

DOI: 10.26693/jmbs05.01.263
УДК 616.314.13/.16-77-085.465

Білобров Р. В.

ВИЗНАЧЕННЯ ОПТИМАЛЬНИХ ІНДИВІДУАЛЬНИХ ПАРАМЕТРІВ СУЦІЛЬНОЛИТИХ ШТИФТОВО-КУКСОВИХ КОНСТРУКЦІЙ ЗА ДОПОМОГОЮ КОМП'ЮТЕРНОЇ ПРОГРАМИ ПРИ ЛІКУВАННІ ПАЦІЄНТІВ З ДЕФЕКТАМИ ТВЕРДИХ ТКАНИН ЗУБІВ

Харківський національний медичний університет, Україна

Dr.Romer@ukr.net

У статті представлена методика отримання оптимальних індивідуальних параметрів суцільнолітих штифтово-куксових конструкцій при лікуванні пацієнтів з дефектами твердих тканин зубів за допомогою комп'ютерного моделювання зубощелепного сегменту на основі тривимірної моделі зуба. Під час дії на корінь зуба різноманітних навантажень у пародонті виникають напруження і деформації. Напружено-деформований стан залежить від різних факторів, таких як довжина каналу кореня зуба, товщина його стінок, довжина та поперечні розміри штифта. Вивчення впливу цих факторів є однією з важливих задач ортопедичної стоматології. Для вирішення задач, що стосуються відновлення зруйнованих зубів, створено тривимірну комп'ютерну модель зубощелепного сегменту за допомогою математичного обчислення кінцевих елементів.

Перший етап – задання проекту, в основі якого лежить вибір типу схеми. Було вибрано 5 видів систем загального вигляду. Кожен з елементів моделі при цій системі має 6 ступенів свободи (3 кути повороту, 3 лінійні деформації за координатними вісями). Наступним етапом є описання та розрахунок геометрії зуба. За схематичним зображенням зуба задаються вузли кінцево-елементної моделі. При кожному розрахунку одержували нормальні і дотичні напруги за усіма координатними вісями, також досліджені еквівалентні напруження за чотирма основними теоріями міцності. Прораховані тривимірні моделі зуба дозволяють вирахувати всі можливі напруження та деформації у будь-якій ділянці контакту зуба зі штучними конструкціями, вивести цифрові дані, які стають доступними для

аналізу за допомогою комп'ютерної програми, що дозволить максимально індивідуалізувати підбір оптимальних параметрів відновлення зруйнованих зубів кожного пацієнта.

Ключові слова: дисперсія, тривимірні комп'ютерна модель, зубощелепний сегмент, комп'ютерна програма, деформація, штифтово-куксова конструкція, напруження, моделювання.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дослідження є фрагментом комплексної науково-дослідної теми кафедри ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету МОЗ України «Характер, структура та лікування основних стоматологічних захворювань», № державної реєстрації 0116U004975.

Вступ. Згідно даних Міністерства охорони здоров'я України, потреба населення в ортопедичній стоматологічній допомозі становить близько 94 %, а потреба у відновленні зруйнованої коронкової частини зуба – 38–53 % від загальної кількості пацієнтів, які звернулися за допомогою [1].

Низка наукових досліджень підтверджує доцільність вивчення поширеності та особливостей клініки з дефектами коронкової частини зуба, а також розробки і вдосконалення нових методик вибудови кукси зуба в різних клінічних ситуаціях, зокрема при зубощелепних деформаціях і захворюваннях пародонта [2, 3, 4]. Використовуючи сучасні методики і матеріали для відновлення твердих тканин кукси зуба, можна створити монолітну багатопланову структуру з відсутністю слабких ділянок [5]. Однак наразі певні види штифтових

конструкцій ще недостатньо вивчені, а дані про динаміку їх застосування досить суперечливі [6].

У клініці ортопедичної стоматології найчастіше використовують суцільнолітні, індивідуально виготовлені прямим чи непрямым методом куксові вкладки [7, 8]. За літературними даними, невдалі спроби при застосуванні суцільнолітних куксових вкладок становлять 6,5–14 % [9, 10]. Враховуючи те, що дефекти твердих тканин зубів відіграють важливу роль у виникненні зубощелепних деформацій, залишається актуальним питання підвищення ефективності ортопедичного лікування хворих зі зруйнованою коронковою частиною зуба шляхом розробки методики відбудови кукси зуба зі зміною вісі при різноманітних захворюваннях пародонта.

Під час дії на корінь зуба різноманітних навантажень у пародонті виникають напруження і деформації. Напружено-деформований стан залежить від різних факторів, таких як довжина каналу кореня зуба, товщина його стінок, довжина та поперечні розміри штифта. Вивчення впливу цих факторів є однією з важливих задач ортопедичної стоматології [11, 12, 13].

Мета дослідження. Розробка та створення комп'ютерної програми для обчислення оптимальних індивідуальних параметрів суцільнолітних штифтово-куксових конструкцій, що застосовуються для відновлення зруйнованих тканин зубів.

Матеріал та методи дослідження. Для вирішення задач, що стосуються відновлення зруйнованих зубів, була розроблена комп'ютерна програма на основі тривимірної моделі зубощелепного сегменту за допомогою математичного обчислення кінцевих елементів. Під час створення комп'ютерної моделі зуба була складена вихідна інформація, що співвідноситься з вимогами до таких програм.

Перший етап – задання проекту. В основі проекту вибір типу схеми було вибрано 5 видів системи загального вигляду. Кожен з елементів моделі при цій системі має 6 ступенів свободи (3 кути повороту, 3 лінійні деформації за координатними вісями).

Після вибору одиниці вимірювання задається назва проекту, яка записується у вигляді файлу.

Наступним етапом є розрахунок геометрії зуба. За схематичним зображенням зуба задаються вузли кінцево-елементної моделі.

Першим етапом створюється плоска модель зуба. Вона задається у вигляді пластинчастих елементів. Наступний етап складається з перетворення пластинчастих елементів плоскої задачі і їх трансформації в об'ємні елементи.

Результати дослідження та їх обговорення. Тип просторових елементів обирали від 1 по 7. Припустимо, що уся розрахункова схема складається тільки з універсальних кінцевих елементів

для рішення об'ємної задачі теорії пружності. В комплекс включені наступні кінцеві елементи:

- **8-вузловий паралелепіпед** типу 1 (рис. 1 а);
- **4-вузлова піраміда** типу 2 (рис. 1 б);
- **6-вузлова пряма призма** типу 3 (рис. 1 в);
- **6-вузловий ізопараметричний** кінцевий елемент типу 4 (рис. 1 г);
- **8-вузловий ізопараметричний** кінцевий елемент типу 5 (рис. 1 д);
- **20-вузловий ізопараметричний** кінцевий елемент типу 6 (рис. 1 е).

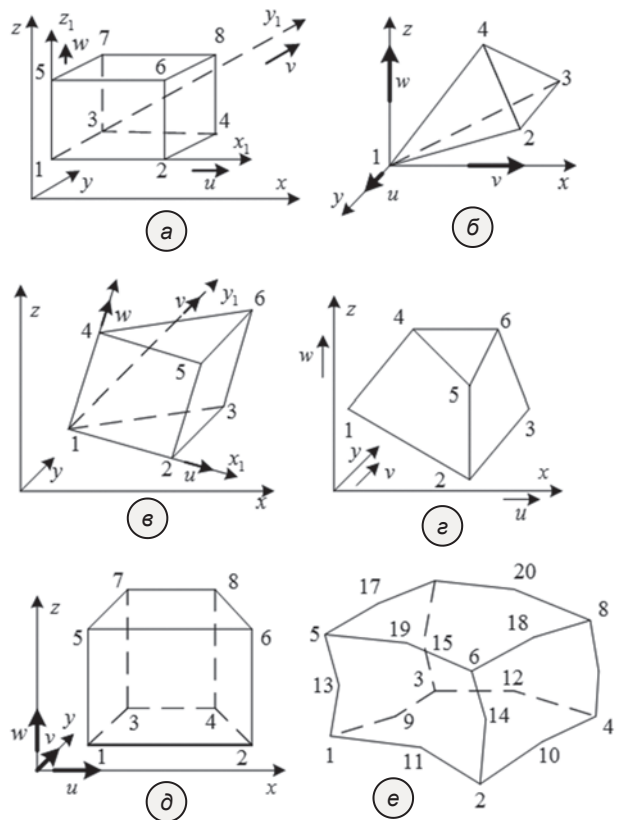


Рис. 1. Кінцеві елементи, що використовуються при створенні тривимірної моделі зуба

Елементи типу 1 і 3 мають місцеву систему координат, в якій вісь X_1 проходить від першого вузла до другого. Вісь Y_1 лежить в площині, утвореній першими трьома вузлами, ортогональна X_1 , і направлена у бік третього вузла. Вісь Z_1 утворює з X_1 і Y_1 праву трійку. Для решти елементів місцева система координат співпадає із загальною.

На **рисунку 2** показані фрагменти моделі зубощелепного сегменту, які складаються з вищезгаданих кінцевих елементів. Конфігурація та розміри моделі співвідносяться з реальними видаленого 13 зуба, який для замірів був розпилений у пришийковій ділянці. Також використовували дані розрахунків Ш. Х. Саакян [14].

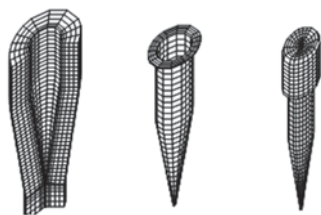


Рис. 2. Фрагменти моделі зубощелепного сегменту

Перед тим, як розпочати багатоваріантні розрахунки виконується порівняльний розрахунок, з використанням першої розрахункової схеми.

На **рисунку 3** наведений перетин за діагональ моделі зуба для виконання порівняльної оцінки з раніше виконаним у 1981 році розрахунком Г. П. Сосніна.

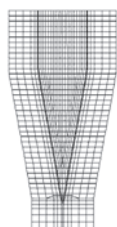


Рис. 3. Зубощелепний сегмент за Г. П. Сосніним

Зуб та стінки альвеоли розглядаються як абсолютно тверді тіла. Приймаємо, що періодонт є еластичним матеріалом ізотропної структури за всією своєю масою, та має однакові механічні властивості за усією поверхнею.

Розбіжність в моделях полягає в тому, що періодонт прикладу знаходиться в замкненому просторі, не зміщується внаслідок випинання поверхневих шарів із періодонтальної щілини, і не переміщується із зони стиснення в зону розтягування, що суперечить справжній роботі конструкції. В моделі, приведений на **рисунку 3**, ці недоліки були усунені. Корінь природного зуба має форму еліптичного конуса. Товщина періодонта постійна за усією поверхнею кореня зуба. На зуб діє сила 10кГ під кутом 120° до горизонтальної вісі. Сила прикладена на ділянку, що віддалена від вісі конуса на відстань 3,2мм. Висота зуба 15мм, кут конуса 12°, товщина періодонта складає 0,25мм при модулі пружності 1,07кг/мм². Після виконаних розрахунків одержували майже повну відповідність по координаті центру опору 9,8мм при 10,2мм за прикладом, вертикальний зсув зуба склав 0,0296мм при 0,0309мм за прикладом. Горизонтальний зсув зуба значно відрізнявся – 0,0289мм при 0,0111мм за прикладом.

Цю відмінність можна пояснити тим, що модель прикладу не враховувала випинання поверхневих шарів періодонту з періодонтальної щілини, що у свою чергу обмежило переміщення зуба. На

підставі вищенаведеної схеми була розроблена більш детальна схема зуба з урахуванням біомеханічних властивостей тканин зубощелепної системи, а також супутніх складових компонентів. Основні дані по механічних властивостях тканин пародонту були узяті з робіт [15, 16].

Посереднена тривимірна математична модель зубощелепного сегменту показана на **рисунку 4**.

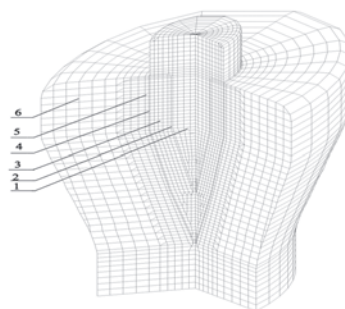


Рис. 4. Модель зубощелепного сегменту однокореневого зуба

На ньому згідно анатомічній будові подаються такі шість складових елементів:

1. Штифт та коронкову частину можливо робити з різного матеріалу: $E=44\text{МПа}\div 2,1\cdot 10^3\text{МПа}$ при $\mu=0,3$ [17]. У більшості отриманих в результаті дослідження розрахунків матеріал штифта та коронкової частини співпадає.
2. Фіксує матеріал – зв'язуюча частина між протезом і тілом зуба. Модуль Юнга змінюється у межах від $3,5\cdot 10^3\text{МПа}$ до $13,4\cdot 10^3\text{МПа}$. Відмітною особливістю є те, що коефіцієнт Пуассона цинкфосфатного, полікарбоксилатного, склоіономерного цементів $\mu=0,2$, лише полімерного $\mu=0,3$.
3. Тіло зуба (дентин) може мати досить великий розкид модуля пружності (модуль Юнга) = $(1,4\div 19)\cdot 10^3\text{МПа}$.
4. Періодонтальна частина $E\approx 10\text{МПа}$.
5. Кортикальна кістка E (модуль Юнга) = $5\cdot 10^3\text{МПа}$.
6. Губчастий шар кістки E (модуль Юнга) = $2\cdot 10^4\text{МПа}$.

На **рисунку 5** показані ізополя зміни нормальних напружень уздовж вісі X з показом таблиці розподілу напружень за кольором у кН/м².

На **рисунку 6** представлені ізополя дотичних напружень τ_{xz} з показом таблиці розподілу напружень за кольором у кН/м².

В реальній конструкції періодонт – не однорідне тіло, а тканина, що складається з різних клітинних елементів, фіброзних волокон і судин, його слід розглядати як матеріал з майже відсутньою пропорційністю між напруженнями і деформаціями (фізична нелінійність). Найбільш близько до реальної конструкції вдалося змоделювати періодонтальну щілину у вигляді оболонки. Фіксує матеріал по

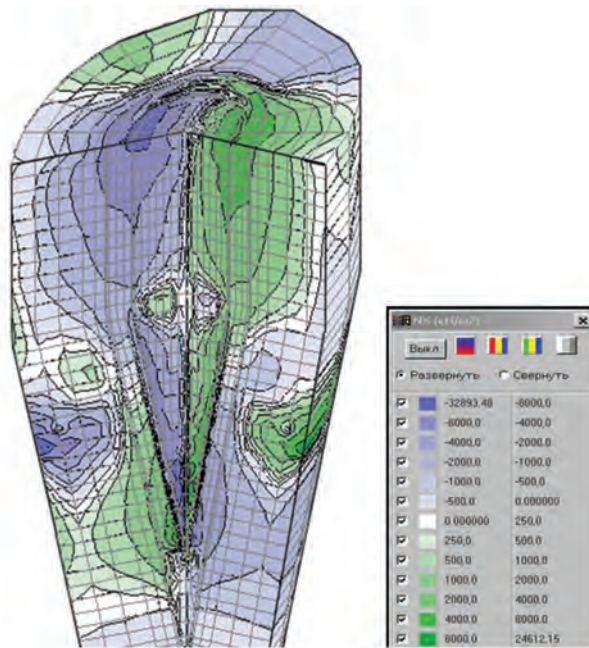


Рис. 5. Трансформація нормальних напружень у тканинах парадонту за віссю X

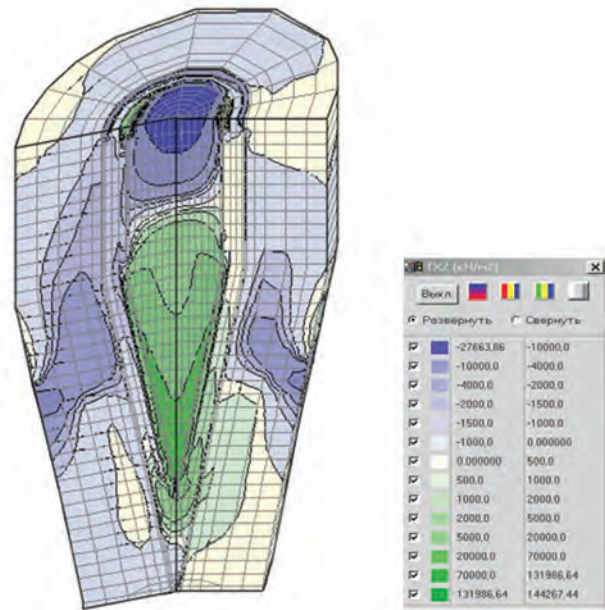


Рис. 6. Ізополі дотичних напружень у тканинах парадонту за віссю XZ

вузлах схеми з'єднує штифт з тілом зуба. У відсотковому відношенні це невелика частина від усієї моделі. Проте на цей елемент моделі доводиться основна частина передачі навантаження від штифта до тіла зуба.

Із-за різних біомеханічних характеристик дотичних середовищ є змога більш близько підійти до фізики процесів, що відбуваються у реальній конструкції.

Зовнішнє навантаження задається у загальній системі координат (глобальній) з прив'язкою до місцевої [18]. Для виконання розрахунку система повинна бути закріпленою. Для цього призначаються по зовнішнім вузлам кінцево-елементної моделі зв'язки за всіма напрямками. Точки закріплення відображають роботу реального зубощелепного сегменту. Навантаження виконувалося через коронкову частину. Величина його вертикальної складової F_z змінювалася від 25кг до 100кг, горизонтальної F_x від 0 до 20кг.

Висновки. При кожному розрахунку були одержані дані, після опрацювання яких можливо безпечно та мінімально інвазивно препарувати тверді тканини зуба під штифтово-куксові конструкції, а також дослідити еквівалентні напруження за чотирма основними теоріями міцності.

Прораховані тривимірні моделі зуба дозволяють створити комп'ютерну програму, яка дозволить вирахувати всі можливі індивідуальні параметри майбутньої ортопедичної конструкції, вивести цифрові дані, що дозволять максимально індивідуалізувати відновлення зруйнованих зубів кожного пацієнта.

Перспективи подальших досліджень В подальшому планується удосконалення методів, які стосуються відновлення зруйнованих твердих тканин зубів, з урахуванням можливих ділянок дисперсії, що виникають в процесі дії жувальних сил на ортопедичну конструкцію.

References

1. Persan VS. Pidsumky roboty stomatologichnoyi sluzhby Ukrayiny za 2006–2009 roky [Results of work of the dental service of Ukraine for 2006–2009]. *Dentalni tekhnologii*. 2010; Spetsvyp: 58–73. [Ukrainian]
2. Kostenko YeYa, Pavlenko OV, Radko VI. Ortopedychne likuvannya zubiv, zruynovanykh nyzhche rivnya yasen [Orthopedic treatment of teeth destroyed below the gum level]. *Zubnoe protezyrovanye*. 2008; 2: 17–21. [Ukrainian]
3. Kostenko YeYa, Radko VI. Matematychnyy rozrakhunok elementiv fiksatsiyi sutsilnolytoy kombinovanoi shtyftovoyi vkladky pry likuvanni zubiv, zruynovanykh nyzhche rivnya yasenonogo krayu [Mathematical calculation of the fixation elements of a solid cast combined pin insert in the treatment of teeth destroyed below the level of the gum margin]. *Novyny stomatologii*. 2008; 3: 54–8. [Ukrainian]

4. Chulak LD, Bas AA, Kravchenko LS. Byokhymycheskiye pokazately rotovoy zhydkosti u bolnykh s vosstanovlennymy kornyamy zubov, razrushennykh nyzhe urovnya desny [Biochemical parameters of oral fluid in patients with restored tooth roots, destroyed below the level of the gums]. *Visnyk stomatologiyi*. 2002; 2: 35–7. [Russian]
5. Rytter RG. Vybor shtyftovoy konstruksyy dlya estetycheskogo vosstanovlenyya frontalnoy gruppy zubov [The choice of a pin design for aesthetic restoration of the frontal group of teeth]. *Panorama ortopedycheskoy stomatologiyi*. 2007; 3: 12–3. [Russian]
6. Godovanyy VO, Sudova OYa, Pikh AZ. Shtyftovi konstruksiyi v ortopedychniy stomatologiyi [Pin designs in orthopedic dentistry]. *Novyny stomatologiyi*. 2010; 3: 49–54. [Ukrainian]
7. Godovanyy VO, Sudova OYa, Pikh AZ. Shtyftovi konstruksiyi v ortopedychniy stomatologiyi [Experimental study of the functional properties of cast crown-root inserts]. *Novyny stomatologiyi*. 2016; 4: 125–30. [Russian]
8. Olesova VN, Balguryina OS, Musheev YU, y dr. Yzuchenye byomekhaniky lytoy shtyftovoy vkladky v uslovyakh trekhmernogo matematycheskogo modelirovaniya [Study of biomechanics of a cast pin in the conditions of three-dimensional mathematical modeling]. *Rossyyskiy stomatologicheskiy zhurnal*. 2012; 2: 19–21. [Russian]
9. Kassaro A, Dzherachy D, Pytyny A. Teoretycheskoe y eksperymentalnoe yssledovanye po povodu pereloma v sisteme shtyftovaya vkladka [Theoretical and experimental study of a fracture in the pin tab system]. *Klynycheskaya stomatologiya*. 2000; 2: 26–30. [Russian]
10. Pavlenko AV, Tymofeev AA. Nespetsyfycheskaya obshchaya rezystentnost organizma pry yspolzovanyy metallicheskiy konstruksyy nesemnykh zubnykh protezov [Nonspecific general resistance of the body when using metal structures of non-fixed dentures]. *Sovremennaya stomatologiya*. 2014; 1: 122–4. [Russian]
11. Matros–Taranets YN. *Byomekhanicheskiye yssledovaniya v eksperymentalnoy stomatologiyi* [Biomechanical research in experimental dentistry]. Donetsk: Typ Don GMU PKF “BAO”: 2008. 122 p. [Russian]
12. Chuyko AN, Bocharova EV. Osobennosti napryazhyonno–deformirovannogo sostoyaniya pry zabolevaniyakh parodontita [Features of stress-strain state in periodontal diseases]. *Stomatolog*. 2000; 11: 31–5. [Russian]
13. Shvarts AD. *Byomekhanika y okklyuzyya zubov* [Biomechanics and occlusion of teeth]. M: Medytyna; 2011. 208 p. [Russian]
14. Saakyan ShKh. *Prymeneniye shtyftovykh vkladok s estetycheskim pokrytyem pry polnom razrushenyy koronkovoy chasty zubov* [Application of pin tabs with aesthetic coated with complete destruction of the crown of the teeth]. Abstr. PhD. (Med.). M; 2012. 26 p. [Russian]
15. Demydova YY, Lysenkov VV. Parodont: byomekhanicheskiye svoystva (chast 1) [Periodontics: biomechanical properties (part 1)]. *Parodontologiya*. 2015; 4: 6–8, 22–26. [Russian]
16. Solovyov MM, Lysenkov VV, Demydov YY. Byomekhanicheskiye svoystva tkaney parodontita [Biomechanical properties of periodontal tissues]. *Stomatologiya*. 2013; 76(4): 47–51. [Russian]
17. *Ortopedycheskaya stomatologiya: Pryingkladnoye materyalovedeniye* [Orthopedic Dentistry: Applied Materials Science]. Uchebnyk dlya medytynskiykh vuzov. Pod red prof VN Trezubova. SPb: SpetsLyt; 2011. 351 p. [Russian]
18. Logynova NK, Guseva YE, Zaytseva YV. Okklyuzionnyye syly [Occlusal forces]. *Stomatologiya*. 2011; 78(6): 51–6. [Russian]

УДК 616.314.13/.16-77-085.465

**ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОПТИМАЛЬНЫХ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ
ЦЕЛЬНОЛИТЫХ ШТИФТОВО-КУЛЬТЕВЫХ КОНСТРУКЦИЙ
С ПОМОЩЬЮ КОМПЬЮТЕРНОЙ ПРОГРАММЫ
ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С ДЕФЕКТАМИ ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБОВ**

Билобров Р. В.

Резюме. В статье представлена методика получения оптимальных индивидуальных параметров цельнолитых штифтово-культевых конструкций при лечении пациентов с дефектами твердых тканей зубов с помощью компьютерного моделирования на основе трехмерной модели зубочелюстного сегмента.

Во время действия на корень зуба различных нагрузок в пародонте возникают напряжения и деформации. Напряженно-деформированное состояние зависит от различных факторов, таких как длина корневого канала зуба, толщина его стенок, размеры штифта. Изучение влияния этих факторов является одной из важных задач ортопедической стоматологии. Для решения задач, касающихся восстановления разрушенных зубов, создана трехмерная компьютерная модель зубочелюстного сегмента с помощью математического вычисления конечных элементов.

Первый этап – задание проекта, в основе которого лежит выбор типа схемы. Было выбрано 5 типов систем общего вида. Каждый из элементов модели при этой системе имеет 6 степеней свободы (3 угла поворота, 3 линейные деформации по координатным осям). Следующий этап – является описание рассчитываемой геометрии зуба. По схематичному изображению зуба задаются узлы конечно-элементной модели. При каждом расчете получены нормальные и касательные напряжения по всем координатными

осями, также исследованы эквивалентные напряжения по четырем основным теориям прочности. Таким образом, исследованные трехмерные модели зуба позволяют вычислить индивидуальные параметры будущей ортопедической конструкции, вывести цифровые данные, которые позволят максимально индивидуализировать подбор оптимальных параметров восстановления разрушенных зубов у каждого пациента.

Ключевые слова: компьютерная программа, трехмерная компьютерная модель, зубочелюстной сегмент, деформация, штифтово-культевые конструкции, напряжение, моделирование.

UDC 616.314.13/.16-77-085.465

Determining the Optimal Individual Parameters of Solid Cast Pin-Stump Structures Using a Computer Program in the Treatment of Patients with Defects in Hard Tooth Tissue

Bilobrov R. V.

Abstract. The article presents a methodology for creating a computer program based on a three-dimensional model of the dento-mandibular segment to determine the optimal individual parameters of solid cast-cult structures in the treatment of patients with defects in hard tissue of the teeth during the tooth root action of various loads in the periodontal stress and strain. The stress-strain state depends on various factors, such as the length of the root canal, the thickness of its walls, the size of the pin. The study of the influence of these factors is one of the important tasks of orthopaedic dentistry. To solve problems related to the restoration of damaged teeth, a three-dimensional computer model of the dental-maxillary segment was created using mathematical calculation of finite elements.

The first stage is the project task. At the heart of the project is the choice of the type of scheme. We have chosen 5 types of general form systems. Each of the model elements with this system has 6 degrees of freedom (3 angles of rotation, 3 linear deformations behind the coordinate axes). The next step is the description of the tooth geometry, which we expect. According to the schematic image of the tooth we set the nodes of the finite element model. For each calculation, we obtained normal and tangential stresses along all coordinate axes; we also investigated equivalent stresses along four basic strength theories. Thus, the investigated three-dimensional tooth models allowed us to calculate the individual parameters of the future orthopedic design, to display digital data that will maximize individualization of the selection of optimal parameters for the restoration of damaged teeth of each patient.

The root of the natural tooth has the shape of an elliptical cone. The periodontal thickness is constant over the entire root surface. The force of the tooth is 10 kg at an angle of 120 ° to the horizontal axis. The force is applied to a section that is 3.2 mm away from the cone axis. The height of the tooth is 15 mm, the angle of the cone is 12°, and the periodontal thickness is 0.25 mm with a modulus of elasticity of 1.07 kg / mm². After the calculations were made, the coordinate of the center of resistance 9.8 mm at 10.2 mm, for example, was almost completely consistent, and the vertical tooth displacement was 0.0296 mm at 0.0309 mm, for example. But the horizontal displacement of the tooth differed very strongly 0,0289 mm at 0.0111 mm, for example.

Keywords: three-dimensional computer model, dentition segment, deformation, pin-stump constructions, stress, modeling.

The authors of this study confirm that the research and publication of the results were not associated with any conflicts regarding commercial or financial relations, relations with organizations and/or individuals who may have been related to the study, and interrelations of coauthors of the article.

Стаття надійшла 30.07.2019 р.

Рекомендована до друку на засіданні редакційної колегії після рецензування