


Міністерство охорони здоров'я України
Український центр наукової медичної інформації
та патентно-ліцензійної роботи

**ВИКОРИСТАННЯ ЗНІМНОГО МОСТОПОДІБНОГО ПРОТЕЗУ
ДЛЯ РАНЬОГО ПРОТЕЗУВАННЯ ЯК ЕФЕКТИВНОГО ЗАСОБУ
ПРОФІЛАКТИКИ АТРОФІЇ АЛЬВЕОЛЯРНОГО
ВІДРОСТКУ ЩЕЛЕНИ**
(методичні рекомендації)

Київ – 2016

Міністерство охорони здоров'я України
Український центр наукової медичної інформації
та патентно-ліцензійної роботи

УЗГОДЖЕНО"
Директор Медичного
департаменту МОЗ України
В.В.Кравченко
21" 07 2016



**ВИКОРИСТАННЯ ЗНІМНОГО МОСТОПОДІБНОГО ПРОТЕЗУ
ДЛЯ РАНЬОГО ПРОТЕЗУВАННЯ ЯК ЕФЕКТИВНОГО ЗАСОБУ
ПРОФІЛАКТИКИ АТРОФІЇ АЛЬВЕОЛЯРНОГО
ВІДРОСТКУ ЩЕЛЕПИ**
(методичні рекомендації)

(28.16/145.16)

Київ – 2016

Установа – розробник:

Вищий навчальний заклад України "Українська медична стоматологічна академія"

Укладачі:

д.мед.н., професор Дворник В.М.

к.мед.н. Петренко Р.В.

к.мед.н. Петренко А.І.

Дворник А.В.

Контактний телефон (05322) 2-98-52

Рецензенти: д. мед. н., професор Лабунець В. А.

Головний позаштатний спеціаліст зі спеціальності «Стоматологія» МОЗ України, д. мед. н., професор Павленко О.В.

ЗМІСТ

Перелік умовних скорочень.....	3
Вступ.....	4
Математичне обґрунтування застосування раннього протеза при протезуванні дефектів зубних рядів.....	5
Клініко-лабораторні етапи виготовлення раннього протезу власної конструкції та клінічна оцінка результатів ортопедичного лікування.....	19
Висновок.....	24
Перелік рекомендованої літератури.....	26

Перелік умовних скорочень

Н	Ньютон
мм ²	міліметрів в квадраті
МПа	Мега Паскаль
мм	міліметр

ВСТУП

До видів протезування відносять такі його варіанти: безпосередній, найближчий (або ранній) і відстрочений. Із них безпосереднє протезування здійснюють не пізніше 24 год. із моменту операції, а конструкцію виготовляють ще до видалення зубів. Раннє протезування передбачає виготовлення і накладання протезів у період загоєння операційної рани, але не пізніше 14 днів. Вони забезпечують раціональний розподіл жувальних зусиль на прилеглі тканини, сприяють формуванню альвеолярного відростка і виявляються функціонально ефективнішими. Відстрочене ортопедичне лікування здійснюють після того, як закінчиться формування альвеолярної частини, пов'язане з атрофією кісткової тканини.

Проблема вибору оптимального часу для ортопедичного лікування, раціональної конструкції протеза та характеру репаративних і атрофічних процесів, в залежності від цих факторів, залишається невизначеною. Відсутні дані про функціональну ефективність різних протезів з урахуванням формування динамічного стереотипу жування.

Даних щодо оптимальних строків функціонального навантаження з метою профілактики атрофії кісткової тканини, та найбільш раціональної ортопедичної конструкції для досягнення цієї мети, досі не існує.

Інновація полягає в тому, що наведено математичне обґрунтування, послідовність і зміст клініко-лабораторних етапів виготовлення власної конструкції раннього мостоподібного протеза з можливістю регуляції жувального тиску на опорні зуби і підлеглу слизову оболонку, який дозволяє уникнути препарування опорних зубів і сприяє формуванню альвеолярного відростка, відновлення естетики, функції та зниженню інтенсивності атрофічних явищ у альвеолярному відростку.

Методичні рекомендації освітлюють матеріали науково-дослідницької роботи "Оптимізація, профілактика та лікування стоматологічних

захворювань", № державної реєстрації 0106U003237, термін виконання 2008 – 2011 рр.

Застосування конструкції знімного мостоподібного протезу для раннього протезування дозволяє уникнути препарування опорних зубів і сприяє зниженню інтенсивності атрофічних явищ у альвеолярному відростку.

За математичними розрахунками, запропонована конструкція протеза з використанням жорсткого і жорстко-еластичного матеріалу матриці здатна витримати функціональне навантаження без шкоди для пародонта й адгезивного з'єднання системи.

Адгезивна міцність з'єднання системи «зуб-патричний елемент» обумовлена площею суміщених поверхонь і жувальними зусиллями, які сприймає пародонт опорних зубів. Згідно з даними експерименту міцність з'єднання перевищує значення максимально допустимого навантаження в межах 30%.

Електроміографічні дослідження функціонального стану жувального апарату через 3 місяці користування запропонованою конструкцією зубного протезу свідчать про відновлення функції жування, що відбивається не тільки в якості записів електричної активності, а і в значному посиленні збудливих процесів.

Методичні рекомендації видаються вперше, призначені для лікарів-стоматологів-ортопедів.

МАТЕМАТИЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ЗАСТОСУВАННЯ ЗНІМНОГО МОСТОПОДІБНОГО ПРОТЕЗУ ДЛЯ РАНЬОГО ПРОТЕЗУВАННЯ ПРИ ПРОТЕЗУВАННІ ДЕФЕКТІВ ЗУБНИХ РЯДІВ

Привабливість технології заміщення включених дефектів зубних рядів мостоподібними протезами з фіксацією за допомогою замкових кріплень, закріплених на опорних зубах, пов'язана насамперед із низкою основних переваг такого конструкційного рішення, а саме: відсутністю чи, в крайньому разі, мінімальним препаруванням опорних зубів, порівняною простотою і

надійністю фіксації протеза; його невеликими розмірами; досить швидкою адаптацією пацієнта; добрим косметичним ефектом.

Найпростіше рішення мостоподібного протеза унеможливорює опору протезного базису на тканини альвеолярного відростка і передбачає сприймання і перерозподіл усього функціонального навантаження мостоподібним протезом безпосередньо через атачмени тільки між опорними зубами. Функціональне навантаження в такому разі може мати вигляд зосереджених сил F_{ϕ} , які прикладаються до кожного заміщуваного зуба та змінюються в межах 50-300 Н (5-30 кг).

Найнесприятливішим навантаженням для мостоподібного протеза є випадок пережовування харчової грудки, розміри якої перевищують розміри власне мостоподібного протеза. У такому разі навантаження при подрібненні харчової грудки охоплює всі заміщувані зуби і тому прикладається до кожного з них. Крім того, величина функціонального навантаження може досягати максимальних значень. Розрахункова схема мостоподібного протеза становить собою однопрогінну балку на двох опорах, завантажену вертикальним зосередженим функціональним навантаженням F_{ϕ} , яке прикладається по осі кожного заміщуваного зуба (рис. 1).

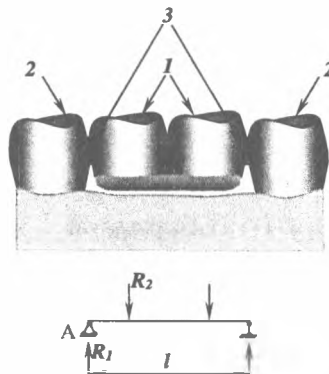


Рис. 1. Розрахункова схема мостоподібного протеза: 1 – знімне тіло протеза; 2 – опорні зуби; 3 – опорні патриці.

За симетричного навантаження штучних зубів мостоподібного протеза (що відповідає найсприятливішому випадку з урахуванням приблизно однакової консистенції харчової грудки) зусилля, які передаються мостоподібним протезом через атакмени на опорні зуби, дорівнюють опорним реакціям і можуть бути визначені як

$$R_1 = R_2 = \frac{K \cdot F_\phi}{2}, \quad (1)$$

де R_1 і R_2 – відповідні значення опорних реакцій (зусилля, які передаються замковими кріпленнями на опорний зуб), Н;

K – кількість заміщуваних мостоподібним протезом зубів;

F_ϕ – значення функціонального навантаження, Н.

Розрахунок замкового з'єднання виконується з умови міцності на зріз адгезивного з'єднання основи патриці мостоподібного протеза й опорного зуба

$$\tau = \frac{R_1}{A} \leq \tau_a, \quad (2)$$

де: τ – значення дотикального напруження в адгезивному з'єднанні, МПа;

R_1 – зусилля, яке виникає в атакмені за сприймання протезом функціонального навантаження і визначається за (1), Н;

A – площа адгезивного кріплення атакмена до опорного зуба, мм²;

τ_a – міцність адгезивного з'єднання (визначалася автором експериментально), МПа.

Міцність замкового з'єднання забезпечується виконанням граничної нерівності (2). Підставивши (1) у (2), отримаємо

$$\tau = \frac{K \cdot F_\phi}{2A} \leq \tau_a \quad \text{або} \quad K \leq \frac{2A \cdot \tau_a}{F_\phi}, \quad (3)$$

Нерівність (3) дозволяє визначити максимально можливу кількість заміщуваних мостоподібним протезом зубів залежно від значення функціонального навантаження F_ϕ , площі адгезивного кріплення атакмена до опорних зубів A й адгезивної міцності кріплення τ_a . З урахуванням того, що

площа адгезивного кріплення атачмена визначається розмірами опорного зуба і, як правило, не перевищує 30 мм^2 , а адгезивна міцність кріплення атачмена до опорного зуба з урахуванням її втомного зниження від тривалого навантаження змінними навантаженнями в цьому разі дорівнює $\tau_a = 14 \text{ МПа}$, максимальна кількість заміщуваних мостоподібним протезом зубів визначається як

$$K \leq \frac{2 \cdot 30 \cdot 14}{30} = 2,8 \quad (4)$$

тобто максимальна кількість заміщуваних зубів за забезпеченої міцності замкового кріплення не повинна перевищувати двох.

За необхідності заміщення дефектів зубних рядів більше двох зубів пропонується застосувати мостоподібні протези із замковими кріпленнями і тілом протеза, яке спирається на тканини альвеолярного відростка. Таке конструкційне рішення дозволяє частково розвантажити замкові з'єднання (а також опорні зуби) за рахунок передачі частини функціонального навантаження безпосередньо на слизову оболонку альвеолярного відростка і тим самим створити можливість збільшення кількості заміщуваних протезом зубів.

Рівномірно розподілені реактивні зусилля тканин альвеолярного відростка з урахуванням симетрії розрахункової схеми (рис. 2) можна привести до вертикальної рівнодіючої зосередженої сили R_3 , розташованої посередині тіла мостоподібного протеза.

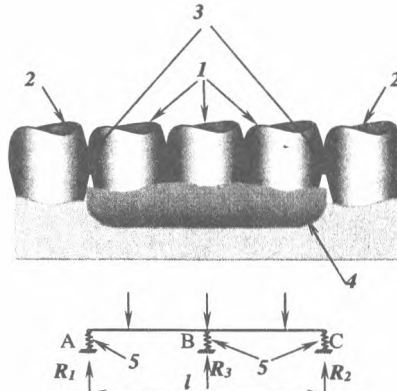


Рис. 2. Розрахункова схема мостоподібного протеза з частковою передачею навантаження на тканини пародонта: 1 – знімне тіло протеза; 2 – опорні зуби; 3 – опорні патриці; 4 – сидло протеза; 5 – пружні опори.

Розрахункова схема в цьому разі становить собою двопрогінну статично невизначену балку на трьох пружних опорах. При цьому крайні (опорні зуби) і середня (опорні тканини альвеолярного відростка) опори мають різну піддатливість, яка може бути врахована в розрахунках різними значеннями модулів поздовжньої пружності опорних тканин ясен і періодонта.

З урахуванням наявної симетрії розрахункової схеми в процесі прикладання функціонального навантаження вертикальні переміщення Δ кожної точки мостоподібного протеза можна приймати однаковими (нехтуючи деформаціями власне мостоподібного протеза внаслідок їх малості). Тоді рівняння рівноваги можна записати у вигляді

$$\sum Y = 0, \quad R_1 + R_2 + R_3 - K \cdot F_\phi = 0, \quad (5)$$

$$\text{або з урахуванням} \quad R_1 = R_2, \quad 2R_1 + R_3 - K \cdot F_\phi = 0, \quad (6)$$

де R_1 і R_2 – реактивні зусилля, які передаються замковими кріпленнями на опорні зуби, Н;

R_3 – реактивні зусилля, які виникають у тканинах альвеолярного відростка і діють безпосередньо на тіло протеза, Н;

K – кількість заміщуваних мостоподібним протезом зубів;

F_Φ – значення функціонального навантаження, Н.

Піддатливість пружних опор можна описати загальновідомими залежностями механіки

$$\Delta_1 = \Delta_2 = \frac{R_1 \cdot l_1}{E_1 \cdot A_1} \quad ; \quad \Delta_3 = \frac{R_3 \cdot l_3}{E_3 \cdot A_3} \quad (7),$$

де Δ_1 , Δ_2 і Δ_3 – відповідно переміщення замкових кріплень і тіла мостоподібного протеза, мм;

R_1 – реактивні зусилля в замкових кріпленнях і опорних зубах мостоподібного протеза, Н;

R_3 – реактивне зусилля, яке передається на тіло протеза тканинами альвеолярного відростка, Н;

l_1 – ширина періодонтальної щілини опорного зуба, мм;

l_3 – товщина слизової оболонки альвеолярного відростка під тілом протеза, мм;

E_1 і E_3 – відповідно модулі поздовжньої пружності періодонта і тканин ясен, МПа;

A_1 і A_3 – відповідно бічних поверхонь коронкових частин опорних зубів і площа прилягання тіла протеза до тканин ясен, мм².

Ураховуючи, що площа бічної поверхні коронкової частини зуба у два рази перевищує площу поперечного перерізу його коронкової частини, то в разі заміщення трьох зубів $A_3 = 0,75A_1$. Тоді при рівності переміщень $\Delta = \Delta_1 = \Delta_2 = \Delta_3$ залежності (7) можна записати у вигляді

$$\frac{R_1 \cdot l_1}{E_1 \cdot A_1} = \frac{R_3 \cdot l_3}{E_3 \cdot 0,75A_1} \quad (8)$$

звідки:

$$R_1 = R_3 \frac{l_3 \cdot E_1}{0,75l_1 \cdot E_3} \quad (9)$$

Оскільки товщина тканин ясен, як правило, не перевищує 2 мм $l_3 = 2$ мм, ширина періодонтальної щілини $l_1 = 0,3$ мм, а модулі пружності згідно з відповідно дорівнюють $E_1 = 50$ МПа і $E_2 = 75$ МПа, то з (9) отримуємо:

$$R_1 = R_1 \frac{2 \cdot 50}{0,3 \cdot 0,75} = 5,93R_1, \quad \text{або} \quad R_3 = \frac{R_1}{5,93} = 0,169R_1$$

тобто зусилля, які сприймаються тканинами ясен, не перевищують 17% від зусиль, які виникають у замкових з'єднаннях і опорних зубах. Замінивши R_3 в рівнянні (6) на $0,169 R_1$ і підставивши відомі цифрові значення, отримуємо:

$$2R_1 + 0,169R_1 - 3 \cdot 300 = 0, \text{ звідки } R_1 = 415 \text{ Н.}$$

Тоді напруження, які виникають у адгезивному кріпленні атачмена протеза, можуть бути визначені за (2)

$$\tau = \frac{R_1}{A} = \frac{415}{30} = 13,8 \text{ МПа} \leq \tau_a = 14 \text{ МПа}$$

Виконання нерівності свідчить про достатню міцність адгезивного кріплення атачмена мостоподібного протеза, який заміщує 3 зуби зі спиранням тіла протеза на тканини альвеолярного відростка.

Подальше розвантаження атачменів можливе за рахунок збільшення піддатливості кріплення мостоподібного протеза, яке досягається застосуванням у матрицях кріплення протеза жорстко-еластичних пластмас. У цьому разі простір у тілі протеза навколо матриці заповнюється шаром жорстко-еластичної пластмаси товщиною до 2 мм. Розрахункова схема мостоподібного протеза з використанням жорстко-еластичної пластмаси в матриці замкового кріплення представлена на рис. 3 і становить собою двопрогінну статично невизначену балку на трьох пружних опорах, дві з яких можна представити як комбінацію з елементів різної жорсткості.

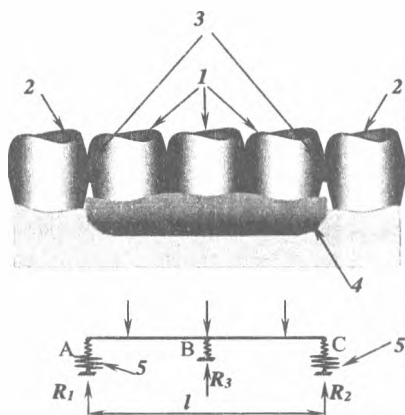


Рис. 3. Розрахункова схема мостоподібного протеза з піддатливою матрицею замкового з'єднання і спиранням на тканини пародонта:

1 – знімне тіло протеза; 2 – опорні зуби; 3 – опорні патриці;
4 – сідло протеза; 5 – пружні опори з елементів різної жорсткості.

Характерною особливістю цієї схеми є піддатливість пружних опор замкових кріплень, яка охоплює як піддатливість опорного зуба (за рахунок деформацій періодонта), так і деформації шару жорстко-еластичної пластмаси, розташованого над опорною матрицею. Таким чином

$$\Delta_1 = \Delta_2 = \frac{R_1 \cdot l_1}{E_1 \cdot A_1} + \frac{R_4 \cdot l_4}{E_4 \cdot A_4}, \quad (10)$$

де Δ_1 і Δ_2 – переміщення замкових кріплень мостоподібного протеза, мм;

l_4 – товщина шару жорстко-еластичної пластмаси над опорною матрицею, мм;

E_4 – модуль поздовжньої пружності жорстко-еластичної пластмаси, МПа;

A_4 – площа поперечного перерізу патриці замкового з'єднання, мм.

Тоді залежність (3.9) набуває вигляду

$$R_1 = R_3 \frac{l_3 \cdot E_1}{0,75l_1 \cdot E_3 \left(1 + \frac{l_4}{l_1} \cdot \frac{E_1}{E_4} \cdot \frac{A_1}{A_4} \right)} \quad (11)$$

Ураховуючи те, що в більшості випадків можлива товщина шару жорстко-еластичної пластмаси над опорною матрицею $l_4 = 1$ мм, при значенні модуля поздовжньої жорстко-еластичної пластмаси $E_4 = 500$ МПа і площі торцевої поверхні матриці не перевищує $A_4 = 8$ мм², залежність (11) можна представити у вигляді

$$R_1 = R_3 \frac{l_3 \cdot E_1}{4,75l_1 \cdot E_3} \quad \text{або} \quad R_1 = R_3 \frac{2 \cdot 50}{0,3 \cdot 75 \cdot 4,75} = 0,936R_3 \quad (12)$$

Значення зусилля в замковому з'єднанні мостоподібного протеза, який заміщує 3 зуби, визначається підстановкою отриманого виразу (12) в рівняння рівноваги (6)

$$2R_1 + \frac{R_1}{0,936} - 3 \cdot 300 = 0, \quad \text{звідки} \quad R_1 = 293 \text{ Н.}$$

У цьому разі напруження, які виникають у адгезивному кріпленні атачмена протеза,

$$\tau = \frac{R_1}{A} = \frac{293}{30} = 9,77 \text{ МПа} \leq \tau_a = 14 \text{ МПа.}$$

Порівнюючи значення отриманих зусиль R_1 , які передаються замковими з'єднаннями на опорні зуби від мостоподібних протезів, що частково спираються на тканини пародонта з використанням вставок із жорстко-еластичної пластмаси в матрицях замкових з'єднань і без вставок, неважко визначити, що зменшення зусиль на опорні зуби в разі застосування жорстко-еластичної пластмаси в замкових матрицях за відповідних розмірів протезів і механічних характеристик матеріалів становить близько 30%, що досить суттєво.

Заміщення кінцевого дефекту зубного ряду протезом, зафіксованим за допомогою замкових кріплень, неминуче передбачає оперття тіла протеза на м'які тканини ясен (рис. 4). У цьому разі розрахунок із умови міцності на зріз

адгезивного з'єднання атачмена протеза й опорного зуба виконується аналогічно розрахунку замкового з'єднання мостоподібного протеза з використанням залежності (2), в якій у ролі зусилля, що виникає при сприйманні протезом функціонального навантаження за будь-якої кількості заміщуваних зубів, приймається значення зосередженого вертикального функціонального навантаження, яке діє на один зуб $R_1 = F_\phi = 300 \text{ Н}$ як максимально можливе.

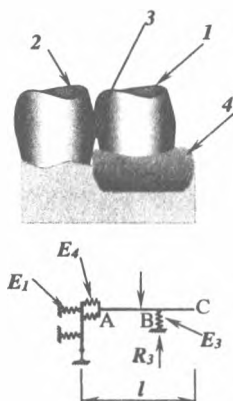


Рис. 4. Розрахункова схема протеза, який заміщує кінцевий дефект:

1 – знімне тіло протеза; 2 – опорний зуб; 3 – опорна патриця; 4 – сідло протеза.

Проте найбільшу небезпеку при заміщенні кінцевих дефектів зубного ряду, як для міцності замкового з'єднання, так і для власне опорного зуба, становить перекидний момент, який виникає від дії функціонального навантаження в процесі пережовування їжі за рахунок вертикального переміщення вільного краю сідла протеза внаслідок деформацій під ним опорних тканин слизової оболонки. Результатом дії суттєвих за значеннями перекидних моментів стають розхитування опорного зуба і можливе руйнування адгезивного з'єднання атачмена протеза й опорного зуба не від його зрушення, а від відриву атачмена від опорного зуба, оскільки міцність

адгезивного з'єднання на розтяг, як правило, значно нижча, ніж міцність адгезивного з'єднання на зріз.

Найнесприятливішим для опорного зуба навантаженням протеза, який заміщує кінцевий дефект зубного ряду, є випадок передачі всього функціонального навантаження тільки на тканини ясен, що відповідає максимальному повороту сидла протеза внаслідок нерівномірності піддатливості опорних тканин ясен, а отже, і максимальному перекидному моменту, який сприймає опорний зуб. Зі зменшенням розмірів сидла протеза збільшується максимально можливий його поворот через нерівномірну піддатливість опорних тканин ясен.

Далі як приклад розглянемо протез, який заміщує 1 зуб, із довжиною сидла $l = 12$ мм і шириною частини, яка спирається на м'які тканини ясен, $b = 8$ мм.

При передачі всього функціонального навантаження F_ϕ через сидло протеза на опорні тканини ясен рівнодіюча R_3 від виникаючих у тканинах ясен реактивних зусиль q , розподілених за лінійним законом, дорівнює значенню навантаження $R_3 = F_\phi$ (із умови рівноваги системи) і прикладена в точці, віддаленій на відстань двох третин довжини сидла протеза від опорного зуба. Значення рівнодіючої R_3 можна представити у вигляді

$$R_3 = \frac{ql}{2} = F_\phi, \quad \text{тоді} \quad q = \frac{2F_\phi}{l},$$

де q – інтенсивність реактивного зусилля по довжині сидла протеза, Н/мм;
 l – довжина сидла протеза, мм.

Для прикладу, який розглядається,

$$q = \frac{2F_\phi}{l} = \frac{2 \cdot 300}{12} = 50 \text{ Н/мм.}$$

Максимальні напруження, які виникають у тканинах ясен під вільним краєм сидла протеза, визначаються як

$$\sigma = \frac{q}{b} = \frac{50}{8} = 6,25 \text{ Н/мм}^2.$$

Кут повороту сідла протеза внаслідок піддатливості опорних тканин ясен може визначатися за формулою

$$\varphi_n = \frac{\sigma \cdot l_3}{E_3 \cdot l} = \frac{6,25 \cdot 2}{75 \cdot 12} = 1,44 \cdot 10^{-2} \text{ рад} = 0,8,$$

де φ_n – кут повороту сідла протеза, рад;

σ – максимальні напруження в тканинах ясен під вільним краєм сідла протеза, Н/мм²;

l_3 – товщина м'яких тканин ясен, мм;

E_3 – модуль поздовжньої пружності опорних тканин ясен, Н/мм;

l – довжина сідла протеза, мм.

За нормального стану опорного зуба його переміщення визначаються деформаціями періодонтальних зв'язок, і тому максимально можливий корпусний поворот зуба під дією на нього перекидного моменту може визначатися як:

$$\text{tg } \varphi_3 = \frac{3l_1}{2h_k}, \quad (13)$$

де: φ_3 – кут повороту опорного зуба, рад;

l_1 – ширина періодонтальної щілини, мм;

h_k – довжина кореня опорного зуба, мм.

При зміні ширини періодонтальної щілини в межах 0,25–0,3 мм і довжині кореня опорного зуба 18 мм максимально можливий кут повороту зуба змінюється від 1,2 до 1,4°, що цілком сумісно з можливим кутом повороту сідла протеза, який становить $\varphi_n = 0,8^\circ$. Тому використання жорстко-еластичних пластмас у матриці замкового кріплення, яке виступає своєрідним демпфером і зменшує поворот опорного зуба за рахунок часткового повороту матриці замкового з'єднання в тілі протеза внаслідок деформації жорстко-еластичної пластмаси, бачиться не тільки виправданим, а і досить доцільним.

Кут повороту опорного зуба під дією на нього перекидного моменту обчислюється як

$$\varphi_3 = \frac{M \cdot l_1}{E_1 \cdot I_1} = \frac{2(F - R_3) \cdot l \cdot l_1}{3E_1 \cdot I_1}, \quad (14)$$

де M – перекидний момент, Нмм;
 l_1 – ширина періодонтальної щілини, мм;
 E_1 – модуль поздовжньої пружності періодонта, Н/мм;
 I_1 – осьовий момент інерції кореневої частини зуба, мм⁴.
 l – довжина сідла протеза, мм.

Поворот матриці в тілі протеза при передачі перекидного моменту від протеза на опорний зуб можна визначити

$$\varphi_M = \frac{M \cdot t}{E_4 \cdot I_4} = \frac{(F - R_3) \cdot l \cdot t}{3E_4 \cdot I_4}, \quad (15)$$

де M – перекидний момент, Нмм;
 t – товщина бокового шару жорстко-еластичної пластмаси в тілі протеза навколо матриці замкового з'єднання, мм;
 E_4 – модуль пружності жорстко-еластичної пластмаси, Н/мм;
 I_4 – осьовий момент інерції вертикального перерізу шару жорстко-еластичної пластмаси, мм⁴;
 l – довжина сідла протеза, мм.

Нехтуючи деформаціями тіла протеза, сумарний кут повороту замкового з'єднання й опорного зуба має дорівнювати куту повороту тіла протеза

$$\varphi_3 + \varphi_M = \varphi_{II}, \quad (16)$$

при цьому кут повороту сідла протеза з урахуванням часткового сприймання функціонального навантаження опорним зубом визначається як

$$\varphi_n = \frac{\sigma \cdot l_3}{E_3 \cdot I} = \frac{2R_3 \cdot l_3}{E_3 \cdot l^2 \cdot b} \quad (17)$$

З використанням залежностей (14), (15) і (17) вираз (16) можна представити у вигляді

$$\frac{2(F - R_3) \cdot l \left(\frac{l_1}{E_1 \cdot I_1} + \frac{t}{2E_4 \cdot I_4} \right)}{3} = \frac{2R_3 \cdot l_3}{E_3 \cdot l^2 \cdot b} \quad (18)$$

звідки легко визначити рівнодіючу R_3 від виникаючих у м'яких тканинах ясен реактивних зусиль і як наслідок – перекидний момент M , що діє на опорний зуб.

З урахуванням відомих розмірів замкового з'єднання і кореневої частини опорного зуба $I_4 = 90 \text{ мм}^2$ і $I_1 = 1296 \text{ мм}^2$ за залежністю (18) для протезів, виготовлених із використанням жорстко-еластичної пластмаси, рівнодіюча $R_3 = 219 \text{ Н}$, перекидний момент $M = 648 \text{ Нмм}$, а при заповненні тіла протеза навколо матриці замкового з'єднання жорсткою пластмасою з модулем поздовжньої пружності $E_4 = 1500 \text{ МПа}$, рівнодіюча $R_3 = 177 \text{ Н}$, перекидний момент $M = 984 \text{ Нмм}$. Отже, застосування жорстко-еластичної пластмаси в тілі протеза навколо матриці замкового з'єднання знижує перекидний момент, а отже, і поворот опорного зуба приблизно на одну третину.

Також треба зазначити, що навантаження, яке передається сідлом протеза на м'які тканини ясен за використання в замковому з'єднанні, перевищує 70% функціонального навантаження, що на 20% більше зусилля, яке передається сідлом традиційно виготовленого протеза з жорсткої пластмаси.

Відривні напруження, які виникають у адгезивному з'єднанні атачмена протеза й опорного зуба під дією перекидного моменту, можна визначити як

$$\sigma = \frac{M}{W}, \quad \text{де} \quad W = \frac{bh^2}{6} = \frac{5 \cdot 6^2}{6} = 30 \text{ мм}^3,$$

де M – перекидний момент у адгезивному з'єднанні, Нмм;

W – осьовий момент опору адгезивного з'єднання, мм^3 ;

b і h – відповідно ширина і висота адгезивного з'єднання, мм.

Для протезів, виготовлених із використанням жорстко-еластичної пластмаси в замковому з'єднанні,

$$\sigma = \frac{M}{W} = \frac{648}{30} = 21,6 \text{ Н/мм}^2 \text{ (МПа)},$$

а для протезів, виготовлених тільки із використанням жорсткої пластмаси,

$$\sigma = \frac{M}{W} = \frac{984}{30} = 32,8 \text{ Н/мм}^2 \text{ (МПа)}.$$

Отримані значення напружень свідчать про забезпечення міцності адгезивного з'єднання і в першому, і в другому випадку, оскільки обидва значення напружень менші міцності адгезивного з'єднання на розтяг $\sigma_a = 45$ МПа, однак більше недонапруження адгезивного з'єднання за використання жорстко-еластичної пластмаси в замковому з'єднанні забезпечує його вищу надійність і довговічність.

КЛІНІКО-ЛАБОРАТОРНІ ЕТАПИ ВИГОТОВЛЕННЯ ЗНІМНОГО МОСТОПОДІБНОГО ПРОТЕЗУ ДЛЯ РАНЬОГО ПРОТЕЗУВАННЯ ВЛАСНОЇ КОНСТРУКЦІЇ ТА КЛІНІЧНА ОЦІНКА РЕЗУЛЬТАТІВ ОРТОПЕДИЧНОГО ЛІКУВАННЯ

Клінічна апробація різних конструкцій зубних протезів зумовила необхідність пошуку нового конструкційного рішення передачі дозованого жувального навантаження на постекстракційну поверхню альвеолярного відростка і зуби, які обмежують дефект.

Якщо завдання відстроченого заміщення дефектів зубних рядів у конструкційному плані особливих труднощів не викликає, то безпосередні та ранні протези, здатні забезпечити регульований тиск на тканини в ділянках

лунок видалених зубів, ще далекі від досконалості. Загальновідомі дані про сприятливу дію фізіологічного навантаження на процес репаративного остеогенезу і профілактику атрофії альвеолярного відростка спонукають до пошуку нового конструкційного розв'язання проблеми.

Клінічні дослідження провели для вивчення стану тканин протезного ложа в різні строки після видалення природних зубів у осіб обох статей віком від 30 до 50 років. Усього спостерігали за 67 особами (24 жінки і 43 чоловіки). Усіх пацієнтів розподілили в клінічні групи з урахуванням проведеного ортопедичного лікування і залежно від його строків.

У першу клінічну групу включили 17 осіб (7 жінок і 10 чоловіків), яких протезували відстрочено, тобто в строки від 3 місяців до року і більше, після видалення природних зубів. Пацієнтам виготовили: мостоподібних протезів верхньої й нижньої щелеп – 11; часткових знімних пластинкових – 5; бюгельних – 3. Усі конструкції виготовляли за традиційними технологіями, ускладнень при користуванні ними пацієнти не мали.

У другу клінічну групу ввійшли 18 осіб (5 жінок і 13 чоловіків), яким зубні протези виготовили до видалення зубів із приводу пародонтиту і накладали в день екстракції. Усі безпосередні протези становили собою знімні конструкції типу часткового знімного пластинкового чи знімного мостоподібного протеза. Усього пацієнтам цієї групи виготовлено 11 часткових знімних і 7 знімних мостоподібних протезів. У всіх випадках для покращення фіксації використовували судцільнолітні опорно-утримуючі кламери. Технологія виготовлення мало відрізнялася від описаних у літературі. У процесі користування протезами виникла необхідність корекції 14 базисів, причому в 5 випадках цю маніпуляцію проводили двічі і в 4 – три рази. Велика частина протезів (16) потребувала заміни на постійні схожій конструкції в строки після 6 місяців користування.

Третю клінічну групу склали 32 особи (12 жінок і 20 чоловіків), ранні зубопротезні конструкції яким були накладені в строки 15 днів після видалення зубів. У цій групі було виготовлено:

- знімних мостоподібних протезів – 17 (17 хворим);
- незнімних мостоподібних протезів – 3 (3 хворим);
- часткових знімних пластинкових протезів – 7 (4 хворим);
- бюгельних протезів – 2 (2 хворим);
- повних знімних пластинкових протезів – 3 (3 хворим).

Усі конструкції за винятком знімних мостоподібних протезів виготовляли за загальноприйнятими технологіями з використанням традиційних зуботехнічних матеріалів, що передбачало отримання повних анатомічних відбитків на 2-3 день після видалення зубів. Строки проміжних етапів були скорочені до мінімуму, що дозволило фіксувати протези в порожнині рота вже через 14-15 днів.

Знімні конструкції мостоподібних протезів виготовили за власною технологією: вони мають пластмасовий базис, зафіксований на опорних зубах за допомогою замкового з'єднання, що дозволяє раціонально розподілити жувальний тиск на опорні зуби і підлеглу слизову оболонку альвеолярного відростка.

Указані положення лягли в основу розробки послідовності та змісту клініко-лабораторних етапів виготовлення раннього протеза власної конструкції.

Суть етапів наступна:

- у перші 2-3 дні знімають повні (робочий та допоміжний) анатомічні відбитки з обох щелеп і за допомогою силіконових блоків фіксують їх мезіодистальне співвідношення;
- робочий відбиток слід знімати за допомогою силіконової двокомпонентної відбиткової маси;
- на гіпсовій моделі в паралелометрі моделюють опорні площадки, які повторюють рельєф контактних поверхонь опорних зубів з урахуванням глибини зони піднутрення і нахилу коронкової частини;
- із воскових заготовок моделюють патричні елементи замкових з'єднань, які розміщують на опорних площадках строго вертикально;

- воскові репродукції патриць і опорних площадок переводять у пластмасові та припасовують на опорних зубах гіпсової моделі;

- гіпсові моделі в положенні центральної оклюзії гіпсують у оклюдатор;

- на патриці виготовляють ковпачки з матеріалу для адапти і починають моделювати базис майбутнього протеза, оформляючи його межі і виконуючи постановку штучних зубів;

- воскову репродукцію протеза гіпсують у кювету і переводять у пластмасу за загальноприйнятою технологією;

- готовий протез шліфують і полірують.

На другому відвіданні пацієнта патричні елементи перевіряють у порожнині рота, корегують і укріплюють на контактних поверхнях природних зубів за допомогою композитного матеріалу. У наших випадках для фіксації патричних елементів використаний композитний цемент для фіксації.

Протез перевіряють на протезному ложі, корегують його внутрішню поверхню відповідно до постекстракційного стану підлеглих тканин. Матричні порожнини, обмежені ковпачками, заповнюють жорстко-еластичною пластмасою і фіксують на патрицях. Ще до закінчення полімеризації матеріалу конструкцію слід вивести з рота, аби не допустити з'єднання матеріалу матриці з патричним елементом, і знову надіти.

Контроль якості раннього протеза, умови його фіксації та контакту з рановою поверхнею слід виконати наступного дня після накладання конструкції.

Використовуючи вже відому технологію, можна перебазувати внутрішню поверхню протеза за допомогою еластичного А-силіконового матеріалу. Тим самим удається регулювати жувальні зусилля на слизову оболонку.

У нашій конструкції раннього протеза можливість регуляції зусиль на зуб і слизову створюється за рахунок кількості матричного матеріалу у

відповідній порожнині під матрицю. Якщо патриця буде щільно встановлена в базис протеза, увесь тиск передається на опорні зуби. У випадках, коли жорстко-еластичний прошарок між патрицею і базисом протеза виявиться значним (1-2 мм), частина навантаження передається на альвеолярний відросток саме завдяки еластичним властивостям матеріалу матриці.

Як показали клінічні спостереження, використання замкового кріплення забезпечує надійну фіксацію протеза на весь період користування, а знімний характер конструкції дозволяє стежити за її гігієнічним станом.

У нашій модифікації конструкції раннього протеза патричні елементи зварені з пластмаси гарячої полімерізації, що спрощує технологію і забезпечує припасування в ротовій порожнині (рис.5).

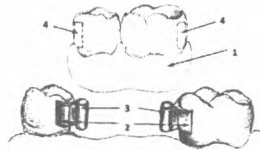


Рис. 5. Ранній мостоподібний протез: 1 - знімна частина мостоподібного протезу; 2 - опорні площадки; 3 - патричні елементи замкових з'єднань, виготовлених з пластмаси гарячої полімерізації; 4 - матричні порожнини.

Міцність з'єднання системи "зуб-патричний елемент" перевірена експериментально. Математично обґрунтоване функціональне навантаження підлеглих тканин, а можливість його розподілу (з урахуванням стану пародонта) на опорні зуби і слизову оболонку, невеликі розміри протеза і косметичний ефект свідчать про переваги запропонованої конструкції.

Морфометричні вимірювання моделей пацієнтів, виконані до видалення природних зубів і в строки до 3 місяців користування ранніми протезами, дозволяють стверджувати, що ступінь атрофії кісткової тканини в цей період незначний і в абсолютних величинах статистично не відрізняється

від первинних показників ($p < 0,01$). Це значить, що раннє протезування не погіршує процес у порівнянні з безпосереднім функціональним навантаженням.

Якість раннього протеза перевірена також за допомогою електроміографічних досліджень.

Кількісні показники електроміограм значно наближені до рівня норми. Це відбивається у величинах амплітуди біопотенціалів ($p < 0,01$) і особливо в значеннях коефіцієнта "К"- співвідношенні збудливих і гальмівних процесів у діяльності жувальних м'язів ("К" у контрольній групі становить $1,09 \pm 0,05$ і $1,08 \pm 0,04$ для правого і лівого жувальних м'язів; "К" в клінічній групі - $1,10 \pm 0,01$ і $1,10 \pm 0,01$ відповідно, $p < 0,01$).

Отже, раннє протезування, сприятливо діючи на процес загоєння постекстракційної рани, сповільнює атрофічні процеси, економічно і досить повно відновлює жувальну ефективність.

Аналізуючи результати обстеження й ортопедичного лікування пацієнтів варто підкреслити лікувально-профілактичний характер ранніх конструкцій. Проте показання до вибору методу протезування суворо індивідуальні та визначаються клінічними умовами в порожнині рота.

ВИСНОВОК

1. За математичними розрахунками, запропонована конструкція протеза з використанням жорсткого і жорстко-еластичного матеріалу матриці здатна витримати функціональне навантаження без шкоди для пародонта й адгезивного з'єднання системи.

2. Адгезивна міцність з'єднання системи «зуб-патричний елемент» обумовлена площею суміщених поверхонь і жувальними зусиллями, які сприймає пародонт опорних зубів. Згідно з даними експерименту міцність з'єднання перевищує значення максимально допустимого навантаження в межах 30%.

3. Електроміографічні дослідження функціонального стану

жувального апарату через 3 місяці користування ранніми зубними протезами свідчать про відновлення функції жування, що відбивається не тільки в якості записів електричної активності, а і в значному посиленні збудливих процесів (до $710 \pm 9,5$ мкВ) та зміні співвідношення збудливих і гальмівних процесів (коефіцієнт "К" становить $1,1 \pm 0,01$, ($p > 0,05$)).

4. Ураховуючи клінічний стан тканин протезного ложа, відсутність чи мінімальне препарування твердих тканин, скорочення строків адаптації, профілактику атрофічних процесів кісткової тканини, косметичний ефект слід визнати оптимальними строки ортопедичного лікування в перші 14-15 днів після видалення природних зубів.

ПЕРЕЛІК РЕКОМЕНДОВАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Петренко Р.В. Оценка состояния зубочелюстной системы при непосредственном и раннем зубном протезировании / Р.В. Петренко // Український стоматологічний альманах. – 2010. – Вип. 4. – С. 59-62.
2. Патент на корисну модель №61623 Україна МПК (2011) А61С 13/07 Знімний мостоподібний зубний протез для раннього протезування / Петренко Р.В., Рубаненко В.В., Дворник В.М.; заявник та патентовласник Вищий державний навчальний заклад України "Українська медична стоматологічна академія" – № u 201015703; заявл. 27.12.2010; опубл. 25.07.2011, Бюл. №14.
3. Петренко Р. В. Определение прочности соединения поверхности естественного зуба с патричным элементом / Р.В. Петренко, В.В. Рубаненко // Матеріали республіканської науково-практичної конференції з міжнародною участю "Сучасні досягнення та перспективи розвитку хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії". – Харків, 2010.– С.121-122.
4. Петренко Р. В. Знімний мостоподібний зубний протез для раннього протезування / Р.В. Петренко, В.В. Рубаненко, В.М. Дворник // Реєстр галузевих нововведень –2013. – Вип. 38-39. – Реєстр. №297/39/13. – С. 19.
5. Петренко Р. В. Математичне обґрунтування застосування іммедіат-протеза для протезування включених дефектів зубних рядів / Петренко Р.В., Дворник В.М., Шеметов О.С., Петренко А.І., Фенко О.Г // Український стоматологічний альманах – 2014. – Вип. 2. – С. 45-48.