протезів адгезивної фіксації. Сорохан ММ, Беліков ОБ, Палійчук ВІ, Рожко ММ, Палійчук ІВ винахідники; заявник і патентовл. № заявки u202006613; заявл. 15.10.2020; опубл. 11.08.2021, Бюл. № 32. 3 с.
5. **Назва установи, де відбулось впровадження:** кафедра стоматології інституту післядипломної освіти Івано-Франківського національного медичного університету, вул. Незалежності 17, м. Івано-Франківськ, 76018
6. **Форма впровадження:** лікувальна робота
7. **Термін впровадження:** 2021 рік.
8. **Загальна кількість спостережень:** 22
9. **Ефективність впровадження у відповідності з критеріями викладеними у джерелі інформації – п.4)** Ефективність відповідає вказаному критерію

Показники	За даними	
	авторів, які пропонують впровадження	організації, що впровадила
Кількість відсотків успішного лікування пацієнтів мостоподібними протезами адгезивної фіксації	у 98,3 %	у 95,45 %

10. **Зауваження, пропозиції** пропонується подальше впровадження в практику роботи лікувальних закладів України.

“ 14 ” грудня 2021 р.

Відповідальний за впровадження

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



І. В. Палійчук

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Головний лікар
Університетської стоматологічної поліклініки
Мирослава ЛЯХІНА
«16» вересня 2021 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Назва пропозиції для впровадження:** Спосіб виготовлення мостоподібних протезів адгезивної фіксації з мініінвазивним препаруванням опорних зубів.
2. **Адреса установи, яка провела впровадження:** м. Ужгород, вул. Університетська 16А
3. **Автор:** Сорохан М.М., Беліков О.Б.
4. **Джерело інформації:** Патент на корисну модель № 148439 (Україна), МПК А61С 7/16 (2006.01); А61С 13/23 (2006.01) Спосіб виготовлення мостоподібних протезів адгезивної фіксації. Сорохан ММ, Беліков ОБ, Палійчук ВІ, Рожко ММ, Палійчук ІВ винахідники; заявник і патентовл. № заявки u202006613; заявл. 15.10.2020; опубл. 11.08.2021, Бюл. № 32.
5. **Місце впровадження:** клінічна база Університетської стоматологічної поліклініки, ортопедичне відділення.
6. **Форма впровадження:** лікувально-діагностична робота
7. **Термін впровадження:** 2020–2021 роки
8. **Загальна кількість спостережень:** 25
9. **Ефективність впровадження у відповідності з критеріями викладеними у джерелі інформації (п.4):** відповідає вказаному критерію.

Показники	За даними	
За допомогою методу мініінвазивного препарування опорних зубів покращується фіксація мостоподібного протеза за рахунок механічної ретенції та подвійної фіксації, що дає можливість застосовувати його в клінічних умовах.	Авторів, які пропонують впровадження у 98,3 %	Організації, що впровадила. Встановлена ефективність у 97,2 %

10. **Зауваження, пропозиції** – пропонується подальше впровадження в практику роботи лікувальних закладів України.

«16» вересня 2021 р.

Відповідальний за впровадження:
завідувач ортопедичним відділенням
Університетської стоматологічної поліклініки



Андрій КЕНЮК