

# ХІРУРГІЯ

© С.А. Єршов., П.П. Брехлічук, О.В.Клітинська, 2011

УДК:616.314-77

С.А. ЄРШОВ\*, П.П. БРЕХЛІЧУК\*\*, О.В.КЛІТИНСЬКА\*\*

\*Національна медична академія післядипломної освіти імені П.Л.Шупика, кафедра стоматології, Київ;

\*\*Ужгородський національний університет, стоматологічний факультет, кафедра хірургічної стоматології, щелепно-лицевої хірургії та онкостоматології, кафедра дитячої стоматології, Ужгород

## МАТЕМАТИЧНИЙ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИЙ АНАЛІЗ СУЦІЛЬНОКЕРАМІЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ

В статті експериментально проаналізовані методом кінцевих елементів та математично розраховані напруження, що виникають в суцільнокерамічних конструкціях зубних протезів під дією жувального навантаження.

**Ключові слова:** суцільнокерамічні конструкції зубних протезів, метод кінцевих елементів, жувальне навантаження

При руйнуванні коронкових частин зубів збережений зв'язковий апарат здатний протистояти функціональним навантаженням, а сучасний рівень розвитку зубопротезної техніки дає можливість ефективно відновлювати анатомічну форму зубів та їх функціональну цілісність. Біомеханічний аналіз із залученням сучасних методів математичного моделювання дає змогу більш глибоко вивчити роботу в будь-якій біосистемі, у тому числі, що включає ортопедичні конструкції [1, 2, 3]. Відповідні лінійні параметри зубів можна виміряти у клініці. Тому визначення параметрів препарування зубів, що підлягають відновленню, становить великий практичний інтерес [4, 5].

Зуб, відновлений з використанням суцільнокерамічної коронки, перебуває в складному напруженому стані під дією жувальних сил, спрямованих під кутом до його осі. Цікавою є система, що складається з опорних зубів та зовні лежить в площині відпрепарованої кукси або знаходиться в межах зовнішнього кордону

периметра кореня та амортизаційного елемента у вигляді уступу, що створений під кутом, який забезпечує шлях введення та є статистично невизначеним.

**Мета дослідження.** Використовуючи метод кінцевих елементів, проаналізувати напружений стан у встановлених суцільнокерамічних конструкціях та математично розрахувати напружений стан в опірних зубах під дією жувального навантаження.

**Результати дослідження та їх обговорення.** Включені дефекти зубних рядів є показаннями для встановлення мостоподібних протезів із різних конструктивних матеріалів. Проте досить часто нерациональний розподіл жувального навантаження призводить до руйнування коронкових частин опорних зубів. Саме тому, доцільно визначити напружено-деформований стан, що виникає в опорних зубах та в проміжній частині каркасу мостоподібного протезу під дією жувального навантаження.

Була розглянута модель зубо-щелепної системи при встановленні мостоподібного протеза (рис.1).

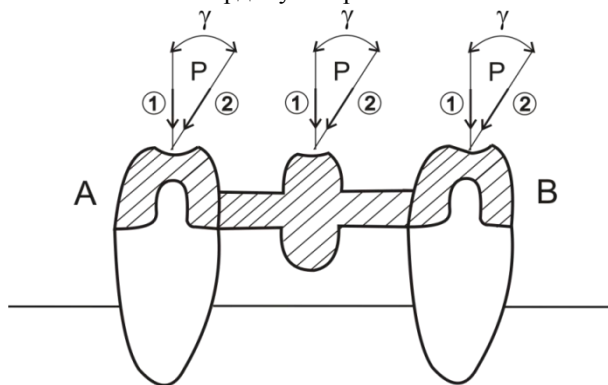


Рис. 1. Розподіл жувального навантаження в мостоподібному протезі.

Було вивчено геометричні характеристики найтоншої ділянки мостоподібного протеза, які необхідні для числових розрахунків на міцність та жорсткість за умов поперечного перерізу у формі

правильного шестикутника (умова 1) та еліпс (умова 2).

Умова 1. Поперечний переріз найтоншої ділянки CD – правильний шестикутник

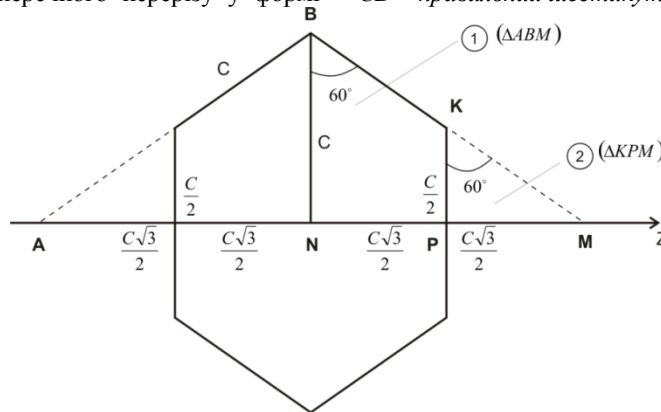


Рис. 2. Шестикутний переріз ділянки моста.

Момент опору перерізу визначається як:

$$W_z = I_z / \rho_{z \max} \quad (1)$$

де  $I_z$  - момент інерції,  $\rho_{z \max}$  - максимальна відстань до осі Z від найбільш віддаленої точки перерізу, тобто  $\rho_{z \max} = BN = C$ .

$$\text{Тоді } W_z = I_z / \rho_{z \max} = 5c^4\sqrt{3}/16 / c = 5c^3\sqrt{3}/16 \quad (2)$$

де  $c$  – висота BN, тобто сторона правильного шестикутника (рис. 3).

Умова 2. Поперечний переріз найтоншої ділянки – еліпс (рис. 3).

Позначимо напіввісі еліпса  $a$  та  $b$  (Рис. 3.) та виділимо елементарну ділянку  $dF$ .

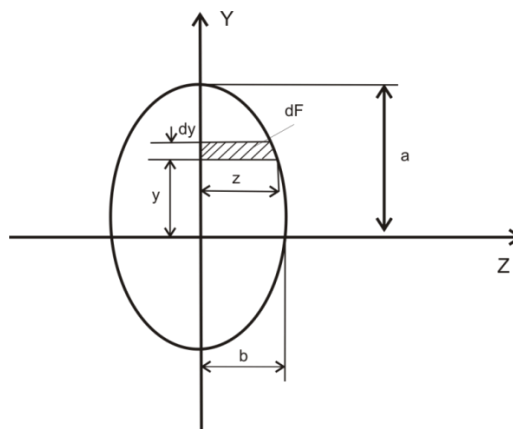


Рис. 3. Еліпсоїдальний переріз найтоншої ділянки мостоподібного протеза

Момент опору перерізу:

$$W_z = \pi a^3 / 4 \times 1/a = \pi a^2 b / 4 \quad (3)$$

Для спрощення розрахунків слід позначити довжини осей еліпса  $a_1 = 2a$ ;  $b_1 = 2b$ , тоді момент інерції та момент опору визначається як:

$$I_z = \pi a^3 b_1 / 64; \quad W_z = \pi a^2 b_1 / 32 \quad (4)$$

**Визначення напруження в мосту. Перевірний та проектувальний розрахунки.**

Перевірний розрахунок на згин.

$$G_{\max} = M_{\max} / W_z \leq [G] \quad (5)$$

де  $M_{\max}$  – згинальний момент у найбільш небезпечному перерізі,  $W_z$  - осьовий момент опору найнебезпечнішого перерізу в мосту,  $[G]$  – величина допустимого напруження матеріалу моста.

Для шестикутного перерізу формула (4.23) має вигляд:

$$G_{\max} = 16M_{\max} / 5c\sqrt{3} \leq [G] \quad (6)$$

Для еліпсоїдального перерізу:

$$G_{\max} = 32M_{\max} / \pi a^2 b_1 \leq [G] \quad (7)$$

Знаючи максимальний небезпечний момент в перерізі та розміри поперечного перерізу моста та допустиме напруження  $[G]$  матеріалу моста. Так як  $M_{\max} = 1/8 pl$  (рис. 4) формули (6) (7) будуть мати вигляд

$$\delta_{\max} = \frac{16 \frac{1}{8} pe}{5c^2 \sqrt{3}} = \frac{2pe}{5c^2 \sqrt{3}} = \frac{0,23pe}{c^2} \leq [\delta] \quad (8)$$

$$\delta_{\max} = \frac{32 \frac{1}{8} pe}{\pi a_1^2 b_1} = \frac{4pe}{\pi a_1^2 b_1} = \frac{1,27pe}{a_1^2 b_1} \leq [\delta] \quad (9)$$

Доведемо аналітично, який переріз вигідніше використовувати шестикутний чи еліптичний. Зробимо співвідношення найбільших напружень.

$$G_{\max \text{ шестик}} / G_{\max \text{ еліпс}} = 0,23 pl a^2 v_1 / c^3 \times 1,27 pl = 0,18 a^2 v_1 / c^3 \quad (10)$$

з якого видно, що напруження  $G_{\max \text{ шестик}}$  більше ніж  $G_{\max \text{ еліпс}}$  :

$$G_{\max \text{ шестик}} > G_{\max \text{ еліпс}} \quad (11)$$

Тому, для покращення міцності конструкції, доцільніше використовувати еліптичний переріз, оскільки в ньому виникають менші напруження.

Цікавим є розгляд двох перерізів на рисунках (рис. 4).

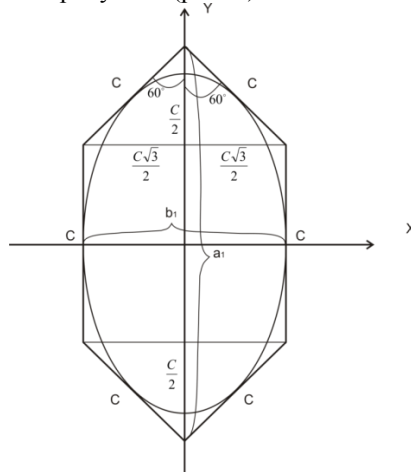


Рис. 4. Схема поперечних перерізів з'єднання між частинами мостоподібного протезу

Розміри сторони шестикутника  $c$ ; розміри осей еліпса  $a_1$  – більша  $b_1$  – менша. Тоді, згідно з формулою (10) та (11).

$$0,18 a^2 v_1 / c^3 = 0,18 \times 4c^2 \times c\sqrt{3} / c^3 = 1,25 \quad (12)$$

Тобто еліпсоїдний переріз кращий в 1,25 разу, оскільки в ньому виникають менші в 1,25 разу напруження.

#### Проектувальні розрахунки.

З умов міцності небезпечного перерізу мста можна знайти оптимальні розміри перерізів для еліпсоїдального перерізу:

$$a^2 v_1 \geq 0,23 pl / [G] \quad (13)$$

Якщо позначити співвідношення  $a_1 / b_1 = k$  тоді  $a_1 = k b_1$  і формула (13) можна представити

$$k^2 b^3 \geq 1,27 pl / [G] \quad (14)$$

або

$$b^3 \geq \sqrt[3]{1,27 pl / [G] k^2} \quad (15)$$

Таким чином, ми вирішили задачу підбору оптимального еліптичного перерізу для небезпечного елемента моста.

*Вибір оптимального концентратора напруження.*

Розглянемо концентратор напруження. Аналізуємо два види концентратора з кутами  $90^\circ$  та  $135^\circ$  (рис. 5).

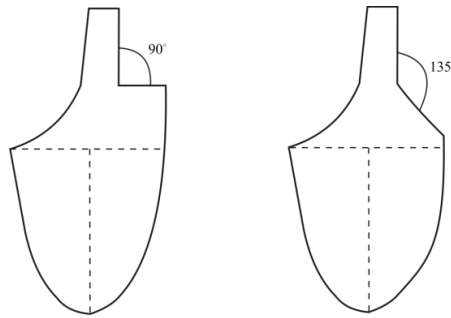


Рис. 5. Схема концентраторів напруження з кутом 90° (а) та 135° (б).

Встановимо, який з концентраторів вигідніше з точки зору міцності. Як було визначено вище, коефіцієнт концентрації напруження знаходиться як  $\alpha = G_{\max} / G_{\text{ном}}$ , де  $G_{\max}$  – найбільше напруження в перерізі,  $G_{\text{ном}}$  – номінальне напруження, що знаходиться без ефекту концентрації.

Для перевірки математичних розрахунків було проведено моделювання напруженого дефор-

мованого стану каркасу протезу методом кінцевих елементів. Моделювання здійснювали в комп'ютерній програмі ANSYS.

В результаті були отримані наступні графіки напружень, які виникають в каркасі мостоподібного протеза, а також в культі опорного зуба під час дії жувального навантаження (рис.6).



Рис. 6. Схема напружень, які виникають в каркасі мостоподібного протеза під дією жувального навантаження

Методом кінцевих елементів було встановлено, що граничні напруження, які виникають в каркасі мостоподібного протезу, локалізуються в з'єднанні між частинами

мостоподібного протезу і при зростаючому циклічному навантаженні можуть призвести до руйнування каркасу мостоподібного протезу в цій ділянці (рис. 7).

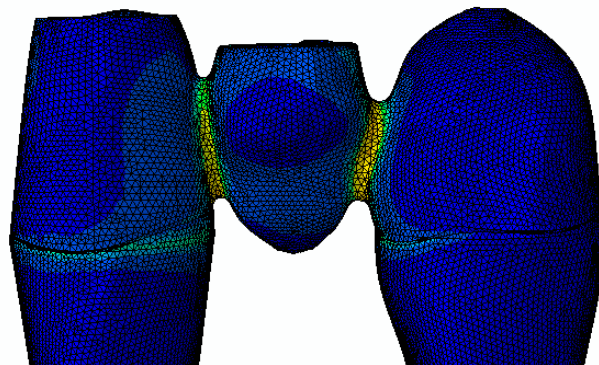


Рис. 7. Схема граничних напружень, які призводять до руйнації мостоподібного протеза, визначених методом кінцевих елементів.

При моделюванні методом кінцевих елементів каркасу мостоподібного протезу за власноразробленою методикою, згідно з виведеною формулою співвідношення висоти, ширини та довжини проміжної частини мостоподібного протеза, напруження між

проміжною частиною мостоподібного протеза зменшується в 1,25 рази, тобто до допустимих значень сили, яка не буде призводити до руйнування каркасу після дії циклічних навантажень, що дало змогу підтвердити математичні розрахунки (рис. 8).

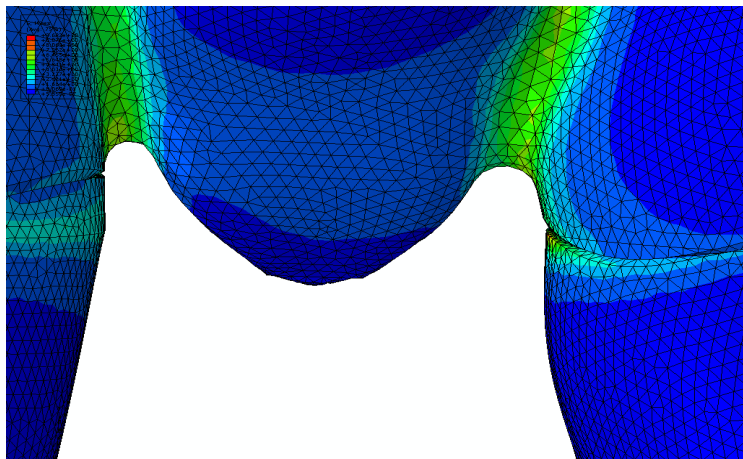


Рис. 8. Схема зменшення граничних напружень в проміжній частині мостоподібного протезу виготовленого за власноразробленою методикою

За допомогою метода кінцевих елементів була змодельована культя опорного зуба, в точній математичній побудові з урахування всіх сил які діють при жувальному навантаженні. Було

доведено що при препаруванні уступу з кутом в  $135^{\circ}$  виникають напруження в культі зуба, які в подальшому можуть призвести до її руйнування (рис.9).

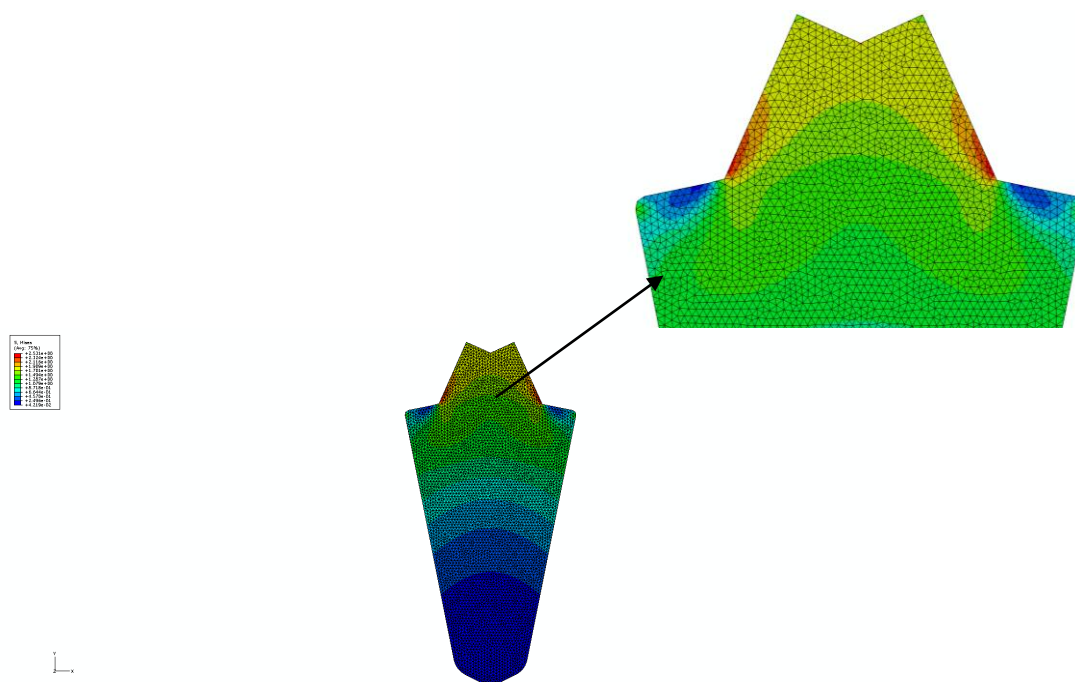


Рис. 9. Схема напружень в культі опорного зуба, визначених за допомогою методу кінцевих елементів.

#### Висновки.

1. На основі математичних розрахунків навантаження, що діє під різними кутами ( $90^{\circ}$  і  $135^{\circ}$ ) на каркас мостоподібного протезу із різним видом перерізу доведено, що еліпсоїдальний переріз у 1,25

разу більше за шестикутний витримує жувальний тиск. Доведено, що напруження, яке виникає в уступі зуба із кутом  $90^{\circ}$  у 2,4 рази більше, ніж із кутом  $135^{\circ}$ .

2. На основі експериментальних досліджень доведено, що руйнування каркасу протезу,

виготовленого із диоксиду цирконію за загальноприйнятою технологією CAD – CAM, найчастіше відбувається в ділянці з'єднання опорної і проміжної частини (66,67%), в той час, як каркаси зубних протезів, виготовлених за власною технологією ламаються в інших ділянках. Для руйнації каркасу протезу, виготовленого із еліпсоїдальним перерізом потрібно статистично достовірно більші зусилля ( $551,7 \pm 13,8\text{H}$ ), ніж для руйнування каркасів із

шестикутним і довільним поперечним перерізом. Різниця показників останніх виявилася статистично не достовірною. Для руйнації зуба, відпрепарованого за запропонованою методикою і покритого каркасом коронки, потрібні майже такі ж зусилля, як і для руйнації інтактного зуба, в той час як для руйнування зуба, відпрепарованого за загальноприйнятою методикою, треба докласти статистично достовірні менші зусилля ( $p < 0,05$ ).

#### **СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ**

1. Аболмасов Н.Г. Ортопедическая стоматология / Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов. — СПб, 2000. — С. 219, 220, 223.
2. Горбань В.Ф. Свойства вторичных структур металлов и покрытий / В.Ф. Горбань // *Металлофиз.; Новейшие технологии.* — 2007. — Т. 29. — С. 1527—1525.
3. Писаренко Г.С. Опір матеріалів / Г.С.Писаренко, О.Л. Квітка, Є.С.Уманський. — К. : Вища школа, 2004. — 654 с.
4. Filser R, Luethy H., Schaerer P., Gauckler L: All-Ceramic Dental Bridges by Direct Ceramic Machining (DCM). *Bioceram Proc Int Symp Ceram Med* 10, 433-436 (1997) /Цельнокерамические мосты, изготовленные автоматизированным способом/ Htydecke G. Evolution and use of aluminum oxide single- tooth implant abutments / G. Htydecke, M. Sierralna, M.T. Razzoog // *Int. Prosthodont.* — 2002. — Vol. 15, № 5. — P. 488—493

\*S.A YERSHOV., \*\*P.P.BREHLITCHYK, \*\*O.V.KLITYNSKA.

*\*National Medical Academy of Postgraduate Education named PLShupyk Department stomatologii, Kiev*

*\*Uzhhorod national university, Dental Faculty, Department of Surgical Dentistry, schedepno-facial surgery and onkostomatolohiyi, Department of Pediatric stomatlohiyi, Uzgorod*

#### **MATHEMATICAL AND EXPERIMENTAL ANALYSIS OF STRUCTURES SUTSILNOKERAMICHNYH DENTURES**

In article experimentally analyzed by finite element and mathematically calculated tension arising sutsilnokeramichnyh designs denture under masticatory loading.

**Kew words:** sutsilnokeramichni denture constructions, finite element method, chewing load

**Стаття надійшла до редакції: 2.08.2011 р.**