

боту. Время структуризации всех образцов гипса для отливки комбинированных разборных рабочих моделей челюстей находится в пределах соответствующего индикаторного значения, относительное расширение при структуризации всех исследуемых материалов на 20-70% ниже индикаторных значений, относительное расширение после структуризации всех образцов гипса в пределах индикаторных значений ISO-6873. Как установлено в результате анализа данных лабораторных исследований, прочность сжатия образцов материалов на 15-60% превышает показатели ISO-6873 и наибольшее значение имеет «GC Fudjirok EP» - $(32,0 \pm 2,1)$ МПа, следующее значение - «Base Stone» $(28,5 \pm 1,5)$ МПа, а низкое имеет «Г-Г-10 А-III» - $23,0 \pm 0,8$ МПа. Доказано, что исследуемые виды гипса имеют достаточно хорошие физико-механические свойства, что не может не влиять на качество зубных протезов, изготовленных на гипсовых моделях.

УДК 616.314:004.925.8

Янішен І.В., Білобров Р.В., Масловський О.С., Куліш С.А.

МЕТОДИКА СТВОРЕННЯ ТРИВИМІРНОЇ КОМП'ЮТЕРНОЇ МОДЕЛІ ЗУБА

Харківський національний медичний університет МОЗ України

В даній статті представлена детальний аналіз методики створення тривимірної моделі зуба з урахуванням напружень, що виникають в ньому. Для кожного розрахунку описані одержані результати нормальних і дотичних напруг за усіма координатними вісями, а також досліджено еквівалентні напруження за чотирма основними теоріями міцності, висвітлені напруження та деформації у будь-якій ділянці контакту зуба зі штучними конструкціями, виведені цифрові дані, які потім можливо аналізувати за допомогою комп'ютерної програми, що дозволить максимально індивідуалізувати підбір оптимальних параметрів відновлення зруйнованих зубів кожного пацієнта.

Ключові слова: тривимірна модель, зубо-щелепний сегмент, напруження, деформація, елементи, фрагменти.

Дослідження є фрагментом комплексної науково-дослідної програми Харківського національного медичного університету МОЗ України (чл.-кор. АМН України, професор Лісовий В.М.), зокрема НДР кафедри ортопедичної стоматології «Діагностика та лікування захворювань органів та тканин щелепно-лицьової ділянки» (№ державної реєстрації 0113U002274, 2013-2015 рр.).

Вступ

Згідно даних Міністерства охорони здоров'я України, потреба населення в ортопедичній стоматологічній допомозі становить близько 84%, а потреба в відновленні зруйнованої коронкової частини зуба - 36-53% від загальної кількості пацієнтів, які звернулися за допомогою [10].

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 [7, 6]. Використовуючи сучасні методики і матеріали для відновлення твердих тканин кукси зуба, можна створити монолітну багатощарову структуру з відсутністю слабких ділянок [8]. Однак зараз певні види штифтових конструкцій ще недостатньо вивчені, а дані про динаміку їх застосування досить суперечливі [1].

У клініці ортопедичної стоматології найчастіше використовують суцільнолітні, індивідуально виготовлені прямим чи непрямым методом коро-нево-куксові вкладки [14, 3]. За літературними даними, невдалі спроби при застосуванні суцільнолітних куксових вкладок становлять від 6,5% до 14% [5, 11]. 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 роз-

робки методики відбудови кукси зуба зі зміною осі 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, товщина його стінок, довжина та поперечні розміри штифта. Вивчення впливу цих факторів є однією з важливих задач ортопедичної стоматології [9, 12].

Мета дослідження

Розробка методики створення тривимірної комп'ютерної моделі зуба для обчислення можливих зон напруження, що виникають при виготовленні штифтово-куксових вкладок.

Об'єкт і методи дослідження

Для удосконалення та оптимізації методів, що стосуються відновлення зруйнованих зубів, разом зі співробітниками кафедри мехатроніки Харківського національного автомобільного університету розроблена тривимірна комп'ютерна модель зубощелепного сегменту за допомогою математичного обчислення кінцевих елементів в тілі, що піддається деформації. Під час створення комп'ютерної моделі зуба була складена вихідна інформація, що відповідає вимогам до таких обчислень.

Перший етап – задання проекту. Основою проекту є вибір типу схеми зображення. Для цього було вибрано 5 видів системи загального вигляду схеми. Кожен з елементів моделі при

цій системі має 6 ступенів свободи (3 кути повороту, 3 лінійні деформації за вісями координат).

Наступним етапом є описання геометрії зуба, яка складається з простих елементів. За схематичним зображенням зуба створюються вузли кінцево-елементної моделі. Після дослідження геометричних складових зуба створюється плоска модель на прикладі зображення розпилю дослідженого 1.3. зуба в тривимірному принтері. Вона задається у вигляді пластинчастих елементів. Після цього проходить трансформація пластинчастих елементів плоскої задачі в об'ємні елементи.

Результати досліджень та їх обговорення

Було обрано 7 типів просторових елементів

від 1 по 7. Припустимо, що вся 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).

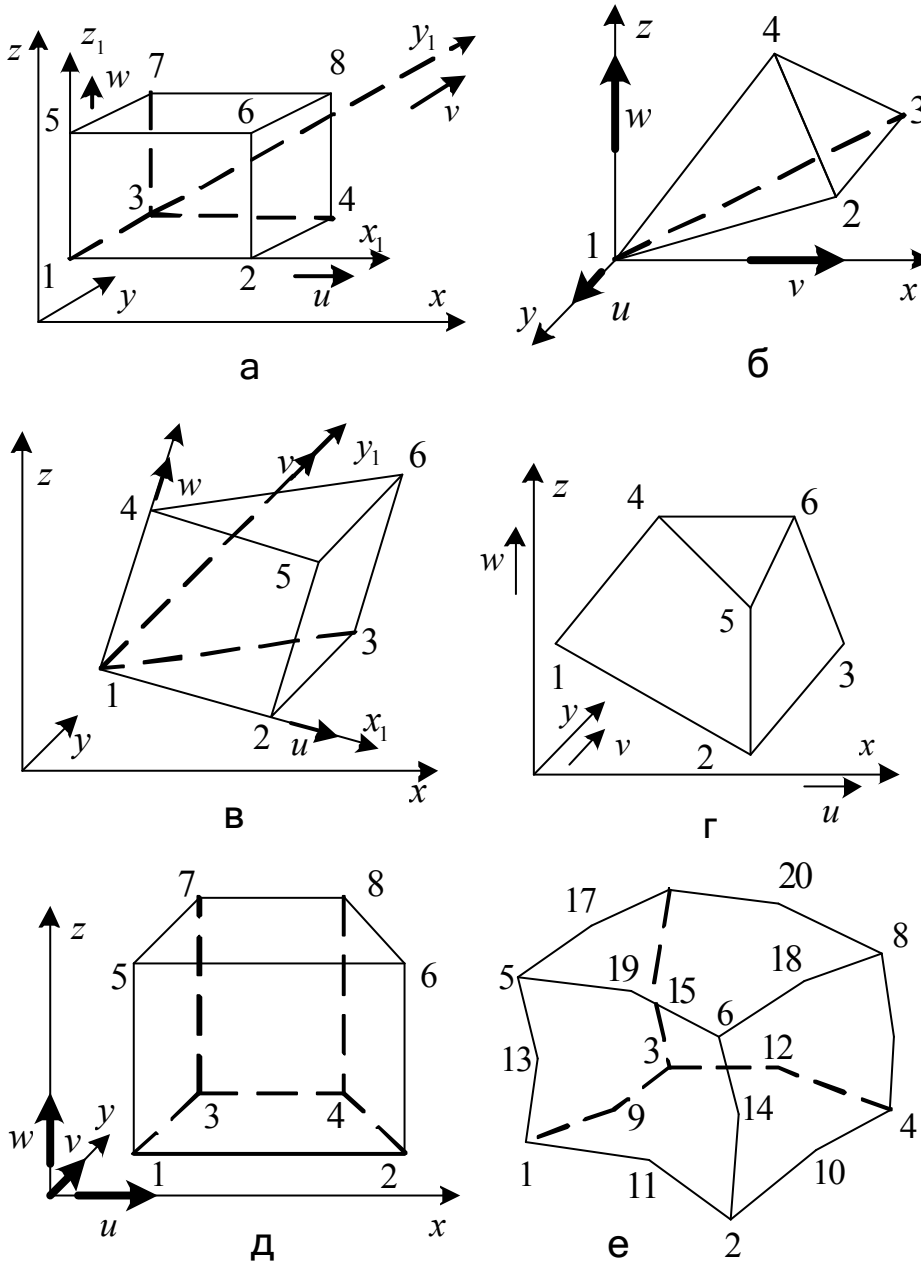


Рис. 1. Кінцеві елементи, що використовуються при створенні тривимірної моделі зуба.

Елементи типу А і В 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.

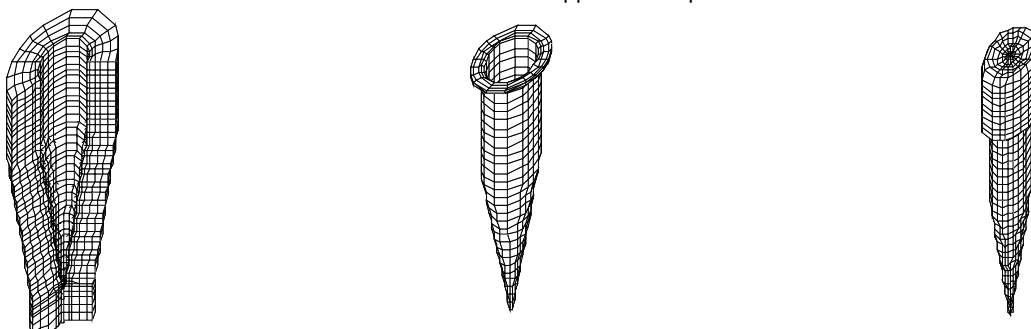


Рис. 2. Фрагменти моделі зубощелепного сегменту.

Перед тим, як розпочати багатоваріантні розрахунки, виконуємо порівняльний розрахунок, що використовує першу розрахункову схему. На рис. 3 наведений перетин за діагоналлю моделі зуба для виконання порівняльної оцінки з раніше виконаним у 1981 році розрахунком Г.П. Сосніна.

Зуб та стінки альвеоли розглядатимемо як абсолютно тверді тіла. Приймаємо, що періодонт є еластичним матеріалом ізотропної структури за всією своєю масою та має на усьому протязі однакові механічні властивості.

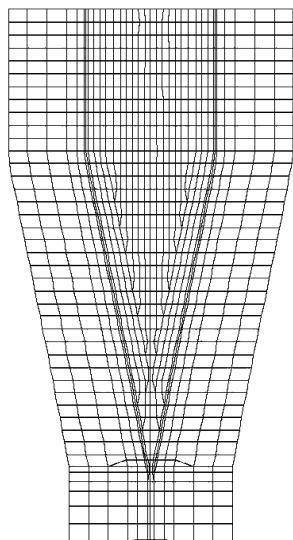


Рис. 3. Зубощелепний сегмент згідно Г.П. Сосніну.

Розбіжність в моделях полягає в тому, що періодонт прикладу знаходиться в замкненому просторі, не зміщується унаслідок випинання поверхневих шарів з періодонтальної щілини і не переміщається із зони стиснення в зону розтягування, що суперечить справжній роботі конструкції. В моделі, приведеній на рис. 3, ці недоліки були усунені. Корінь природного зуба має форму еліптичного конуса. Товщина періодонта постійна за усією поверхнею кореня. На зуб діє сила 10кГ під кутом 120° до горизонтальної осі. Сила прикладена на ділянку, що віддалена від осі конуса на відстань 3,2мм. Висота зуба 15 мм, кут конуса 12° , товщина періодонта складає 0,25мм при модулі пружності $1,07 \text{ кг/мм}^2$. Після виконаних розрахунків одержали майже повну відповідність по координаті центру опору 9,8 мм при 10,2 мм за прикладом, а також вертикальний зсув зуба склав 0,0296 мм при 0,0309 мм за прикладом. А ось горизонтальний зсув зуба відрізнявся вельми сильно - 0,0289 мм при 0,0111 мм за прикладом.

Конфігурацію та розміри моделі співвідносяться з реальним видаленим 1.3. зубом, який для замірів був розпилений у пришийковій ділянці. Також використовували дані досліджень Саакян Ш.Х. [13].

На рис. 2 показані фрагменти моделі зубощелепного сегменту, які складаються з вищезгаданих кінцевих елементів.

Цю відмінність пояснюємо 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 [2, 15].

Посереднена тривимірна математична модель зубощелепного сегменту показана на рис. 4. На ньому згідно анатомічній будові подаються такі шість складових елементів:

1. Кореневу та коронкову частину можливо робити з різного матеріалу:

$E=44\text{МПа} \pm 2,1 \cdot 10^3\text{МПа}$ при $\mu=0,3$ [16]. У більшості розрахунків матеріал штифта та коронкової частини співпадає.

2. Фіксуючий матеріал - зв'язуюча частина між протезом і тілом зуба. Модуль Юнга змінюється у межах від $3,5 \cdot 10^3 \text{ МПа}$ до $13,4 \cdot 10^3 \text{ МПа}$. Відмінною особливістю є те, що коефіцієнт Пуассона цинк-фосфатного, полікарбоксилатного, склоіономерного цементів $\mu=0,2$, лише полімерного $\mu=0,3$.

3. Тіло зуба (дентин) може мати досить вели-

кий діапазон модуля пружності (модуль Юнга) = $(1,4 \div 19) \cdot 10^3$ МПа.

4. Періодонтальна зв'язка $E \approx 10$ МПа.

5. Кортикальний шар кістки E (модуль Юнга) = $5 \cdot 10^3$ МПа.

6. Губчатий шар кістки E (модуль Юнга) = $2 \cdot 10^4$ МПа.

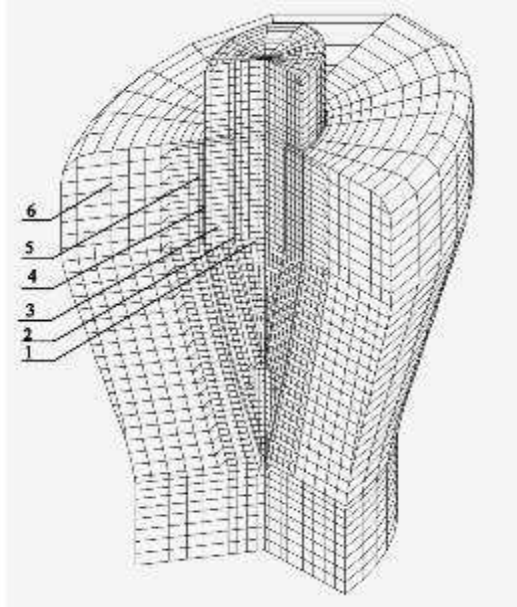


Рис. 4. Модель зубощелепного сегменту однокореневого зуба.

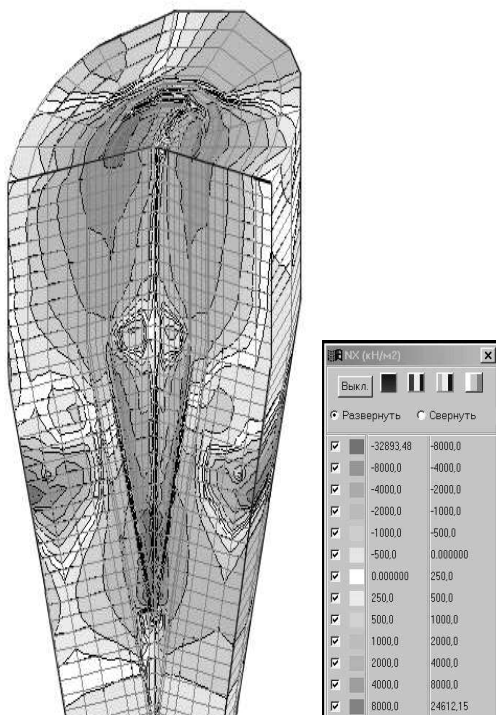


Рис. 5. Трансформація нормальних напружень у тканинах пародонту за віссю X.

На рис. 5 показані ізополю зміни нормальних напружень, уздовж осі X у kN/m^2 , що виникають в зубі при дії на нього певних сил.

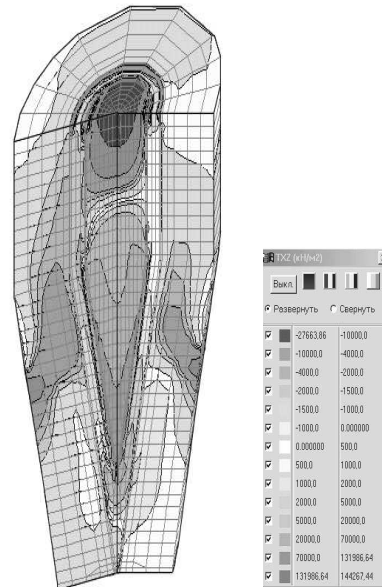


Рис. 6. Ізополю дотичних напружень у тканинах пародонту за віссю XZ

На рис. 6 представлені ізополю дотичних напруг τ_{xz} з показом таблиці розподілу напружень за кольором у kN/m^2 .

Відзначимо, що 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 напругами і деформаціями (фізична нелінійність). Найбільш близько до реальної конструкції вдалося змоделювати періодонтальну щілину у вигляді оболонки. Фіксуючий матеріал по 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.

Через різні біомеханічні характеристики дотичних середовищ ми зможемо більш близько підійти до фізики процесів, що відбуваються у реальній конструкції.

Зовнішнє навантаження задаємо у загальній системі координат (глобальній) з прив'язкою до місцевої [4]. Щоб виконати розрахунок система повинна бути закріпленою. Для цього призначаємо 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 25 кг до 100 кг, горизонтальної F_x від 0 до 20 кг.

Висновки

При кожному розрахунку ми одержували нормальні і дотичні напруги за усіма координатними вісями, також дослідили еквівалентні напруження за чотирма основними теоріями міцності.

Таким чином прораховані тривимірні моделі

зуба дозволяють вирахувати всі можливі напруження та деформації у будь-якій ділянці контакту зуба зі штучними конструкціями, вивести цифрові дані, які потім можливо аналізувати за допомогою комп'ютерної програми, що дозволить максимально індивідуалізувати підбір оптимальних параметрів відновлення зруйнованих зубів кожного пацієнта.

Перспективи подальших досліджень

Базуючись на даних по тривимірній моделі зуба, планується розробити комп'ютерну програму для обґрунтованого вибору конструкції штифтово-куксових вкладок із беззольної пластмаси з індивідуальним визначенням її оптимальних параметрів.

Література

1. Годованій В.О. Штифтові конструкції в ортопедичній стоматології / В.О. Годованій, О.Я. Судова, А.З. Піх // Новини стоматології. – 2001. – № 3. – С. 49-54.
2. Демидова І.І. Пародонт: біомеханічні властивості (частина 1) / І.І. Демидова, В.В. Лисенков // Пародонтологія. – 2008. – № 4. – С. 22-26.
3. Олесова В.Н. Изучение биомеханики литой штифтовой вкладки в условиях трехмерного математического моделирования / В.Н. Олесова, О.С. Балгурина, И.У. Мухеев [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2002. – № 2. – С. 19-21.
4. Логинова Н.К. Окклюзионные силы / Н.К. Логинова, И.Е. Гусева, И.В. Зайцева // Стоматология. – 1999. – Т.78, № 6. – С. 51-56.
5. Кассаро А. Теоретическое и экспериментальное исследование по поводу перелома в системе штифтовая вкладка / А. Кассаро, Д. Джерачи, А. Питини // Клиническая стоматология. – 2000. – № 2. – С. 26-30.
6. Костенко Є.Я. Математичний розрахунок елементів фіксації суцільнолітої комбінованої штифтової вкладки при лікуванні зубів, зруйнованих нижче рівня ясенного краю / Є.Я. Костенко, В.І. Радько // Новини стоматології. – 2008. – № 3. – С. 54-58.
7. Костенко Є.Я. Ортопедичне лікування зубів, зруйнованих нижче рівня ясен / Є.Я. Костенко, О.В. Павленко, В.І. Радько // Зубне протезування. – 2008. – № 2. – С. 17-21.
8. Матрос-Таранец І.Н. Біомеханічне дослідження в експериментальній стоматології / І.Н. Матрос-Таранец. – Донець: ПКФ "БАО": Тип. Дон. ГМУ, 1998. – 122 с.
9. Павленко А.В. Неспецифическая общая резистентность организма при использовании металлических конструкций несъемных зубных протезов / А.В. Павленко, А.А. Тимофеев // Современная стоматология. – 2004. – № 1. – С. 122-124.
10. Персань В.С. Підсумки роботи стоматологічної служби України за 2006-2009 роки / В.С. Персань // Дентальні технології. – Спецвипуск. – 2010. – С. 58-73.
11. Риттер Р.Г. Выбор штифтовой конструкции для эстетического восстановления фронтальной группы зубов / Р.Г. Риттер // Панорама ортопедической стоматологии. – 2007. – № 3. – С. 12-13.
12. Чуйко А.Н. Особенности напряженно-деформированного состояния при заболеваниях пародонта / А.Н. Чуйко, Э.В. Бочарова // Стоматолог – 2000. – № 11. – С. 31-35.
13. Шварц А.Д. Биомеханика и окклюзия зубов / А.Д. Шварц. – М.: Медицина, 1994. – 208 с.
14. Саакян Ш.Х. Применение штифтовых вкладок с эстетическим покрытием при полном разрушении коронковой части зубов : автореф. дис. на соискание научной степени канд. мед. наук : спец. 14.01.22 №Стоматология» / Ш.Х. Саакян. – М., 1984. – 26 с.

Реферат

МЕТОДИКА СОЗДАНИЯ ТРЕХМЕРНОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ МОДЕЛИ ЗУБА.

Янишен И.В., Билобров Р.В., Масловский А.С., Кулиш С.А.

Ключевые слова: трехмерная модель, зубо-челюстной сегмент, напряжение, деформация, элементы, фрагменты.

В данной статье представлен детальный анализ методики создания трехмерной модели зуба с учетом напряжений, возникающих в нем. Для каждого расчета описаны полученные результаты нормальных и касательных напряжений за всеми координатными осями, также исследованы эквивалентные напряжения по четырем основным теориям прочности, освещены напряжения и деформации в любой области контакта зуба с искусственными конструкциями, выведены цифровые данные, которые затем возможно анализировать с помощью компьютерной программы, что позволит максимально индивидуализировать подбор оптимальных параметров восстановления разрушенных зубов каждого пациента.

наук : спец. 14.01.22 №Стоматология» / Ш.Х. Саакян. – М., 1984. – 26 с.

15. Прохоров С.Л. Экспериментальное исследование функциональных свойств литых коронково-корневых вкладок / С.Л. Прохоров // Современная стоматология. – 2006. – № 4. – С. 125-130.
16. Соловьёв М.М. Биомеханические свойства тканей пародонта / М.М. Соловьёв, В.В. Лисенков, И.И. Демидов // Стоматология. – 1997. – Т.76, № 4. – С. 47-51.
17. Ортопедическая стоматология : Прикладное материаловедение. Учебник для медицинских вузов / Под ред. проф. В.Н.Трезубова. – СПб. : Спец.Лит, 2001. – №3. – 51 с.

References

1. Godovaniy v.o. shtiftovij konstrukcii v ortopedichnij stomatologii / v.o. godovaniy, o.ja. sudova, a.z. pih // novini stomatologii. – 2001. – № 3. – s. 49-54.
2. Demidova i.i. parodont: biomechanicheskie svojstva (chast' 1) / i.i. demidova, v.v. lisenkov // parodontologija. – 2008. – № 4. – s.22-26.
3. Olesova v.n. izuchenie biomehaniki litoj shtiftovoj vkladki v uslovijah trehmernogo matematicheskogo modelirovanija / v.n. olesova, o.s. balgurina, i.u. musheev [i dr.] // rossijskij stomatologicheskij zhurnal. – 2002. – № 2. – s.19-21.
4. Loginova n.k. okkluzionnye sily / n.k. loginova, i.e. guseva, i.v. zayceva // stomatologija. – 1999. – t.78, № 6. – s.51-56.
5. Kassaro a. Teoreticheskoe i jeksperimental'noe issledovanie po povodu pereloma v sisteme shtiftovaja vkladka / a. Kassaro, d. Dzherachi, a. Pitini // klinicheskaja stomatologija. – 2000. – № 2. – s. 26-30.
6. Kostenko e.ja. Matematichnij rozrahunok elementiv fiksacii sucil'nolitoj kombinovanoj shtiftovoj vkladki pri likuvanni zubiv, zrujnovanih nizhche rivnja jasennoho kraju / e.ja. Kostenko, v.i. rad'ko // novini stomatologii. – 2008. – № 3. – s. 54-58.
7. Kostenko e.ja. Ortopedichne likuvannja zubiv, zrujnovanih nizhche rivnja jasen / e.ja. Kostenko, o.v. pavlenko, v.i. rad'ko // zubnoe protezirovanie. – 2008. – № 2. – s. 17-21.
8. Matros-taranec i.n. biomechanicheskie issledovanija v jeksperimental'noj stomatologii / i.n. matros-taranec. – doneck : pkf "bao": tip. Don. Gmu, 1998. – 122 s.
9. Pavlenko a.v. nespecificeskaja obshhaja rezistentnost' organizma pri ispol'zovanii metallicheskih konstrukcij nes'emnyh zubnyh protezov / a.v. pavlenko, a.a. timofeev // sovremennaja stomatologija. – 2004. – № 1. – s. 122-124.
10. Persan' v.s. pidsumki roboti stomatologichnoї sluzhbi ukraїni za 2006-2009 roki / v.s. persan' // dental'ni tehnologii. – specvipsk. – 2010. –s. 58-73.
11. Ritter r.g. vybor shtiftovoj konstrukcii dlja jesteticheskogo vosstanovlenija frontal'noj grupy zubov / r.g. ritter // panorama ortopedicheskoy stomatologii. – 2007. – № 3. – s. 12-13.
12. Chujko a.n. osobennosti napryazhjonno-deformirovannogo sostojanija pri zabojevanijah parodonta / a.n. chujko, je.v. bocharova // stomatolog – 2000. – № 11. – s. 31-35.
13. Shvarc a.d. biomehanika i okkluzija zubov / a.d. shvarc. – m. : medicina, 1994. – 208 s.
14. Saakjan sh.h. Primenenie shtiftovyh vkladok s jesteticheskim pokrytiem pri polnom razrushenii koronkovoj chasti zubov : avtoref. Dis. Na soiskanie nauchnoj stepeni kand. Med. Nauk : spec. 14.01.22 №stomatologija» / sh.h. Saakjan. – m., 1984. – 26 s.
15. Prohorov s.l. jeksperimental'noe issledovanie funkcional'nyh svojstv lityh koronkovo-kornevyh vkladok / s.l. prohorov // sovremennaja stomatologija. – 2006. – № 4. – s. 125-130.
16. Solov'jov m.m. biomechanicheskie svojstva tkanej parodonta / m.m. solov'jov, v.v. lisenkov, i.i. demidov // stomatologija. – 1997. – t.76, № 4. – s. 47-51.
17. Ortopedicheskaja stomatologija : prikladnoe materialovedenie. Uchebnik dlja medicinskih vuzov / pod red. Prof. V.n.trezubova. – spb. : spec.lit, 2001. – №3. – 51s.

Summary

TECHNIQUE OF CREATING THREE-DIMENSIONAL COMPUTERED MODEL OF TOOTH

Yanishen I.V., Bilobrov R.V., Maslovskii A. S., Kulish S. A.

Key words: three-dimensional computered model, dento-maxillary segment, pressure, deformation, elements, fragments.

The detailed analysis of the technique to create three-dimensional model of tooth taking into account tension arising in it is presented in this article. Each calculation is supported with the findings referring normal and tangent tensions by all coordinate axes, equivalent tension according to four main theories of durability has been also investigated as well as tensions and deformations in any area of tooth contact with artificial structures corroborated with figures, which then may be analyzed by using proper computer program that allows us to individualize the selection of optimal parameters in order to restore decayed teeth.

УДК 616.314-089.23-77

Янішен І.В., Бреславець Н.М.

УДОСКОНАЛЕННЯ ЗВ'ЯЗКУ В СИСТЕМІ МЕТАЛ-ПОЛІМЕР ШЛЯХОМ РОЗРОБКИ НОВОГО ПОЛІМЕРНОГО ПОКРИВНОГО ЛАКУ «СІНМА-М+V»

Харківський національний медичний університет

В статті надана інформація удосконалення адгезивно-опакерної системи та поліпшення зв'язку в системі метал-полімер, шляхом створення нового матеріалу, що відповідає сучасним вимогам. Визначення оптимальної рецептури та аналіз даних щодо базових властивостей нового матеріалу відповідно до вимог ТУ У 24.4-00481318-061:2008. Комплексна перевірка позитивної характеристики нового вітчизняного лаку покривного «Сінма - М+V» за рахунок ряду досліджень щодо порівняння його фізико-механічних показників із аналогами. Визначення додаткових факторів, що впливають на адгезивну міцність системи «метал – покривний лак – облицювальний полімер».

Ключові слова: ортопедичне лікування металопластмасовими незнімними протезами, лак покривний «Сінма - М+V», адгезивна міцність.

Дослідження є фрагментом комплексної науково-дослідної програми Харківського національного медичного університету МОЗ України (чл.-кор. АМН України, проф. В.М. Лісовий), зокрема НДР кафедри ортопедичної стоматології «Діагностика та лікування захворювань органів та тканин щелепно-лицьової ділянки» (№ державної реєстрації 0113U002274, 2013-2015р.р.)

Вступ

Відновлення анатомічної цілісності зубів і безперервності зубних рядів з урахуванням індивідуальних особливостей пацієнтів є основною метою ортопедичного лікування хворих.

Сучасні досягнення ортопедичної стоматології значною мірою базуються на використанні нових технологій і розвитку стоматологічного матеріалознавства. Останнім часом, для заміщення дефектів зубів і зубних рядів усе більше застосовуються суцільноліті металопластмасові й металокерамічні протези, технології виготовлення яких припускають використання опакового покривного лаку [5].

Адгезивно-опакерна система є полімерною композицією, що дозволяє утримувати облицювальні матеріали на металевій поверхні зубного протеза та маскувати колір металу [7, 8, 9].

Огляд вітчизняних та зарубіжних джерел щодо покривних лаків, які використовуються для створення адгезивного шару і утворення тим самим міцного зв'язку між металом та облицювальним матеріалом, не дає повної картини щодо хімічного складу та фізико-механічних характеристик даних матеріалів [3, 4, 10].

Мета дослідження

Поліпшення адгезивного зв'язку в системі метал-полімер, шляхом створення нового вітчизняного матеріалу, що відповідає сучасним вимогам міжнародного стандарту.

Об'єкт і методи дослідження

В якості прототипу нами вибраний вітчизняний покривний лак «ЕДА-03», що має за показання покриття поверхонь металевих конструкцій незнімних зубних протезів перед їх облицюванням пластмасою. Під час створення матеріалу нами були виготовлені та проведені дослідження на 45 зразках за трьома рецептурами.

При визначенні оптимальної рецептури, відповідно до вимог ТУ У 24.4-00481318-061:2008, були отримані дані та проведений порівняльний аналіз показників, що відповідають індикативним властивостям до даного класу матеріалів, а саме: термостійкість рідини, час затвердіння лаку в хвилину, зовнішній вигляд лакової плівки та міцність адгезивного зв'язку, МПа.

На заключному етапі обґрунтування вибору рецептури матеріалу для незнімних конструкцій зубних протезів виконана зовнішня експертиза за токсикологічними показниками.

Результати досліджень та їх обговорення

Проведений аналіз даних щодо базових властивостей матеріалів, виготовлених відповідно різних варіантів рецептурних композицій дозволив з'ясувати (табл. 1), що «рецептура 3» не відповідає вимогам за показником «час твердіння лаку, хв.» – (5,4±0,08) хв (згідно ТУ час твердіння повинен бути не більше 3 хв), та показник «міцність адгезивного зв'язку, МПа» – (3,1±0,05) МПа (згідно ТУ повинно бути не менше 3,5 МПа).