

УДК 616.314.21-76-77

**МАТЕМАТИЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ЗАСТОСУВАННЯ
ІММЕДІАТ-ПРОТЕЗА ДЛЯ ПРОТЕЗУВАННЯ ВКЛЮЧЕНИХ
ДЕФЕКТІВ ЗУБНИХ РЯДІВ**

В.М. Дворник, Р.В. Петренко, О.С. Шеметов, А.І. Петренко,*

О.Г. Фенко**

ВДНЗ України “Українська медична стоматологічна академія”, м. Полтава;

*КУ“Полтавський обласний центр стоматології стоматологічна клінічна
поліклініка”;**Полтавський НТУ ім. Ю. Кондратюка

Резюме

Работа посвящена описанию математических расчетов предлагаемой конструкции протеза с использованием жесткого и жестко-эластического материала матрицы, способной выдержать функциональную нагрузку без вреда для тканей пародонта и адгезивного соединения системы.

Ключевые слова: включенные дефекты зубных рядов, раннее протезирование, атрофия альвеолярных отростков челюстей, иммедиа-протез, замковое соединение.

Summary

This article describes the mathematical calculation of the proposed design of the prosthesis, using rigid and rigid-elastic matrix material, which can withstand functional load without damaging the periodontal tissues and adhesive bonding of the system.

Key words: included dental defects, early prosthesis, alveolar atrophy, immediate dentures, lock-on connection.

Література

1. Нідзельський М. Я. Спосіб контролю атрофії альвеолярного відростка у хворих при користуванні повними знімними протезами /

- М. Я. Нідзельський // Нові методи та технології в ортопедичній стоматології: матеріали наук.-практ. конф. – Львів, 1999. – С. 53-54.
2. Дворник В. Н. Математический анализ напряжений в ВНЧС при разобщении прикуса / В. Н. Дворник // Современная стоматология. – 2008. – № 1 (41). – С.204–206.
 3. Дворник В. М. Магнітно-резонансна томографія – як передумова математичних розрахунків оптимальної висоти роз'єднання прикусу / В. М. Дворник // Вісник стоматології. – 2008. – № 2 (62). – С.87–90.
 4. Брагин Е. А. Восстановление элементов и функции зубочелюстной системы ортопедическими методами лечения: автореф. дис. на соискание учен. степени доктора мед. наук: спец. 14.00.21 «Стоматология» / Е. А. Брагин. – Воронеж, 2003. – 48 с.
 5. Характеристика напряженно-деформированного состояния в кортикальной костной ткани вокруг опорных зубов и базисом малого седловидного протеза / В. Н. Олесова, О. С. Балгурина, И. У. Мушеев [и др.] // Стоматология. – 2003. – № 1. – С. 55-60.
 6. Трезубов В. Н. Ортопедическая стоматология. Пропедевтика и основы частного курса: [учебн. для мед. вузов] / В. Н. Трезубов, А. С. Щербаков, Л. М. Мишнев.–СПб.: Изд-во СпецЛит, 2001.–480 с.
 7. Hara T. Effect of occlusal pressure on the histopathological changes in denture supporting tissues / Т. Hara, Т. Sato, К. Nakashima // Journal of Oral Rehabilitation. – 1996. – Vol. 23, № 6. – P. 363-434.
 8. Джемсон Николас Дж. А. Частичные съёмные протезы / Николас Дж. Джемсон. – М.: Изд-во МЕДпресс, 2006. – 166 с.
 9. Кобзев С. А. Непосредственное протезирование полости рта после множественного удаления зубов: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22 / С. А. Кобзев. – СПб., 2000. – 166 с.

10. Атлас анатомії з біомеханікою жувального апарату / [М. Д. Король, Л. С. Коробейніков, Д. Д. Кіндій та ін.]. – Полтава: Форміка, 2002. – 224 с.

Актуальність теми

Попри покращення якості стоматологічної допомоги, появу нових матеріалів і технологій однією з найчастіших операцій у щелепно-лицевій ділянці залишається операція видалення природних зубів [1]. Унаслідок неї утворюються дефекти зубних рядів і альвеолярного відростка, що з часом призводить до прогресуючої атрофії кісткової тканини. Зміни структури кістки стосуються як компактної, так і губчастої її частин і можуть мати гіперпластичний характер, що призводить до утворення екзостозів. Але частіше зустрічається прямо протилежний процес – атрофія, при якій прискорюється структурно-морфологічна перебудова, яка призводить до зменшення об'єму кісткової тканини [2].

Надмірна атрофія служить відносним протипоказанням і до імплантації через дефіцит відстані до важливих анатомічних утворів [3, 4].

З огляду на високі сучасні темпи життя людини та вимоги функціонального й естетичного характеру потреба в протезуванні безперервно зростає і потребує якомога раннього втручання. Раннє протезування передбачає виготовлення і накладання протезів у період загоєння операційної рани, але не пізніше 14 днів. Відтерміноване ортопедичне лікування здійснюють після того, як закінчиться формування альвеолярної частини, пов'язане з атрофією кісткової тканини [5, 6].

Виконуючи захисну, гемостатичну і психотерапевтичну функції, безпосередні протези мають суттєвий недолік - локальну невідповідність протеза альвеолярній частині. Це призводить до балансування конструкції та вже в перші дні потребує частих корекцій базису, а пізніше і його заміни.

Ранні протези виконують завдання, зумовлене динамікою загоєння операційної рани, забезпечують раціональний розподіл жувальних зусиль на підлеглі тканини, сприяють формуванню альвеолярного відростка і виявляються функціонально ефективнішими [7, 8].

Отже, аналізуючи дані літератури, можна дійти висновку, що проблема збереження кісткової тканини альвеолярних відростків залишається актуальною і потребує подальшого вивчення питань про вибір оптимального часу для ортопедичного лікування, раціональної конструкції протеза та характер репаративних і атрофічних процесів.

Мета дослідження

Математично обґрунтувати раціональну конструкцію знімного протеза з регульованим розподілом жувальних зусиль на підлеглі тканини при протезуванні включених дефектів зубних рядів.

Матеріали та методи дослідження

Значною мірою вибір математичної моделі і методів біомеханічного аналізу зумовлений характером і завданнями передбачуваних досліджень. Ураховуючи те, що метою виконуваних досліджень є порівняльний аналіз напруженого стану опорних зубів, які сприймають функціональні навантаження від мостоподібних протезів, за рахунок застосування різних конструкційних рішень замкового кріплення, а також досить нескладну геометрію і невелику кількість фізико-механічних характеристик матеріалів окремих елементів, розрахунки виконували із застосуванням традиційних методів теоретичної механіки й опору матеріалів.

У ролі фізико-механічних характеристик матеріалів елементів системи використовували модуль пружності та границю міцності. Розрахунки виконували із застосуванням рівнянь рівноваги й умов сумісності деформацій.

Результати дослідження

Найпростіше рішення мостоподібного протеза унеможливує опору протезного базису на тканини альвеолярного відростка і передбачає сприймання і перерозподіл усього функціонального навантаження мостоподібним протезом безпосередньо через атакмени 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 представляє собою однопрогінну балку на двох опорах, завантажену вертикальним зосередженим функціональним навантаженням F_ϕ , яке прикладається по осі кожного заміщуваного зуба (рис. 1.1).

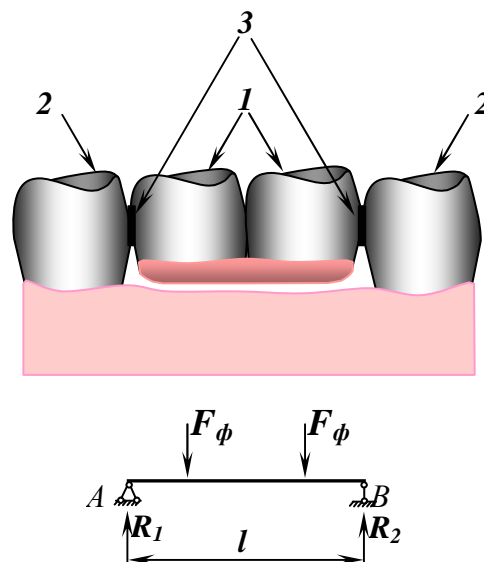


Рис. 1.1. Розрахункова схема мостоподібного протеза: 1 – знімне тіло протеза; 2 – опорні зуби; 3 – опорні патриці

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

$$R_1 = R_2 = \frac{K \cdot F_\phi}{2}, \quad (1.1)$$

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 на кожен із заміщуваних зубів, Н.

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. 1.2) можна привести до вертикальної рівнодіючої зосередженої сили R_3 , розташованої посередині тіла мостоподібного протеза.

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

$$\sum Y = 0, \quad R_1 + R_2 + R_3 - K \cdot F_\phi = 0, \quad (1.2)$$

або з урахуванням $R_1 = R_2$,

$$2R_1 + R_3 - K \cdot F_\phi = 0,$$

(1.3)

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

R_3 – рівнодіюча реактивних зусиль, що виникають у тканинах альвеолярного відростка і діють безпосередньо на тіло протеза, Н;

K – кількість заміщуваних мостоподібним протезом зубів;

F_ϕ – значення функціонального навантаження, Н.

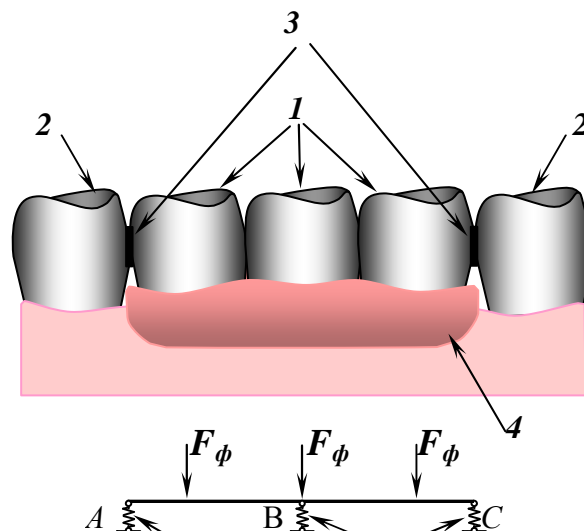


Рис. 1.2. Розрахункова схема мостоподібного протеза з частковою передачею навантаження на тканини пародонта: 1 – знімне тіло протеза; 2 – опорні зуби; 3 – опорні патриці; 4 – сідло протеза; 5 – пружні опори

Піддатливість пружних опор можна описати загальновідомими залежностями механіки:

$$\Delta_1 = \Delta_2 = \frac{R_1 \cdot l_1}{E_1 \cdot A_1} \quad \text{і} \quad \Delta_3 = \frac{R_3 \cdot l_3}{E_3 \cdot A_3} \quad (1.4),$$

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 пародонта і тканин ясен, МПа;

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

Ураховуючи, що площа бічної поверхні коронкової частини зуба приблизно у два рази перевищує площу поперечного перерізу його коронкової частини [9], то в разі заміщення трьох зубів $A_3 = 0,75A_1$. Тоді при рівності переміщень $\Delta = \Delta_1 = \Delta_2 = \Delta_3$ залежності (1.4) можна записати у вигляді

$$\frac{R_1 \cdot l_1}{E_1 \cdot A_1} = \frac{R_3 \cdot l_3}{E_3 \cdot 0,75A_1}, \quad (1.5)$$

звідки:

$$R_1 = R_3 \frac{l_3 \cdot E_1}{0,75l_1 \cdot E_3}. \quad (1.6)$$

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 [10] відповідно дорівнюють $E_1 = 50$ МПа і $E_2 = 75$ МПа, то з (1.6) отримуємо:

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

тобто зусилля, які сприймаються тканинами ясен, не перевищують 17% зусиль, які виникають у замкових з'єднаннях і опорних зубах. Замінивши R_3 у рівнянні (1.3) на $0,169R_1$ і підставивши відомі цифрові значення функціонального навантаження, 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 формулою:

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

де τ_a – адгезійна міцність кріплення аточмена до опорного зуба з урахуванням її зниження від втоменості від тривалого завантаження змінним навантаженням.

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

Подальше розвантаження аточменів 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. 1.3 і становить собою двопрогінну статично невизначену балку на трьох пружних опорах, дві з яких можна представити як комбінацію з елементів різної жорсткості.

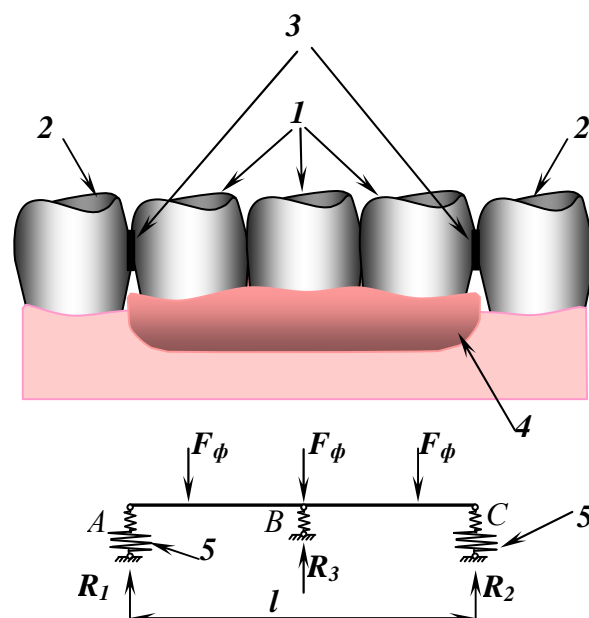


Рис. 1.3. Розрахункова схема мостоподібного протеза з піддатливою матрицею замкового з'єднання і спиранням на тканини пародонта:

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 пародонта), так і деформації шару жорстко-еластичної пластмаси, розташованого над опорною матрицею. Таким чином

$$\Delta_1 = \Delta_2 = \frac{R_1 \cdot l_1}{E_1 \cdot A_1} + \frac{R_1 \cdot l_4}{E_4 \cdot A_4}, \quad (1.7)$$

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, мм².

Тоді залежність (1.6) набуває вигляду

$$R_1 = R_3 \frac{l_3 \cdot E_1}{0,75l_1 \cdot E_3 \left(1 + \frac{l_4}{l_1} \cdot \frac{E_1}{E_4} \cdot \frac{A_1}{A_4} \right)} \quad (1.8)$$

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 площа торцевої поверхні матриці не перевищує $A_4 = 8$ мм², залежність (1.8) можна представити у вигляді

$$R_1 = R_3 \frac{l_3 \cdot E_1}{4,75l_1 \cdot E_3} \quad \text{або} \quad R_1 = R_3 \frac{2 \cdot 50}{4,75 \cdot 0,3 \cdot 75} = 0,936R_3. \quad (1.9)$$

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.