

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ

На правах рукопису

КУЗНЄЦОВ
Роман Володимирович

УДК 616.314.-089.29-77

ПЛАНУВАННЯ ОПОРНИХ ЕЛЕМЕНТІВ ТА УДОСКОНАЛЕННЯ
МЕТОДІВ ФІКСАЦІЇ
АДГЕЗИВНИХ МОСТОПОДІБНИХ ПРОТЕЗІВ

Дисертація на здобуття наукового ступеня
кандидата медичних наук

Науковий керівник-
Голік Віктор Павлович,
доктор медичних наук, професор

Полтава-2006

ЗМІСТ

ЗМІСТ.....	2
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	5
ВСТУП.....	6
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ. ПРОТЕЗУВАННЯ МАЛИХ ВКЛЮЧЕНИХ ДЕФЕКТІВ ЗУБНИХ РЯДІВ.....	13
1.1 Історія розвитку та особливості застосування адгезивних мостоподібних протезів.....	13
1.2. Конструктивні особливості опорних елементів адгезивних мостоподібних протезів.....	25
1.3. Сучасні матеріали, які використовуються в ортопедичній стоматології для фіксації адгезивних мостоподібних протезів.....	32
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ.....	35
2.1. Математичне моделювання та розрахунок площі фіксувальних елементів адгезивних мостоподібних протезів.....	35
2.2. Визначення функціональних навантажень у фронтальній ділянці зубного ряду.....	40
2.3. Удосконалення конструкції опорних елементів адгезивного мостоподібного протеза.....	43
2.4. Дослідження фізико-механічних властивостей світлотверднучого композиту «Стомазит-ЛС» як фіксувального матеріалу та його аналогів.....	48
2.4.1. Визначення зовнішнього вигляду пасти та адгезиву.....	52
2.4.2. Визначення глибини твердіння.....	53
2.4.3. Визначення зовнішнього вигляду та кольору полімеризату.....	53

	3
2.4.4. Визначення діаметральної міцності.....	54
2.4.5. Визначення рентгенконтрастності полімеризату.....	56
2.4.6. Визначення твердості та конічної точки плинності за Хепплером.....	58
2.4.7. Визначення водопоглинання та водорозчинності за 7 діб	59
2.4.8. Визначення межі міцності на відрив.....	61
2.4.9. Визначення адгезивної міцності з'єднання з твердими тканинами зуба.....	62
2.5. Характеристика груп хворих та клінічні методи дослідження.....	65
2.6. Характеристика методів статистичного аналізу.....	70
РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ЛАБОРАТОРНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ.....	76
3.1. Обґрунтування вибору параметрів конструкції адгезивних мостоподібних протезів на основі експериментів та результатів математичного моделювання	76
3.2. Результати визначення функціональних навантажень у фронтальній ділянці зубного ряду.....	86
3.3. Результати лабораторного дослідження застосування удосконаленого методу фіксації адгезивних мостоподібних протезів.....	95
3.4. Результати вивчення фізико-механічних властивостей світлотверднучого композиту «Стомазит-ЛС» як фіксувального матеріалу.....	97
3.5. Порівняльна характеристика фізико-механічних показників світлотверднучого композиту «Стомазит-ЛС» та його аналогів.....	100
РОЗДІЛ 4. РЕЗУЛЬТАТИ КЛІНІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ.....	106
4.1. Результати клінічного застосування запропонованого методу розрахунку площі фіксувальних елементів	

адгезивних мостоподібних протезів.....	107
4.2. Клінічна оцінка застосування удосконаленого методу фіксації адгезивних мостоподібних протезів.....	113
4.3. Клінічна оцінка застосування вітчизняного матеріалу «Стомазит-ЛС» як фіксувального в поєднанні з удосконаленим методом фіксації адгезивних мостоподібних протезів.....	118
АНАЛІЗ І УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ.....	131
ВИСНОВКИ.....	147
ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ.....	149
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТОВАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	150
ДОДАТКИ.....	164

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АМП - адгезивні мостоподібні протези

АН - адгезивні накладки

КХС - кобальто-хромовий сплав

ФМ - фотополімерні матеріали

СЦ - склоіономерні цементи

СВW - безкоронкові мостоподібні протези (Crownless Bridge Works)

ЕОМ - електронно-обчислюючі машини

ВСТУП

Актуальність теми. Часткова втрата зубів викликає у людини порушення цілісності зубних рядів, зміну функції жування, мовлення, призводить до появи естетичних недоліків. Відсутність зубів може стати причиною деформації всієї зубо-щелепної системи зі значною морфологічною перебудовою в її твердих і м'яких тканинах, порушення функції жувальних м'язів та скронево-нижньощелепних суглобів [1].

Ортопедичне лікування малих обмежених дефектів зубних рядів (3-го та 4-го класів за Кеннеді) здійснюється, здебільшого, за рахунок мостоподібних протезів із різними опорними елементами [2,3]. При раціональному плануванні таких конструкцій жувальна ефективність відновлюється і досягає 100% [4,5]. Таким чином, функціональні якості таких протезів є незаперечними. Однак, використання традиційних мостоподібних протезів потребує травматичної для пацієнта процедури препарування, що не відповідає сучасним біотехнологічним вимогам, і недостатньою мірою відновлює норми естетики [6,7,8,9]. Особливі труднощі для задоволення цих вимог виникають при усуненні згаданих дефектів у фронтальній ділянці, коли опорні зуби є інтактними, мають правильну форму та природний колір [15], а також при значному взаємному нахилі опорних зубів [13,14]. Відсоток ускладнень при ортопедичному лікуванні з використанням традиційних мостоподібних протезів залишається на сьогодні досить високим (19-27%), що обумовлюється термічним опіком пульпи, перенавантаженням опорних зубів, травмою тканин пародонту [12,31].

Ці недоліки безумовно можна усунути за рахунок впровадження і удосконалення нових конструкцій незнімних протезів, а також завдяки використанню нових матеріалів для їхньої фіксації [16,17,18].

Останнім часом велика кількість авторів схиляється до ідеї використання адгезивних мостоподібних протезів, які більшою мірою

відновлюють естетичні норми і максимально запобігають травматизації тканин зубів [9,11,12]. За останні роки розроблені та описані в літературі методи використання незнімних протезів із застосуванням техніки травлення зубів розчином фосфорної кислоти і подальшою фіксацією каркасу АМП на фіксувальний стоматологічний матеріал [25,26,27,28].

Однак, як показує практичне застосування АМП, у функціональному плані дані конструкції незначною мірою поступаються традиційним мостоподібним протезам [22,23,24]. Причиною цього, а також основним недоліком АМП, є недостатня площа фіксувальних елементів або їх нераціональне розташування. При огляді існуючої літератури ми зустріли лише поодинокі матеріали, присвячені проблемам біомеханіки АМП [32,33,34]. Але і ці схеми не до кінця адекватні реально функціонуючому АМП, оскільки, на наш погляд, не враховують усіх складових жувального навантаження, основними з яких є зсув і кручення. Другою проблемою недостатніх функціональних властивостей АМП є проблема фіксувального матеріалу. У проблемі фіксації останнім часом значну увагу приділяють композитним матеріалам. Найбільш поширеною є схема фіксації АМП з металевим каркасом за допомогою композиту хімічної полімеризації [20,21]. Але на підставі проведених раніше досліджень було виявлено, що за показниками міцності фотокомпозити перевершують матеріали хімічного типу полімеризації, а за вмістом остатнього мономеру мають кращі показники [35,36].

Однак, фотокомпозит, який розміщується як фіксувальний матеріал між металевим каркасом АМП та емаллю зуба, для своєї полімеризації потребує обробки світловим струмом адекватної потужності. Ця умова задовільняється при розгляданні комбінації фотокомпозит + АМП із пластмаси або полімерного матеріалу. У такому випадку адгезив полімеризується під всією площиною фіксувальних елементів завдяки прозорості або напівпрозорості конструкційних матеріалів. Однак віддалені результати використання таких конструкційних матеріалів

продемонстрували їх недостатню міцність, що призводить до необхідності встановлення каркасу АМП з металу.

Отже, ідея створити максимально надійний у функціональному плані АМП зіткнулася з проблемою полімеризації світлотверднучого матеріалу. Таким чином, залишається актуальним питання удосконалення конструкції АМП і пошук нового вітчизняного матеріалу для його фіксації, застосування якого дозволить розширити методи ортопедичного лікування часткової адентії та профілактики розвитку зубо-щелепних деформацій.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота являє собою фрагмент комплексної науково-дослідної теми Харківського державного медичного університету МОЗ України “Профілактика, діагностика та лікування основних стоматологічних захворювань” (державний реєстраційний номер № 0102UOO1872), а саме, згідно з планом наукових досліджень кафедри ортопедичної стоматології „Удосконалення методів ортопедичного лікування стоматологічних хворих з урахуванням індивідуальної реабілітації” (№ держреєстрації 0198U002619). Автор є безпосереднім виконавцем зазначеного фрагменту наукових досліджень.

Мета і завдання дослідження. Метою даного дослідження є удосконалення конструкції комбінованого адгезивного мостоподібного протеза шляхом оптимізації обчислення площі його опорних елементів та обґрунтування застосування вітчизняного композитного світлотверднучого матеріалу «Стомазит-ЛС» як фіксувального агента.

Відповідно до поставленої мети необхідно вирішити такі завдання:

1. Обґрунтувати за допомогою методів математичного моделювання площину контакту АМП до опорних зубів з урахуванням функціональних навантажень у фронтальній ділянці зубного ряду.
2. Удосконалити конструктивні елементи АМП для підвищення надійності їх фіксації.

3. Дослідити фізико-механічні та технологічні властивості вітчизняного композитного світлотверднучого матеріалу «Стомазит-ЛС» при його застосуванні як фіксувального.

4. Надати порівняльну оцінку фізико-механічних та технологічних властивостей вітчизняного композитного світлотверднучого матеріалу «Стомазит-ЛС» із закордонними аналогами.

5. Обґрунтувати клінічне застосування адгезивних мостоподібних протезів, виготовлених удосконаленим методом з фіксацією матеріалом «Стомазит-ЛС», та запропонувати практичні рекомендації для його використання.

Об'єкт дослідження - зразки конструкцій комбінованих АМП, зразки конструкційних матеріалів та зразки фіксувальних матеріалів, їх фізико-механічні властивості.

Предмет дослідження - визначення оптимальної площини фіксувальних елементів по межі стикування із зубом, зменшення кількості ускладнень та подовження терміну користування адгезивними мостоподібними протезами.

Методи дослідження - математичне моделювання конструктивних особливостей опорних елементів комбінованих АМП застосовували з метою обґрунтованого їх розташування; технологічні та фізико-механічні методи задіювали для обґрунтованої оцінки властивостей міцності фіксувальних матеріалів і конструкцій комбінованих АМП; клінічні та біометричні методи використовували для оцінки клінічної ситуації та якості протезування комбінованим АМП; з метою отримання достовірних результатів експериментальних та клінічних досліджень застосовували параметричні та непараметричні методи статистики.

Наукова новизна одержаних результатів. Уперше обґрунтовано площу контакту опорних елементів АМП до твердих тканин опорного зуба за допомогою методу математичного моделювання з урахуванням всіх

складових жувального навантаження та індивідуальних особливостей клінічних умов.

Комплексно вивчено фізико-механічні та технологічні властивості вітчизняного композитного світлотверднучого матеріалу «Стомазит-ЛС» та проведено його порівняльну характеристику із закордонними адгезивно-фіксувальними матеріалами.

Науково обґрунтовано та клінічно доведено ефективність застосування удосконаленого методу виготовлення АМП із металевим каркасом (Деклараційний патент України на винахід №72378 А, UA “Спосіб фіксації ортопедичних конструкцій до природних зубів”).

Уперше удосконалено та лабораторно досліджено показники міцності АМП із пластмасовим каркасом (Деклараційний патент України на винахід. №67613 А, UA “Зубний протез”).

Уперше було запропоновано класифікацію продуктів харчування відносно зусиль, що розвиваються зубами фронтальної ділянки при їх відкушуванні.

Практичне значення одержаних результатів. Автором розроблено комп'ютерну програму індивідуального обчислення оптимальної площі фіксувальних елементів АМП для практичного використання.

Удосконалено метод фіксації адгезивних мостоподібних протезів за рахунок «фасонного» перфорування їх опорних елементів, що в цілому збільшує надійність фіксації та подовжує терміни користування АМП.

Уперше використано вітчизняний композитний світлотверднучий матеріал «Стомазит-ЛС» для фіксації АМП та обґрунтовано переваги його клінічного застосування як фіксувального, а також розроблено практичні рекомендації для його використання.

Обґрунтовано рекомендації щодо вживання продуктів харчування при застосуванні АМП з урахуванням виникаючого жувального навантаження та характеристик міцності даних конструкцій.

Основні результати наукових розробок впроваджено в навчальний процес на кафедрі ортопедичної стоматології Харківського державного медичного університету, у лікувальний процес в ортопедичних відділеннях Харківських міських стоматологічних поліклінік №2, №3, №7 та Харківської обласної стоматологічної поліклініки.

Особистий внесок здобувача. Автором особисто проведено патентно-інформаційний пошук, сформульовано мету та завдання дослідження, зібрано та проаналізовано необхідний обсяг дисертаційного матеріалу з досліджуваної проблеми. Особисто проведені динамічні клінічні дослідження пацієнтів. Власноруч написано усі розділи роботи. Безпосередньо автором досліджуваний матеріал застосовувався при фіксації адгезивних конструкцій, що описані в роботі. Проведено статистичний аналіз та узагальнення результатів експериментальних і клінічних досліджень, сформульовані наукові висновки та надано практичні рекомендації. Клінічні дослідження проведені автором особисто на кафедрі ортопедичної стоматології Харківського державного медичного університету під керівництвом завідувача кафедри ортопедичної стоматології д.мед.н., професора В.П.Голіка. Лабораторні і санітарно-гігієнічні дослідження проведені разом із заводом АТ “Стома”. Статистичну обробку автором здійснено в Харківському національному університеті ім.В.Н.Каразіна. У наукових розробках, які висвітлені в статтях, надрукованих у співавторстві, участь здобувача є визначальною і включає проведення літературного пошуку, експериментальних, клінічних досліджень, аналіз даних, формулювання висновків.

Апробація результатів дисертації. Основні положення дисертації були оприлюднені та обговорені на науковій конференції, присвяченій 200-річчю ХДМУ (м.Харків, 2005).

Основні матеріали та результати досліджень за темою дисертації апробовані на кафедрі ортопедичної стоматології Харківського державного медичного університету, на спільному засіданні стоматологічних кафедр

Харківського державного медичного університету та на апробаційній раді №2 Української медичної стоматологічної академії (м.Полтава, 2005).

Публікації. За матеріалами дисертації опубліковано 7 робіт, з них 3- у виданнях, ліцензованих ВАК України, 1 тези конференції та 1 стаття в журналі. Отримано 2 деклараційних патенти України на винахід.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

ПРОТЕЗУВАННЯ МАЛИХ ВКЛЮЧЕНИХ ДЕФЕКТІВ

ЗУБНИХ РЯДІВ

1.1. Історія розвитку та особливості застосування адгезивних мостоподібних протезів

Часткові або малі дефекти зубних рядів є найбільш поширеними ураженнями зубо-щелепної системи [3,10].

За даними літератури, обмежені дефекти зубних рядів є досить поширеними і становлять приблизно 70% від загальної кількості пацієнтів, які звернулися за ортопедичною допомогою [17,37].

Найбільш поширеним методом для відновлення таких дефектів є виготовлення мостоподібних протезів з опорними штучними коронками. Однак, ці методи потребують препарування опорних зубів, що є шкідливим як для самого зуба та оточуючих тканин, так і для організму в цілому [10,11,30,29]. Ці обставини висували необхідність пошуку шляхів зниження уражувального впливу препарування. У зв'язку з появою адгезивних композиційних матеріалів за останні роки виник новий вид незнімних протезів для заміщення малих дефектів зубних рядів [13,15,16]. Одним з таких напрямків, визнаних у літературі перспективним, є метод адгезивного протезування [11,9,16,21,53].

Перші виготовлені за цим принципом протези (шини-протези) були описані в 1973 році А. Rochette і згодом були названі його ім'ям [38]. 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 (клею),

забезпечуючи у такий спосіб зв'язок протравленої емалі із незнімним протезом [39,40,41,42].

У 1977 році D. Howe і G. Denehy описали клініко-лабораторні етапи застосування незнімного протеза з перфорованими накладками на опорних зубах у передній ділянці зубної дуги, а в 1980 році у бокових ділянках [43]. 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, внаслідок чого значно погіршувалась фіксація “Рошетт”-протеза. Крім того, наявність перфорацій робила поверхню протеза неоднорідною, а це викликало у пацієнтів дискомфорт, що і призвело до відмови від цих конструкцій протезів [44, 45].

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 [46, 47, 48].

Пізніше був запропонований метод “Дуралінгваль”, який передбачав використання в протезах спеціальних сіток, що забезпечували високу міцність кріплення між металевим сплавом і фіксувальним матеріалом [27]. Однак і такі конструкції мають суттєві недоліки – складність виготовлення, можливість неточного прилягання до опорних зубів, наявність товстих країв протезів. Використання необґрунтовано висококонцентрованої кислоти. Велика кількість різновидів конструкцій незнімних протезів, які фіксувались за допомогою композитів, спричинила численність їх назв: безкоронкові мостоподібні протези, клейові мостоподібні протези, ретейнери, АМП, “Crownless Bridge Works”, незнімні шини з використанням протравлення емалі, мостоподібні протези на накладках, емалево-дентинні мостоподібні протези. Найпоширенішим та найбільш

часто вживаним є термін адгезивний мостоподібний протез (Adhesion Bridge, Adhesion Brucke) [49].

Один із методів, що фактично виключав препарування твердих тканин зубів, був метод запропонований В.М.Копейкіним [50]. Використовуючи досягнення хімії високомолекулярних речовин, він запропонував приклеювати штучні зуби – тіло протеза до зубів, які обмежували дефект зубного ряду. Але такий мостоподібний протез із застосуванням принципу адгезії до емалі був насправді ні чим іншим, як усуненням дефекту за рахунок штучних зубів, які кріпилися на сусідніх зубах композитною пластмасою. Різні матеріали пропонувалися до проміжної частини таких мостоподібних протезів. Це акрилові зуби, зуби відмодельовані з композиту; природні зуби після видалення. Але відсутність в подібних конструкціях жорсткого каркасу призводить до нетривалої фіксації.

Ряховський А.Н., Карапетян А.А. та інш. запропонували АМП із жорстко зафіксованою ниткою, яка виходить з апроксимальних сторін і огинає 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 нам надто складним, притому він не роз'язує проблеми жорсткості. Також він потребує значного препарування і, за словами авторів, знеболювання [51,20].

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 фотокомпозити. Для досягнення поставленої мети цільновідлита конструкція АМП включала штучний зуб, опорні пристосування і фіксувальні елементи, виконані у вигляді пружинячих гачкоподібних елементів, призначених для охопту межової лінії у вертикальній площині з лінгвальної поверхні. Однак, намагання охопити

межову лінію призвело до зменшення поперечника фіксувального елемента, внаслідок чого – до зменшення жорсткості [52].

Кузнецова Е.А. розробила конструкцію АМП з основою у вигляді армідної нитки, однак намагання досягти позитивного естетичного результату зменшило функціональні властивості даної конструкції. Відомі численні пропозиції АМП з металевими армувальними елементами, виготовленими клінічним методом [55].

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 [16].

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 [56]. 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 Кузнецов 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 робиться на зразок розпірки [57]. 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

повноцінного використання фотокомпозитів, що зменшує токсичність фіксувального матеріалу [58]. Однак використання пластмаси як конструкційного матеріалу зменшує надійність такого АМП.

Альтернативною конструкцією мостоподібного протеза Адамчиком А.А. була запропонована методика одномоментного заміщення одиночно відсутнього зуба реставрацією із композитного матеріалу світлового твердіння і опорного елемента: C-post (вуглеводисті волокна, з'єднані в пучок і сформовані в одне ціле в епоксидній матриці фірми "Bisco" [6]. Згідно з цією методикою на контактних поверхнях опорних зубів створюються порожнини так щоб, щоб фіксувальний елемент розміщувався на рівні екватора. Знімають відбитки і за допомогою супергіпсу відливають моделі. Підбирається C-post прийняттого 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. Створення промивного простору досягається шляхом введення між ясневим краєм штучного зуба і моделлю прозорої пластинки. Готову конструкцію розміщують в підготовлені порожнини, заздалегідь проводячи тотальне травлення порожнин. 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 протезу при його випадінні.

Левицька Л.П. пропонує для поліпшення фіксації створити додаткові ретенційні пункти за допомогою стандартних парапультарних штифтів. Штифт угвинчується у підготовлений канал, довжина якого становить не менш 2 мм і фіксується композиційним матеріалом. Голівка штифта є ретенційним пунктом для фіксації АМП [59].

Недоліком цієї методики вважаємо складність технології, можливість ускладнень з боку пульпи.

Однією з дуже естетичних конструкцій АМП є методика запропонована Wolfram Olschowsky [60]. Безкоронкові мостоподібні протези “Crownless Bridge Works” (CBW) складаються із різноманітних типів фрезерованих титанових мікроанкерів. Порожнина для анкера препарується спеціальним вугловим наконечником і борами. CBW-анкери за допомогою кислотного травлення та адгезивної технології фіксуються на апроксимальних поверхнях опорних зубів. Виготовлені в лабораторії протези також адгезивно фіксуються на CBW-анкерах. Спеціальна конструкція борів забезпечує високу механічну ретенцію анкера в зубі, котра збільшується ще й за рахунок адгезивної фіксації.

На наш погляд, висока складність цього методу, а також застосування складних та дорогих інструментів та матеріалів, паралелометрії, робить його неприйнятним для широкого використання.

Адгезивний мостоподібний протез, як і будь-який інший мостоподібний протез, складається з опорної та проміжної частини (тіла). Опорна частина являє собою адгезивну накладку, яка охоплює язикову, контактну і частину вестибулярної поверхні зуба. Кожна з частин має особливе значення для утримання і стійкості протеза. Адгезивна накладка за рахунок своєї геометрії охоплює опорний зуб із трьох боків, тобто понад 180° обводу кожного зуба. Вона має розташовуватися так, щоб створити єдиний шлях введення АМП і запобігти його зміщенню у мезіодистальному та вестибулооральному напрямках, зводячи до мінімуму можливість скидання.

Адгезивна накладка вкриває якнайбільшу площу зуба, не доходячи до ясен на 1 мм і до різального краю 2 мм. Ступінь її поширення на вестибулярну поверхню зуба диктується шляхом введення АМП, можливістю створення паза за напрямком цього шляху. Пази створюються для усунення перекидного моменту через неповний збіг напрямків

жувального тиску і вісі зуба. Для цього протяжність пазів має бути не менш ніж 2-4 мм при глибині занурення в емаль більшій ніж 0,5 мм [19].

Оклюдійна накладка, що розташована в ділянці зубного горбика на передньому АМП і виступає у вигляді окремого елемента на боковому АМП, а також пази запобігають неправильному накладанню АМП під час перевірки та фіксації. Крім того, вона розподіляє жувальні сили на опорні зуби через прямий контакт із твердими тканинами. Це істотно знімає навантаження з композита, який зміцнює АМП. Оклюдійна накладка може розташуватися у фісурі опорного зуба або для неї сформують ложе 1-2 мм діаметром і 0,5 мм завглибшки [61]. Конструкція АМП планується так, щоб забезпечити його стійкість ще до фіксації композитом. Це досягається за рахунок колового каркаса АМП, який забезпечує єдиний шлях введення протеза. Цілковита нерухомість АМП пов'язана з укріпленням його на емалі зубів за допомогою прошарку композитного матеріалу. Зчеплення композиту з емаллю досягається за рахунок шорсткості на її поверхні шляхом протравлення фосфорною кислотою.

З'єднання на межі композит/метал відбувається 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 [62,63,64].

Усі види ретенційних пристроїв, за винятком піскоструминної обробки, забезпечують достатню для утримання АМП силу механічного зчеплення [65]. Однак, важливою є й інша сторона питання – підготувати відповідну площу емалі опорних зубів. Для цього проводиться приблизна

оцінка максимальної площі поверхні верхніх і нижніх зубів, яка може бути застосована як опора для АМП. Орієнтуючись на дані про міцність клейової сполуки композиту з внутрішньою поверхнею каркасу для різних типів адгезивних мостоподібних протезів, доходимо висновку про те, що достатня площа опори на зубах, що обмежують дефект, у деяких клінічних ситуаціях не може бути одержана лише за рахунок язиково-контактних поверхонь зубів. Інколи необхідно розширювати каркас АМП. Найбільш очевидний метод розширення площі опори адгезивних мостоподібних протезів шляхом збільшення числа опорних зубів у більшості випадків є недоцільним, крім випадків необхідності виготовлення шинуючої конструкції. Сполучення великої кількості зубів, наділених природною самостійною мікрорухливістю, призводить до виникнення напружень у місцях їх контактів з адгезивними накладками, і чим більше опорних зубів задіяно в АМП, тим більше ділянок напруження. Так, як показують дослідження і практика, опорою для АМП можуть бути не більш як 2 зуба з кожного боку [66]. Одним із способів одержання достатньої площі опори АМП на верхніх зубах за рахунок лише двох зубів, що обмежують дефект, є їх препарування в межах емалі до півміліметрового зазору з нижніми зубами-антагоністами. Це необхідно робити не тільки у разі глибокого, а й ортогнатичного прикусу з перекриттям понад 1/3 висоти клінічної коронки. Щоб досягти бажаного результату при протезуванні АМП, треба ретельно обстежити увесь зубний ряд. У разі, коли один з опорних зубів депульпований, із зміненим кольором або має великі пломби, слід препарувати цей зуб під литу комбіновану коронку, а другий опорний зуб під адгезивну накладку [67].

Невелика пломба, що міститься поза опорною емаллю, не є перешкодою для протезування АМП. Якщо ж вона розташована в опорній зоні, тоді її слід частково видалити створивши додатковий ретенційний пункт у вигляді вкладки у складі суцільнолитого каркасу АМП [68]. Виготовлення крапельок (перлів) на АМП у фронтальній ділянці пов'язане

із стовщенням каркаса протеза і може призвести до фонетичних дефектів [69,70].

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. Стовщення оральних контурів опорних зубів, яке наявне в останньому випадку, справляє не такий вже істотний вплив у бокових відділах зубних рядів порівняно з передніми [44]. Товщина адгезивної накладки у фронтальній ділянці зубного ряду зазвичай дорівнює 0,3-0,5 мм. У боковій ділянці до 1 мм.

Другою складовою АМП є проміжна частина або тіло протеза. При ясеневій формі тіла АМП у передньому відділі має бути сідлоподібною (дотичною з розширеною зоною дотикання). У разі безпосереднього протезування перевагу слід віддати дотичній формі через неминучу атрофію альвеолярного відростка. Облицювання проміжної частини може здійснюватися керамічною масою, пластмасою або фотополімерними матеріалами [69].

Спираючись на дані літератури, можна навести такі показання та протипоказання до використання АМП.

Показання до застосування АМП.

1. Обмежені дефекти зубного ряду малої протяжності – 1-2 зуба у передньому відділі зубного ряду та 1 зуб у боковому.
2. Безпосереднє протезування.

3. Молоді пацієнти з інтактними опорними зубами, коли протезування традиційним мостоподібним протезом з тих, чи інших причин неможливе, небажане або досить складне, наприклад великі розміри пульпової камери, які не дозволяють щадливо та безпечно проводити препарування опорних зубів.
4. Дефекти з необхідністю одночасного шинування рухливих зубів (I-II ступені).
5. Дефекти зубних рядів у випадках значної непаралельності опорних зубів.
6. Бажання пацієнтів використовувати для заміщення дефекта видалені у них інтактні зуби, які не підлягають ортодонтичному лікуванню, із збереженими анатомічною формою та природним кольором, особливо, якщо його важко підібрати за стандартом [71].
7. Категорична відмова хворих препарувати опорні зуби від страху перед болем або ж небажання накривати інтактні зуби штучними коронками.
8. Захворювання тканин пародонту, коли контакт краю штучної коронки до ясен протипоказаний, а використання екваторних коронок є неестетичним.
9. Як тимчасовий протез.
10. Хворим за станом здоров'я (інфаркт міокарда та ін.), коли потрібно усунути стресову ситуацію за рахунок зменшення перебування в кріслі у лікаря і консервативного підходу до протезування [72].

Протипоказання до використання АМП.

1. Відсутність в одному включеному дефекті у фронтальній ділянці більше ніж 2 зуба, у боковій більше ніж 1 зуб.
2. Тип прикусу, який протирічить розташуванню литого каркасу.
3. Використання одного опорного зуба (консольні АМП).

4. Низькі анатомічні коронки опорних зубів або аномалія їх форми (патологічне стирання, мікродентія, шиповидні зуби т.ін.).
5. Відсутність емалі або карієс опорних зубів, тобто недостатня площа емалі для надійної адгезії композитних матеріалів.
6. Рухливість опорних зубів III ступеня, а також рухливість II ступеня, якщо резорбція стінок лунки перевищує 2/3.
7. Захворювання тканин пародонту в розвинутій стадії.
8. Присутність на опорних зубах металевих, пластмасових, фарфорових та комбінованих штучних коронок.
9. Скупченість зубів.
10. Виражені діастеми та тріми.
11. Парафункції (бруксизм).
12. Шкідливі звички (кусання олівця та ін.) [59].

Таким чином, описані мостоподібні протези за певних обставин можуть із успіхом застосовуються при протезуванні хворих з 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% [9,11,23,61,73].

Одним із негативних моментів використання АМП, як і будь-якого іншого протеза, є імовірність виникнення карієсу. Це може бути наслідком неякісного литва каркасу. Це у свою чергу викликає недостатню щільність прилягання його до опорних зубів, а відтак, стовщення шару клеючого композиту, що заповнює вимушений зазор і дає більшу сумарну полімеризаційну усадку, ніж нормальний шар. Наслідком усадки є підвищене поверхнєве напруження на межі композит/зуб, яке за своїм

значенням може спочатку не перевищувати силу зчеплення композиту з емаллю. Однак, з часом коливання температури в порожнині рота (гарячі напої, морозиво) призводять до утворення мікротріщин – щілин, ослаблення адгезивного сполучення і можливості появи карієсу.

Отже, АМП був задуманий як консервативна альтернатива традиційним незнімним протезам, що потребують травматичного препарування зубів.

Використання адгезивних мостоподібних протезів має ряд переваг перед класичними мостоподібними протезами:

- зникає необхідність значного препарування твердих тканин зубів, тому використання АМП можна вважати консервативним (фізіологічним) 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;
- знижується вартість протезу;
- створюється високий естетичний ефект.

Однак АМП мають і свої специфічні недоліки:

- менша міцність фіксації на зубах у порівнянні з традиційними мостоподібними протезами;
- з боку ротової порожнини видно метал;
- неможливість тимчасової фіксації АМП;
- збільшення товщини опорних зубів з оральної поверхні.

1.2. Конструктивні особливості опорних елементів адгезивних мостоподібних протезів

У стоматологічній практиці полімерні композитні матеріали є досить новим явищем, оскільки їх широке застосування в цій галузі бере початок з середини 50-років. Полімер – це хімічна речовина, яка складається з молекул високої молекулярної маси, багаторазово повторюваними однорідними структурними одиницями – ланцюгами. Полімерна стоматологічна композиція (пластмаса-наповнювач) – тістоподібний або рідкий продукт, здатний тверднути під впливом тих чи інших факторів і слугує пломбувальним або протезуючим матеріалом, який відповідає усім необхідним санітарно-гігієнічним нормам [74]. Використання полімерних матеріалів у стоматології започатковане ще в дев'ятнадцятому столітті, коли були спроби пломбувати зуби одним з видів каучуку. А в 40-50-і роки минулого століття (1941р.) створено швидкотвердіючі пластмаси на основі акрилових мономерів, полімеризація яких могла здійснюватися завдяки аміновмісній ініціюючій системі під дією температури порожнини рота (30-40⁰С). Вони, як згодом виявилось, характеризувалися недостатньою водотривкістю, токсичним впливом на пульпу, високим коефіцієнтом теплового розширення, недостатньою стійкістю до жувального навантаження та іншими недоліками. Уперше офіційно термін “адгезивні матеріали” було запропоновано після тематичного симпозіуму, проведеного в США (штат Індіана) у 1961 р. Це поняття зумовлене мікромеханічною ретенцією, яка у сполученні із акриловими пластмасами надала можливість приклеювання [75]. 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 композиційних

матеріалів (композитів), який принципово не змінився до нашого часу і з успіхом застосовується в різних галузях стоматології. Порівняно зі звичайним поліметакрилатом композити мають ряд поліпшених можливостей: незначна потреба теплоти при полімеризації, невелике полімеризаційне осідання, 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 [76,77]. Впровадження до практики ортопедичної стоматології композиційних матеріалів з високими адгезивними властивостями призвело до використання ортопедичних конструкцій, які фіксувалися безпосередньо до твердих тканин зубів, що надало можливість зберігання їх цілісності при виготовленні незнімних конструкцій. Таким чином, з'явилась можливість відновлення малих обмежених дефектів зубних рядів конструкціями АМП. Для фіксації АМП у перші роки їх застосування лікарі-стоматологи використовували реставраційні композити, які були розроблені ще наприкінці 50-х років минулого сторіччя. Ці матеріали за короткий термін витіснили силікатні цементи та ненаповнені пластмаси. Але й до цього часу продовжуються наукові дослідження в галузі створення та поліпшення композиційних цементів, які б могли використовуватися в адгезивній техніці відновлення дефектів зубних рядів [78,79,80,81,82]. Хімічний склад, просторова організація різноманітних композитів обумовлюють їх якість та впливають на методику їх клінічного використання [54,83,84,85,91]. У першу чергу на міцність та твердість адгезивного матеріалу впливає його дисперсність. Тому, змінюючи модифікації наповнювачів, можливо впливати на показники міцності і твердості [86,87,95,139].

У наш час 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 якості. З даних літератури видно, що надлишкова твердість, склоподібність, крихкість та низькі еластомерні характеристики не підходять до матеріалів, які використовуються в адгезивній техніці [88,89,90,92]. 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 швидкість при полімеризації.

Хімічним композитним матеріалам (“Charisma”, “Комподент”, “Изоцит”, “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 [35,54,77,86]. Порівняно з хімічними світлотверднучі композитні матеріали (“Compolut”, “Bifix”, “Relyx ARC”, та інш.) 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 [82,86,89].

У матеріалах, які використовуються в адгезивних технологіях, найбільш важливим стає коефіцієнт температурного розширення. За даними літератури, стає відомою залежність між коефіцієнтом теплового розширення тканин зуба та адгезивного матеріалу, а саме, чим меншою є ця різниця, тим більший діапазон використання цього матеріалу [93,94]. 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, як вважають, композитні матеріали хімічного твердіння, оскільки вони не тільки адсорбують вологу, але й містять розчинні інгредієнти [96,97].

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 [93,98,99]. Усе це може призвести до проникнення ротової рідини та продуктів бактеріального метаболізму до тріщин клейового шву [100].

Найбільш впливовим фактором, який враховується при фіксації металевих адгезивних конструкцій, є напрямок усадки. Так, з літературних джерел відомо, що композити хімічної полімеризації дають усадку в напрямку порожнини зуба, а фотополімерні матеріали в напрямку світлового потоку фотополімеризатора [101].

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, 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 важливим в забезпеченні хімічного зв'язку за рахунок міжмолекулярних сил зчеплення; механічним зв'язком, який утворюється при прониканні адгезива 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 [102,103].

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 [95,104,105].

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

Іншим фактором, який посилює адгезію з протравленою емаллю та зменшує крайову мікропросочуваність, є застосування так званих бонд-агентів (адгезивів) [106].

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 з нанесеним раніше емалевим адгезивом, утворюючи надійне з'єднання [107,108].

На першому етапі свого існування як бонд-агента використовувалась органічна матриця композита. Але останнім часом дослідями вчених заперечується ефективність використання ненаповненої пластмаси [11]. На зміну бонд-агенту з ненаповненої пластмаси 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 [75,109]. Дослідження вчених доводять доцільність використання спладу, як бондингової системи. Ними було доведено, що важливим у механізмі дії спладу є те, що він не твердіє, а лише сприяє заповненню мікропор у твердих тканинах протезного ложа густим композитом, який і утворює міцне з'єднання [68,110,111]. 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 композиційних матеріалів значно менша за адгезію до твердих тканин зубів [11]. З метою підвищення фіксаційних властивостей на межі композит-метал на поверхні протезного поля АМП утворюють різноманітні ретенційні елементи, а саме: 1) перфорації в накладках АМП; 2) множинні кубічні заглиблення (пори) на внутрішній поверхні накладок; 3) ретенційні кульки; 4) внутрішню поверхню накладок, травлену кислотою; 5) покриття поверхні металу оксидом олова (O.V.S. - система); 6) утворення кремній-органічного шару (Silicoating); 7) нітрид-титанове покриття [112,113,114,115].

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 [116].

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 воску товщиною 0,5 мм; 3) опорні зуби з нанесеним воском покривають шаром лаку для його ізоляції цього шару від наступного; 4) за допомогою бюгельного 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 [116].

Недоліком цього методу є стовщення каркасу на 0,5 мм.

Інший спосіб є метод отримання пористої металевої поверхні (кубічні заглиблення) за рахунок задалегідь 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 хвилини. 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 високорозвинену поверхню металу для міцного з'єднання з клеючим композитом. Однак це травлення потребує спеціального застосування: джерело прямого струму з можливістю плавного регулювання; системи вентиляції, апарат 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.

Окрім фіксувального матеріалу, на фіксацію АМП впливає також і площа дотику адгезивної накладки до поверхні зуба. При вивченні літератури, присвяченій проблемі розрахунку площі фіксувальних елементів, найбільш часто зустрічається рекомендація застосовувати адгезивні накладки, які в 1,5 раза перевершують площу жувальної поверхні відсутнього зуба [19,59].

Однак ця величина математично не обґрунтовується, 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 [32]. У результаті в повсякденній практиці має місце “інтуїтивний”, або “довільний” підхід до визначення меж і площі фіксувальних елементів АМП. У доступній нам літературі ми не знайшли свідчень про величини навантажень, які діють на протез, що розташовується у фронтальній ділянці при відкушуванні харчової грудки, тому одним з напрямків роботи, що має бути нами виконана при визначенні оптимальних характеристик топографії та величини адгезивних накладок буде визначення функціональних навантажень на адгезивні накладки при відкушуванні харчової грудки.

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, вивчення їх адгезивних властивостей, дослідження питання про можливості покращення механічних засобів фіксації та планування топографії адгезивних накладок являє собою актуальну проблему в ортопедичній стоматології.

1.3. Сучасні матеріали, які використовуються в ортопедичній стоматології для фіксації адгезивних мостоподібних протезів

Надійна фіксація адгезивної незнімної конструкції забезпечує успіх лікування малих часткових дефектів зубних рядів у фронтальній ділянці.

Найважливішим фактором, який унеможлиблює поширення сучасної технології лікування незнімними адгезивними мостоподібними протезами у вітчизняній практиці, є високий рівень цін закордонних адгезивних систем і відсутність вітчизняних аналогів. Щоб позбутися цієї проблеми, лікарі ортопеди-стоматологи використовують композиційні матеріали, такі, як “Дегуфіл”, “Геркулайт”, “Валюкс+”, “Евікрол”, які призначені для застосування в реставраційній техніці [93,96,100,105]. Більшість з цих матеріалів не непою мірою відповідають вимогам, які висуваються до

адгезивних матеріалів і не дають бажаного результату при фіксації АМП [103,117].

Сучасний ринок ортопедичної стоматології насичений великим асортиментом закордонних матеріалів для фіксації незнімних ортопедичних конструкцій. Ці матеріали можна поділити на 2 великі групи: композити та цемнти [88,118,119]. У свою чергу композити за методом полімеризації розподіляються на 3 групи: хімічного твердіння, світлотверднучі та комбіновані (подвійного твердіння) [104,101]. Матеріали хімічного твердіння можна розподілити на 2 модифікаційні системи: 1) суміш компонентів, 2) незмішувані. Двокомпонентні суміші являють собою пряму модифікацію складних композитів, що автополімеризуються (“паста-паста”). Наприклад, Ortho-Two Orthodontic Direct Bonding System “Bisco”, Orthodontic MIX Bonding System “Dentaurum”.

До незмішуваної модифікації належать матеріали, у яких для реакції полімеризації немає необхідності змішування мономера і полімера. При цьому ініціативна рідина (мономер) наноситься на протезне ложе твердих тканин зубів та протезне поле адгезивної накладки, а прошарок полімеру наноситься на протезне поле адгезивної накладки. Після накладання АМП на протезне ложе прошарок полімеру розташовується між двома шарами ініціатора. Такі композитні матеріали зручні при застосуванні та завдяки можливості утворення тонкого прошарку полімерного матеріалу забезпечують когезійні можливості. До цих матеріалів можна віднести: Brackfix NT “Voco”, Orthodontic Bonding System NO-MIX “Dentaurum” [120].

Найбільш зручною групою, на наш погляд, є світлотверднучі матеріали. Полімеризація композитів цієї групи здійснюється під дією гелій-неонового світла. Перевагою застосування світлотверднучих матеріалів в ортопедії вважається те, що вони можуть бути в роботі необмежений час. При застосуванні фотополімерних матеріалів для фіксації АМП отримані задовільні результати. Прикладом відомих ФМ є “Relyx

ARC” 3M, “Bifix” VOCO. Відносно новим матеріалом для фіксації АМП є клас матеріалів – полімерні цементи. Склоіономерні цементи (СІЦ) можуть, у свою чергу, бути фото- і хімічного твердіння, а також подвійної полімеризації. Вони мають певні переваги: виділення фторидів у поверхню емалі, низька чутливість до вологи, можливість застосування без протравлювання (GC Fuji) [121] .

Велика кількість матеріалів для фіксації ортопедичних конструкцій, яка існує на сьогодні, має як позитивні, так і негативні якості. Їм притаманні різні фізико-хімічні властивості. Але, на жаль, не існує універсального матеріалу, який би відповідав всім вимогам і насамперед повністю задовольнив матеріальні можливості вітчизняних пацієнтів. Всебічна зацікавленість лікарів ортопедів-стоматологів у покращенні якості матеріалів для фіксації незнімних ортопедичних конструкцій обумовлюють необхідність досліджень у цій галузі. Відсутність вітчизняних матеріалів світлового твердіння для фіксації незнімних ортопедичних конструкцій обумовлює пошук і розробку нового композитного матеріалу. Аналіз літературних джерел свідчить про доцільність наукових досліджень в галузі ортопедичних адгезивних конструкцій. Поширеність обмежених малих дефектів зубного ряду у фронтальній ділянці є досить значною. Серед пацієнтів, які звертаються по ортопедичну допомогу за наявності дефекту у фронтальній ділянці, найбільш поширеною скаргою є естетичний дефект. Однак, незважаючи на суттєве досягнення у використанні адгезивних ортопедичних конструкцій, у цих питаннях залишається невирішеною низка проблем, а саме: 1) нез’ясована топографічна обмеженість та локалізація адгезивних накладок; 2) відсутність вітчизняного фотополімерного матеріалу для фіксації АМП; 3) питання про удосконалення конструктивних елементів АМП.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

2.1. Математичне моделювання та розрахунок площі фіксувальних елементів адгезивних мостоподібних протезів

Клінічний успіх використання конструкцій досліджуваного нами типу залежить від якості клейового з'єднання, а також від конструктивних особливостей його фіксувальних елементів [11]. При використанні АМП ймовірний нераціональний вибір конструкції адгезивних елементів. За даними літератури, присвяченим питанням розрахунку площі адгезивних елементів, найбільш часто зустрічається рекомендація, яка має на увазі бокову ділянку зубного ряду, використовувати адгезивну накладку в 1,5 раза більшу за площу оклюзійної поверхні відсутнього зуба [11]. Дану рекомендацію неможливо використати при дефектах фронтальної ділянки тому, що оклюзійні поверхні зубів бокових і фронтальних ділянок не співвідносні. З другого боку, зазначена величина математично не обґрунтована, тим більше, що розмір дефекту та властивості адгезивного матеріалу можуть бути різними в кожному конкретному випадку. Існуючі математичні обґрунтування не враховують усіх особливостей жувальних навантажень, що реально виникають [32,55]. Унаслідок цього в повсякденній практиці наявний “довільний” підхід до визначення площ адгезивних елементів АМП.

Запропоновані раніше методи розрахунку не завжди 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.

Розроблений нами метод розрахунку геометричних параметрів адгезивних накладок виходить з:

- нових теоретичних уявлень про характер залежності міцності від площі адгезії;
- нової постановки завдання розрахунку, виходячи з реально існуючих умов;
- власних експериментальних даних, які дозволяють оцінювати сили відкушування для фронтальної ділянки зубного ряду;
- експериментально обґрунтованих значень евристичної постійної у формулі визначення площі адгезії.

Предметом нашого дослідження є АМП, який складається із адгезивних накладок та одного штучного зуба (іноді двох- за відсутності 41 та 31 зубів). Загальний вигляд протезної системи для зубів фронтальної ділянки має вигляд, показаний на рис. 2.1 та 2.2. Кожна накладка має пластинчасту форму завтовшки до 1 мм. Внутрішня поверхня накладки повторює відповідну поверхню опорного зуба. У цих умовах товщина адгезивного шару практично постійна і дорівнює приблизно 0,1 мм.

Для проведення лабораторних досліджень було виготовлено 32 фантоми, в яких АМП з різними площами опорних елементів фіксувалися до природних зубів згідно з описаною нижче технологією.

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 визначається в лабораторних умовах на імітаторі системи метал-композит-емаль. У наших дослідженнях ми використовували композитний світлотверднучий матеріал «Стомазит-ЛС» (для нього міцність на відрив становить: $T=5,32\pm 0,27$ МПа) у порівнянні із закордоним адгезивно-фіксувальним матеріалом «Relux» (міцність на відрив становить: $T=5,0\pm 0,25$ МПа).

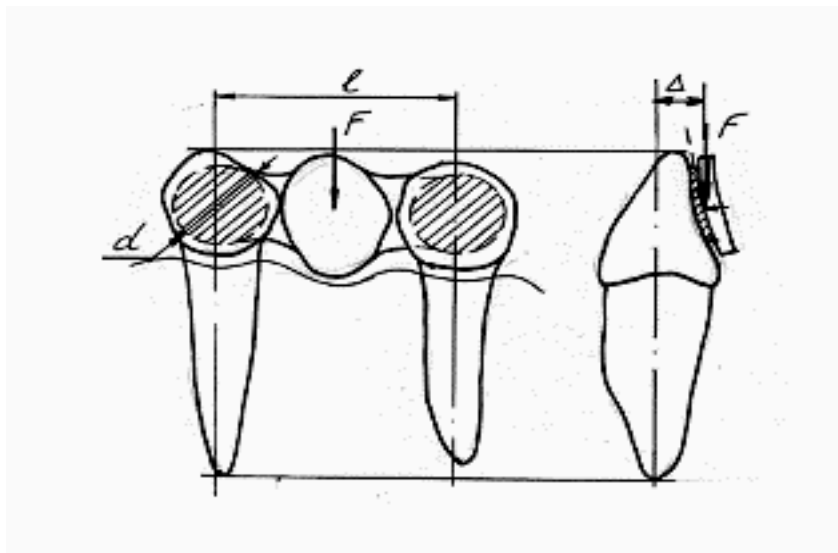


Рис.2.1. Схематичне зображення досліджуваної протезної системи



Рис. 2.2. Загальний вигляд досліджувальної протезної системи для зубів фронтальної ділянки

В клінічній практиці ми базуємо наш розрахунок на формулі:

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

де τ_{\max} - максимум напруження (Па) на поверхні адгезії композиту 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 вісями опорних зубів (м);

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

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

Величина m для реального протеза дозволяє оцінювати ступінь відхилення конкретної модельованої 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 [122].

Необхідна на практиці оцінка величини k базується на стандартній статистичній обробці результатів дослідного руйнування моделі протезної системи. Для матеріалу «Стомазит-ЛС» оцінка величини k при нашій конструкції адгезивних мостоподібних протезів фронтальної ділянки була проведена в співробітництві з лабораторією міцності матеріалів заводу АТ «Стома» (начальник лабораторії Ю.І.Довгопол) та кафедрою моделювання систем та технологій факультету комп'ютерних наук Харківського національного університету ім.В.Н.Каразіна (завідувач кафедри професор,

д.фіз-мат.н. В.Т.Лазурик) на 16-ти зразках (для комного матеріалу) фантомних АМП. Для проведення лабораторних досліджень нами 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 АМП. Нами вимірювалися площини їх опорних елементів та відстань між вісями опорних зубів. Каркаси АМП фіксувалися до опорних зубів. За допомогою розривної машини здійснювався їх відрив. Величину руйнуючої напруги вимірювали в момент порушення фіксуючого з'єднання.

За відомим навантаженням F , що і вибирається як гранично припустиме, ми визначаємо площу, по якій накладки протеза повинні клеїтися до опорних зубів, як функцію:

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

де зворотня залежність означає рішення (2.1), як рівняння відносно S . Рішення завжди існує і завжди єдине, оскільки $\tau(S)$ - суворо 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 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 , слід розв'язати нелінійне рівняння, що з будь-яким заданим наближенням робиться за допомогою комп'ютерної програми, яка була розроблена за нашими специфікаціями на факультеті комп'ютерних наук Харківського національного університету ім. В.Н. Каразіна.

2.2. Визначення функціональних навантажень у фронтальній ділянці зубного ряду

Для практичного використання формули (2.4) необхідно визначитися з величиною навантаження на зубощелепний апарат, яка може вважатися граничною для пацієнтів, що використовують АМП у фронтальній ділянці зубного ряду. Відповідні дослідження навантажень, які супроводжують подрібнення їжі зубами, почалися на початку розвитку сучасної стоматології. Велика кількість таких робіт змушує звертатися з приводу їх результатів до сучасних оглядових робіт [124]. Вони враховують як результати дослідів на фантомах щелеп зі штучними зубами, так і натурні досліди з використанням датчиків. Останні дозволяють, перш за все, орієнтуватися в тих відмінностях, які наявні при динамічному виникненні навантажень порівняно із статичними навантаженнями. Повільно наростаючі навантаження обережного відкушування найбільш зручно моделювати в лабораторних іспитах на різноманітних стендах. Незважаючи на великий обсяг корисної інформації, отриманої в згаданих дослідженнях, підсумок полягає у визначенні доволі широких рамок для зусиль, які припадають на один зуб. Вони полягають по порядку в межах від 100 Н до 1000 Н, причому граничні функціональні навантаження, які реально спостерігалися при жуванні, не перевершують 350 Н [124,125]. Тому клініцистам-ортопедам доводиться самостійно вибирати собі в цих межах конкретні орієнтири. Так, за даними літератури, існує рекомендація вважати зусилля, яке діє на заміщений зуб при жувальному процесі рівним 200 Н, а запас міцності береться в півтора раза більший, тобто такий, що допускає зусилля до 300 Н [32].

Аналіз раніше проведених досліджень, відображених в літературі, показує, що вони обмежувались безпосереднім різнобічним вивченням лише процесу функціонування бічних зубів [124,125]. Проводячи власні дослідження в галузі протезування малих включених дефектів зубних рядів,

ми мали потребу в оцінках максимальних навантажень відкушування для фронтальних зубів. Навантаження зубощелепного апарату при відкушуванні їжі не зовсім подібне до навантаження при жуванні. Але АМП, які все ширше застосовуються останнім часом, забезпечують міцність ортопедичної конструкції до 300 Н [55]. Тому, якщо слід було б очікувати навантаження при відкушуванні до 350 Н (як це іноді можливо при жуванні зубами бічної ділянки), то повноцінність таких протезів була б під сумнівом. У будь-якому разі конкретна оцінка навантажень відкушування необхідна при розрахунку площі адгезивних накладок АМП.

Враховуючи вищесказане, наступною метою наших лабораторних досліджень стала диференційована оцінка навантажень на зуби фронтальної ділянки при відкушуванні різних видів їжі. Для отримання результатів нами використовувався стенд із рухливими щелепами та штучними пластмасовими зубами (рис 2.3).

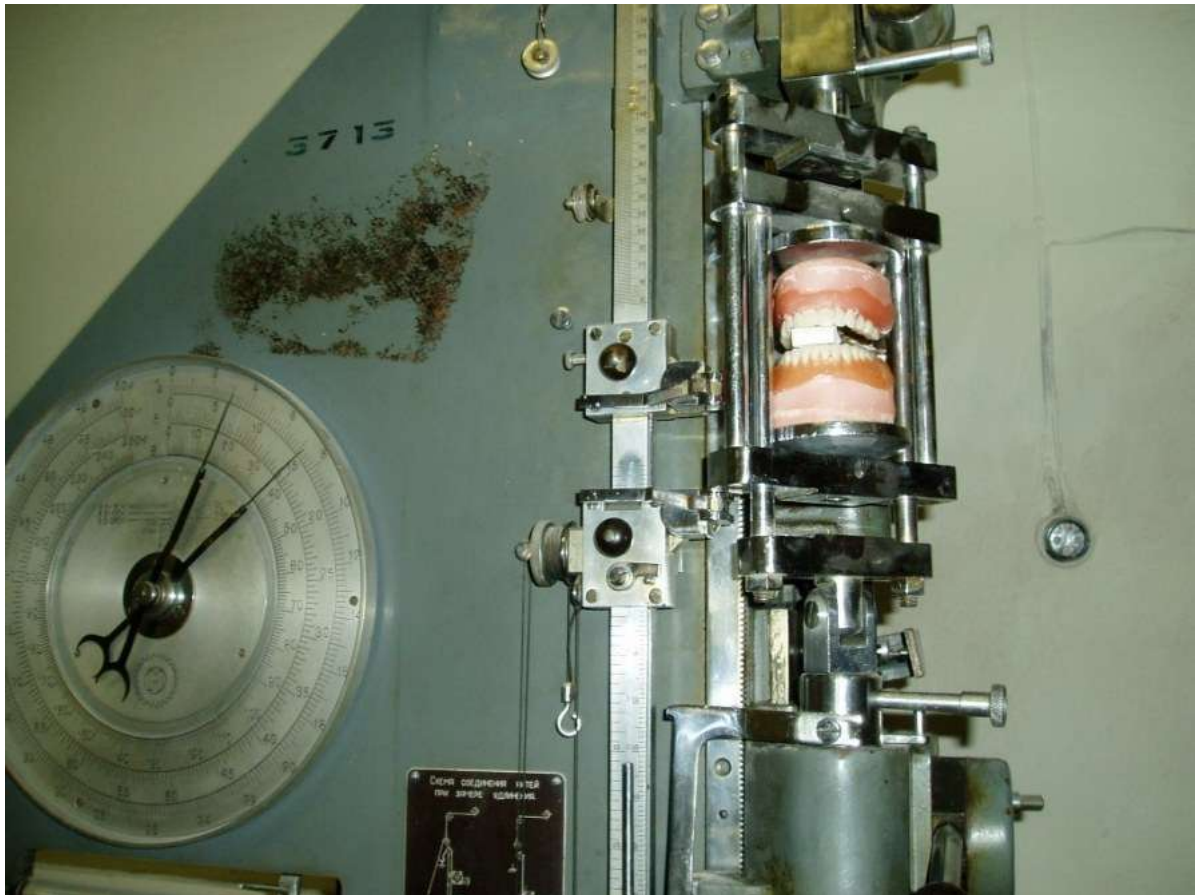


Рис.2.3. Стенд для дослідження функціональних навантажень при відкушуванні зразків їжі

Особливість постановки завдання полягала в наступному. У стендових іспитах замірялися навантаження (у процесі їх повільного збільшення), при яких мало місце наскрізне прокушування зразків продуктів харчування, що імітувало їх відкушування при прийомі їжі.

Отримані дані потім підлягали статистичній обробці для отримання надійних оцінок.

Було обрано 14 видів продуктів, що поширено вживаються і потребують відкушування передніми зубами з помітним зусиллям.

З обраних продуктів для їх порівняльного дослідження було виготовлено 378 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 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 неквапливому зтисканню щелеп людиною при обережному відкушуванні їжі, яке рекомендовано ортопедами. Керування навантаженням виконувалося ручним приводом. Навантаження вимірювалось у момент повного прокушування зразка, про що без істотних розбіжностей можливо було судити як візуально, так і за характерними змінами у віддачі зусилля з приводу на руку експериментатора. Досліди проводилися в лабораторії міцності матеріалів АТ «Стома», м. Харків.

2.3. Удосконалення конструкції опорних елементів адгезивного мостоподібного протеза

З метою підвищення міцності фіксації АМП до твердих тканин зуба, а також підвищення якості фотополімеризації фіксувального матеріалу під металевими АН, нами був запропонований удосконалений метод виготовлення адгезивних накладок суцільнолитих АМП, який виконувався так. Отримували відбиток дефекту зубного ряду силіконовим матеріалом, відливали модель з гіпсу, вивчали модель та обчислювали параметри АН згідно із запропонованою нами методикою, окреслювали межі оклюзійних накладок хімічним олівцем та готували модель до дублювання. Дублювання гіпсової моделі виконували силіконовим дублюючим матеріалом, наприклад, Дублісилом. Заточуючим приладом формували графітові стрижні в кількості необхідних перфорацій під кутом 45° , обрізуючи їх через кожні 5 мм алмазним диском. Загострені графітові стрижні занурювали в силіконовий дубль у місця відображення перфорацій, які були виконані хімічним олівцем на гіпсовій моделі так, щоб загострений край графітового стрижня занурювався на половину його довжини, а наступний стрижень вводять незагостреною частиною також на половину його довжини за допомогою голки від одноразової системи для гемотрансфузії. Перфорації утворюють на відстані не менше 2-3 діаметрів отворів один від одного та від країв накладок. Після такої підготовки силіконового дубля приступали до відливки вогнестійкої моделі. На вогнестійкій моделі виготовляли воскову репродукцію адгезивної конструкції за загальноприйнятою методикою, за винятком вже існуючих в моделі графітових стрижнів. Воскову композицію замінювали на метал за загальноприйнятою методикою, відлитий металевий каркас звільняли від ливникової системи та графітових стрижнів та обробляли механічно і піскострумінно. На проміжній частині каркасу виготовляли керамічний штучний зуб.

Виготовлений у такий спосіб адгезивний мостоподібний протез фіксували на опорних зубах фотополімерним матеріалом. Фотополімеризацію здійснювали з боку вестибулярної поверхні опорного зуба протягом 40 сек. впритул до кожної адгезивної накладки протягом 40 сек. та під кутом 45° до осі опорного зуба теж протягом 40 сек. (“Спосіб фіксації ортопедичних конструкцій до природних зубів.” Патент України №72378 А. А61С13/00. Бюл №2 15.02.2005.) (рис. 2.4.).



Рис. 2.4. Пояснення відмінностей запропонованого методу фіксації АМП від традиційного

Згідно із запропонованою методикою, виготовлені нами АМП мають такі параметри: товщина АН становить 1мм, кількість перфораційних отворів по 6 на одну накладку, причому три отвори ретенційні, а три - світлопровідні. Прошарок фіксувального матеріалу дорівнює 60-120 мкм, що співвідноситься з літературними даними [144,145]. Ретенційний отвір 6 своїм меншим діаметром

(0,5мм) дотикається до прошарку фіксувального матеріалу, а більшим (1мм) закінчується на оральній поверхні АН. Світлопровідний отвір 5 навпаки розширюється в напрямку фіксувального матеріалу (див. рис. 2.4.).

Для дотримання високих естетичних результатів нами запропоновано метод виготовлення пластмасового адгезивного мостоподібного протеза, в якому перфорували адгезивні накладки з метою поліпшення фіксації до опорних зубів. У клінічній практиці нами було виготовлено більше 30-ти АМП із пластмасовим каркасом, але незважаючи на це, такі пацієнти не були залучені нами до матеріалів дисертаційної роботи через наслідки лікування. Пластмаса, як конструкційний матеріал, в решті виявила себе менш надійною порівняно із металевими каркасами, адже порушення фіксації відбувалися не тільки внаслідок відокремлення фіксувальних елементів, але й в результаті перелому самого каркасу. Згадаємо лише, що запропонований нами метод виготовлення пластмасового АМП за міцністю з'єднання перевершує показники традиційно виготовлених пластмасових АМП. Запропонований нами удосконалений метод виготовлення таких конструкцій виконується так. Отримували відбиток силіконовим матеріалом, відливали модель з гіпсу, добирали стандартний штучний пластмасовий зуб та моделювали з воску адгезивну мостоподібну конструкцію в комбінації із штучним пластмасовим зубом.

Після заміщення воскової композиції прозорою пластмасою за загальноприйнятою методикою проводили припасування конструкції до моделі та перфорацію оклюзійних накладок кулеподібним бором №3 на гіпсовій моделі (“Зубний протез”. Патент України №67613 А. А61С13/00. Бюл №6 15.06.2004.) (рис. 3.7).

На клінічному прийомі припасовували адгезивну конструкцію до протезного ложа та проводили фіксацію конструкції: 1) нанесення на оральну поверхню опорних зубів протрави; 2) змивання протягом 60 сек. водою; 3) висушування повітрям 30 сек.; 4) нанесення на тканини зубів та адгезивну конструкцію адгезиву з бондингом та їх фотополімеризація 20

сек.; 5) нанесення фіксувального матеріалу на оральну поверхню опорних зубів та адгезивні накладки; 6) фіксація АМП на опорних зубах, яка виконувалась під пальцевим тиском до появи стабільності та нерухомості адгезивної конструкції, та видалення фіксувального матеріалу, який вийшов через перфоровані отвори, серповидною гладилкою; 7) полімеризація, яка здійснюється в двох напрямках: з вестибулярної поверхні опорного зуба протягом 40 сек. та з боку фіксувальної перфорованої накладки теж протягом 40 сек.

Для проведення лабораторних досліджень виготовляли 15 фантомних суцільнолитих металевих АМП та 15 пластмасових АМП за запропонованою нами удосконаленою методикою [128,129], та 15 суцільнолитих АМП і 15 пластмасових за загальноприйнятою методикою.

Для проведення лабораторних досліджень, а також виготовлення фантомних АМП нами були виготовлені фантоми за такою технологією. У металеву розбірну форму 30x20x50 мм заливали супергіпс (IV класу міцності), в який встановлювали блоки природних зубів з імітацією малого дефекту зубного ряду нижньої та верхньої щелепи у фронтальній ділянці. Після повної кристалізації гіпсу металева форма розбиралася, цоколі фантомів маркирувалися.

Після креслення меж АМП єдиним трафаретом виготовляли їх каркаси. Виготовлені каркаси АМП після припасовки та обробки фіксували на опорних зубах матеріалом «Стомазит-ЛС» (АТ «Стома»).

Фантоми розташовували на горизонтальній основі випробувальної машини РММ-250. Розташовували фантоми так, щоб випробувальний стрижень торкався штучного зуба АМП (рис. 2.5).

Оцінку результатів фіксації АМП 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%.



Рис.2.5.Лабораторне дослідження фантомних АМП

2. Кількість випадків дефіциту фіксувального матеріалу під адгезивними накладками АМП.

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

3. Кількість випадків неповної полімеризації ФМ під АН.

Цей показник досліджували у такий спосіб. Фіксували АМП за допомогою фотокомпозиту до опорних зубів. Розташували впритул світловод фотополімеризатора стоматологічного з лампою потужністю 50-75 Вт, який випромінює в діапазоні (400-500)Нм, спочатку з вестибулярної поверхні опорного зуба, опромінювали впродовж (40±2)с. Потім світловод фотополімеризатора встановлювали до АН під кутом 45⁰, опромінювали впродовж (40±2)с далі розташовували світловод впритул, опромінювали впродовж (40±2)с. Після закінчення опромінювання за допомогою розривної машини відокремлювали АМП від опорних зубів і скальпелем видаляли з фіксуючої поверхні АН незатверділий матеріал. Випробовували кожний зразок по 10 разів.

Порівняльну оцінку якості фіксації АМП в клінічних умовах проводили за такими показниками: порушення фіксації АМП, розвиток осередкової демінералізації в зоні кріплення АМП з використанням методу вітального забарвлення 2% метиленовим синім [99], стан клейового з'єднання, виходячи зі ступеня профарбовання 3% розчином йоду [100], показники електрозбудженості опорних зубів. Контрольний огляд проводився через 3, 6, 12 та 18 місяців.

2.4. Дослідження фізико-механічних властивостей світлотверднучого композиту «Стомазит-ЛС» як фіксувального матеріалу та його аналогів

З метою застосування вітчизняного композитного світлотверднучого матеріалу “Стомазит-ЛС” як адгезивно-фіксувального нами разом із фахівцями заводу АТ “Стома” були комплексно досліджені його клініко-технологічні та фізико-механічні властивості.

Дозвіл на застосування «Стомазита-ЛС» (реєстраційний номер 1325/2002 від 28 листопада 2002 р.) в стоматологічній практиці було

отримано після проведення токсико-гігієнічної оцінки Інститутом екогігієни та токсикології ім. А.І. Медведя (протокол №382 від 10.08.2002 р.).

Композитний матеріал світлової полімеризації «Стомазит-ЛС» складається з паст різних відтінків у шприцах, адгезиву у флаконі та гелю для протравлення емалі та дентину у шприці (рис.2.6).



Рис. 2.6. Композитний світлотверднучий матеріал «Стомазит-ЛС»

Додаткове приладдя – щітки одноразові, тримачі для щіточок, блокнот для замішування, канюлі та коробка. Для виготовлення матеріалу «Стомазит-ЛС» використовується сировина та комплектуючі частини виробництва фірми “IVOCCLAR VIVADENT AG” (Ліхтенштейн), 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).

Мономерна матриця композиту «Стомазит-ЛС» складається з: Bis-GMA, уретандиметакрилат триетиленглікольдиметакрилат – 18,8% за масою, неорганічні наповнювачі – 81,0% за масою, незначна кількість каталізаторів, стабілізаторів та пігментів – 0,2% за масою (рис.2.7) та (таб.2.1).

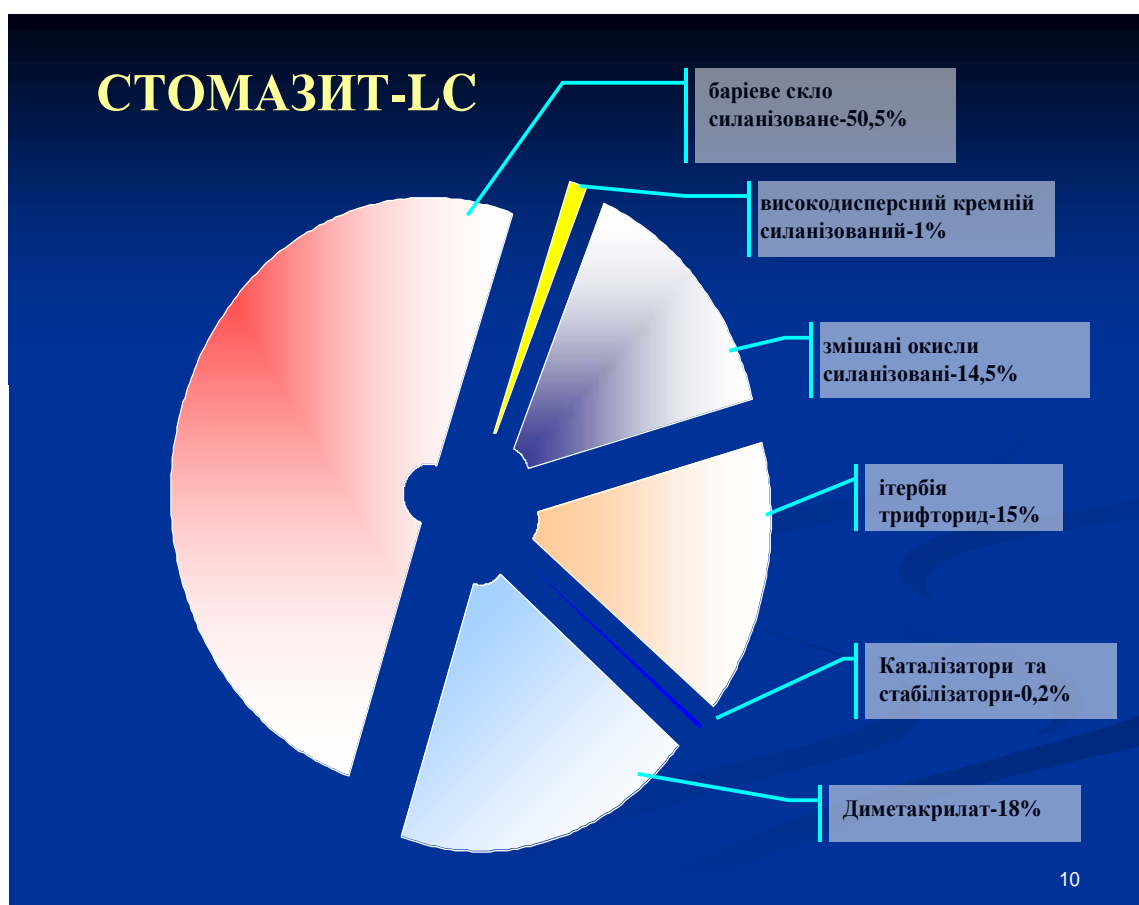


Рис.2.7.Хімічний склад матеріалу «Стомазит-ЛС»

Частка неорганічних наповнювачів становить 81% за масою та 68% за об'ємом. Розмір частин 0,04-7,0 мкм. Адгезив складається з НЕМА, полі- та монометакрилату, ініціатора та стабілізатора в спиртовому розчині (таб.2.2). Гель для протравлювання містить фосфорну кислоту (37% за масою у воді), двоокис кремнію та барвник.

Таблиця 2.1

Хімічний склад пасти «Стомазита-LC»

Стандартний склад	(за масою, %)
Диметакрилат	18,8
Наповнювач барієвого скла силанізований	50,5
Високодисперсний кремній силанізований	1,0
Змішані окисли силанізовані	14,5
Іттербію трифторид	15,0
Каталізатори та стабілізатори	0,2
Пігменти	< 0,1

Таблиця 2.2

Хімічний склад адгезива «Стомазита-LC»

Стандартний склад	(за масою, %)
Акрилат фосфорної кислоти, диметакрилати	73,6
Високодисперсний кремній	0,5
Етанол	25,0
Каталізатори та стабілізатори	0,9

Оцінювання властивостей композитного світлотверднучого матеріалу «Стомазит-LC» 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 «Матеріал композитний пломбувальний «Стомазит-LC»». Для його лабораторного дослідження було виготовлено 120 зразків. Фізико-механічні властивості фотополімерного матеріалу «Стомазит-LC» були досліджені за такими показниками:

- зовнішній вигляд пасти та адгезиву;
- глибина твердіння;
- зовнішній вигляд полімеризату;
- діаметральна міцність;
- рентгенконтрастність полімеризату;
- твердості та конічна точка плинності за Хепплером;
- водопоглинання та водорозчинність за 7 діб;
- межа міцності на відрив;

- адгезивна міцність з'єднання з твердими тканинами зуба [135,136,137,138] (рис.2.8).



Рис.2.8. Фізико-механічні та технологічні властивості матеріалу “Стомазит-LC”

Оцінку фізико-механічних властивостей композитного світлотверднучого матеріалу “Стомазит-LC” проводили в порівнянні із закордонними адгезивно-фіксувальними фотополімерними аналогами: Vifix (VOCO) (120 зразків), Relux ARC (3M ESPE) (120 зразків) та вітчизняним фотокомпозитом Latelux (Стома-технологія) (120 зразків).

2.4.1. Визначення зовнішнього вигляду пасти та адгезиву.

Дослідження зовнішнього вигляду матеріалу дозволяє зробити висновок про його якісний стан. Визначення зовнішнього вигляду пасти проводили так. 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 домішків. 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. Дослідження адгезиву проводили у скляній пробірці за попередньою методикою. При проведенні дослідів готували не менш ніж десять зразків пасти та адгезиву.

2.4.2. Визначення глибини твердіння. Глибину твердіння визначаємо як шар фотокомпозиту, 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 папіром, щільно заповнювали форму пастою «Стомазит-ЛС», виключаючи потрапляння повітряних бульбашок. Форму накривали лавсановою обгорточною 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 скрізь плівку впродовж (40 ± 2) с. Через (180 ± 20) 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 так. Після закінчення фотополімеризації 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 поміщують білий фільтрувальний папір, накривають лавсановою обгорточною 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. Після цього знімали скляну пластинку і, розмістивши світловод фотополімеризатора стоматологічного з лампою потужністю $(50-75)$ Вт, яка випромінює в діапазоні $(400-500)$ нм, навпроти плівки, опромінювали ділянку зразка протягом (40 ± 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 отвердіння продовжують доти, доки вся поверхня рівномірно не затвердіє.

Знімали плівки, 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, уміщували на лист лавсанової обгорточної плівки з попередньо підкладеними під нього білим фільтрувальним папіром і скляною пластинкою, заповнювали форму матеріалом з невеликим надлишком,

слідкуючи за тим, щоб матеріал був добре конденсований без пор, щілин та повітряних бульбашок.

Форму накривають лавсановою обгорточною плівкою та притискають зверху іншою скляною пластинкою для видалення залишків матеріалу. Потім прибирають верхнє скло і, розмістивши світловод фотополімеризатора стоматологічного з лампою потужністю (50-75)Вт, що випромінює в діапазоні (400-500)Нм, навпроти поверхні зразка, опромінювали його впродовж (40±2с). Не знімаючи плівок, форму перевертали, встановлювали на нижнє скло та опромінювали впродовж того самого часу, що й нижню поверхню зразка. Потім, не знімаючи плівок, форму з матеріалом занурювали у водяну баню з температурою (37±2⁰)С на (15,0±1,0)хв.

Для проведення випробувань готували не менш ніж 10 зразків. Зразки виймали із форми, видаляли облой скальпелем (за ГОСТ 21240) та занурювали в дистильовану воду (за ГОСТ 6709-77) при температурі (37±2⁰)С на (23±1)год.

Зразки виймали із дистильованої води (за ГОСТ 6709-77), висушували фільтрувальним папіром 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 типа AS-102(діапазон вимірювань 0-2,45 кН) (рис.2.9).

Для попередження ковзання зразка в процесі іспитів використовують прокладку із змоченого водою фільтрувального папіру. Зразок підлягає рівномірному стисканню до повного руйнування при швидкості руху траверсу машини 10 мм/хв. Силу руйнування визначали за шкалою машини для іспитів.

Діаметральну міцність T_p в МПа визначали за формулою:

$$T_p = \frac{2P}{\pi dh},$$

де P – навантаження при руйнуванні, кгс

d - діаметр зразка, мм

h - висота зразка, мм

π - 3,14



Рис.2.9. Машина для випробування пластмаси AS-102

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 рентгенівське опромінювання (рис.2.10). Дослідження виконували так.

Готували десять зразків полімеризатів у вигляді дисків діаметром $(15,0\pm 1)$ мм і висотою $(2,0\pm 0,1)$ мм із матеріалу «Стомазит-ЛС» відповідно до методики, яка подається вище.



Рис. 2.10. Дослідження рентгенконтрастності матеріалу

Рентгенівську оклюзійну плівку класу чутливості Д розміщували на свинцевій пластинці висотою не менш ніж 2 мм. У центральній частині плівки розташовують 2 зразки матеріалу «Стомазит-ЛС» та диск з алюмінію висотою $(2,0\pm 0,1)$ мм, діаметром $(15,0\pm 1,0)$ мм чистотою не менш ніж 99,5%. Застосовуючи стоматологічну однофазну рентгенівську установку з фільтрацією 1,5 мм алюмінію, яка працює при напрузі (65 ± 5) кВ, опромінюють плівку разом із зразками рентгенівськими променями на відстані від аноду до плівки – 400 мм упродовж часу, при якому плівка чорніє до щільності 1,5-2,0 одиниць, що визначається денситометром фотографічним з діапазоном вимірювання 1,5-2,5 (як завжди достатнім є експонування протягом $(0,3-0,4)$ с при 10 мА).

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

2.4.6. Визначення твердості та кінчної точки плинності за Хепплером. Проведення дослідження виконували у такий спосіб (рис.2.11). 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 «Стомазит LC» за вищеописаною методикою. Перед випробуванням зразки витримували у дистильованій воді (за ГОСТ 6709-77) при температурі $(37 \pm 2)^{\circ}\text{C}$ на (23 ± 1) год.



Рис.2.11. Консистометр Хепплера

Вимірювання твердості та кінчної точки плинності проводили по центру виготовленого зразка. Зразок виймали з води та витирали фільтрувальним папером. Після цього його розташовували на горизонтальній поверхні консистометра Хепплера та обережно опускали загострення конусу на поверхню зразка. Зразок витримували протягом (60 ± 5) с. під навантаженням 25 кгс і 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 визначають за формулою:

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

де

G – навантаження, кгс (25);

h – глибина проникнення конусу в зразок, мм;

0.2 – поправка на вістря конусу, мм;

π - 3,14

примітка: вістря конусу закруглено на 0,2 мм.

За результат випробування приймали середнє арифметичне десяти паралельних вимірювань, якщо розбіг між ними не перевищував 5%.

2.4.7. Визначення водопоглинання та водорозчинності за 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 “Стомазит-LC” за методикою наведеною вище. Виготовлені зразки витримували в ексикаторі з безводним хлористим кальцієм (за ГОСТ 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 важелями лабораторними класу точності 2, НПВ 200 гр (за ГОСТ 24104) з точністю в межах ± 2 мг. Наведений цикл повторювали доти, доки не буде отримана постійна маса зразка (m_1), тобто дана втрата маси кожним зразком за будь-яких 24-и годинний період буде меншою за 0,2 мг.

Зразки занурювали в стакан лабораторний (за ГОСТ 25336) з дистильованою водою (за ГОСТ 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 витримують їх в сушильній шафі (за ТУ 64-1-1411) при температурі $(37 \pm 2^{\circ})\text{C}$ протягом 7 діб (рис.2.12).



Рис. 2.12. Сушильна шафа із зразками матеріалу

Після закінченні цього часу зразки виймали з води, промивали проточною дистильованою водою, промокували поверхню аркушем білого фільтрувального паперу (за ГОСТ 12026) та через (1,5-2)хв. зважували, записували отриману масу (m_2). Після зважування 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 ГОСТ 6507) з межами вимірювання 0-25 мм та ціною поділки 0,01 мм. Вираховують об'єм зразка (V), виходячи з діаметра та середньої висоти п'яти вимірювань. Водопоглинання за 7 діб (Wb) в мкг/мм^3 обчислюють за формулою:

$$Wb = \frac{m_2 - m_3}{V},$$

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 (W_p) в мкг/мм³ обчислювали за формулою:

$$W_p = \frac{m_1 - m_3}{V},$$

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 рідину адгезиву, який фотополімеризували протягом 20 с. Пасту «Стомазита-ЛС» наносили на полімеризований адгезив та притискали прилад з нанесеним матеріалом до матового скла. Надлишки матеріалу видаляли за допомогою скальпеля (за ГОСТ 21240). Проводили фотополімеризацію кожної ділянки зразка протягом 40 с. Випробування проводили після $(2,0 \pm 0,1)$ годин на машині розривній РММ-250А, яка забезпечує зусилля 2,5 кН (за ГОСТ 28840-90). Зразок розташовували в зажимах розривної машини і проводили розтягнення аж до руйнування клейового шва (рис.2.13). Для випробувань готували десять зразків. Швидкість руху зажимів повинна бути (100 ± 10) мм/хв. Межа міцності на відрив обчислюється за формулою:

$$\delta = \frac{P}{S} \times 0,0981,$$

де δ - межа міцності на відрив, МПа;

P – руйнуюче навантаження, кгс;

S – площа поверхні приладу, см².

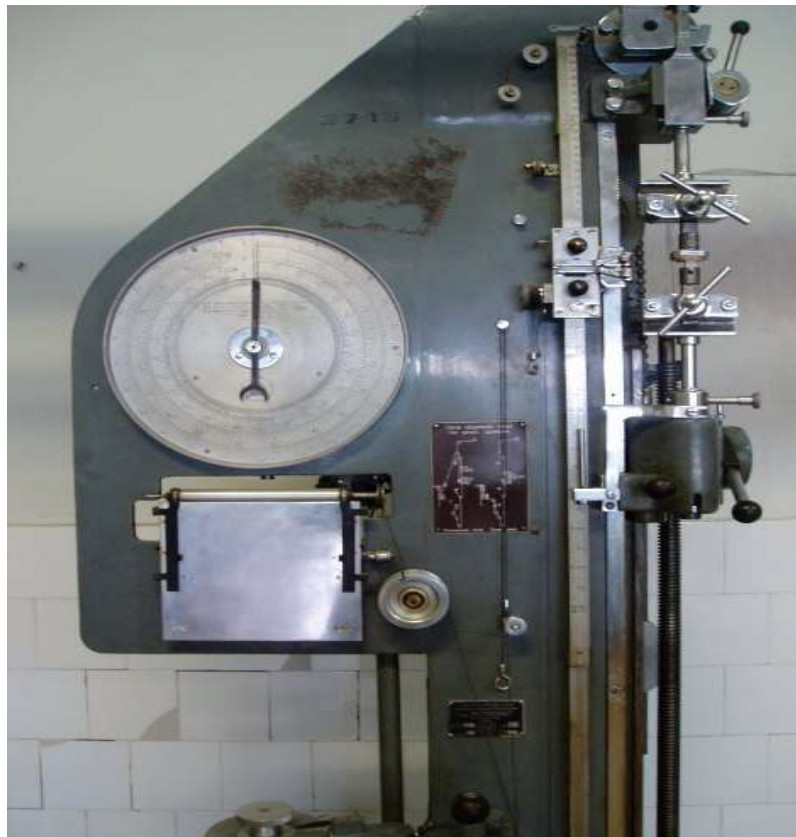


Рис.2.13. Машина розривна РММ-250

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 методу визначали показники руйнівної напруги при вертикальному докладанні сил до зразка.

Проведення дослідження виконували так. 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 самотвердіючою 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 ГОСТ 6708) при температурі $(23 \pm 1^{\circ})$ С. Виготовлений зразок виймали з води та висушували папером фільтрувальним білим (за ГОСТ 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 ГОСТ 13004-77). Циліндричний отвір кільця заповнювали адгезивом, який розподіляли повітряним струмом та фотополімеризували 20с. фотополімеризатором стоматологічним з лампою потужністю (50-75) Вт, який випромінює в діапазоні (400-500)Нм. Після цього вносили пасту в циліндричний отвір, надлишки видаляли скальпелем (за ГОСТ 21240) та фотополімеризували 40 с. Роз'ємне кільце акуратно видаляли, зразок занурювали в стакан лабораторний (за ГОСТ 25336) з дистильованою водою і встановлювали в термошафу з температурою $(37 \pm 2^{\circ})$ С на (23 ± 1) годин. Після цього зразок виймали з води та висушували папером фільтрувальним білим (за ГОСТ 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 0-30кгс (за ГОСТ 28840-90) (рис.2.14).



Рис. 2.14. 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 менш ніж 10 зразків.

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

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

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%.

2.5. Характеристика груп хворих та клінічні методи дослідження

Лікування пацієнтів проводили на клінічній базі кафедри ортопедичної стоматології ХДМУ, яка розташована у 2-й стоматологічній поліклініці м.Харкова. Результати досліджень та лікування заносились у медичну картку стоматологічного хворого (облікова форма 043/0).

Нами проведено лікування суцільнолитими адгезивними мостоподібними конструкціями облицьованими керамікою, 74 хворим. З них 44 жінки, 30 – чоловіки віком від 19 до 58 років, при обстеженні у яких були виявлені анатомічні, функціональні та естетичні порушення. При підборі пацієнтів керувалися основними показаннями до виготовлення АМП. Хворі скаржились на часткову відсутність зубів у фронтальній ділянці, неможливість повноцінного відкушування їжі, на порушення дикції, на естетичні дефекти. Нами ретельно вивчався стан опорних зубів, взаємовідносини зубних рядів у фронтальній ділянці. Більшість пацієнтів відмовлялися від препарування зубів під опорні елементи традиційних незнімних мостоподібних конструкцій.

При з'ясуванні анамнезу хвороби встановлено, що у 54 пацієнтів зуби було втрачено внаслідок ускладненого карієсу, у 19- внаслідок травматичного ушкодження, а у 1 – протезування відбувалося з приводу діастеми; 49-и пацієнтам раніше виготовлялися незнімні часткові конструкції, інші раніше до ортопеда-стоматолога не зверталися. Якісний склад груп хворих представлений у табл. 2.3.

Якісний склад хворих, яким було проведене лікування АМП

№	Показник	Абсолютна кількість	Процентне співвідношення
2.	Чоловіків	30	40,5
3.	Жінок	44	59,5
4.	Склад за віком, років		
	від 19 до 30	35	47,30
	від 31 до 40	20	27,03
	від 41 до 50	11	14,86
	від 51 та більше	8	10,81
5.	Термін втрати зубів		
	до 2 тижнів	14	18,92
	більше 2 тижнів	60	81,08
6.	Прикус фізіологічний	74	100
7.	Патологічні прикуси	0	0
8.	Показники електроодонтометрії в межах норми (кількість опорних зубів з живою пульпою).	148	100
9.	Хворі з відсутністю зубів на верхній щелепі (відсутність одного зуба)	24	32,4
10.	Хворі з відсутністю зубів на нижній щелепі:		
	- одного зуба	43	58,1
	- двох зубів	7	9,45

Для проведення об'єктивної порівняльної оцінки переваг запропонованого нами методу виготовлення АМП та вперше застосованого нами вітчизняного композитного світлотверднучого матеріалу «Стомазит-ЛС» для його фіксації були проведені динамічні клінічні дослідження.

Усіх пацієнтів було поділено на три групи спостереження з приблизно однаковим у середньому складом за ознаками статі, віку, розміщенням дефекту зубного ряду та станом опорних зубів (табл.2.4). Друга і третя

групи – суто досліджувані з однаковою чисельністю, а на базі першої, після проведення попереднього дослідження, планувалося сформувати контрольну групу.

Таблиця.2.4

Розподілення пацієнтів на групи залежно від методу фіксації та використання фіксувального матеріалу

	ГРУПИ ТА ПІДГРУПИ				
	I			II	III
	1-А	1-Б	2		
Характеристика груп, підгруп	Традиційний метод виготовлення каркасу, фіксуючий матеріал Relyx			Удосконалений метод фіксації, матеріал Relyx	Удосконалений метод фіксації, матеріал Стомазит-LC
	Максимальна площа фіксуючих елементів	“Довільний” спосіб визначення площі фіксації	Метод розрахунку площі фіксації		
Кількість пацієнтів	9(12%)	12(16%)	21(28%)	16(22%)	16(22%)

Цю першу групу спостережень складала пацієнти, яким виготовляли суцільнолиті металеві АМП з перфорованими адгезивними накладками традиційним методом із фіксацією фотокомпозитним адгезивним

матеріалом Relyx ARC фірми 3M. З метою попереднього дослідження впливу запропонованого нами методу розрахунку площі фіксувальних елементів, хворих розподілили на дві рівні за кількістю частини з приблизно рівним у середньому складом за вищезгаданими ознаками, що відображається у табл.2.3.

Відносно першої частини застосовувались ненормовані методи визначення площі фіксації, яких, як з'ясував аналіз проведеного лікування, існує тільки два: намагання використати максимально доступну площу або забезпечити зручну форму адгезивної площадки, покладаючись на «інтуїтивне» уявлення про її достатню міцність. Тому, діючи за принципом забезпечення однорідності статистичних виборок, визначили дві перші підгрупи першої групи. Це підгрупа хворих, що їм застосували при лікуванні максимальну площу адгезії, та підгрупа хворих, відносно яких застосовувався довільний метод визначення площі. Друга частина хворих першої групи отримувала лікування з визначенням площі адгезії згідно із запропонованого нами розрахункового методу, що враховує об'єктивні фактори міцності, вимоги до міцності (з огляду на зусилля відкушування) та розміщення і форму опорних зубів.

Другу групу складали пацієнти, яким виготовляли суцільнолітні металеві АМП із застосуванням запропонованого нами удосконаленого методу. Тобто виготовляли суцільнолітні АМП з адгезивними накладками, перфорованими запропонованим нами методом (“Спосіб фіксації ортопедичних конструкцій до природних зубів.” Патент України №72378 А. А61С13/00. Бюл №2 15.02.2005.) в поєднанні із використанням запропонованого нами методу розрахунку площі фіксувальних елементів [122]. Фіксацію здійснювали фотокомпозитним адгезивним матеріалом Relyx ARC фірми 3M.

Третю групу складали пацієнти, яким теж виготовляли суцільнолітні АМП з адгезивними накладками, перфорованими згідно із запропонованого нами методу (“Спосіб фіксації ортопедичних конструкцій до природних

зубів.” Патент України №72378 А. А61С13/00. Бюл №2 15.02.2005.) в поєднанні із використанням запропонованого нами методу розрахунку площі фіксувальних елементів [122]. Але фіксацію здійснювали досліджуванним нами композитним світлотверднучим матеріалом «Стомазит-LC» (АТ Стома) (див. табл. 2.4).

При лікуванні хворих нами використовувались такі методи дослідження: клінічний, рентгенологічний, електроодонтодіагностичний та статистичний аналіз. Клінічне обстеження пацієнтів проводили за методикою ВООЗ.

Дані обстеження пацієнтів дозволяли діагностувати клінічну ситуацію, вирішити питання про наявність показань та протипоказань для протезування адгезивними мостоподібними протезами, намітити план лікування, а також вибрати конструкцію АМП.

При вивченні діагностичних моделей щелеп визначали відстань між вісями опорних зубів, що є необхідним при розрахунку площі адгезивних елементів, а також взаємовідносини між зубними рядами для вирішення питання про необхідність препарування опорних зубів.

Реакцію опорних зубів на фіксувальний матеріал оцінювали по електрозбудженістю пульпи за допомогою одонтосенсиметра ОСМ-50. Дослідження проводили до протезування, через 3, 6, 12 та 18 місяців.

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 [100]. Відсутність розширеної темно-бурої смужки, що свідчить про надійність клейового шва, оцінювали як задовільний результат.

Якість фіксації АМП в клінічних умовах оцінювали по наступним показникам: порушення фіксації АМП через 3, 6, 12 та 18 місяців. Наявність розцементування визначали візуально, а також інструментально: на проміжну частину АМП накладали пінцет та проводили розхитування в

вестибуло-оральному напрямку. Відсутність рухливості та характерного звуку оцінювали як задовільний результат.

Розвиток осередкованої демінералізації в зоні кріплення АМП оцінювали з використанням методу вітального забарвлення 2% метиленовим синім [99]. Відсутність профарбовання прилеглої до накладки зони емалі свідчить про надійність з'єднання та відсутність ретенційних утворень для залишків їжі та зубних відкладень, що оцінюється як задовільний результат.

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

2.6. 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) [131].

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 як раз і визначаються за цими дослідженнями.

У нашій роботі систематично використовуються такі відомі параметричні методи:

- оцінювання математичного очікування нормально розподіленої випадкової величини за вибірковим середнім;
- незміщене оцінювання стандарту (стандартного відхилення) нормально розподіленої випадкової величини за допомогою другого центрованого моменту виборки;

– оцінювання меж рівномірно розподіленої випадкової величини за допомогою максимального та мінімального значення виборки.

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

Сильною 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 задану величину. Типовим прикладом може слугувати пряме вимірювання сили, що руйнує лабораторний зразок АМП. Висока стабільність властивостей промислового адгезивного матеріалу при однаковій площі адгезії гарантує наявність об'єктивно існуючого значення руйнуючої сили. Коливання величини вимірюваних значень є наслідком малих випадкових коливань в реалізації технології отримання адгезивного з'єднання та несистематичними огрешностями вимірювальної техніки. Об'єктивно існуюча величина руйнуючої сили може розглядатися, як параметр μ нормального розподілення, а параметр σ цього розподілення буде характеризувати сукупну точність виробництва зразка і проведенного вимірювання [131].

Слабкою стороною параметричного підходу є вузькість меж коректного застосування. Якщо гіпотеза про апріорну форму розподілення спостережених значень виявиться невідповідною реальній дійсності, тоді «точність» оцінок параметричного методу буде чисто фіктивною, а результат може виявитися абсолютно недостовірним. Чим більше розкидані результати спостережень, тим, взагалі, застосування параметричного методу є більш сумнівним.

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 статистики, які не залежать або в дуже малому ступеня залежать від

точного значення всіх згаданих параметрів, але добре вбирають в себе інформацію, яка міститься у виборці. Вірогідності відхилення обчислюваних статистик від оцінюваних величин визначати в непараметричних методах важче, часто на практиці це неможливо здійснити суворими 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 вище. Їм віддається безумовний пріоритет при малому об'єму виборки (наприклад, коли мається всього кілька спостережень за відсутності додаткової інформації про досліджувану величину) [132]. З іншого боку, відомо [142], що для більшості непараметричних методів вдається показати: при великому об'ємі виборки їхні оцінки в незначному ступеня поступаються в точності оцінкам конкуруючих параметричних методів (якщо ті взагалі можна застосувати).

У даній роботі непараметричний підхід реалізований в таких формах:

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

У першому випадку наявний типовий захід 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 спряженості (чи застосовувався перший або другий метод лікування та чи мав місце певний ефект?) дозволяє звести питання до аналізу гіпергеометричного розподілу та визначити рівень значущості для відкидання гіпотези незалежності розглядених 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 [133]. У практиці медичних статистичних досліджень аналіз таблиць спряженості

ознак здійснюють за допомогою критерію хі-квадрат (обо еквівалентного йому) у так званому нормальному наближенні, оскільки у багатьох галузях клініки можна отримати досить багатий матеріал спостережень. Але при експериментальних дослідженнях стоматологічної ортопедії 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 припущення критерія стає обов'язковим. Наведімо відповідні означення та сутність тесту [127, 142]. Наприклад, маємо таблицю (табл.2.5)

Таблиця 2.5

Вигляд таблиці спряженості 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 клітинах всередині цієї таблиці вважаються випадковими (далі зветься - випадкова таблиця) при тому, що 4 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 виборки по N_{10} та N_{20} об'єктів спостереження можна розглядати як виборки із загальної сукупності, які, зокрема, можна тоді поєднати в одну виборку N випадкових об'єктів. Так звані ділянки відкидання цієї гіпотези будують по 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 [127]. Після отримання результатів досліду 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 вірогідність 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. Більш за це, математичний аналіз так званих помилок другого роду для даного критерію [142] слугує підставою зважити на невисоку вірогідність 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 [127]:

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

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 рідких випадках, коли розподілення, яке розглядається, може бути включено 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. Досить сказати, що в найбільш популярному пакеті комп'ютерних програм для статистичного аналізу «Статистика» реалізовано 3 різних методи кластерного аналізу, практично без чітких рекомендацій, коли, який доречніший. На практиці ці та інші методи призводять до різних результатів. Критерієм правильності результату зазвичай слугує правдоподібність на вигляд або перевірка із залученням допоміжної 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 [134]. 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.

РОЗДІЛ 3

РЕЗУЛЬТАТИ ЛАБОРАТОРНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

3.1. Обґрунтування вибору параметрів конструкції адгезивних мостоподібних протезів на основі експериментів та результатів математичного моделювання

Ми поклали в основу розрахунку площі фіксувальних елементів наших конструкцій формули та алгоритми роботи [122], які дозволяють враховувати конкретні умови протезування, та отримані за допомогою методів математичного моделювання таким чином.

У реальних умовах існує неоднорідність розподілу напруги під адгезивною накладкою. Вона виникає, перш за все, за рахунок кривизни поверхні зіткнення композита з металом, а також, внаслідок складних деформацій у системі «протез-щелепа». Наші дослідження показали, що руйнування протезної системи спостерігається на поверхні адгезії до металу протеза. Для теоретичного висновку про характер залежності максимальної напруги на цій поверхні від параметрів протезної системи доцільно розглянути ідеалізовану систему, в якій неоднорідність напруження породжується в основному деформаціями за рахунок обертаючих моментів сил. У цьому випадку можна використовувати досвід застосування в стоматології сучасних прийомів опору матеріалів, які забезпечують сучасну методику трьохмірного моделювання [123]. У даному випадку протез моделюється (рис.3.1) пластиною C , на якій містяться 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

несуча пластина - ідеальна горизонтальна балка, кінці якої жорстко закріплені з верхніми кінцями стійок.

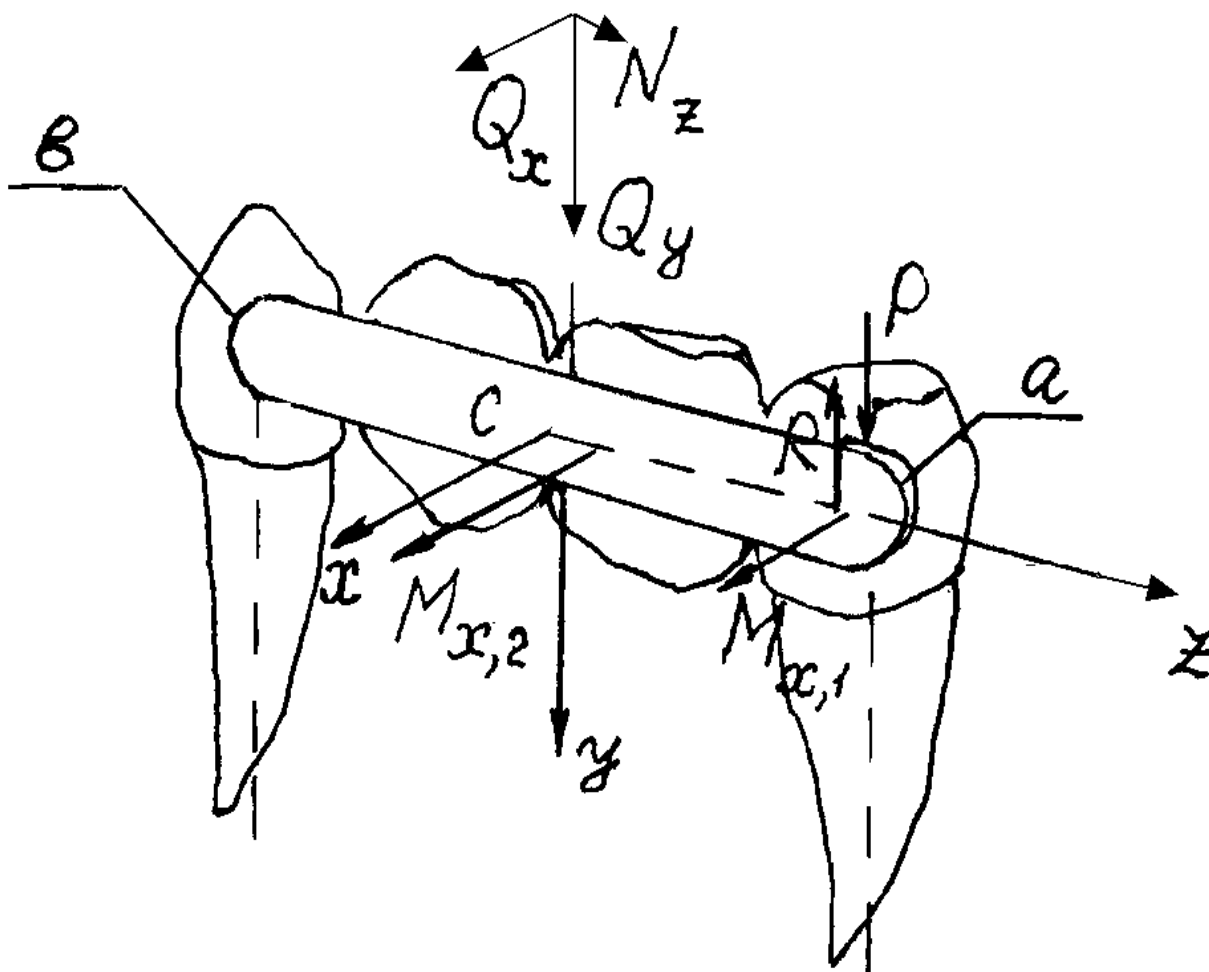


Рис. 3.1. Вектори сил і моментів, які розглядаються на рамковій схемі ідеалізованої конструкції протезної системи. (Рама адгезивного мостоподібного протеза: напрямки координат x, y, z , навантажень Q_x, Q_y, N_z , вигинаючих моментів $M_{x,1}, M_{x,2}$)

При розжовуванні їжі функціональне навантаження може бути спрямоване не зовсім 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 вісі 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 осьове 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 опорний зуб буде зазнавати зсув та вигинання.

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

Так, як і в інших працях, нами буде проведено оцінювання міцності вузла з'єднання протеза з зубом. Однак, наш метод у визначенні завдання базується на більш реалістичних припущеннях, ніж в інших, де допускається, що мостоподібний протез прикріплений до зуба шарнірно [32].

Поперечна сила Q_y та вигинаючий момент M_{x1} , діючий в перетині протезу, в частині, яка дотикається до зуба, може передатися зубу (див. рис. 3.1) тільки за рахунок зсуву та кручення прошарку композитного матеріалу. Підкреслимо, що в роботі [32], враховувався тільки зсув в «фіксуєчому з'єднанні».

Розглянемо співвідношення дотичних напруг у вузлі з'єднання від зсуву та крутіння, вважаючи, що поперечна сила $Q_y = F$ діє в середній частині протеза, а площа S прошарку композитного матеріалу дорівнює площі кола, яке вписується в коронку зуба при погляді на нього з вестибулярної поверхні так, як це показано на рис. 3.2. Тим самим площа прошарку занижується, що йде в запас міцності і застосовується тільки для зручності аналізу.

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

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

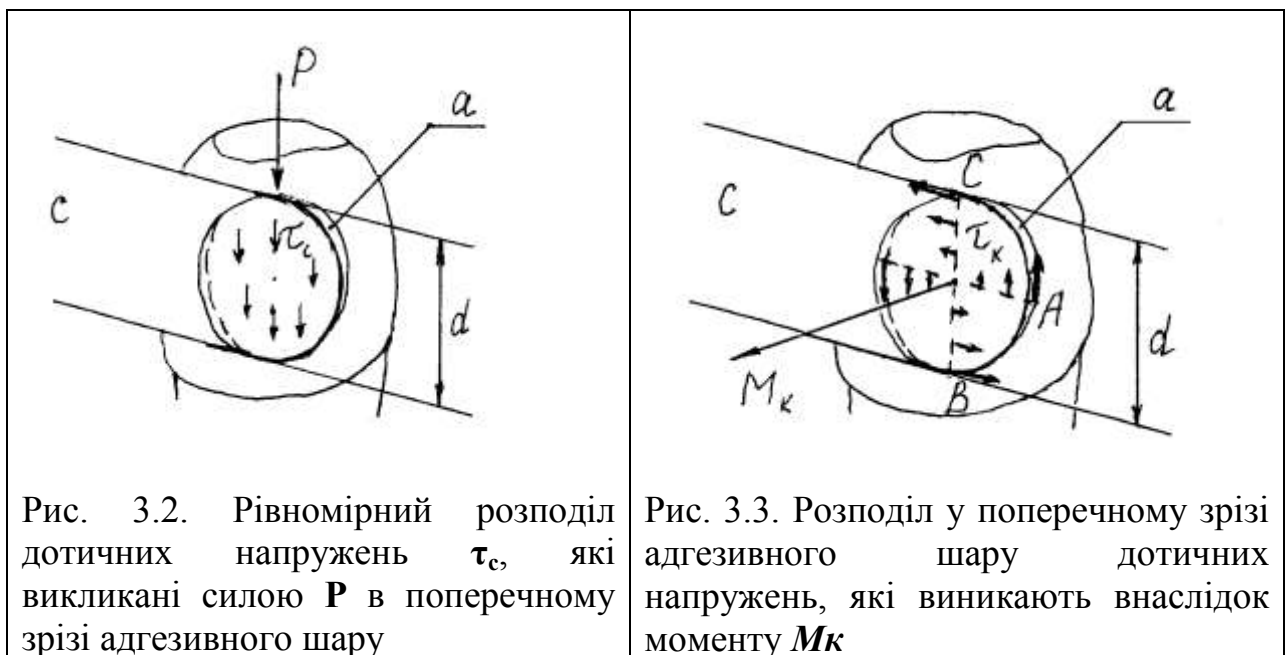
спрямоване донизу та розподілене по поперечному зрізу рівномірно (див.рис.3.2.). Дотичне напруження від обертаючого моменту M_k , яке розподіляється по поперечному зрізу за лінійним законом від центра до периферії зрізу (рис. 3.3.) дорівнює:

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

де W_p - момент опору поперечного зрізу композитного прошарку. Небезпечною буде точка зрізу контуру А, в якій напрямлення напружень τ_c і τ_k співпадають (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 протезу, а також їхньої довжини однакові (найчастіше це приблизно виконується), то значення моменту в середній частині тіла протеза дорівнює $M_{x_{i2}} = 7FL/40$, а в зоні з'єднання протеза з зубом $M_{x_{i1}} = 3FL/40$. Тоді, у припущенні, що на адгезивну площадку передається $M_k = M_{x_{i1}}$, 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 τ_{\max} зсуву, а друге – одиницю крутіння. Якщо прийняти $l = 2d$, то перше складене у скобках дорівнює $5/6=0,833$. Насправді величина моменту крутіння M_k , яке передається прошарку фіксувального матеріалу, залежить від умов зв'язку протеза з зубом. Ми прийняли найменш жорстке із природніх умов ($M_k = M_{x,1}$).

При більш жорстких умовах зв'язку: $M_k = 7Fl/40$ – і перше додаткове буде дорівнювати 0,357.

Дійсне значення τ слід очікувати рівним деякому середньому між вказаними у формулах (3.4) та (3.5). Таким чином, зсув складає тільки 36 - 83% від крутіння. Зауважимо, що в роботі [32] крутіння відповідно до моделі не враховувалось, тобто розгляд обумовлювався там менш значущим силовим фактором.

Перевіримо, орієнтуючись на дані роботи [32], міцність з'єднання гіпотетичного адгезивного протезу, прийнявши, що $F = 200$ МПа, допустиме дотичне напруження $[\tau] = 10$ МПа, діаметр композитного шару $d = 5$ мм, що відповідає площі $A = 19,6$ мм² (в роботі [32] максимальна площа прийнята 20 мм²) і момент опору $W_p = 12,27$ мм³. Відстань між опорними зубами приймемо більш близьким до реального значення $L = 17$ мм. Підставивши всі необхідні дані у формулу (3.4), одержимо $\tau_{\max} = 16,52$ МПа. З них на зсув припадає тільки $\tau_c = 6,13$ МПа. Тому, відповідно до нашого методу розрахунку, в окремих точках на поверхні адгезії виникають дотичні напруження, які в 1,65 разів перевищують допустимі 10 МПа, і в цих місцях з'єднання композита з металом умові міцності не відповідають.

У той самий час, розрахунки за методикою роботи [32], яка враховує тільки рівномірно розподілені зсувові напруження, у нашому випадку приводить до оцінки, більш, ніж у півтора рази меншій за величину руйнуючого напруження.

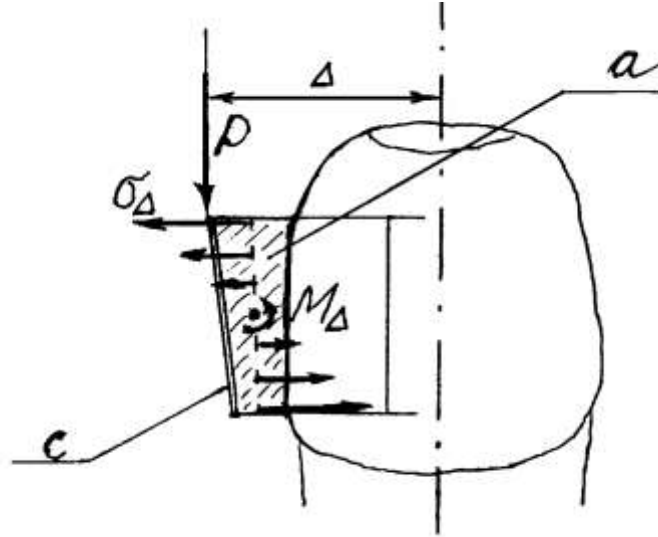


Рис. 3.4. Розподіл дотичних напружень, які виникають внаслідок «перекидаючих моментів» в адгезивному шарі

Обмовимося, що приклад вказує тільки на можливість недооцінки виникаючих у конструкції напружень, він стосується гіпотетичної ситуації, і в багатьох випадках практики різниця в результатах розрахунків за порівнювальними методами незначна.

Надалі, як і в роботі [32], 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 площини адгезії практичного значення не має. На наш погляд, до набагато більших нормальних напружень в певних місцях прошарку композитного матеріалу у пацієнтів горизонтальне навантаження викликається за рахунок «ефекту важеля» за наявності ексцентриситета Δ дії сили P (рис.3.4). На наявність такого силового фактору вказується в

роботах [3,19], де він називається «перекидаючий момент». Продемонструємо, як його врахувати. Величина вигинаючого моменту $M\Delta$, діючого в орально-вестибулярній площині, дорівнює $M\Delta = F\Delta/2$, і, як бачимо, залежить і від величини функціонального навантаження, і від ступеня неспівпадіння площини протеза з площиною опорних зубів. «Знайти» цей силовий фактор можливо тільки при використанні тримірної розрахункової схеми. Нормальне напруження при наявності такого виду навантаження буде змінюватися за лінійними законами, і його максимальне значення (досягається в точках В і С) 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 складати з напруженням від горизонтальної компоненти функціонального навантаження (якщо остання враховується).

При невеликому відхиленні «адгезивної» площадки від вертикалі замість величини F сили Q_y , слід брати проекцію цієї сили на площину «адгезивної» площадки. Проте, слід бути уважним до величини цього відхилення у конкретного пацієнта: при великому відхиленні «перекидаючий момент» може виявитися протилежним за напрямком і визначатися плечем, рівним не ексцентриситету (Δ), а напівширині протеза, викликаючи його крутіння.

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 воно описується не скалярною величиною, а тензором деформацій, який може вимагати для свого описання до 6 незалежних скалярних величин: σ_x , σ_y , σ_z , σ_{xy} , σ_{yz} , σ_{xz} . У таких випадках звичайно застосовують розрахунок з 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, слід перевірити на справедливість умови міцності

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

де $[\sigma]$ - допустиме напруження, що визначається, як руйнівне напруження, поділене на коефіцієнт запасу міцності. У точці, де ці напруження максимальні, очікується руйнування або виникнення тріщин, які знижують довговічність адгезивного протезу.

Специфіка нашого завдання практичного розрахунку 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 – обертаючий момент.

Якщо додати до сказаного, 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 площі адгезії нереально. Проте формула (3.3), яка отримана для ідеалізованих і доволі далеких від реальності протезування конструкцій, може бути використана так. У цьому вираженні для максимального напруження поряд із класичним членом, який дає зворотно пропорційну залежність від площі адгезії, існує додатковий член, котрий показує пряму залежність від відстані між осями опорних зубів і зворотно ступінну - від площі адгезії. Застосовуючи розповсюджений прийом математичного моделювання, прийемо дану формулу для реальної конструкції АМП фронтальної ділянки, але з коефіцієнтом у додатковому члені, 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 чином 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 τ_{\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 визначається експериментально);

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

Величину m для реального протеза зручно розглядати у вигляді, який дозволяє легко оцінювати ступінь відхилення конкретної модельованої 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 [122].

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

На базі результатів 16 експериментів за допомогою комп'ютерної програми (див. додат. А) для матеріала «Стомазит-LC» отримано:

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

Для матеріала «Relyx» отримано значення:

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

По відомому навантаженню F , що і обирається в ролі гранично припустимої, ми визначаємо площу, по якій накладки протеза повинні клеїться до опорних зубів, як функцію:

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

де обратна залежність означає рішення (3.9), 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 ЕОМ).

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

де

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

Для більш точного розрахунку за формулою (3.11), причому при будь-якому k , слід вирішити нелінійне рівняння, що з будь-яким заданим наближенням робиться за допомогою комп'ютерної програми (див. додат. А).

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

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

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

Вирішення цієї задачі:

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

В інших випадках, якщо якийсь зі знайдених розмірів a , b адгезивної площадки виявлявся більше її припустимих меж, то його коректували, відповідно збільшуючи інший.

3.2. Результати визначення функціональних навантажень у фронтальній ділянці зубного ряду

Оскільки продукти харчування, згідно з нашою постановкою питання, становлять інтерес за ступенем навантаження, яке потрібне при відкушуванні, почнемо з побудови класифікації на базі експериментальних даних (таб.3.1).

У таблиці 3.1 показано ранжування досліджуваних продуктів за навантаженням відкушування, отримане зіставленням вимірів для зразків з однотипними розмірами. Продукт ЦР у таблиці не вказаний, оскільки в іспитах завжди є «чемпіоном» твердості (мається на увазі, що він посідає місце «0»). Місце продукту в таблиці відповідає його вибіркового середньому по замірах для ряду рівноцінних у поясненому раніше змісті зразків.

За даними таблиці 3.1, в різноманітні досліджених продуктів виділяють 4 кластери, які складаються з ЦР, ГЛ, СП (сума місць Сум=0 - 12), КС - СС (Сум=22 - 32), СВ - ЯН (Сум=41 - 58), ХМ - КВ (Сум=71 - 72) –(див. табл. 3.3).

Таблиця.3.1

Експериментальні ранги продуктів, отримані їхнім упорядкуванням за величиною навантаження відкушування

Місце в порядку упорядкування	4 зуба ВЩ		2 зуба ВЩ		1 зуба ВЩ	
	10-12мм	5-7мм	10-12мм	5-7мм	10-12мм	5-7мм
1	ГВ	ГЛ	СП	СП	СП	СП
2	КС	СП	ГЛ	ГЛ	ГЛ	ГЛ
3	ЯС	КС	ЯС	КС	ХК	ХК
4	СВ	ХК	СС	ЯС	СС	КС
5	ХК	ЯС	КС	ХК	КС	СС
6	СП	СС	ХК	СС	СВ	ГВ
7	СС	СВ	СВ	СВ	ЯС	ЯС
8	ЯВ	ЯВ	ЯВ	ГВ	ГВ	ЯН
9	ГВ	ГВ	ГВ	ЯВ	ЯВ	ЯВ
10	ХМ	ЯН	ЯН	ЯН	ЯН	СВ
11	ЯН	КВ	СТ	СТ	ХМ	КВ
12	КВ	СТ	ХМ	КВ	СТ	ХМ
13	СТ	ХМ	КВ	ХМ	КВ	СТ

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

У цій таблиці, як і надалі, використовуються такі скорочені позначення продуктів (табл.3.2):

Таблиця 3.2

Умовні скорочення харчових продуктів

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 3.3

Класифікація продуктів за навантаженням
відкушування

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

При цьому маємо на увазі, що сума місць - випадкові величини, тому в остаточній класифікації не слід 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.

*Примітка: Сум - сума місць, Кл – клас продукту відносно до навантаження 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	4 зуба ВЩ, ширина 30-18 мм			2 зуба ВЩ, ширина 17-10 мм			1 зуб ВЩ, ширина 9-6 мм			Оцінка Мах Н на 2 зуби	Оцінка Мах Н на 1 зуб
	min	Е	Мах	min	Е	Мах	min	Е	Мах		
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 твердотільних 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 важких.

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 урахований при формуванні представницької вибірки 135 зразків важких 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, слід було б прийняти в ролі евристичної характеристики даного класу продуктів. Побудоване розподілення представлено гістограмою на рис. 3.5.

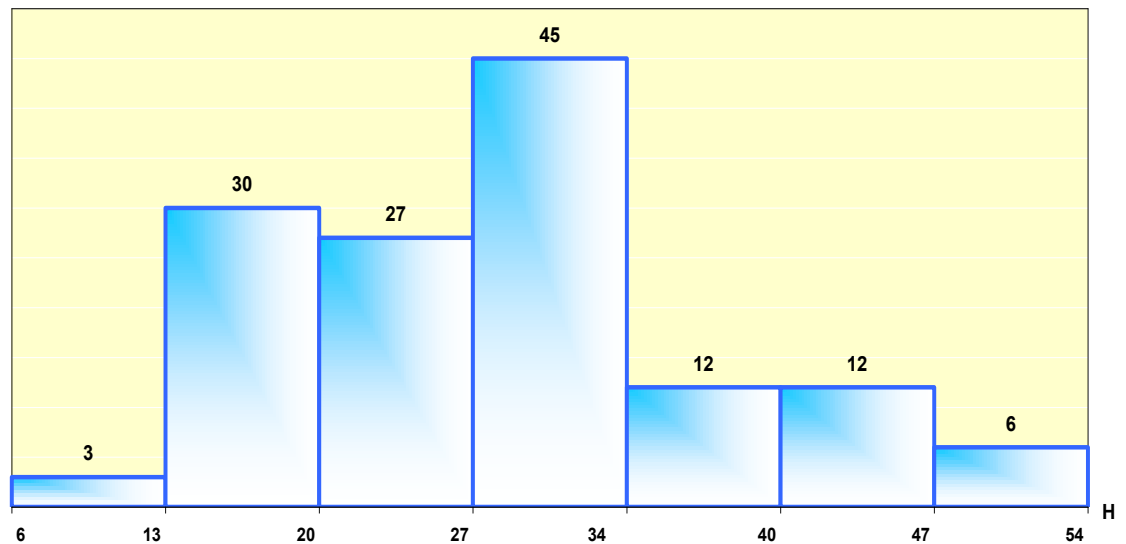


Рис. 3.5. Гістограма частоти для навантажень відкушування за початковою вибіркою 135 зразків важких продуктів

Очевидна відсутність унімодальності в розподілі на рис. 3.5. підказує, що при формуванні вибірки порушений якийсь елемент представництва, або ж важкі продукти не утворюють групи об'єктивно близьких між собою продуктів. Відповідь знаходиться, якщо спробувати приєднати до класу важких продуктів СВ - найближчий із сусіднього кластера (див. табл. 3.3). Хоча в наших досліджах у 33% випадків навантаження відкушування для

нього коливалася навколо значення 15 Н на один зуб, зближуючи цей продукт з продуктами середнього класу, в інших 67% випадків вона полягала між 20 і 30Н, що відповідає інтервалу «провалу» (від 20 до 27 Н) на гістограмі (рис.3.5). Цим підтверджується, що СВ - відсутній елемент в ряду важких продуктів, до яких ми його і віднесемо остаточно, що показано на рис. 3.6. Розширення початкової вибірки 135 зразків важких продуктів за рахунок приєднання до неї 27 зразків продукту СВ робить емпіричне розподілення величини навантаження відкушування для цих продуктів унімодальним і набагато більш симетричним з параметрами:

$$E = 27, S = 10,$$

де

E - вибіркове середнє,

S - вибіркове стандартне відхилення.

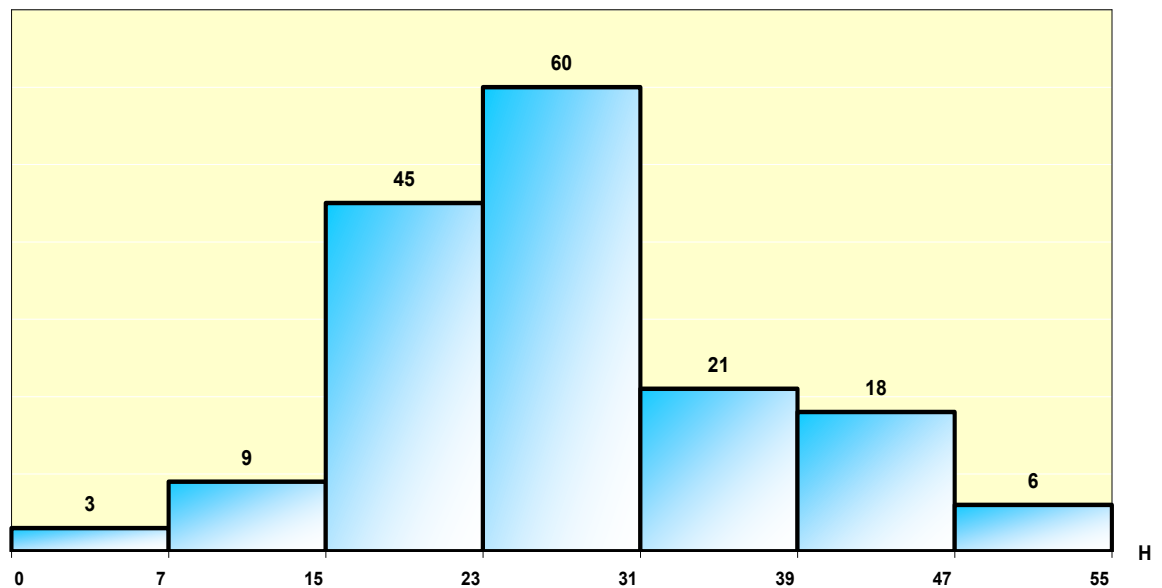


Рис. 3.6. Гістограма частоти для навантажень відкушування за розширеною вибіркою $162=135+27$ зразків важких продуктів

У реальному житті ми маємо справу з нескінченно різноманітною сукупністю «зразків» важких продуктів, і максимальне з зафіксованих нами навантажень відкушування серед 162 зразків, безумовно, менше

цікавлячого нас максимуму по всій сукупності. Для його оцінювання скористаємося «правилом трьох сигм». Воно на підставі досліду 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 грань 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., частих	Оцінка матем. очікування \pm стандарт	Оцінка максимального значення
Важкі	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

Основою достовірності наших результатів є старанність дослідів, ретельність статистичного аналізу і адекватна логіка міркувань. При всьому цьому, важливим показником достовірності звичайно є порівняння з 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 зворотно пропорційна відстані від навантаженого зуба, до скронево-нижньощелепного суглобу («гнатодинамометричний закон» Еккермана») [124] ;

З небагатьох робіт, присвячених навантаженню фронтальних зубів, відомо, що прямі вимірювання оклюзійних сил, діючих на зуби фронтальної ділянки нижньої щелепи, 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 важких 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 розжовування природних продуктів. Відомо, що в жувальних циклах максимальна діюча на зуби сила досягається швидкоплинно далеко не у всіх циклах і практично не перевершує 13 кг (приблизно 130 Н) [124]. У посиланні на другу роботу для цієї сили фігурує значення 35,57 кг (на прикладі жування горіха) [124]. Прийmemo величину максимуму сили, що лежить в інтервалі 130-351 Н. Надалі використовуємо легко перевіряємий вимірюваннями нижньої щелепи факт, що відстань від другого моляра до скронево-нижньощелепного суглобу приблизно в 1,5 рази менше, ніж від цього суглоба до передніх різців. Отже, якщо навантаження відкушування в динаміці формувалося аналогічно до навантаження найсильнішого з жувальних циклів, то інтервал для максимуму сили відкушування ставав би рівним 87-234 Н. Це відповідає (див.табл.3.4) діапазону максимальних навантажень відкушування твердотільних продуктів (49-256 Н).

Таким чином, наші результати, засновані на лабораторному моделюванні відкушування їжі зубами передньої ділянки, виявилися співвідносними з тими гіпотетичними оцінками, які можна вивести,

відправляючись від 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. Результат можна резюмувати так:

1. За своїми властивостям відносно зусиль, які розвиваються зубами фронтальної ділянки при відкушуванні, продукти розділено на 4 класи: «небезпечні», «важкі», «середні» і «легкі».
2. З точки зору безпеки ушкодження конструкції протеза, «середні» і «легкі» продукти не заслуговують на спеціальну увагу, якщо в увагу береться тільки разове зусилля, яке припадає на зуби при обережному відкушуванні їжі.
3. Максимум навантаження відкушування для «небезпечних» продуктів складає по 256 Н на один зуб і 445 Н - на два зуба. Очевидно, що при протезуванні АМП пацієнтам слід уникати відкушувати такі продукти (натуральні сухарі або цукор-рафінад).
4. Основної уваги заслуговують оцінки для «важких» продуктів. Незважаючи на те, що оцінка максимуму навантаження відкушування на один зуб склала 57 Н і далеко не доходить до порога міцності сучасних адгезивних фіксувальних матеріалів, цей орієнтир повинен бути основним при розрахунку площ адгезивних накладок АМП, відновлюючих малі дефекти зубного ряду у фронтальній ділянці [127].

3.3. Результати лабораторного дослідження застосування удосконаленого методу фіксації адгезивних мостоподібних протезів

Ефективність запропонованого удосконаленого методу була перевірена в лабораторних умовах як для металевих, так і для пластмасових АМП. Основною метою проведення експеримента було дослідження якості полімеризації ФМ під металевою АН. Також порівняльно вивчалися показники руйнівної сили (кг), кількість випадків дефіциту адгезивного матеріалу під АН АМП, які визначали за наявністю незаповнених щілин між зубами та адгезивною накладкою. Результати дослідження наведені в таблиці 3.6.

Спираючись на отримані дані, можемо 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 матеріала прозора пластмаса в другій та четвертій групі не є перешкодою для опромінювання світловим струмом фотополімерної лампи. Відмінність показників першої та третьої групи можна пояснити ефективністю застосування т.з. «фасонних отворів», виконаних нами згідно з запропонованою методикою [129], одні з яких сприяють проникненню світлового потоку до фіксувального матеріалу, другі підвищують механічну ретенцію.

Помітне зростання показника руйнівної напруги у першій групі, порівняно з третьою, та у другій порівняно з четвертою, пояснюється підвищенням механічної ретенції завдяки застосованим удосконаленим методам фіксації [128,129]. Загальна ж перевага показників міцності фіксації дослідних груп, в яких використовувалися металеві каркаси (1 та 3 гр.) над показниками груп 2 та 4, є, по-перше, наслідком вищої жорсткості металу, як конструкційного матеріалу, по-друге, пластмаса має таку негативну якість, як водопоглинання (набухання), що призводить до порушення крайового прилягання.

Таблиця 3.6

Ефективність запропонованого удосконаленого методу для металевих і для пластмасових АМП

Критерії	Дослідні групи			
	1	2	3	4
Кількість зафіксованих АМП	15	15	15	15
Значення руйнівної напруги (кг)	52±2,2	38±1,6	44±2,1	31±1,5
Випадки дефіциту фіксувального матеріалу під АН	1	1	1	4
Випадки неповної полімеризації ФМ під АН	0	0	2	0

Наявність перфорацій у металевих АН 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 АМП, що візуально визначається як виникнення порожнин, щілин тощо). Значне зростання кількості випадків дефіциту ФМ під АН в четвертій групі пояснюється відсутністю перфорацій АН, згідно з методикою виготовлення пластмасових АМП в цій групі (рис. 3.7).

Отже, на базі проведення лабораторних досліджень можна зробити висновки про доцільність застосування удосконаленого методу фіксації, як для металевих, так і для пластмасових АМП (“Зубний протез” Патент України №67613 А. Бюл №6 15.06.2004.)

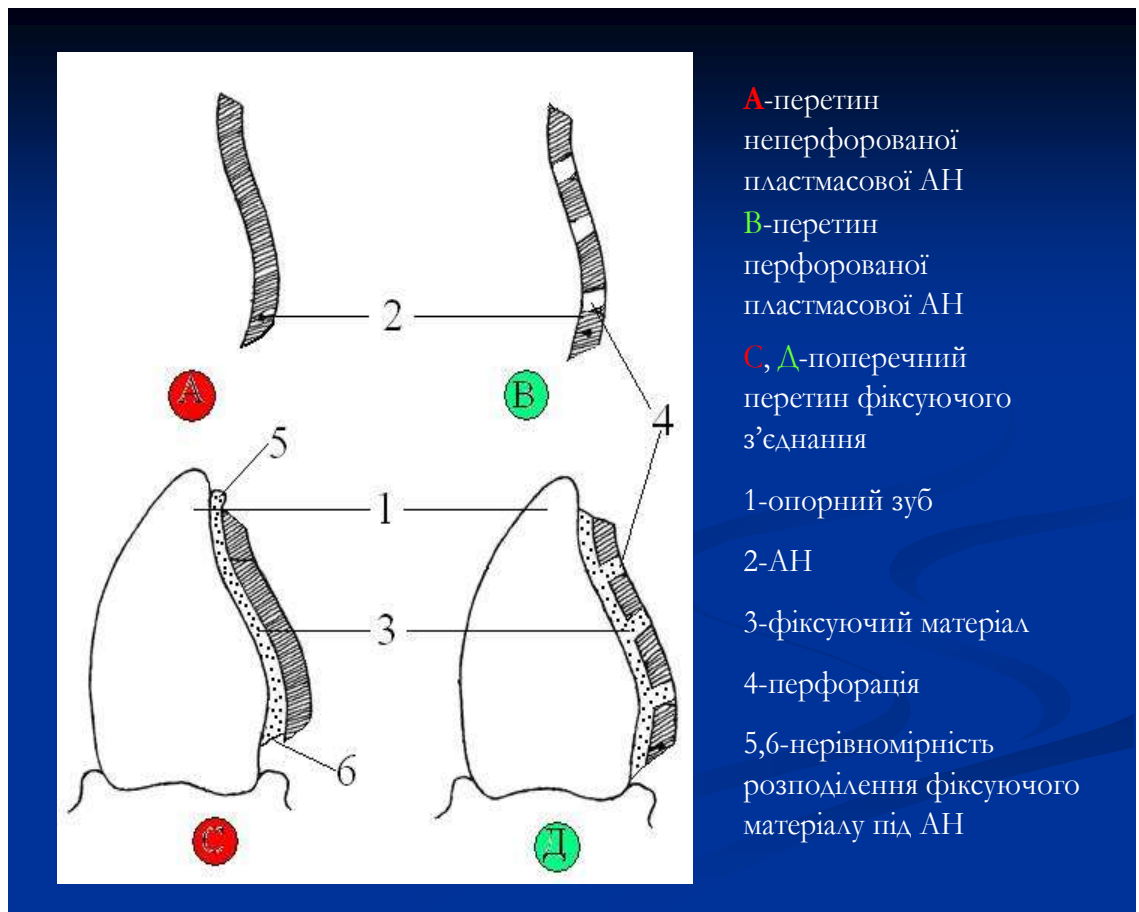


Рис.3.7. Наслідки відсутності перфорацій в АН, виготовленій
 Згідно з методикою для пластмасових АМП в групі 4

3.4. Результати вивчення фізико-механічних властивостей світлотверднучого композиту «Стомазит-ЛС» як фіксувального матеріалу

Результати вивчення фізико-механічних властивостей композитного світлотверднучого матеріалу «Стомазит-ЛС» викладені у табл.3.7.

«Стомазит-ЛС» належить до гібридних фотокомпозитів, які мають цілий ряд позитивних якостей, таких як високі фізико-механічні властивості, задовільні естетичні показники, рентгенконтрастність.

Таблиця 3.7

Фізико-механічні показники матеріалу “Стомазит-LC” і їх відповідність до вимог

№ п/п	Вид випробувань	№№ п/п вимог проекту ТУ.У.24.4-00481318-022-2002	Результати випробувань дослідних зразків матеріалу “Стомазит LC”	Висновок про відповідність
1.	Зовнішній вигляд пасти	Високов’язка, однорідна, без сторонніх включень	Високов’язка, однорідна, без сторонніх включень	Відповідає ТУ
2.	Зовнішній вигляд адгезиву	Прозора, однорідна, рідина з жовтуватим відтінком без механічних домішків	Прозора, однорідна, рідина з жовтуватим відтінком без механічних домішків	Відповідає ТУ
3.	Глибина твердіння, мм, не менш	2	4,6±0,23*	Відповідає ТУ
4.	Зовнішній вигляд і колір полімеризату	На поверхні відсутні сторонні включення. Колір відповідає розцвітці Vita	На поверхні відсутні сторонні включення. Колір відповідає розцвітці Vita	Відповідає ТУ
5.	Діаметральна міцність, МПа, не менш	Не менш 34	53,3±2,67*	Відповідає ТУ
6.	Конічна точка текучості за Хепплером, МПа, не менш	700,0	1613,7±80,7*	Відповідає ТУ
7.	Твердість за Хепплером, МПа не менш	450,0	839,6±41,9*	Відповідає ТУ
8.	Водопоглинання за 7 діб мг/мм ³ , не більш	50,0	7,2±0,36*	Відповідає ТУ
9.	Водорозчинність за 7 діб мг/мм ³ , не більш	5,0	3,2±0,16*	Відповідає ТУ
10.	Міцність на відрив, МПа, не менш	3,5	5,32±0,27*	Відповідає ТУ
11.	Адгезивна міцність МПа, не менш	7	11,3±0,56*	Відповідає ТУ
12.	Рентгенконтрастність	Густина почорніння рентгенівського зображення зразка повинна бути меншою густини почорніння рентген. зображення пластинки алюмінію	Густина почорніння рентгенівського зображення зразка менша густини почорніння рентген. зображення пластинки алюмінію	Відповідає ТУ

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

Перевага даного типу полімеризації полягає в необмеженості в часі виконання етапу фіксації, а також надає лікарю можливість ретельно видалити надлишки фіксувального матеріалу. Друга перевага фотокомпозитів полягає у значно меншому вмісті остатнього мономера, що, в свою чергу, зменшує вірогідність токсичних проявів з боку пульпи та тканин пародонту. Повна співвідносність кольорів матеріалу “Стомазит-ЛС” шкалі Vita дозволяє провести протезування АМП, особливо з пластмасовими каркасами у фронтальній ділянці зубного ряду без порушення норм естетики. Завдяки експериментальному підбору компонентів та їх співвідношенню, отримано матеріал, в якому поєднується висока в'язкість полімерної матриці, низька дисперсність гібридного 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 разів перевищує вимоги, дозволяє отримати надійну фіксацію з металеву поверхнею, що є необхідною умовою при застосуванні даного виду протезування. Велике значення глибини твердіння (4.6мм) розширює можливості застосування АМП з металевими каркасами завдяки проведенню повноцінної фотополімеризації також і з боку вестибулярної поверхні опорних зубів.

З наведених даних видно, що практично всі характеристики “Стомазит-ЛС” відповідають вимогам ТУ.У.24.4-00481318-022-2002. Проведені дослідження дозволяють зробити висновок про можливість застосування композитного світлотверднучого матеріалу “Стомазит-ЛС” в ролі фіксувального при застосуванні адгезивних конструкцій.

Наочна відповідність вимогам, точніше, їх перевищення, демонструє наступний рисунок 3.8, що враховує кількісні показники даної таблиці.

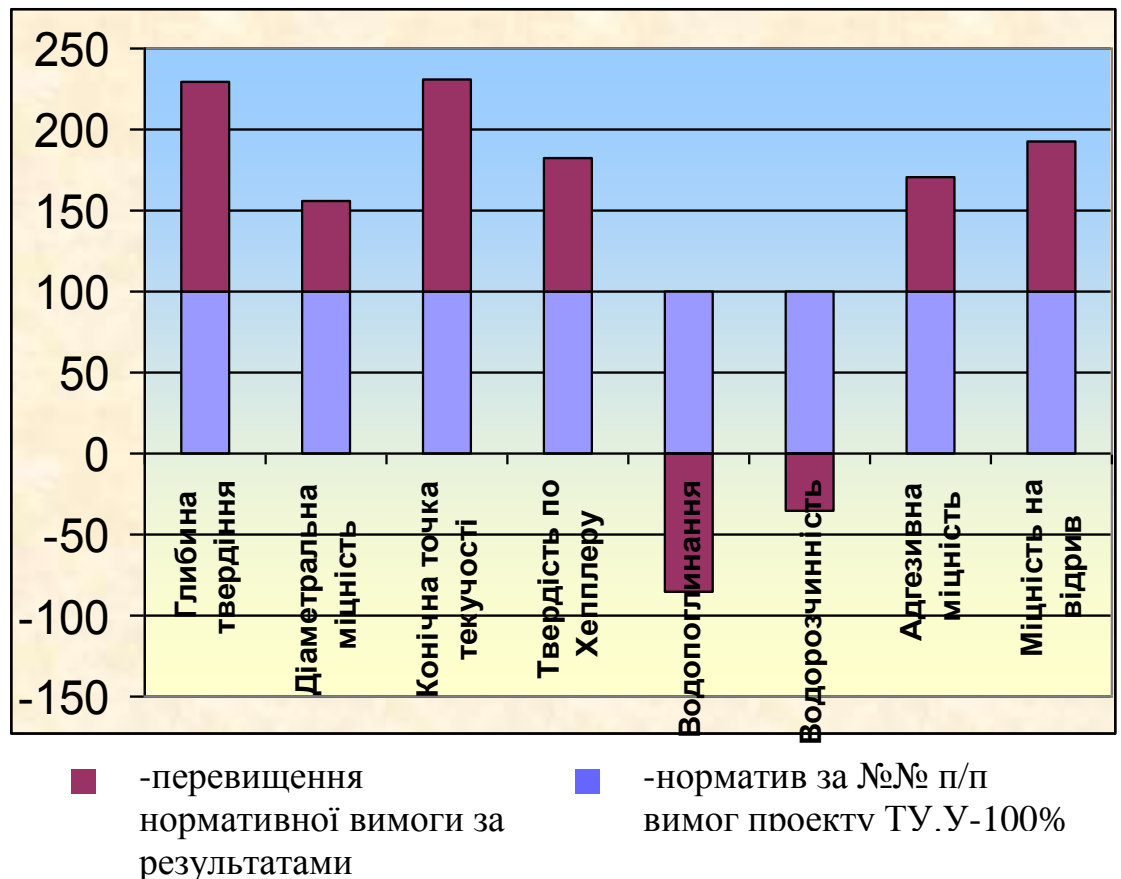


Рис. 3.8. Перевищення вимог (100%) до кількісних показників за видами випробувань матеріала «Стомазит-ЛС»

3.5. Порівняльна характеристика фізико-механічних показників світлотверднучого композиту «Стомазит-ЛС» та його аналогів

Для комплексної перевірки позитивної характеристики композитного матеріалу «Стомазит-ЛС» (завод АТ «Стома») ми дослідили його вітчизняні та закордонні аналоги: Latelux фірми «Стома-технологія», Vifix фірми VOCO, Relyx ARC фірми 3M ESPE. Результати первісної статистичної обробки отриманих лабораторних даних наведені у табл.3.8.

Усі досліджувані матеріали під час іспитів виявили себе як високов'язкі, однорідні пасти, в яких відсутні будь-які сторонні домішки та вclusions.

Таблиця 3.8

Зведена таблиця основних фізико-механічних показників світлотвердіючого матеріалу “Стомазит-LC” та його вітчизняних і закордонних аналогів

№ п/п	Показник і його позначення, одиниця виміру, уточнення	Середнє значення та стандартне ухилення для матеріалу			
		“Стомазит-LC” АТ фірми “Стома” Україна	Latelux ф. “Стома-технологія” Україна	Bifix фірми VOCCO	Relyx ARC фірми 3M ESPE
1.	Зовнішній вигляд пасти	Високов’язкі, однорідні	Високов’язкі, однорідні	Високов’язкі, однорідні	Високов’язкі, однорідні
2.	Глибина твердіння, мм, не менш (<i>H</i>)	4,6±0,23*	5,5±0,27	5,4±0,27	5,3±0,26
3.	Діаметральна міцність, МПа (<i>D</i>)	53,2±2,67*	42,9±2,15	44,1±2,2	44,0±2,2
4.	Конічна точка плинності за Хепплером, МПа, не менш (<i>C</i>)	1613,7±80,7*	1356±67,8	1476,5±73,8	1489,3±74,5
5.	Твердість за Хепплером, Мпа, не менш (<i>S</i>)	839,6±41,9	618±30,9	732,6±36,6	756±37,8
6.	Водопоглинання за 7 діб, мкг /мм ³ , не більш (<i>W</i>)	7,2±0,36	9,0±0,45	7,6±0,38	7,2±0,36
7.	Водорозчинність за 7 діб мкг /мм ³ , не більш (<i>U</i>)	3,2±0,16	3,4±0,17	3,2±0,16	3,1±0,16
8.	Адгезивна міцність, МПа, не менш (<i>A</i>)	11,3±0,56*	7,54±0,33	7,1±0,36	7,92±0,4
9.	Міцність на відрив, МПа, не менш (<i>R</i>)	5,32±0,27*	4,0±0,2	4,6±0,23	5,0±0,25

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

Відносні переваги певних матеріалів перед іншими за тим чи іншим кількісним показником ілюструє наступна діаграма індексів (рис 3.9). Якщо

середнє значення певного показника для матеріалу з номером k дорівнює P_k , то індекс I_k стосовно кращого середнього значення визначимо так

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

в залежності від того, чи якість матеріалу прямо залежить від даного показника, або вона при зростанні показника падає.

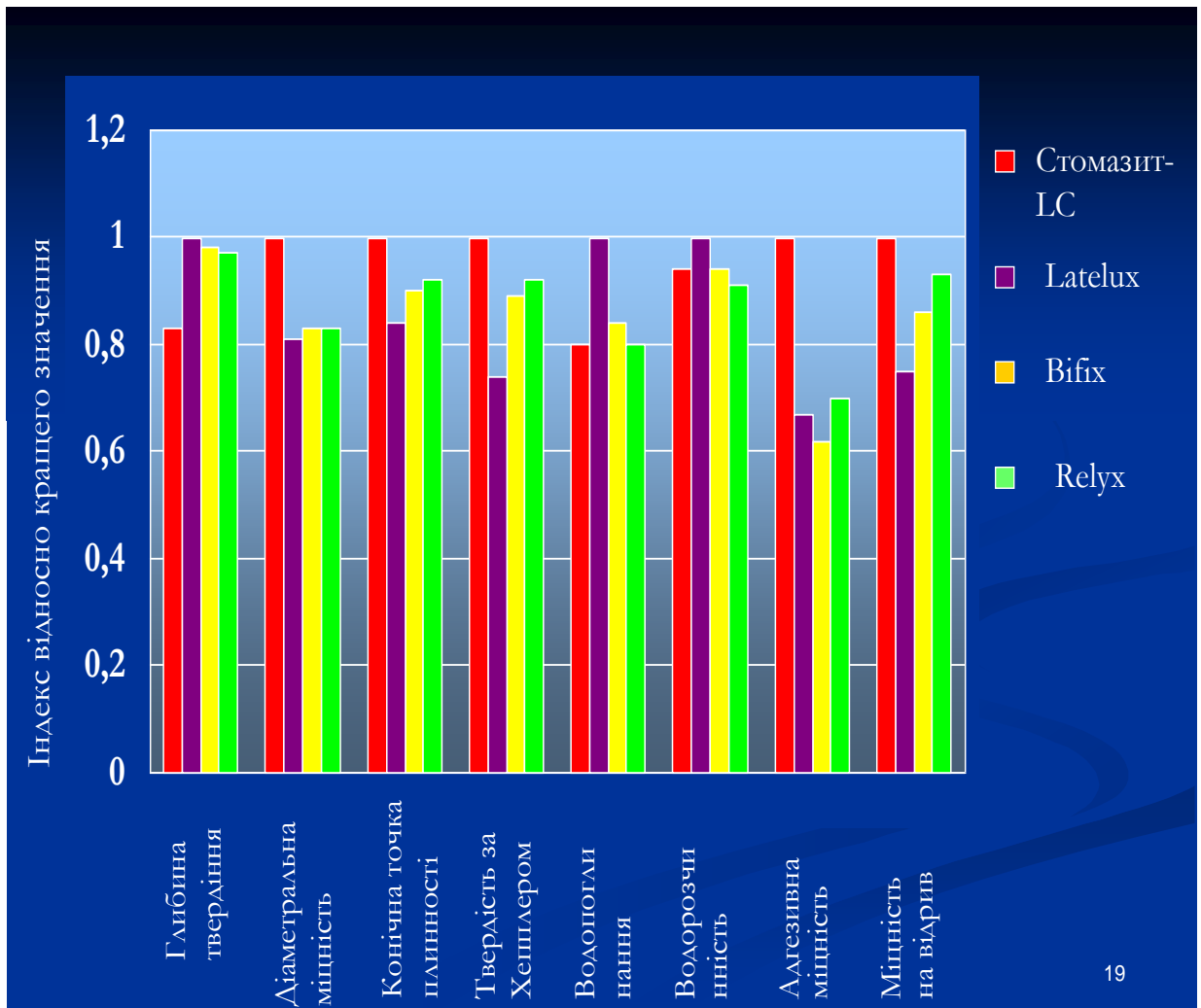


Рис. 3.9. Порівняльна діаграма 8-и кількісних показників для 4-х матеріалів за індексом (3.1), який =1 для кращого за даним показником

Ця діаграма підказує попередні висновки. Так, ми бачимо, що за середнім по випробуваннях показником глибини твердіння ($\bar{H} = 4,6$ мм) матеріал “Стомазит-LC” поступається іншим: матеріалу Latelux на 16,4%, Bifix на 14,9% та Relyx ARC на 13,3%. Це суттєво не впливає на якість

з'єднання адгезивної конструкції з твердими тканинами зуба, особливо завдяки розробленій нами методиці виготовлення адгезивних накладок АМП.

З іншого боку, за середнім значенням показника діаметральної міцності ($\bar{D} = 53,2$ МПа) досліджуваний матеріал “Стомазит-LC” краще, ніж Latelux на 19,4%, краще за Vifix на 17,2%, краще за Relyx ARC на 17,3%. Порівнюючи ці та інші фізико-механічні властивості матеріалів за середніми показниками, треба мати на увазі випадковий характер цих величин.

З табл. 3.9 видно, що відмінність показників матеріалу “Стомазит-LC” від аналогів підтверджується на дуже високому рівні значущості.

Таблиця. 3.9

Результати статистичного аналізу порівнянь фізико-механічних показників матеріалу “Стомазит-LC” та його вітчизняних і закордонних аналогів за критерієм Манна-Уїтні

Показники	Рівень значущості p
$H_{\text{Стом.LC}}$ та H_{Relyx} (порівняння з найменшим значенням)	$2,6 \cdot 10^{-6}$
$D_{\text{Стом.LC}}$ та D_{Vifix} (порівняння з найкращим значенням)	$7,0 \cdot 10^{-8}$
$C_{\text{Стом.LC}}$ та C_{Relyx} =(порівняння з найкращим значенням)	0,0011
$S_{\text{Стом.LC}}$ та S_{Relyx} (порівняння з найкращим значенням)	$9,2 \cdot 10^{-5}$
$A_{\text{Стом.LC}}$ та A_{Relyx} (порівняння з найкращим значенням)	$1,110^{-13}$
$C_{\text{Стом.LC}}$ та C_{Relyx} (порівняння з найкращим значенням)	0,0011
$R_{\text{Стом.LC}}$ та R_{Relyx} (порівняння з найкращим значенням)	0,013

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 “Стомазит-LC” за показниками, що внесені до таблиці 3.9. Наприклад, ми дійшли до висновку (див.табл.3.8) про високо достовірну перевагу за показником кінчна точка плинності за Хепплером над кращим з порівняних матеріалів Relyx ARC ($C = 1489,3 \pm 74,5$ МПа). Оскільки він кращий, то перевагу матеріалу “Стомазит-LC” над іншими можна стверджувати на ніяк не меншому рівні достовірності. Щодо зіставлення показників водопоглинання, водорозчинності та міцності на відрив ситуація виявилася протилежною.

Вивчення рівня водопоглинання свідчить про вірогідну відсутність варіабельності показника досліджуваного матеріалу порівняно з порівнюваним закордонним аналогом. Цей показник у “Стомазита-LC” значно й вірогідно ($p=0,00001$) менший порівняно з Latelux (на 20%). Значення показника водорозчинності усіх досліджуваних фотокомпозитів практично не відрізняються від значення “Стомазита-LC” (в межах $(2,5 \pm 0,1)\%$), і відповідають вимогам ISO 4046.

Ці висновки підтверджуються й статистично, оскільки жоден із застосованих критеріїв не вказував на наявність вірогідних відмінностей.

Зазначимо, що останні два показники впливають на стабільність клейового шва та на токсичний вплив ФМ на організм людини.

Серед найважливіших міцневих 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 “Стомазит-

LC”, який за порівнянням середніх значень вимірювань перевершує Latelux на 33,3%, Vifix на 37,2%, та Relyx ARC на 30%, причому, згідно з табл. 3.9 рівень значущості переваги дуже високий ($P < 0,001$). Щодо показника міцності на відрив, який видавався приблизно однаковим у “Стомазита-LC” ($5,32 \pm 0,27$) Мпа та Relyx ARC ($5,0 \pm 0,25$) Мпа та кращим на 13,6% по відношенню до Vifix (найгірші показники у Latelux, вони на 33% менші ніж у “Стомазит-LC”). Але, як видно з табл. 3.9, перевагу “Стомазит-LC” стосовно до Relyx ARC можна стверджувати на задовільному рівні значущості $p < 0,01$.

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.

Таким чином, на базі проведення лабораторних іспитів і статистичного аналізу їхніх результатів нами обґрунтовано такі висновки.

Показники матеріалу «Стомазит-LC» загалом аналогічні до показників закордонних аналогів, що вказує на високий ступінь конкурентноздатності досліджуваного матеріалу. Результати досліджень доводять, що досліджуваний композитний матеріал “Стомазит-LC” за основними параметрами відповідає закордонним аналогам, за більшістю показників сполучає в собі кращі їхні характеристики, а по де-яких 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 вітчизняний матеріал “Стомазит-LC” для фіксації адгезивних конструкцій. Отже, на основі результатів комплексної порівняльної характеристики фізико-механічних властивостей досліджуваних фотокомпозитних матеріалів, можна дійти висновку, що цей матеріал можна запропонувати до клінічного застосування, а саме при фіксації АМП, що є методом вибору при лікуванні малих включених дефектів зубних рядів у фронтальній ділянці.

РОЗДІЛ 4

РЕЗУЛЬТАТИ КЛІНІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Лікування пацієнтів проводили на клінічній базі кафедри ортопедичної стоматології Харківського державного медичного університету, яка розташована у 2-й стоматологічній поліклініці м.Харкова. Результати досліджень та лікування заносились у медичну картку стоматологічного хворого (облікова форма 043/0).

Після одержання паспортних даних проводили опитування хворого, 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 відсутність зубів (88%), косметичний дефект (74%), порушення дикції (18%). При отриманні анамнезу хвороби з'ясовували причини відсутності зубів, строки їх втрати. Після опитування переходили до об'єктивного дослідження. Його розпочинали з дослідження опорних зубів, визначали дефекти зубних рядів, а також взаємовідносини між ними. Далі оглядали слизову оболонку порожнини рота та кісткову основу жувального апарату. Під час дослідження опорних зубів звертали увагу на їх стійкість, стан періапикальних тканин, щоб вирішити питання щодо можливості укріплення на них адгезивної конструкції. На базі цього формулювали діагноз. У діагнозі ми відмічали етіологію даного захворювання, ступінь порушення функції жувального апарату і коротко узагальнювали клінічну картину та етіологічний фактор. 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 протезу: визначалася протяжність та топографія дефекту, характер взаємовідносин з антагоністами. Після дослідження хворого визначався обсяг і характер

підготовки порожнини рота до протезування. Від правильності проведення підготовки порожнини рота значною мірою залежала успішність подальшої роботи, особливо при протезуванні АМП. Усі зуби, що підлягали лікуванню, виліковували і пломбували. Зуби, які ж не підлягали лікуванню, видаляли. В ролі опор для фіксації АМП ми використовували стійкі зуби. Для протезування АМП дуже важливо, щоб тканини, які оточують опорні зуби, були у нормі, тому при підготовці м'яких тканин ми усували будь-які ознаки запалення слизової оболонки шляхом ретельного лікування гінгівітів, папілітів, стоматитів. І тільки після санації слизової оболонки розпочинали виготовлення протезів.

Обстеження хворих нами проводилося також після ортопедичного лікування АМП в терміни від 3 місяця до 1,5 року. Найважливішим є наявність чи відсутність розцементувань, вторинного карієсу, стан клейового з'єднання та стан пульпи зуба. Важливими є також суб'єктивні оцінки користування АМП. Результати дослідження показують, що адаптація до них проходить значно швидше, ніж до традиційних мостоподібних протезів. За нашими даними, період адаптації складає у середньому 5-7 днів. Відзначимо, що пацієнти дуже задоволені, що протези виготовлені без препарування зубів і мають високі естетичні показники.

4.1. Результати клінічного застосування запропонованого методу розрахунку площі фіксувальних елементів адгезивних мостоподібних протезів

Позитивний клінічний ефект застосування запропонованого методу розрахунку площі фіксації АМП був перевірений нами на базі вивчення даних отриманих при порівнянні результатів усіх підгруп І-ї групи.

У цій групі нами було проведено лікування суцільнолитими металевими адгезивними мостоподібними протезами, облицьованими

керамікою 42 пацієнтів (група I), з них 27 жінки та 15 чоловіків у віці від 21 до 57 років за (див.табл.2.2). При обстеженні у них були виявлені функціональні анатомічні та естетичні порушення. Усі пацієнти були поділені на дві підгрупи спостереження- 1-шу та 2-гу. До першої контрольної підгрупи було залучено 21 пацієнта, яким планування конструкцій здійснювалось «довільним» шляхом (підгрупа 1-А та 1-Б) (див. табл. 2.2). До другої дослідної підгрупи входив 21 пацієнт, яким розрахунок площі адгезивної накладки проводився за розробленим нами методом (підгрупа 2) (див. табл. 2.2).

Для групи пацієнтів, яким розрахунок адгезивних поверхонь здійснювався відповідно до наших формул на комп'ютері, межа адгезивної площадки креслилася на міліметровому папері. Поверх отриманої таким чином фігури ми укладали пластинку бюгельного воску. Вирізували з неї скальпелем, по видимій крізь віск лінії межі, заготовлю репродукції. Отримані за такою методикою заготовлі воскових репродукцій розташовували на моделі з оральних поверхонь опорних зубів. За існуючими нормативами, края площадки повинні відстояти від верхнього краю зуба та ясеневого краю не менш, ніж на 1мм. Остаточне моделювання репродукції проводилося за загальноприйнятою методикою.

Моделювання адгезивних накладок АМП «довільним» методом проводилося нами наступним чином. По отриманих відбитках відливалися гіпсові моделі. На оральних поверхнях опорних зубів, відступивши від ріжучого та ясеневого країв 1 мм, окреслювали межі накладок, що покривають їх у різному ступені. Зважаючи на це, оклюзійні накладки обіймали до 100% корисної площі. Але більш, ніж у половині випадків, а саме в 12, виявлялося, що без збитку для міцності та з явною перевагою для комфортного відчуття протезуючої конструкції, у порожнині рота пацієнта, площу 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 розщепити на дві підгрупи: 1-А та 1-Б, за табл. 2.2. Вони об'єктивно характеризуються прагненням стоматолога забезпечити максимальну для пацієнтів міцність за рахунок збільшення площі адгезії (1-А підгрупа), або, навпроти, прагненням, наскільки це здавалося можливим, зменшити площу, підвищуючи ступінь комфортності відчуттів і полегшуючи гігієнічний нагляд за ротовою порожниною.

Через 3 місяці після фіксації АМП із 19 пацієнтів підгрупи 2, що з'явилися на контрольне обстеження, в одному випадку було виявлене порушення фіксації протезів на одному з опорних зубів. Це було результатом погрішностей застосування композитного матеріалу. Після усунення виявлених недоліків проведена повторна фіксація АМП, і ускладнень надалі не спостерігалось. У контрольних підгрупах 1-А та 1-Б, 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 унаслідок великого розміру оклюзійної накладки.

Через 6 місяців в одного з 17 пацієнтів підгрупи 2, що з'явилися, виявлено розцементування в результаті не дотримання рекомендацій з користування протезом (вживання «небезпечних продуктів» [127]). Після повторної фіксації протеза пацієнт скарг не висував. У контрольних підгрупах через 6 місяців у 3 пацієнтів з 17, які з'явилися на огляд, було виявлено часткове розцементування АМП (по підгрупах: 1 з першої, 2 із другої). Цим пацієнтам була зроблена повторна фіксація АМП.

Через 12 місяців зареєстровано 2 випадки розцементування з 20 пацієнтів досліджуваної підгрупи, що з'явилися, а у контрольних підгрупах - 5 із 19 (по підгрупах: 2 з першої, 3 із другої). Відзначимо, що протягом усього періоду спостережень за використанням АМП ні в якій з підгруп запалень ясеневого краю не виявлено. Естетичні, функціональні і гігієнічні результати протезування виявилися задовільними.

Загальна кількість ускладнень, зареєстрованих у період 18-місячного використання АМП в підгрупі з розрахунком площі, виявилась удвічі меншою, ніж кількість ускладнень в інших підгрупах першої групи.

Тлумачення таких цифр на користь переваг запропонованого методу розрахунку може викликати резонні заперечення з боку фахівців зі статистичної обробки даних. Тому був проведений ретельний статистичний аналіз.

Досліджувана (в даному контексті) підгрупа (2) повинна порівнюватися з двома контрольними підгрупами (1-А та 1-Б) по окремоті. Ціль порівняння з першою - перевірка статистичної вірогідності того факту, що в середньому більші (на 23%) площі адгезії в контрольній групі не забезпечили їй перевагу по міцності конструкції. У другій контрольній підгрупі площа адгезії проектувалася в середньому, як виявилось, на 9% менша, ніж пацієнтам досліджуваної підгрупи, а форма адгезивної площадки теж визначалася довільно. Мета порівняння з цією підгрупою - перевірка статистичної вірогідності того факту, що протези в досліджуваній групі фіксувалися міцніше, чим у контрольній підгрупі.

Відзначимо, що хоча не в усі контрольні терміни пацієнти прибули для огляду, усі пацієнти контрольної групи були оглянуті через 18 міс після 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 один пацієнт пропав з поля зору назовсім протягом перших трьох місяців. Після 12 місяців результат лікування в його випадку міг виявитись як позитивним, так і негативним. Але ми для надійності оцінки запропонованого методу зарахували цей випадок як негативний. Нарешті, досліджуючи питання міцності фіксації конструкції, ми не повинні зараховувати 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 площі адгезивних накладок
(розрахункова чи максимальна) з порушеннями фіксації протезу

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

Таблиця 4.2

Спряженість методу добору площі АН
(розрахунок чи довільний вибір) з порушеннями фіксації протезу

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 [128].

На базі цього критерію різницю у результатах лікування в досліджуваній підгрупі 2 і першій контрольній підгрупі не можна визнати статистично помітною – ймовірність помилки при визнанні різниці помітною складає $p=0,67$. Ця ймовірність надто велика, і радше припустити, що підгрупи 1-А та 2 – це вибірки з однієї статистично однорідної сукупності. Цим зміцнюється впевненість у допустимості зменшення площі адгезивних накладок, коли воно впливає з розрахунку за нашими формулами. Треба зазначити, що результати застосування розраховано зменшеної величини накладок виглядають навіть краще, ніж при використанні максимальних

площ. Можна було б підозрювати, що необхідність застосування більш складної і, пов'язаної з ретельним розрахунком, методики протезування, призвела до максимальної мобілізації уваги стоматолога, і допоміжного персоналу, і додатково поліпшила результати протезування, роблячи порівняння першої та третьої підгруп некоректним. Але результат за тестом Фішера-Ірвіна відносно до табл. 4.1 вказує, що трохи кращі результати в досліджуваній групі порівняно з першою контрольною підгрупою є цілком ймовірною випадковістю.

Отже, можна продовжити порівняння з результатами протезування в контрольній підгрупі (1-Б) та у другій підгрупі, 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 площі та форми адгезивних накладок АМП для зубів фронтальних ділянок верхньої та нижньої щелеп.

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

Один з наших пацієнтів мав включений дефект зубного ряду - відсутність 41 зуба. Протяжність дефекту (відстань між вісями обмежуючих зубів) 9 мм. Оцінка максимального навантаження жування відповідно до даних роботи [127] приймалася рівної 57Н або приблизно 60Н. Використовуючи загальноприйнятий коефіцієнт запасу міцності 1,5, необхідно забезпечити, щоб критична величина навантаження на ортопедичну конструкцію не перевищувала 90Н. У ролі фіксувального матеріалу був використаний «Стомазит-ЛС», міцність на відрив якого

складає: $\tau_{\max} = 5,32 \pm 0,27$ Мпа. Експериментально визначений коефіцієнт: $\kappa = 0,447$. Застосовуючи запропоновану нами комп'ютерну програму (див. додаток А), в ролі результату отримано, що площа адгезивного шару на кожному зубі повинна дорівнювати $10,2 \text{ мм}^2$. Ми оцінили величину величину tgy для даного пацієнта приблизно рівної 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.

Отже, аналізуючи отримані дані доходимо до висновку, що за наслідками лікування, застосування адгезивних мостоподібних протезів, які розраховані за нашим методом, не мають переваг у відношенні надійності фіксації перед АМП, адгезивні накладки яких займають максимально можливу площу на опорному зубі. Однак, при великій площі збільшується сумарний периметр АН, де виникає можливість ретенції залишків їжі та зубних відкладень, що в свою чергу збільшує вірогідність виникнення осередкової демінералізації, не кажучи вже про порушення норм естетики, особливо у фронтальній ділянці. Отже, сутність нашого методу полягає у визначенні достатнього або необхідного розміру фіксувальних елементів.

4.2. Клінічна оцінка застосування удосконаленого методу фіксації адгезивних мостоподібних протезів

Під удосконаленим методом фіксації ми маємо на увазі поєднане застосування методу розрахунку площі фіксувальних елементів та спосіб їх перфорування.

Клінічна оцінка застосування удосконаленої методики виготовлення суцільнолітного АМП (“Спосіб фіксації ортопедичних конструкцій до природніх зубів.” Патент України №72378 А. А61С13/00. Бюл №2 15.02.2005.) проводилася порівняно з використанням конструкцій АМП,

виготовлених за загальноприйнятою методикою [11], спершу шляхом порівняльного аналізу результатів із однорідної частини першої групи і другої дослідної групи (див.табл.3.2). В обох групах каркас АМП фіксували за допомогою адезивного матеріалу Relyx ARC. З першої групи для порівняння залишили контрольну частку із 30 хворих, об'єднавши 1-А та 2, оскільки, як було показано, вони зі статистичної точки зору тотожні за наслідками лікування.

Завданням клінічного дослідження на даному етапі було порівняння якості фіксації АМП та проведення порівняльного аналізу виникаючих ускладнень при різних методах фіксації АМП.

Одним з найголовніших та найбільш значних недоліків застосування суцільнолитих АМП є велика кількість розцементувань та порушень фіксації, а також виникнення осередкової демінералізації твердих тканин зубів, а іноді і карієсу з його ускладненнями, що є наслідком, на жаль, існуючих ділянок ретенції харчових залишків в зоні стикання АН та зуба. Таке ускладнення виникає також і завдяки тому, що в момент фіксації АМП використовується протравка, а також завдяки тому, що надлишки фіксувального матеріалу не доходять до краю адгезивної накладки, або витискуються за його межі, як це показано на рис. 3.7. 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 АН. При традиційному методі виготовлення металевих каркасів АПМ перфораційні отвори мають циліндричну форму.

Для запобігання існуючих недоліків нами запропоновано удосконалене перфорування адгезивних накладок АМП (порівняння див. рис.2.4), як металевих суцільнолитих [130], так і пластмасових [129]. Систематичне клінічне випробування проходили тільки металеві каркаси (як, поки що, більш надійні за міцністю свого конструкційного матеріалу). Одним з найважливіших показників позитивного ефекту застосування

удосконаленої методики виготовлення АМП 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 АМП, а саме, при фіксації АМП адгезивно-фіксувальний матеріал рівномірно розподіляється під адгезивною накладкою, а оригінальна конструкція перфорацій надає можливість якісної полімеризації фіксувального матеріалу під металевою поверхнею АН.

Наведені дані (табл.4.3) свідчать, що при використанні АМП, виготовлених за загальноприйнятою методикою, які фіксувалися на Relyx ARC (група I), виявляється достатньо велика кількість порушень фіксації в

Таблиця 4.3

Якісна характеристика ускладнень виявлених при фіксації АМП

Групи обстежених хворих		Кількість зафіксованих АМП	Показники				Загальна кількість порушень фіксації	Оціночна де мінералізація	
			Випадки порушення фіксації/ осередкової демінералізації						
			до 3 міс.	3-6 міс.	6-12 міс.	12-18 міс.			
I	1-А	9(12%)	0	1(11,1%)	1(11,1%)	1(11,1%)	3(33,3%)	15 (35,7%)	3(33,3%)
			0	1(11,1%)	1(11,1%)	1(11,1%)			
	1-Б	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%)			
	2	21(28%)	0	1(4,7%)	2(9,4%)	2(9,4%)	5(23,8%)		4(19%)
			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				

строки від 6 до 18 міс. (35,7%), велика кількість осередків демінералізації (26,1%). Але виявилась суттєва розбіжність по підгрупах, а також деяка закономірність по строкам користування. Так, в 3-місячний термін в жодній групі не виявлено порушень фіксації. Найбільша кількість ускладнень виникає після 18-ти місячного терміну у підгрупі 1-Б, де розрахунок площі проводився довільним чином, а АН виконувалась загальновідомим методом (рис.4.1). Наочною є перевага результатів у II групі, що пояснюється застосуванням запропонованого нами удосконаленого методу.

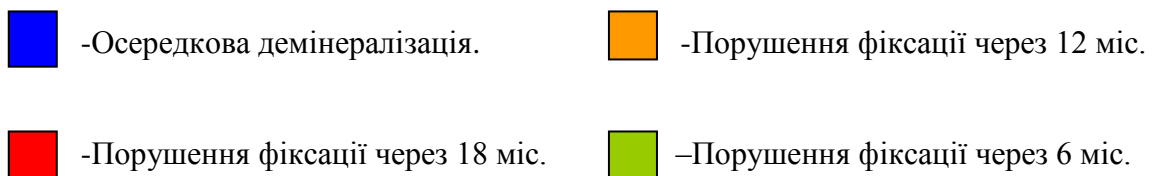
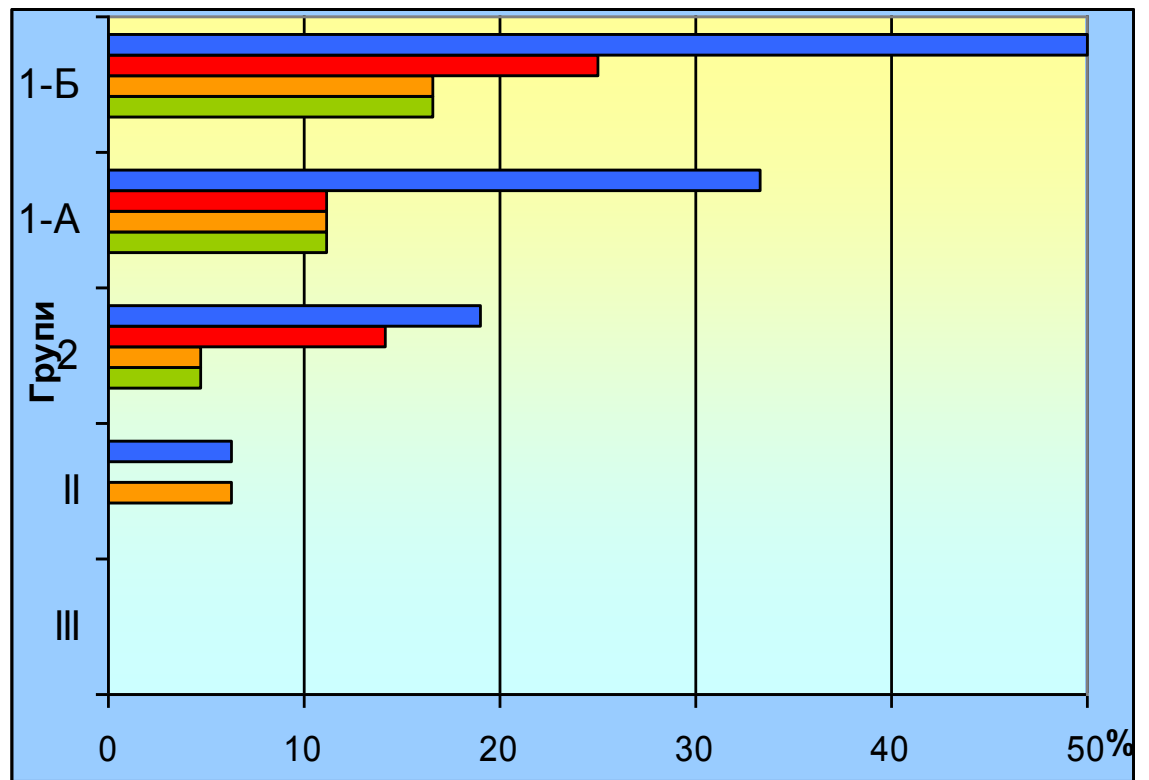


Рис. 4.1. Візуалізація розподілу різних ускладнень фіксації АМП по дослідних групах

Дані, отримані у другій групі обстежених, доводять зменшення кількості порушень фіксації АМП безпосередньо після їх фіксації (від 3 міс.). Але у одному випадку виявлено розцементування конструкції через 12 місяців після її фіксації. У цьому випадку виявили також осередкову демінералізацію. Однак, нами був виявлений низький стан гігієни порожнини рота пацієнта (гігієнічний індекс складав 4 бали), з чим ми і пов'язуємо такі результати. У даному випадку була здійснена повторна фіксація АМП та надані рекомендації щодо його використання. У наступні контрольні терміни, за даними інструментального огляду та фарбування, при огляді даного пацієнта не було виявлено ознак порушення фіксувального з'єднання та демінералізації та значне поліпшення гігієнічного стану.

Наведені спостереження наочно свідчать на користь запропонованого методу фіксації АН АМП. Але звернемось до об'єктивних результатів з боку обраного статистичного критерію (табл.4.4).

Таблиця 4.4

Спряженість методу фіксації АН і порушень фіксації протезу

Показники	Порушень фіксації не має	Фіксацію порушено	Загалом
Запропонований метод	15	1	16
Традиційний метод	22	8	30
Загалом	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 обумовлюється невеликим об'ємом виборки. Безумовно, у разі збільшення обсягу вибірки, відмінності стануть більш переконливими та статистично вірогідними.

4.3. Клінічна оцінка застосування вітчизняного матеріалу «Стомазит-ЛС» як фіксувального в поєднанні з удосконаленим методом фіксації адгезивних мостоподібних протезів

Ефективність використання в клініці ортопедичної стоматології нових матеріалів є найважливішим показником при їх розробці або дослідженні.

Новий вітчизняний композитний світлотверднучий матеріал «Стомазит-ЛС», який використовувався нами для фіксації незнімних адгезивних конструкцій, а саме АМП, пропонуємо застосовувати згідно з розробленою нами для цього рекомендацією.

Комплект фіксувального матеріалу «Стомазит-ЛС» складається: пасти кольорів А2, А3, В2, С3 – по одному шприцу (4 гр) кожного кольору; адгезив – 1 флакон (15 гр); гель для протравлювання – 1 шприц (2 гр); тримач для щіточок – 1 шт; одноразові щіточки (25 шт) – 1 пакунок; канюлі (5 шт); інструкція по застосуванню – 1 шт.

Застосування матеріалу «Стомазит-ЛС» в якості фіксувального складається з таких етапів:

1. Знежирення протезного поля адгезивних накладок спиртом та висушування теплим повітрям.
2. Ретельне очищення протезного ложа опорного зуба за допомогою щіточок та абразивних паст, які не вміщують фтор.
3. Ізоляція опорних зубів губотримачем та слиновідсмоктувачем.
4. Кислотне травлення емалі в межах протезного ложа травильним гелем, який вміщує 37% ортофосфорну кислоту, протягом 30 сек.
5. Видалення гелю струменем теплої води на протязі 60 сек., та підсушування поверхонь зубів повітрям до появи матової поверхні.
6. Нанесення адгезиву на підготовлену поверхню протезного поля адгезивної накладки та протезне ложе емалі опорних зубів, видалення надлишків адгезиву струмом повітря.
7. Проведення фотополімеризації адгезиву протягом 20 сек.

8. Нанесення тонкого шару пасти “Стомазит-ЛС”, згідно з кольором опорних зубів на протезне поле адгезивної накладки АМП. Позиціювання АМП. Видалення надлишків фіксувального матеріалу.
9. Фотополімеризацію здійснюють в двох напрямках: з вестибулярної поверхні опорного зуба протягом 40сек. та з боку фіксуючої накладки, спочатку під кутом 45° протягом 40сек. далі впритул також протягом 40сек.
10. Пацієнту рекомендується прийти через 3 місяці для контрольної перевірки, потім щороку. Регулярно чистити зуби, пам’ятаючи, що АМП і опорні зуби також потребують, як і опорні зуби, ретельного догляду. Не вживати твердих продуктів.

Лабораторні та клінічні дослідження нового вітчизняного фіксувального матеріалу “Стомазит-ЛС” та його порівняльна оцінка з закордонними аналогами доводять те, що він не поступається їм за більшістю показників, а по деяких їх перевершує.

Завдяки своїй підвищеній пластичності матеріал більш рівномірно розподіляється поверхнями протезного поля адгезивних накладок АМП, що дозволяє отримати більш рівномірний прошарок між поверхнями адгезивної накладки і емаллю зуба. Також надлишки матеріалу такої консистенції видаляються значно легше порівняно, наприклад, з рідкотекучими композитами або СІЦ.

Зручність використання “Стомазиту-ЛС” при фіксації АМП полягає в пролонгованості робочого часу за рахунок виключно світлового твердіння, в той час, коли більшість закордонних аналогів являють собою системи хімічного або подвійного твердіння. 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.

Перейдемо до результатів клінічної апробації запропонованого методу фіксації АМП з урахуванням застосування матеріалу “Стомазит-ЛС”.

Виходячи з успішних результатів лабораторних випробувань цього фіксувального матеріалу, було прийнято рішення використовувати його поряд з матеріалом Relyx ARC при фіксації металевого каркасу АМП удосконаленої конструкції. Таким чином, була сформована III-я група пацієнтів (див.табл.3.2).

При застосуванні матеріалу “Стомазит-ЛС”, як бачимо з табл.4.3, нами не виявлено, зокрема, 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 (осередкова демінералізація), що було підтверджено пробами на фарбування метиленовим синім.

Але порівняння результатів II та III дослідних груп не виявляє жодної статистичної різниці між наслідками застосування матеріалів “Стомазит-ЛС” та Relyx ARC при їхньому впровадженні разом із запропонованим методом фіксації АМП (враховуючи запропонований метод розрахунку площі АН). Рівень значущості складає граничне значення 1,0 (табл.4.5).

Таблиця. 4.5

Спряженість застосування фіксувального матеріалу
і порушень фіксації протезу

Показники	Порушень фіксації не має	Фіксацію порушено	Загалом
Матеріал “Стомазит-ЛС”	16	0	16
Матеріал Relyx ARC	15	1	16
Загалом	31	1	32

Це, по-перше, вказує на користь матеріалу “Стомазит-ЛС”, оскільки він при цьому з практичного боку доступніший для хворих і, як вище

вказувалось, технологічніший з погляду стоматолога-ортопеда. По-друге, маємо цілковиту підставу об'єднати групи II та III в одну загальну виборку 32 хворих, яку є всі підстави вважати однорідною за наслідками лікування, та порівняти із контрольною сукупністю 30 хворих з першої групи (підгрупи 1-А та 2).

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

Таблиця 4.6

Спряженість методів фіксації АН з порушеннями
фіксації протезів (об'єднані виборки)

Показники	Порушень фіксації не має	Фіксацію порушено	Загалом
Запропонований метод	31	1	32
Традиційний метод	22	8	30
Загалом	53	9	62

За результатами клінічної апробації можна також дійти до висновків, що застосований в якості фіксувального, матеріал “Стомазит-LC”, задовільняє вимогам, які висувуються до такого типу матеріалів (ISO 4046), за важливішим міцневим показникам знаходиться на рівні, а іноді і перевершує відомі закордонні аналоги, має необхідні фізико-механічні та адгезивні властивості, оптимально пролонгований робочий час; він дозволяє здійснювати якісне накладання та надійну фіксацію АМП при лікуванні малих включених дефектів зубних рядів у фронтальній ділянці верхньої та нижньої щелеп. Усе це дозволяє запропонувати фотокомпозитний матеріал “Стомазит-LC” до клінічного використання у ролі фіксувального, хоча строго кажучи, обґрунтувати це на матеріалах наших дослідів можна тільки відносно до запропонованого удосконаленого методу фіксації АН АМП. У цьому можна пересвідчитись безпосередньо,

порівнюючи результати лікування у контрольній сукупності (підгрупи 1-А та 2) і в дослідній групі III (табл. 4.7).

Вельми наочними та статистично вірогідними за критерієм Фішера-Ірвіна є відмінності у ролі фіксації протезів запропонованим методом, що пропонується у поєднанні з матеріалом “Стомазит-LC” та традиційного методу із використанням матеріалу Relyx ARC (див.табл.4.7).

Таблиця 4.7

Спряженість вибору нових або традиційних методу та матеріалу фіксації
АН з порушеннями фіксації протезу

Показники	Порушень фіксації не має	Фіксацію порушено	Загалом
Запропонован.метод, матеріал “Стомазит-LC”	16	0	16
Традиційний метод, матеріал Relyx ARC	22	8	30
Загалом	38	8	46

Таким чином, наводимо підсумкову діаграму, ілюструючу перевагу застосування удосконаленого методу фіксації АМП в поєднанні із запропонованим в ролі фіксувального матеріалом “Стомазит-LC” на рис. 4.2.

Отже, враховуючи результати клінічних досліджень, використання застосованого нами матеріалу “Стомазит-LC” в сукупності з удосконаленим нами методом виготовлення АМП, дозволяє із достовірністю ($p < 0,05$) на 26% зменшити кількість ускладнень (рис. 4.3).

Відзначимо, що адаптація до протезу, запропонованої конструкції проходить значно швидше, ніж до традиційних мостоподібних протезів, та АМП, виготовлених загальновідомим методом. Період адаптації складає 5-7 діб. Хворі задоволені тим, що протези виготовлені без препарування і мають високі естетичні, гігієнічні та функціональні показники.

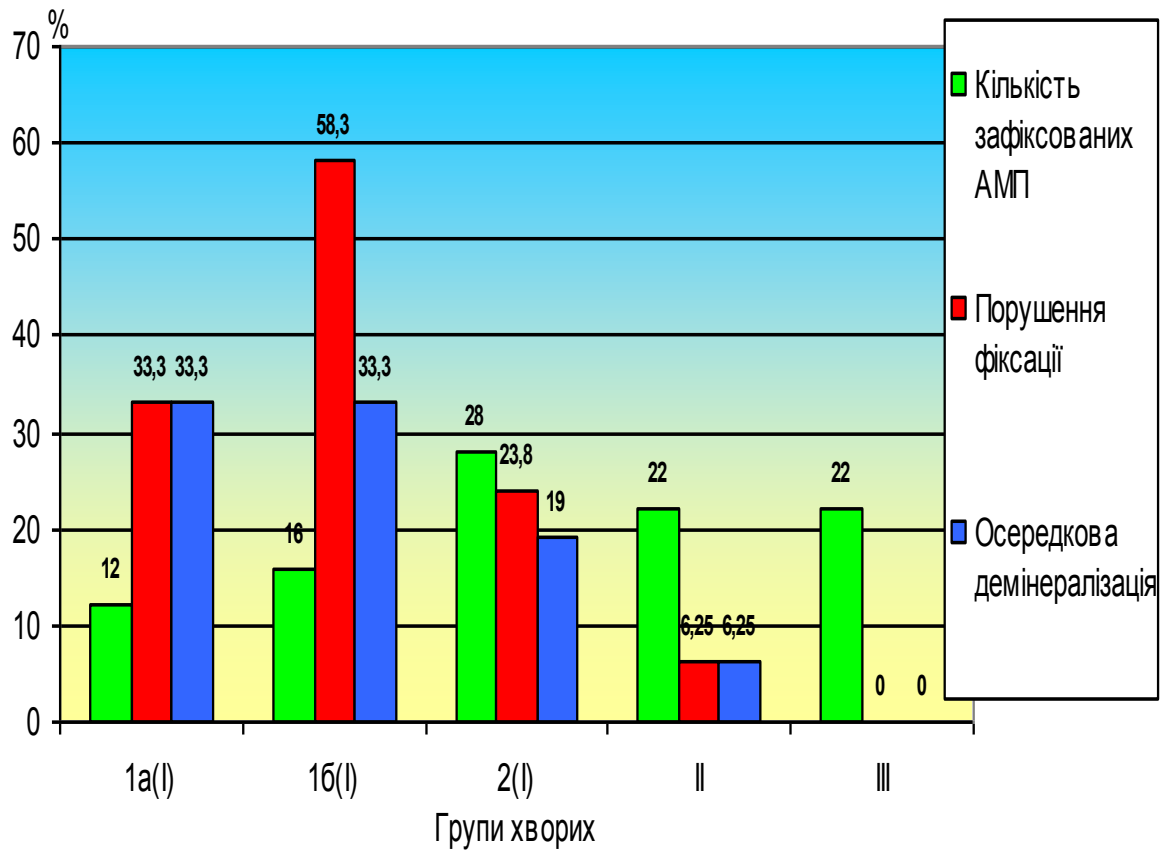


Рис. 4.2. Розподілення ускладнень за групами хворих

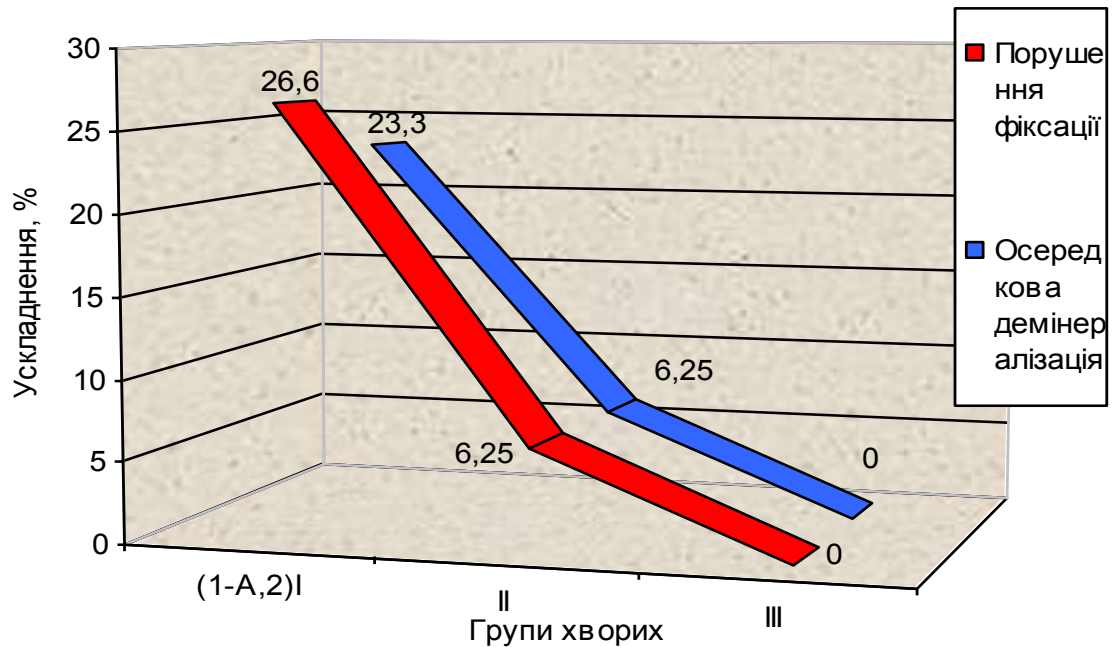


Рис.4.3. Порівняльна характеристика результатів лікування в контрольній та досліджуваній групах

Для ілюстрації переваг розробленого нами метода виготовлення АМП перед традиційними конструкціями наводимо виписки із історій хвороб таких пацієнтів.

Хвора С., 31 роки, історія хвороби № 1279, звернулась 09.02.2004 р. із скаргами на порушення норм естетики, відсутність зуба на лівій верхній щелепі у фронтальній ділянці (рис 4.4). Зуб було видалено місяць тому у зв'язку з його травматичним ушкодженням. Об'єктивно було встановлено: обличчя симетричне, носо-губні складки виражені помірно, нижня третина обличчя в межах норми.

Внутрішньоротове обстеження:

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



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 III 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 адгезивний мостоподібний протез облицьований керамікою за розробленою нами методикою з фіксацією фотокомпозитним матеріалом Relyx (рис.4.5).

09.02.2004.



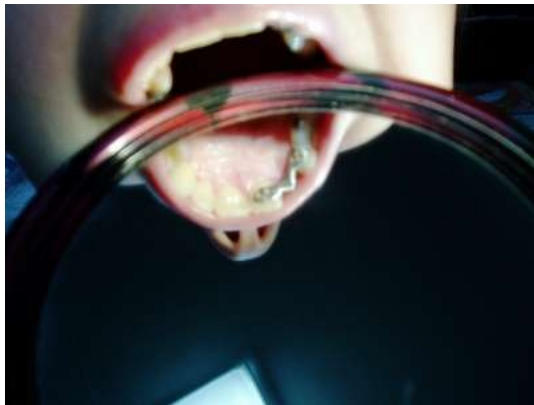
Рис.4.5. Відлитий каркас АМП на моделі

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 математичного обчислення. Виготовляли вогнетривкі моделі та моделювали на них репродукції АМП по запропонованій нами методиці [130]. Відливали каркас із КХС.

11.02.2004.

Припасування каркасу АМП до опорних зубів. Корекція оклюзійних поверхонь АМП.



А



Б

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

У зуботехнічній лабораторії проведене виготовлення керамічного штучного зуба.

13.02.2004.

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

11.05.2004.

Хвора С. з'явилася з метою контрольного огляду. Скарг не висувала. Об'єктивно: АМП, який заміщує 22 зуб, у кольорі не змінився, при інструментальному обстеженні- нерухомий. Адгезивні накладки щільно з'єднані з опорними 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 АМП рожевого кольору без патологічних змін.



Рис.4.7. Конструкція зафіксована до опорних зубів

15.08.2005.

Хвора С., з'явилася з метою контрольного огляду. Скарг не висувала. При зовнішньому огляді патологічних змін не виявлено. При обстеженні АМП порушень фіксації не виявлено. Проба на метиленовий-синій негативна. ЕОД опорних зубів: 21 – 4 мкА, 23 – 4 мкА. Слизова оболонка в межах АМП без патологічних змін.

Хвора А., 27 років, історія хвороби № 2813, звернулась 13.11.2003 р. із скаргами на порушення норм естетики у фронтальній ділянці. Об'єктивно було встановлено: обличчя симетричне, носо-губні складки виражені помірно, нижня третина обличчя в межах норми.

Внутрішньо ротове обстеження:

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



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 фотокомпозитним матеріалом «Стомазит-ЛС».

13.11.2003.

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)

19.11.2003.

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

19.02.2003.

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)

19.08.2005.

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 адгезійно-ретенційних властивостей конструкції за рахунок впровадження перфораційних отворів нового типу та високих міцносних характеристик досліджуваного матеріалу.

АНАЛІЗ І УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ

Розповсюдженість дефектів зубних рядів, незважаючи на постійне удосконалення методів лікування та профілактики, досягає 70% від усіх хворих, які звернулися за ортопедичною допомогою [126].

При лікуванні цієї патології найчастіше використовуються мостоподібні протези, які потребують препарування опорних зубів. Особливі труднощі виникають при усуненні згаданих дефектів у фронтальній ділянці, коли опорні зуби є інтактними, мають правильну форму та природний колір. При застосуванні високоестетичних мостоподібних конструкцій препарування опорних зубів достатньо глибоке і в деяких випадках потребує депульпування зубів, а також обов'язкового використання знеболюючих засобів. Під час препарування можливі серйозні ускладнення у дентині і пульпі зубів у вигляді коагуляцій білкових субстанцій, термічного опіку пульпи, тощо [6,7,8,9,10,11,12,29,30,31].

На сьогодні використання адгезивних мостоподібних протезів вирішує проблему заміщення дефектів зубних рядів з відновленням функції відкушування, жування, мовлення, та естетичних вимог, що найбільш актуально при наявності дефектів у фронтальній ділянці.

За останні роки розроблені та описані в літературі методи використання незнімних конструкцій із застосуванням техніки травлення зубів розчином фосфорної кислоти і подальшою фіксацією АМП на фіксувальний матеріал. Однак, як показує практичне застосування, у функціональному плані дані конструкції, в деякій мірі, поступаються традиційним мостоподібним протезам. Причиною цих недоліків є недостатня площа фіксувальних елементів, в одних випадках, та нераціональне їх розташування у других. З другого боку, проблемою недостатніх функціональних властивостей АМП є відсутність ідеального фіксувального матеріалу.

При вирішенні цієї проблеми деякі автори пропонують використовувати фіксуєчі матеріали хімічного твердіння, пояснюючі переваги цих матеріалів вигідним направленням усадки, інші автори на підставі проведених досліджень, пропонують використовувати фотокомпозитні матеріали, які по показникам міцності, вмісту остатнього мономеру перевершують композити хімічного твердіння [35,36].

Сучасні дослідження свідчать, що світлотвердіючий композит здатний протистояти більшому жувальному навантаженню [140]. Крім того, слід враховувати, що при використанні хімічних композитів частіше відмічено випадки виникнення алергічних станів і загибель пульпи [75,141].

Але при використанні фотокомпозитних матеріалів для фіксації металевих каркасів АМП виникає проблема якісної полімеризації матеріалу.

Ці недоліки, безумовно, можна усунути за рахунок удосконалення конструкції адгезивних мостоподібних протезів [9,11,12,13,15,16,22,23,24], а також використання нових матеріалів для їхньої фіксації [78,79,80,81,82,83,84,91,95].

Отже, ідея створити максимально надійний АМП зіткнулась з проблемою якісної полімеризації світлотвердіючого матеріалу. Таким чином, залишається актуальність питання удосконалення конструкції АМП і пошуку нового вітчизняного матеріалу для його фіксації, застосування якого дозволить розширити методи ортопедичного лікування малих включених дефектів зубних рядів у фронтальній ділянці.

Таким чином, метою нашої роботи було удосконалення конструкції комбінованого адгезивного мостоподібного протеза шляхом оптимізації обчислення площі його опорних елементів та обґрунтування застосування вітчизняного композитного світлотверднучого матеріалу «Стомазит-ЛС» як фіксувального агента.

Для досягнення данної мети нами було намічено вирішення п'яти завдань.

Системно та послідовно вирішуючи поставлені завдання, на першому етапі виникла необхідність обґрунтувати обсяг достатньої площі контакту АМП до твердих тканин зубів, застосовуючи методи математичного моделювання та лабораторні експериментальні данні.

Відомо, що головним недоліком АМП є ненадійність фіксації протеза з твердими тканинами зуба. Тому визначення обґрунтованої площі адгезивних накладок є необхідною умовою при конструюванні даного типу протезу. При плануванні протезу практичний лікар ортопед-стоматолог стикається з дилемою: чи якнайбільше використати оральну поверхню опорних зубів для більш надійної фіксації, чи зменшити її для більш швидкої адаптації до протезу, зменшивши, таким чином, терміни реабілітації пацієнта. Зменшення розмірів адгезивної накладки дозволяє також зменшити вірогідність виникнення карієсу по її периметру в випадку порушення клейового шву. На жаль, ці маніпуляції в клініці проводяться найчастіше не обґрунтовано та “довільно”, або ж “інтуїтивно”. Наведені нами вище позитивні результати застосування методу розрахунку площі в порівнянні з довільним її обиранням, свідчать про необхідність впровадження в повсякденну практику цього метода виготовлення АМП. Специфікою нашого методу розрахунку є урахування усіх факторів фізичних явищ, які реально виникають при жувальному процесі, максимальна індивідуалізація цього розрахунку, а також уточнення вже існуючих даних [122]. Так, сама наша постановка завдання розрахунку площі базувалася на інших теоретичних припущеннях, а саме: протез розглядався не як балка шарнірно закріплена, а як закріплена жорстко, що більш точно відображає реальне становище 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 жувальному процесі рівним 200Н, а запас міцності береться в 1,5 разів більше, тобто допускаючи зусилля до 300Н [32]. Лабораторні іспити зразків

продуктів харчування на спеціально облаштованих стендах дозволили нам отримати достатній об'єм даних для достовірних оцінок вертикальних навантажень на зуби фронтальної ділянки. Нами були проведені дослідження по вивченню функціональних навантажень у фронтальній ділянці зубного ряду та запропонована класифікація продуктів харчування відносно зусиль, які розвиваються під час їх прокушування передніми зубами. Було встановлено максимум навантажень для “небезпечних” продуктів до 256Н на один зуб, а для “важких” 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 наш метод враховує клінічні умови наявні у конкретного пацієнта, а саме: відстань між всіма опорних зубів. 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 продольних вісей зубів по відношенню до площини жувального тиску, неоднорідність розподілу внутрішньої напруги в прошарку адгезивного матеріалу, враховується шляхом введення в математичне вираження допоміжного коефіцієнту, який отриман експериментальним чином, що дозволяє максимально уточнити отримані дані.

Теоретичний підхід в нашій роботі базується на такому математичному обґрунтуванні:

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

де τ_{\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 площі адгезії (вважаючи інші фактори незмінними).

Величину τ для реального протеза зручно розглядати у вигляді, 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;

$m_0 = 0,125$ - середня значення по відношенню до гіпотетичних величин.

Значення площі адгезивної накладки вираховується вирішенням функціональної залежності:

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

де зворотня 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 званні, 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 по формулі (2.11), причому при будь-якому k , слід вирішити нелінійне рівняння, що з будь-яким завданням

приближенням робиться за допомогою, запропонованої нами комп'ютерної програми.

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

Друге – вирішуючи проблему підвищення якості фіксації АМП, 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 АМП. Перевагами існуючих традиційних методів використання комбінованих АМП 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 препаровці зубів тому, що в більшості випадків препарування здійснюється в межах емалі, або зовсім виключається. Повна відсутність в конструкціях АМП штучних коронок запобігає негативному впливу протезів на тканини пародонту.

При виготовленні АМП лікар стоматолог-ортопед значно заощаджує як свій робочий час, так пацієнта і зубного техника. Це безумовно поліпшує ергономічність використання даного виду протезування. Використання комбінованих АМП 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 АМП у разі його повного або часткового порушення фіксації. Являючи собою суцільнолиту конструкцію, АМП 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. Можливість використання АМП при

значній непаралельності опорних зубів також є позитивним при їх застосуванні.

Можливість не використовувати знеболюючі засоби також є однією з переваг АМП над традиційними мостоподібними протезами. 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. Бажання пацієнтів використовувати в ролі облицювань видалені у них інтактні зуби, які не підлягають ортодонтичному лікуванню, із збереженими анатомічною формою і природним кольором, особливо, якщо його важко підібрати по стандарту.

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

До негативних особливостей використання АМП відносяться наступні їх специфічні недоліки:

1. Значно менша міцність фіксації на зубах у порівнянні з традиційними мостоподібними протезами за рахунок відсутності ідеального фіксувального матеріалу та недосконалості конструкції адгезивної накладки.
2. Погіршення естетичних норм на оральній поверхні опорних зубів в 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 де-яких випадках призводить до погіршення фіксації.
5. Можливість застосування АМП тільки при відсутності 1 зуба в боковій ділянці та не більше 2 зубів у фронтальній, що в

порівнянні з традиційними мостоподібними протезами значно обмежує їх використання (широту використання).

6. Кожна наступна фіксація АМП знижує міцність з'єднання комплексу емаль-композит-метал.
7. Широту застосування АМП обмежує наявність таких факторів, як захворювання пародонту.

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

Отже, наступне завдання полягало у необхідності удосконалення конструкції та клініко-лабораторних етапів виготовлення АМП. Для вирішення цієї проблеми нами розроблена та запропонована удосконалена конструкція та клініко-лабораторні етапи виготовлення АМП. Головним напрямком в розробці конструкції АМП було запропоновано виготовлення перфораційних отворів оригінальної конструкції.

Форма запропонованих нами перфораційних отворів забезпечувала з одного боку підвищення показників механічної фіксації, а з другого поліпшення якості фотополімеризації фіксувального матеріалу. Можливість отримання вказаних отворів забезпечувалась відповідним удосконаленням клініко-лабораторних етапів. Результати лабораторних та клінічних досліджень удосконаленого методу виготовлення суцільнолитого облицьованого АМП твердять, що така методика: виключає зсув АМП під час введення на протезне ложе, дозволяє рівномірно розподілити адгезивний фіксувальний матеріал між твердими тканинами зуба та оклюзійною накладкою АМП; запобігає утворенню пор у фіксуючому матеріалі; запобігає демінералізації твердих тканин зубів; збільшує термін користування протезом; дозволяє більш якісно провести фотополімеризацію.

Запропонований нами метод виготовлення адгезивних накладок АМП виконується таким чином. Отримували відбиток дефекту зубного ряду,

відливали модель з гіпсу, готували модель до дублювання. Формували графітові стрижні в кількості необхідних перфорацій під кутом 45° . Загострені графітові стрижні вводять в силіконовий дубль в місця відображення перфорацій, таким чином, щоб загострений край графітового стрижня занурювався на половину його довжини, а наступний стрижень вводять незагостреною частиною також на половину його довжини. Перфорації утворюють на відстані не менше 2-3 діаметрів отворів один від одного та від країв накладок. Після підготовки таким чином силіконового дубля, приступають до відливки вогнестійкої моделі, де виготовляють воскову композицію АМП. Воскову композицію заміняють на метал, відлитий металевий каркас звільняють від литникової системи та графітових стрижнів.

У результаті отримуємо фасонні перфорації адгезивних накладок, які в поперечному перетині мають вигляд зрізаних конусів, які чергують свій напрямок відносно один одного.

Ефективність даного методу ми перевіряли як в лабораторних, так і клінічних умовах. Результати лабораторних досліджень показують, що середнє значення руйнівного навантаження при застосуванні нашого методу, в порівнянні з традиційним методом виготовлення перфорацій, підвищилося в 1,2-1,6 разів.

Результати клінічних досліджень також демонструють переваги нашого методу. Наведені вище дані свідчать, що при використанні АМП з адгезивними накладками перфорованими традиційним методом загальна кількість ускладнень 26%, застосовуючи наш метод загальна кількість ускладнень суттєво зменшується і складає 6 %.

Третє, всебічне вивчення причин виникнення ускладнень при застосуванні АМП підштовхнуло нас до пошуку способів їх уникнення. Так, на шляху широкого застосування цих конструкцій виникає одна з найважливіших проблем – відсутність якісного і доступного вітчизняного фіксувального матеріалу. У зв'язку з цим нами був досліджений вітчизняний

фотополімерний матеріал під назвою “Стомазит- LC” (АТ “Стома”), який ми застосували для фіксації елементів незнімних ортопедичних конструкцій.

Фотополімерний матеріал “Стомазит-LC” 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% по масі та 68% за об’ємом. Розмір часток 0,04-7,0 мкм. Адгезив складається з НЕМА, полі- та монокрилата, ініціатора і стабілізатора в спиртовому розчині.

Гель для протравлювання містить фосфорну кислоту (37% по масі у воді), двоокис кремнію та барвник.

Використовуючи сучасні досягнення хімічної науки та вимоги по клінічному застосуванню АТ “Стома”, були обгрунтовано 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 адгезивною накладкою та поверхнею зуба. Для обгрунтованої рекомендації по застосуванню досліджуваного матеріалу у ролі фіксувального, необхідно було ретельно вивчити його фізико-механічні та технологічні властивості. Фізико-механічні властивості фотополімерного матеріалу “Стомазит-LC” випробували по слідуєчим показникам: зовнішній вигляд пасти та адгезиву, їх консистенція; зовнішній вигляд полімеризату; діаметральна міцність; водопоглинання та водорозчинність; міцність та кінчна точка плинності по Хепплеру; міцність на розрив; адгезивна міцність з’єднання з твердими тканинами зуба. З наведених даних видно, що абсолютно всі характеристики “Стомазит-LC” 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, що є необхідною умовою при застосуванні данного виду протезування. Велике значення глибини твердіння (4.6мм), що у 2,3 разів перевищує нормативи розширює можливості застосування АМП з металевими каркасами завдяки проведенню повноцінної фотополімеризації також і з боку вестибулярної поверхні опорних зубів.

Четверте - виконаний нами порівняльний аналіз фізико-механічних властивостей досліджуваного ФМ матеріалу «Стомазит-LC» із закордонними та вітчизняними аналогами (Latelux Стома-технологія, Bifix VOСO, Relyx ARC 3M ESPE), дозволив виявити наступні закономірності. Усі досліджувані матеріали під час іспитів виявили себе, як високов'язкі, однорідні пасти в яких відсутні будь-які сторонні домішки та включення. Хоча за показником глибини твердіння «Стомазит-LC» достовірно ($p < 0,05$) поступається Latelux на 16,4%, Bifix на 14,9% та на 13,3% Relyx ARC, це суттєво не впливає на якість з'єднання адгезивної конструкції з твердими тканинами зуба, особливо завдяки розробленій нами методиці виготовлення адгезивних накладок АМП. Аналізуючи показники діаметральної міцності досліджуваних матеріалів достовірно ($p < 0,001$) відмічаємо показники «Стомазит-LC» вище ніж у Latelux на 19,4%, вище ніж у Bifix на 17,2%, та вище ніж Relyx ARC на 17,3%. Досліджуючи інші фізико-механічні властивості матеріалу «Стомазит-LC» доходимо до висновку про достовірну ($p < 0,0015$) перевагу по показниках конічна точка плинності за Хепплером між «Стомазит-LC» ($1673,7 \pm 0,68$) МПа та Bifix ($1476,7 \pm 0,75$) МПа, результат якого менше на 8,6% та Relyx ARC ($1489,3 \pm 1,94$) МПа- менше на 7,8% , та Latelux- менше на 16%. Твердість за Хепплером «Стомазита-LC» у великій мірі достовірно ($p < 0,0001$) перевищує таку у Latelux на 26,4%, та практично на рівні ($p < 0,05$) показників Bifix та Relyx ARC 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 розробленого нами матеріалу.

Вивчення рівня водопоглинання свідчить про достовірну відсутність варіабельності показника досліджуваного матеріалу порівняно з співпоставимим закордонним аналогом. Цей показник у “Стомазита-LC” значно і достовірно (на рівні $P > 0,0001$), менший в порівнянні з Latelux (на 20%). Значення показника водорозчинності усіх досліджуваних фотокомпозитів практично не відрізняються від значення “Стомазита-LC” (в межах $(2,5 \pm 0,1)\%$), і відповідають вимогам ISO 4046. Вважаємо, що статистичний аналіз це підтверджує, оскільки відмінність між “Стомазитом-LC” та Relyx ARC можна було б стверджувати лише на вкрай низькому рівні значимості ($P > 0,18$). Зазначимо, що ці показники впливають на стабільність клейового шву та на токсичний вплив ФМ на організм людини.

Серед самих важливих міцневих характеристик, які висуваються до фіксувальних матеріалів є адгезивна міцність з’єднання з твердими тканинами зуба та міцність на відрив. По показнику адгезивної міцності з’єднання з твердими тканинами безперечним лідером виявився “Стомазит-LC”, який достовірно ($p < 0,001$) і значно перевершує Latelux на 33,3%, Bifix на 37,2 %, та Relyx ARC на 30 %. Щодо показника міцності на відрив, який видавався приблизно однаковим у “Стомазита-LC” ($5,32 \pm 0,27$) Мпа та Relyx ARC ($5,0 \pm 0,25$ Мпа) та кращим на 13,6% по відношенню до Bifix (найгірші показники у Latelux, вони на 33% менші ніж у “Стомазит-LC”). Але, як показав точний аналіз (табл. 3.9), перевагу “Стомазит-LC” по відношенню до Relyx ARC 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 використовувати розроблений нами матеріал для фіксації адгезивних конструкцій.

Отже, на основі результатів комплексної порівняльної характеристики фізико-механічних властивостей досліджуваних

фотокомпозитних матеріалів, можна дійти до висновку, що показники матеріалу «Стомазит-ЛС» по головним параметрам перевершують аналогічні показники закордонних аналогів, що вказує на високий ступінь конкурентноздатності досліджуваного матеріалу, що розроблений матеріал можна запропонувати до клінічного застосування при фіксації АМП, як методу вибору при лікуванні малих включених дефектів зубних рядів у фронтальній ділянці.

П'ятье-позитивні результати лабораторних досліджень дозволили нам запропонувати «Стомазит-ЛС» до клінічної апробації.

Клінічні дослідження матеріалу проведені у 74 пацієнтів, з яких 30 чоловік та 44 жінки, віком від 19 до 58 років. При лікуванні часткових адентій їм було виготовлено 74 конструкції АМП, які були зафіксовані матеріалом «Стомазит-ЛС» та «Relyx». Для об'єктивної клінічної оцінки фіксувального матеріалу «Стомазит-ЛС» ми вибрали групу пацієнтів, яким виготовляли суцільнолиті конструкції АМП, облицьовані керамікою, виготовлених за запропонованою нами методикою (група III). Ця група досліджень складалася із 16 пацієнтів, з яких 9 жінок і 6 чоловіків віком від 29 до 51 років. Цим хворим було виготовлено 16 конструкцій АМП, які були зафіксовані матеріалом «Стомазит-ЛС». Клінічна оцінка досліджуваного матеріалу у порівнянні з закордонними аналогами проводилася по таким параметрам: загальна кількість порушень фіксації, випадки осередкованої демінералізації твердих тканин опорних зубів, показники електроодонтометричних спостережень. Результати цих дослідів представлені у діаграмі (рис.4.2).

Клінічні дослідження нового вітчизняного фіксувального матеріалу «Стомазит-ЛС» та його порівняльна оцінка з закордонними аналогами доводять те, що він не поступається закордонним аналогам, а по деяким показникам їх перевершує.

Так, завдяки більш високій в'язкості “Стомазита-LC” полегшується видалення його надлишків, а також покращується проникнення матеріалу крізь перфоровані отвори.

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

Зручність використання “Стомазиту-LC” при фіксації АМП полягає в пролонгованості робочого часу за рахунок виключно світлового твердіння, в той час коли більшість закордонних аналогів являють собою системи хімічного або подвійного твердіння. 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 “Стомазит-LC”, як бачимо з табл.4.3., нами не виявлено, зокрема, жодного випадку порушення фіксації АМП, жодного випадку патологічного впливу на тканини опорних зубів, що було підтверджено електроодонтометричними дослідженнями та пробами на фарбування.

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

Таким чином, досліджений нами у співдружності з АТ “Стома” фотополімерний матеріал “Стомазит-ЛС”, та апробований нами в клініці, має необхідні фізико-механічні властивості, забезпечує надійну фіксацію АМП, запобігає розвитку демінералізації твердих тканин зубів, не призводить до змін в пульпі опорних зубів. Показники “Стомазит-ЛС” відповідають сучасним вимогам (ISO 4046).

На основі досвіду роботи з матеріалом в лабораторії та в клініці рекомендуємо наступну послідовність дій при використанні «Стомазит-ЛС» в якості фіксувального матеріалу:

1. Знежирення протезного поля адгезивних накладок спиртом та висушування теплим повітрям.
2. Ретельне очищення протезного ложа опорного зуба за допомогою щіточок та абразивних паст, які не вміщують фтор.
3. Ізоляція опорних зубів губотримачем та слиновідсмоктувачем.
4. Кислотне травлення емалі в межах протезного ложа травильним гелем, який вміщує 37% ортофосфору кислоту, на протязі 30 с.
5. Видалення гелю струменем теплої води на протязі 60 с., та висушування поверхонь зубів теплим повітрям до з'явлення матової поверхні.
6. Нанесення адгезиву на підготовлену поверхню протезного поля адгезивної накладки та протезне ложе емалі опорних зубів, видалення надлишків адгезиву струмом повітря.
7. Проведення фотополімеризації адгезиву на протязі 20 сек.
8. Нанесення тонкого шару пасту “Стомазит ЛС”, згідно з кольором опорних зубів на протезне поле адгезивної накладки АМП. Позиціювання АМП. Видалення надлишків фіксувального матеріалу.
9. Фотополімеризацію здійснюють в двох напрямках: з вестибулярної поверхні опорного зуба на протязі 40с. та з боку фіксувальної накладки також на протязі 40с.

10.Рекомендації пацієнтам по користуванню АМП.

Отже, враховуючи результати лабораторних та клінічних досліджень, використання застосованого нами матеріалу “Стомазит-ЛС” в сукупності з удосконаленим нами методом виготовлення АМП дозволяє із достовірністю ($p < 0,05$) на 26% зменшити кількість ускладнень. З наведеного можна зробити висновок про доцільність використання запропонованого нами методу виготовлення АМП (із застосуванням методу розрахунку площі АН) і фіксувального матеріалу “Стомазит-ЛС” в сучасній клініці ортопедичної стоматології, як адгезивного матеріалу для фіксації АМП.

ВИСНОВКИ

У дисертації наведені теоретичні узагальнення, експериментальні дані та запропоноване нове рішення актуальної наукової задачі, яке полягає в удосконаленні ортопедичного лікування стоматологічних хворих з малими включеними дефектами зубних рядів незнімними адгезивними конструкціями, які фіксувалися за допомогою вітчизняного композитного світлотверднучого матеріалу “Стомазит-LC”, що дозволило зробити такі висновки:

1. Запропоновано метод та формулу обчислення площі контакту фіксувальних елементів АМП до опорних зубів, що враховують індивідуальні клінічні умови та функціональні навантаження у фронтальній ділянці зубного ряду.

2. Удосконалено конструкцію опорних елементів адгезивних мостоподібних протезів шляхом виконання в них різнонаправлених конусоподібних перфораційних отворів, що дозволило збільшити їх адгезивно-ретенційні властивості.

3. На підставі вивчення таких найважливіших 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 «Стомазит-LC» як фіксувального.

4. Встановлено, що за такими критеріями, як водопоглинання, водорозчинність, глибина твердіння показники “Стомазит-LC” та закордонних аналогів достовірно не відрізняються, а за показниками адгезивної міцності матеріал “Стомазит-LC” ($11,3 \pm 0,56$) МПа достовірно ($p < 0,001$) переважає Relyx ARC ($7,92 \pm 0,40$) МПа, як кращий з досліджуваних закордонних матеріалів. Також за показником міцності на відрив фотокомпозит “Стомазит-LC” достовірно ($p < 0,05$) переважає усі досліджувані матеріали, що надає можливість використовувати його в якості адгезивно-фіксувального агента.

5. Клінічна апробація удосконаленого методу фіксації адгезивних мостоподібних протезів разом із використанням фотокомпозитного матеріалу “Стомазит-ЛС” показала, що його застосування дозволяє достовірно ($p < 0,05$) знизити кількість ускладнень на 26% та збільшити строки користування даними конструкціями в середньому на 18 місяців.

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. При лікуванні малих включених дефектів зубних рядів доцільне використання адгезивних мостоподібних конструкцій.

2. Запропоновано метод обчислення площі опорних елементів, а також комп'ютерна програма на його основі, що дозволяє швидко та точно отримати дані про необхідну площу фіксувальних елементів.

3. При виготовленні АМП моделювання опорних елементів виконується з урахуванням клінічних умов конкретного пацієнта, а також адгезивної міцності фіксувального матеріалу, відстані між вісями опорних зубів, величиною жувального навантаження.

4. Доцільно використовувати удосконалену методику виготовлення АМП, яка завдяки застосуванню взаємонаправлених конусоподібних перфораційних отворів в опорних елементах надає можливість підвищити його ретенційні властивості.

5. Для фіксації АМП рекомендовано застосування фотополімерного композитного матеріалу “Стомазит-ЛС”, який відповідає всім вимогам, що висуваються до адгезивно-фіксувальних матеріалів, а за своїми фізико-механічними властивостям не поступається кращим закордонним аналогам.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Гаврилов Е.И. Деформация зубных рядов:М.Медицина.,1986.-96с.
2. Баннет А. Руководство по постановке коронок и мостовидных протезов.//Стоматолог.-1998.-№5-6.-С.-73-80.
3. Жулев Е.Н. Несъемные протезы: Теория, клиника и лабораторная техника. - Н. Новгород: Изд-во НГМА, 1995. - 385с.
4. Онищенко В.С., Овчаренко О.М., Біда В.І. Препаровка твердих тканин коронок зубів та методи їх захисту// Современная стоматология.-1998.-№2.-С.46-47.
5. Щербаков А.С., Гаврилов Е.И., Трезубов В.Н., Жулёв Е.Н. Ортопедическая стоматология. С.-Пб.: ИКФ “Фолиант”, 1998.-576с.
6. Адамчик А.А. Одномоментное замещение единично отсутствующего зуба//Стоматолог.-2001.-№8.-С.13.
7. Вутов М., Дечев Б., Ботушанов П. Вставки.-София: Медицина и физкультура.-1987.-152с.
8. Гожий А.Г., Сагателян Г.Р., Гожая Л.Д. Недостатки технологических процессов изготовления несъёмных зубных протезов//Стоматология.-2001.-№3.-С.46-50.
9. Заліський Б.Н. 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.-16с.
10. Копейкин В.Н. Ошибки в ортопедической стоматологии.-М.: Триада-Х.,1998.-175с.
11. Петрикас О.А. Современные и щадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов // Новое в стоматологии.-1998.-№5.-с.5-23.

12. Смердина Ю.Г., Смердина Л.Н. Ортопедическое лечение пациентов с включёнными дефектами зубных рядов с применением полимерных каркасов// Новое в стоматологии.-2001.-№4.-С.58-59.
13. Haastert B., Nickel R., Holste T. The factors affecting the risk for the loss resin-bonded bridges// Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.-1992.-Vol.102, №4.-P.416-437.
14. The use of adhesive metal-ceramic restorations as an alternative to conventional crown and bridge materials/ K. Bishop, D.Priestley, R.Deans, R. Joshi// Br.Dent.J.-1997.-Vol182,№3.-P.101-107.
15. Щербаков А.С., Петрикас О.А. Протезирование при частичной потере зубов адгезионными мостовидными протезами:/X/ обзор литературы//МРЖ Стоматология.-1988.-№11.-С.17-20.
16. Радлинский С.В. Адгезивные мостовидные конструкции// Дент-Арт.-1998.-№2.-С.28-40.
17. Creugers N.H. Resin-bonded bridges. A status report for the American Journal of Dentistry// Am.J.Dent.-1991.-Vol.4, №5.-P.251-256.
18. Ziada H.M., Barrett B.E. Case report: a non-rigid connector for a resin bonded bridge// Eur.J.Prostodont. Restor. Dent.-2000.-Vol.8, №2.-P.67-76.
19. Петрикас О.А., Ключев Б.С. Методика препарирования опорных зубов для адгезивных мостовидных протезов и адгезивных облицовок (виниров) и её анатомическое обоснование// Стоматология.-1997.-Т.76.№3.-С.46-50.
20. Ряховский А.Н. Ортопедическое лечение без искусственных коронок// Клиническая стоматология.-1999.-№3.-С.52-55.
21. Уманцева А.А. Изготовление коронки и мостовидного протеза без опилования зубов// Стоматология.-1959.-№5.-С.57-58.
22. Соловьёв М.Ф., Абдулин Р.М., Гомлякова О.С. Опыт изготовления адгезивных мостовидных протезов непосредственно в полости рта// Современная стоматология.-2000.-№1.-С.6-10.

23. Гумецкий Р.А., Завадка А.Е., Лобач А.О. Опыт применения адгезионных мостовидных протезов// *Стоматология*.-1987.-Т.66,№5.-С.57-59.
24. Гаджиев А.Г. Применение мостовидных протезов без препарирования зубов: Автореф. дис...канд. мед. наук:14.01.22/ Моск. мед. стомат. ин-т.-М.,1966.-16с.
25. Макеев В.Ф., Гумецкий Р.А., Мунтян Л.М. Досвід застосування адгезивних мостоподібних протезів// Зб. тез III конгресу Всесвітньої федерації українських лікарських товариств. Київ-Львів, 1990.-С.46.
26. Benzer E.N. Retention am Maryland-Flugel durch Atzung und Waschkristalle// *Dental Labor*.-1985, 7.-N.4.-S.211-216.
27. Trentalancia M.C., Galliani G.C. Cementacio re dinette del metallo allo smalto: Durahinagmae e maryland // *Dental Cadmos*.-1985.-N.2.-S.33-35.
28. Бок В.И. О современных стоматологических композитах// *Стоматология*.-1998.-№4.-С.21-24.
29. Seltzer T. Mehanizmi obrane pulpodentinskog kompleksa: sklerosa, sekundarni dentin// *Acta stomatol. Croat*.-1983.-Т.17, №4.-С.311-322.
30. Овчаренко А.Н., Онищенко В.С., Иванов А.В. Профилактика изменений твёрдых и мягких тканей зубов, связанных с проведением их препарирования// *Стоматология*.-1990.-Вып.25.-С.94-96.
31. Ніконов А.Ю. Комплексна підготовка зубів та прикусу пацієнтів при лікуванні суцільнолитими нез'ємними протезами. Автореф. дис...канд.мед.наук:14.01.22./Укр. держ. мед. стомат. акад.-Полтава, 1998.-18с.
32. Жданов В.Е., Ковальчук И.С., Клёмин В.А., Озерова Т.Д. Обоснование конструкции адгезивных мостовидных протезов по границе соприкосновения с зубом// *Вісник стоматології*.- 2001.-№3.- С. 18-20.
33. Чуйко А.Н. О возможностях конечно-элементарного моделирования в ортопедической стоматологии// *Стоматолог*.-2000.-№3.-С.37-38.

34. Шварц А.Д. Применение законов биомеханики и гнатологии при моделировании несъёмных протезов// *Стоматология.*-1995.-№3.-С.72-76.
35. Жданов В.Е., Клёмин В.А., Ищенко П.В., Озерова Т.Л. Сравнение санитарно-химических показателей полимерных пломбирочных материалов химического и светового отверждения// *Вісник стоматології.*-2000.-№2.-С.3-4.
36. Борисенко А.В. Ошибки и осложнения, возникающие при использовании композиционных материалов// *Современная стоматология.*-1999.-№2.-С.8-11.
37. Лабунец В.А. Факторы, определяющие величину потребности населения в стоматологической ортопедической помощи на современном этапе её развития// *Проблемы экології та медицини.*-1999.-№5.-С.62-67.
38. Rochette et al. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth// *J. Prost. Dent.*-1973.-N.4.-S. 418-420.
39. Belser U.G., Marinello C.P. Die perfoziezte gegossene Adhasivbrücke-Ergebnisseiner Klinischen Langzeiter-Suchung// *Schweiz. Mschz. Zahmed.*-1985, 7.-N.95.S.560-574.
40. Besimo Ch.K., Jogen K.M. Die Klinik der Adhasivbrücken-technik-Teil 1// *Schweiz. Mschz. Zahmed.*-1986, 96.-N.10.-S.1127-1136.
41. Besimo Ch.K., Jogen K.M. Die Klinik der Adhasivbrücken-technik- Teil 2// *Schweiz. Mschz. Zahmed.*-1986, 96.-N.11.-S.1259-1272.
42. Marinello C.P., Belser U.G. Die Adhasivbrücke Alternative Luckenversozung// *Schweiz. Mschz. Zahmed.*-1985.-N.95.-S.194.
43. Howe D.F., Denehy G.E. Anterior fixed partial dentures utilizing the acid-etch techniques and a cast metal framework// *J.Prost. Dent.*-1977.-N.37.-S.28-32.
44. Bielski J.K. Materiały stosowane do umocowywania mostów protetycznych AET// *Prost.Stomat.*-1987.-N.4.-S.175.-180.

45. Buth K.L., Schulz A.B. Zur Klinik und Technologie der Adhasivbrücke// Zahntechnik.-1987.-N.6.-S.328-242.
46. Busch M.R. Unter welchen Bedingungen ist die Maryland-Brücke eine Alternative// Dental labor.-1984.-N.10.-S.1149.
47. Heinenberg B.G. Die klinische Herstellung einer Maryland-Brücke// Quintessenz.-1983.-N.6.-S.1157.
48. Heinenberg B.G. Die modifizierte Marylandbrücke// Quintessenz.-1984.-N.5.-S.432-438.
49. Заліський Б.М., Гумецький Р.А., Макеєв В.Ф. Адгезивні мостоподібні протези (ретроспективний огляд конструктивних особливостей)// Новини стоматології.-1995.-№4(5).-С.-13-14.
50. Копейкин В.Н. Руководство по ортопедической стоматологии.- М:Триада-Х,1998.-495с.
51. Ряховский А.Н., Карапетян А.А., и др. Способ устранения включённых дефектов зубного ряда. Патент РФ №2146505. А61С8/00. 1998.
52. Полонейчик Н.М., Мышковец Н.А. Клиническая оценка эффективности применения усовершенствованной конструкции адгезивного мостовидного протеза. Патент №63 РБ на полезную модель от 01.09.1999г.
53. Дарбинян М. Адгезивные мосты// Стоматолог.-2002.-№12.-С.54-57.
54. Сравнительная характеристика композитных материалов химического и светового отверждения *in vitro*/ Л.Ю.Дедкова, И.Я.Поюровская, М.Г.Пешкина, Г.Н.Чечина // Стоматолог.-№6.-1998.-С.4-6.
55. Кузнецова Е.А. Биомеханика адгезивного мостовидного протеза с армированной нитью и его клинико-рентгенологическая оценка: Автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22/ Моск. Мед. стомат. ин-т. им. Семашко. – М., 2000.-22с.
56. Кононенко О.С. Адгезійна мостоподібна конструкція. Патент України №52801. А61С13/00. Бюл №1, 2003р.

57. Кузнецов П.А., Дистель В.А., Стафеев А.А. Способ изготовления мостовидного протеза при дефектах зубных рядов во фронтальном отделе. Патент СССР №952240 А61С13/00 Бюл №31 от 23.08.82.
58. Жданов В.Є., Кльомін В.А., Озерова Т.Л. Зубний протез. Патент України №37129. А61С13/00, Бюл №3, 2001р.
59. Левицька Л.П. Конструювання адгезивних протезів із фотополімерних композицій// Дент-Арт.-№1.-1995.-С.43-44.
60. Olschowsky W. Бескоронковые мостовидные протезы// Квинтэссенция.- №4.-1999.-С.27-40.
61. Clinical performance of resin-bonded bridges a 5-year prospective study. Part III : Failure characteristics and survival after rebonding/ N.H.Creugers, P.A.Snoek, M.A. Van't Hof, A.F. Kayser// J. Oral. Rehabil.-1990.-Vol.17.- №2.-P.179-186.
62. Петрикас О.А. Современные и щадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов// Новое в стоматологии (спец. выпуск).-1998.- №5.-С.29-30.
63. Lorey R.E., Edge M.J., Lang B.R. The potential for bonding titanium restorations// J.Prostodont.-1993.-Vol.2, №3.-P.151-156.
64. Yuzdukoru B., Uctasli S. Analysis of stress in modified resin-bonded cast fixed partial dentures// Ankara Univ. Hekin. Fak. Derg.-1990.-Vol.17, №1.- P.91-99.
65. Abe T., Takehana S., Hashimoto K., et al. A study of the adhesive resin used in adhesion bridges// Aichi Gakuin Daigaku Shigakkai Shi.-1991.- Vol.29, №2.-P.329-339.
66. Creugers N.H., Van't Hof M.A. An analysis of clinical studies on resin-bonded bridges// J. Dent. Res.-1991.-Vol.70, №2.-P.146-155.
67. Василенко З.С., Берёза Н.Н. Способ протезирования малого дефекта зубного ряда. Патент СССР №1799572 А61С5/08. Бюл №9 07.03.93.

68. 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.-Vol.26, №5-6.-P.397-402.
69. Петрикас О.А. Современные и щадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов// Новое в стоматологии (спец. выпуск).-1998.-№5.-С.40.
70. Verzijden C.W., Creugers N.H., Mulder J. A multi-practice clinical study on posterior resin-bonded bridges: a 2,5-year interim report// J. Dent. Res.-1994.-Vol.73, №2.-P.529-535.
71. Гумецкий Р.А. Возможности применения удалённых коронок естественных зубов в некоторых случаях ортопедического лечения// Стоматология.-1984.-Т.63.-№3.-С.67-69.
72. Bush M. В каких случаях мостовидный протез Maryland является альтернативой? // Dent. Zaher.-1984.-№10.-32с.
73. 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.-Vol.26, №4.-P.302-322.
74. Vichl J.: Kunststoff-Füllung-Werkstoffe in: Eichner F., Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. /Dr. Alfred Huthig Verlag Bd.2.4. Aufl. Heidelberg 1981.
75. Донский Г.И., Паламарчук Ю.Н., Павлюченко О.Н. Восстановительные и пломбировочные материалы.- Донецк. ООО “Лебедь”, 1999.-216с.
76. Уголева С. Композиционные пломбировочные материалы// Новое в стоматологии.-1995.-№1.-С.4-10.
77. Макеев В.Ф. Полімерні композитні матеріали стоматологічного призначення// Новини стоматології.-1996.-№1(6).-С.40-43.
78. Виноградова Т.Ф., Уголева С.А. Методика применения композиционных материалов// Новое в стоматологии (спец. выпуск).-1996.-№8(47).-С.25-35.

79. Челябинна О.О. Новый отечественный адгезивный материал «Ортостом»// Современная стоматология.-2002.-№1.-С.87-90.
80. Новый композиционный пломбировочный материал «Эпакрил». Каральник Д.М., Воскресенская И.Б., Батовский В.Н., и соавт.// Стоматология.-1985.-№2.-С.85-87.
81. Николишин А.К. Современные композиционные пломбировочные материалы.- Полтава,1996.-55с.
82. Вафин С.М., Воцин М.Б., Перегудов А.Б. Опыт применения адгезивной композиционной системы Relyx ARC// Маэстро.-№1.-2000.- С.92-94.
83. Бок В.И. О современных стоматологических композитах// Стоматолог.- 1999.-№1.-С.21-24.
84. 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.
85. Уголева С. Композиционные пломбировочные материалы// Новое в стоматологии (спец. выпуск).-1996.-№3.-С.8-17.
86. Донский Г.И., Паламарчук Ю.Н. Композиционные материалы и цементы, обладающие специфической адгезией.- Донецк, 1996.-52с.
87. Поюровская И.Я. Композитные восстановительные материалы отечественного производства// Новое в стоматологии (спей. выпуск).- 1995.-№1.-С.11-13.
88. Гризодуб В.И., Челябинна О.О. Характеристика материалов для фиксации несъёмных ортодонтических аппаратов// Актуальні проблеми ортопедичної стоматології та ортодонції: Мат. Всеукраїнської наук.-прак. конф. 17-18 травня 2000р.- Полтава.2000.- С.24-26.
89. Грицай И.Г. Обоснование выбора материала для фиксации несъёмных протезов (клинико-экспериментальное исследование): Автореф.

- дис...канд. мед. наук: 14.00.21/ Куб. гос. мед. акад.- Краснодар,1998.- 19с.
90. Кардашов Д.А., Петрова А.П. Полимерные клеи: создание и применение.-М., 1983.-280с.
91. Каральник Д.М. Адгезия - актуальная проблема пломбирочных материалов// Стоматология.-1985.-№3.-С.90-93.
92. Миликевич В.Ю., Пучков А.Ф. Пути решения применения “клеевых” зубных протезов// Высокие технологии в стоматологии.- Тр. ВГМА, - сб. науч. тр.- Воронеж, 1996.-С.60-66.
93. Гаража С.Н., Грицай И.Г. Краевая проницаемость материалов, используемых для фиксации несъёмных зубных протезов (экспериментальное исследование)// Проблемы нейростоматологии и стоматологии.-1998.-№3.-С.34-35.
94. Ремизов С.М., Беркович Е.С. Исследование Физико-механических свойств твёрдых тканей зубов человека и пломбирочных материалов// Стоматология.-1974.-№4.-С.17-21.
95. Шмалько Н.М. Клинические и экспериментальные исследования адгезии композитных материалов: Автореф. дис...канд. мед. наук: 14.00.21./ Моск. Мед. стомат. ин-т. им. Семашко. - М.,1983.-22с.
96. Лебеденко И.Ю. 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./ Моск. мед. стомат. ин-т. им. Семашко.- М.,1995.-48с.
97. Kasrovi P., Timmins S., Shen A. A new approach to indirect bonding using light-cure composite// Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.-1997.-Vol.6.- P.652-666.
98. Fischer-Brandies H. Enamel damage from multiple debonding in bracket adhesion technic// Forshr. Kieferorthop.-1993.-Vol.54, №4.-P.-143-147.
99. Виноградова Т.Ф., Максимова О.П., Рогинский Л.А. Стоматология детского возраста. Руководство для врачей.-М.:Медицина, 1987.-528с.

100. Браженко А.В. Зубные целбнолитые мостовидные протезы с парапульпарными штифтами: Автореф. дис... канд. мед. наук: 14.01.22 / Львовск. Гос. мед. ин-т.-Львов, 1988.-20с.
101. Ревзин Н.И., Поюровская И.Я. Материалы на основе синтетических высокомолекулярных соединений стоматологического назначения// Мед. техника.-1975.-Ч.2.-С.30-32.
102. Быстров А.Г., Штейнгард М.З. Результаты клинко-экспериментального исследования фиксирующих метериалов// Реабилитация жевательного аппарата: Юбил. сб. тр. Посвящается 40-летию каф. ортопед. стом. и материаловед.- С.-П.,1998.-С.33-35.
103. Штейнгард М.З., Алексеева Л.С. Принципы разработки и внедрения новых стоматологических материалов. В. кн.: Новые материалы для медицины- Л., 1988.-С.6-11.
104. Быстров А.Г. Клинко-экспериментальное исследование стоматологических фиксирующих материалов: Автореф. дис...канд. мед. наук: 14.00.21/ Гос. мед. унив-т.-С.-П.,1997.-17с.
105. Петрикас О.А. Адгезия композитов к эмали зубов человека// 1 научно-практическая конференция молодых медиков нечерноземья.- Тверь, 1990.-С.107-108.
106. Лесив А.Й. Создание не прямых реставраций – путь к профессиональному совершенствованию в эстетической стоматологии// Стоматолог.-1999.-№11.-С.42-43.
107. Adhesion of orthodontic cements to human enamel/ J.B. Moser, D.B. Dowling, E.H. Creiner, G.W. Marshall// J. Dent. Res.-1976.-Vol.55, №3.-P.411-419.
108. Berland L.F., Westbrook P. New appliances for the new materials// Dent. Today.-1997.-Vol.16, №9.-P.52-53.
109. Abouch Y.E., Jenkins C.B. 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.-Vol.171, №6.-P.166-175.

- 110.Хельвиг Э., Климек Й., Аттин Т. Терапевтическая стоматология. Под ред. проф. А.М. Политун, проф. Н.И. Смоляр. Пер. с нем.- Львов: Гал. Дент. 1999.-409с.
- 111.Van Wijlen P. A modified technique for direct, fibre-reinforced, resin-bonded bridges: clinical case reports// J. Can. Dent. Assoc.-2000. - Vol.66, №7.-P.367-371.
- 112.Brown P., Curtis R.V. Alternatives to gold// Dent. Update.-1992.-Vol.19, №8.-P325-330.
- 113.Lorey R.E., Edge M.J., Lang B.R. the potential for bonding titanium restorations// J. Prosthodont.-1993. - Vol.2. №3.-P.151-156.
- 114.McCaughey A.D. Sandblasting and tin-plating-surface treatments to improve bonding with resin cement// Dent. Update.-1993.-Vol.20, №4.-P.153-160.
- 115.Rammelsberg P., Gernet W., Pospiech P. Clinical comparison of bonded bridges as a function of preparation and metal conditioning. Statistical analysis of failures// Dtsch. Zahnarztl. Z.-1991.-Vol.46, №10.-P.653-659.
- 116.Петрикас О.А. Современные щадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов. Часть 1// Новое в стоматологии.-№5.-1998.-С.46-48.
- 117.Алексеева Л.С. Разработка и экспериментально-клиническая оценка новых композиционных пломбировочных материалов: Автореф. дис...канд. мед. наук: 14.00.21/ Ленинград. мед. ин-т.-Л.,1983.-23с.
- 118.Naydar B. Comparison of their bond strength of three bonding agents with metal and ceravic brackets// Angle Orthod. 1999. - Vol.69, №5.-P.457-519.
- 119.Артель Х.М., Дрожжина В.В., Фёдоров Ю.А. Современные стоматологические материалы и их применение в лечебной практике. - С.-П.: Куксхавен, 1996.-С.77-85.
- 120.Дрогомирецька М.С. Характеристика матеріалів для фіксації назубних кріплень (брекетів)// Матеріали І з'їзду Асоціації стоматологів України.- Київ, 1999.-С.445-446.

121. Завьялова Н.Г., Кузнецова Г.В., Попова И.В. Клинический опыт применения стеклоиономерного светоотверждаемого цемента “Fuji Ortho LC” для несъёмной ортодонтической аппаратуры // Клиническая стоматология.-1998.-№3.-С.76-78.
122. Кузнецов Р.В., Чуйко А.Н. Расчёт прочностных характеристик адгезивных мостовидных протезов. // Медицина сегодня и завтра.-2004. - №1.-С.194-198.
123. Chuiko A. Peculiarities of modeling and analysis of stressedly-deformed condition in elements of tooth-and-jaw system. Proceedings of the 13th Conference of the European Society of Biomechanics. ACTA of BIOENGINEERING and BIOMECHANICS. Volume 4, Supplement 1, 2002. P. 805-806.
124. Логинова М.К., Гусева И.Е., Зайцева И.Е. Оклюзионные силы. // Стоматология. - 1999.- №6.- С.51-56.
125. Brawley R.E., Sedwick H.J. Studies concerning the oral cavity and saliva. II. Biting pressure. Measurements of biting pressure in children. Am J Orthodont Oral Surg 1940; N.26.-S. 41-46.
126. Кузнецов Р.В. О функциональных нагрузках во фронтальном участке зубного ряда. // От теоретических исследований до прогресса в медицине. Сб. ХГМУ. - 2004. - С.745-746.
127. Флейс Дж. Статистические методы для изучения таблиц долей и пропорций. - М.: Финансы и статистика, 1989.- 36 с.
128. Голік В.П., Кузнецов Р.В., Ніконов А.Ю. “Зубний протез”. Патент України №67613 А. А61С13/00. Бюл №6 15.06.2004.
129. Голік В.П., Кузнецов Р.В., Ніконов А.Ю. “Спосіб фіксації ортопедичних конструкцій до природніх зубів.” Патент України №72378 А. А61С13/00. Бюл №2 15.02.2005.
130. Вуонг І. Мономеры / полимеры, используемые в зубных адгезивах (обзор). // Новое в стоматологии. - 1997. - №8. - С. 7-13.
131. Дэйвит Г. Порядковые статистики. Москва.1979.-336с.

132. Хоулендер М., Вульф Д. Непараметрические методы статистики.- М.: Финансы и статистика, 1983.-518с.
133. Тарасенко Ф.П. Непараметрическая статистика. Томск. Из-тво Томского ун-та, 1976.-292с.
134. Мандель И.Д. Кластерный анализ.-М.: Финансы и статистика, 1988.-176с.
135. ИСО 11405-94. Материалы стоматологические. Руководство по испытанию на адгезию к зубной структуре.- Международная организация по стандартизации.- 1992.-14с.
136. ИСО 4049-88. Стоматология. Полимерные пломбировочные материалы.-Международная организация по стандартизации.- 1990.-16с.
137. Метод испытания на сжатие ГОСТ 4651-82. Гос. ком. СССР по стандартам.- Москва.-1988.-9с.
138. Методы механических испытаний.- М.: Изд. Сборник ГОСТов, 1964.-145с.
139. А Грютцнер. Прайм энд Бонд Эн-Ти.// ДентАрт.-№3.-1998.-С.41-49.
140. Ремизов С.М., Скворцов В.Н. Микромеханические характеристики реставрационных стоматологических материалов, эмали и дентина человека// Стоматология.-2001.-№4.-С.28-32.
141. Buth K., Fodi J., Kersten G. Adhesive bridge and marginal periodontium- result of a prospective study af a period of wear of 2-3 year// Dtsch. Stomatol.-1991.-Vol.41, №4.-P.121-125.
142. Леман Е. Проверка статистических гипотез.-М.:Наука.-1979.-408с.
143. Гмурман В.Е. Теория вероятности и математическая статистика. Изд. 4-е. Учебное пособие для вузов. М.: В. Школа.-1972.-368с.
144. Петрикас О.А. Современные щадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов. Часть 1// Новое в стоматологии.-№5.-1998.-С.26.

- 145.Петрикас О.А. Современные щадящие методы исправления дефектов зубов и зубных рядов. Часть 1// Новое в стоматологии.-№5.-1998.-С.46.

ДОДАТОК А

 Program for calculaion of Strenth Of Adhesive Dental Bridges(14-03-04)

*** Strenth Of Adhesive Dental Bridges - 2004 ***
 Mishchenko Application for Calculations by Kuznetsov Method
 (C) V.O.Mishchenko, 2004

Данная программа обеспечивает комплекс расчётов, связанных с надёжным проектированием адгезивных мостовидных протезов такого типа, который изучен Р. В. Кузнецовым, Харьковский государственный медицинский университет, в 2003-2004 гг.

На компьютере должна быть установлена одна из семейства операционных систем Windows-NT/95/98/2000/XP или Linux. Для определённости далее имеем в виду Windows, для Linux-версии всё аналогично.

Для функционирования необходима база данных адгезивных композитных материалов и мостовидных протезов конкретных пациентов. Это могут быть протезы, учитывающие индивидуальные особенности реальных пациентов, или модели, предназначенные для испытаний и исследований. Такая база данных реализуется текстовым файлом

Kuznetsov_R.ADB-data

При его наличии следует запустить находящийся в той же папке файл с программой

Strenth_Of_ADB_2004.exe

Наличие в той же папке настоящего файла-подсказки

Mishchenko_.ADB-help

позволит прокручивать настоящий текст, как и содержимое базы даннах, прямо в окне программы.

Обеспечиваемые программой функции отражаются её главным меню:

- Square of adhesion - расчёт безопасной площади адгезии для каждой из двух накладок протеза на опорные зубы (данные об адгезии к металлу, предельно допустимой нагрузке на замещаемый зуб, расстоянии между опрными зубами - берутся из базы данных, а параметр k вводится или рассчитывается)
- k-paramrter evaluation - оценка параметра k, позволяющего учитывать неоднородность напряжений в адгезивном соединении (необходимые экспериментальные данные извлекаются из базы данных)
- Force of critical weight - расчёт предельно допустимой нагрузки на замещаемый зуб при данных площадях адгезивных соединений (величина наименьшей из двух площадей соединения протеза с опорными зубами берётся из базы или вводится)
- Testing - демонстрирует правильность расчётов на примерах.

```
with Ada.Text_IO, Ada.Float_Text_IO, Ada.Integer_Text_IO,
Ada.Numerics.Elementary_Functions;
use Ada.Text_IO, Ada.Float_Text_IO, Ada.Integer_Text_IO,
Ada.Numerics.Elementary_Functions;
package body Kuznetsov_Tools is
```

```
  Data: File_Type;
  Mi: M_Range; --member of index
  Bi: B_Range; --member of index
  Null_MS: constant M_Str:= (others=>'-');
```

```

Null_BS: constant B_Str:= (others=>'-' );

Material: array (M_Range) of Mat:= ( others=> ((others=>' '), 0.0));

function Get_M(N: M_Str) return Mat is
begin
  for MI in M_Range
    loop if N=Material(Mi).Name then
      Kuznetsov_Tools.MI:= MI+1;
      return Material(Mi);
    end if;
  end loop;

  raise Material_Error;
end Get_M;

function Get_Next_M return Mat is
  I: Integer:= MI;
  begin MI:= MI+1; return Material(I); end;

Bridge:   array (B_Range) of Brid:= ( others=> ((others=>' '), 0.0, 0.0,
0.0, 0.0));
function Get_B(N: B_Str) return Brid is
begin
  for BI in B_Range
    loop if N=Bridge(Bi).Patient then
      Kuznetsov_Tools.BI:= BI+1;
      return Bridge(Bi);
    end if;
  end loop;
  raise Bridge_Error;
end Get_B;

function Get_Next_B return Brid is
  I: Integer:= BI;
  begin BI:= BI+1; return Bridge(I); end;

Pi: constant := Ada.Numerics.Pi;
M_N, P_N: Natural;
S_Precision_Mode: Float;
Best_Precision: K_Variant;

function LK1 ( B: Brid) return m is
begin return 3.0*B.L/40.0; end;
function LK2 ( B: Brid) return m is
begin return 7.0*B.L/40.0; end;

function S (F: Neuton; lk: m; Tau: N_div_m2) return m2 is
  G  : Float:= 0.25*Sqrt(Pi)*lk;
  Sn, S_N: Float:= 0.0;
  S0: Float:= F/(2.0*Tau);  --then := (F*G/Tau)**(2.0/3.0);
  Precision_Mode: Float;
  X  : Float:= 1.0;
  n: Integer;
begin
  <<K_is_Little>>Precision_Mode:= G/Sqrt(S0);
  if Precision_Mode> 0.9 then goto K_is_Big; end if;
  n:= 2+Integer( Float'Truncation (-
3.0*Log(10.0)/Log(S_Precision_Mode) ) );
  X:= 1.0;
  for I in 1..n
    loop
      X:= 1.0+ 2.0*Precision_Mode*Sqrt(X);
    end loop;
end loop;

```

```

    Sn:= S0*x;
<<K_is_Big>>S0:= (F*G/Tau)**(2.0/3.0);
    Precision_Mode:= Sqrt(S0)/(6.0*g);
    if Precision_Mode> 0.9 then goto Analysis; end if;
    n:= 2+Integer( Float'Truncation (-
3.0*Log(10.0)/Log(S_Precision_Mode) ) );
    for I in 1..N
        loop
            X:= 1.0+ 3.0*Precision_Mode*X**(1.0/3.0);
        end loop;
    S_N:= S0*X**(2.0/3.0);
<<Analysis>>if Sn*S_N=0.0 then raise Precision_Error;
    elsif abs(Sn-S_n)>0.001 then raise Precision_Error;
    end if;
    S_Precision_Mode:= abs(Sn-S_n);
    if Sn>S_N then Best_Precision:= Little_k;return Sn;
    else Best_Precision:= Big_k; return S_n;
    end if;

end S;

function F (S: m2; lk: m; Tau: N_div_m2) return Neuton is
    begin return Tau/(1.0/(2.0/S)+(0.25*Sqrt(Pi)*lk)/(Sqrt(S)**3)); end F;

function Precision_Coefficien return Float is
    begin return S_Precision_Mode; end Precision_Coefficien;

function Best_Precision_Variant return K_Variant is
    begin return Best_Precision; end Best_Precision_Variant;

function k (S: m2; L: m; F: Neuton; Tau: N_div_m2) return m2 is
    begin return (Tau/F-1.0/(2.0*S))*S*Sqrt(S)/(0.25*Sqrt(Pi)*L); end k;

procedure File_Print (Name: File_Name) is separate;

begin

    Open (Data, Name=> DB_Name, Mode=>In_File);
    Skip_Line(Data, 3);
    -- Put_Line(Null_Ms);
    for I in M_range
        loop Get (Data, Material(i).Name);--Put(Material(i).Name);
            if Material(I).Name= Null_Ms then M_N:= I-1; Put(M_N,1); exit;
            end if;
            Put('/'); Get (Data, Material(i).Tau_Cr); Skip_Line(Data);
        end loop;
    Skip_Line(Data, 3);
    for i in B_range
        loop Get (Data, Bridge(I).Patient);
            if Bridge(I).Patient= Null_BS then P_N:= I-1;Put(P_N,1);
exit;
                end if;
                Get(Data, Bridge(I).L); Get(Data, Bridge(I).S);
                Get(Data, Bridge(i).D); Get(Data, Bridge(i).F);
Skip_Line(Data);
                Put('\');
            end loop;
        Close(Data);
    end Kuznetsov_Tools;

```

ДОДАТОК Б



УКРАЇНА
(19) (UA)

(11) 72378 A
(51) 7 A61C13/00



МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ

**Деклараційний патент
на винахід**

видає відповідно до Закону України
"Про охорону прав на винаходи і корисні моделі"

Голова Державного Департаменту інтелектуальної власності   М. Паладій

(21) 20031110083
(22) 10.11.2003
(24) 15.02.2005
(46) 15.02.2005 Бюл. № 2

(72) Голік Віктор Павлович, Кузнецов Роман Володимирович, Ніконов Андрій Юрійович
(73) Харківський державний медичний університет

(54) СПОСІБ ФІКСАЦІЇ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ ДО ПРИРОДНИХ ЗУБІВ


УКРАЇНА

ДОДАТОК В

	УКРАЇНА (19) (UA)	(11) 67613 A (51) 7 A61C13/00
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ		
		
Деклараційний патент на винахід		
<small>видано відповідно до Закону України "Про охорону прав на винаходи і корисні моделі"</small>		
Голова Державного Департаменту Інтелектуальної власності		 М. Паладій
(21) 20031110081 (22) 10.11.2003 (24) 15.06.2004 (46) 15.06.2004. Бюл. № 6		
(72) Голік Віктор Павлович, Кузнецов Роман Володимирович, Ніхонів Андрій Юрійович (73) Харківський державний медичний університет		
(54) ЗУБНИЙ ПРОТЕЗ		
		