

## БІОМЕХАНІЧНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ОДНОКОРЕНЕВИХ ЗУБІВ ПРИ РЕСТАВРАЦІЇ ЇХ КУКСОВИМИ ШТИФТОВИМИ ВКЛАДКАМИ

ВДНЗ України Українська медична стоматологічна академія, Полтава

Відновлення зруйнованих зубів, практично повністю позбавлених коронкової частини, - одне з найпроблемніших питань стоматології. Для відновлення зруйнованих коронок зубів застосовуються різні штифтові конструкції.

У наш час на сь стоматологічному ринку є широкий вибір штифтових систем, але більшість дослідників довели, що лита штифтова вкладка з куксою залишається найефективнішим способом відновлення зубів [1, 2,3,4]. Незважаючи на широке застосування різних видів штифтових конструкцій у стоматологічній практиці, клінічні принципи і технології виготовлення продовжують залишатися дискусійними. Найсуперечнішими залишаються питання, пов'язані з підготовкою кореневої частини зуба, вибором оптимальної конструкції вкладки, матеріалу для її виготовлення. Проблема відновлення коронкової частини зуба вкрай загострюється за наявності дефектів фронтальних зубів і порушень зубоясенного прикріплення. Реставраційні матеріали, розташовані в контакт з яснами, шкодять тканинам пародонта. У разі під'ясенного розташування виготовленої конструкції є висока ймовірність порушення її крайового прилягання, виникнення вторинного дефекту і розцементування вкладки [5,6]. У разі відновлення фронтальної групи зубів альтернативою металевим куксовим вкладкам стає високотехнологічна кераміка (діоксид цирконію), яка біосумісна й естетична. Напротивагу іншим керамічним матеріалам оксид цирконію має високі механічні властивості [7].

**Метою** біомеханічних досліджень стало проведення порівняльного аналізу напружено-деформованого стану штифтів, дентину кореня зуба, періодонта і кісткових тканин альвеоли при реставрації перших премолярів за допомогою штифтової куксової вкладки, виконаної з оксиду цирконію.

### Матеріали і методи

Математичне моделювання виконували з використанням широко відомого пакета моделювання та кінцево-елементного аналізу «NASTRAN», призначеного для реалізації на персональному комп'ютері в середовищі «Windows». Пакет, за допомогою якого побудовані й аналізуються пружні тривимірні моделі зубощелепного ряду на основі кінцево-елементної процедури, визначає переміщення кожного вузла кінцевого елемента за трьома координатними

осями, нормальні та дотичні напруження, а також еквівалентні напруження за Хубером-Мізесом, які обчислюються за загальновідомою формулою механіки твердого тіла, що деформується:

$$\sigma_{\text{екв}} = \sqrt{0,5[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)]}$$

(1)

де:  $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$  – нормальні напруження відповідно по осях  $x, y$  і  $z$ ;

$\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$  – дотичні напруження, що діють відповідно в площинах  $xy, yz$  і  $zx$ .

Зуби, відновлювані куксою штифтовою вкладкою, розташовані щодо координатних осей так, що вісь  $z$  збігається з поздовжньою віссю зуба, вісь  $x$  спрямована в дистально-медіальному напрямку (вздовж зубного ряду), а вісь  $y$  - в орально-вестибулярному (перпендикулярному до зубного ряду) напрямку.

За основний оціночний критерій при порівнянні напружено-деформованого стану розглянутих математичних моделей системи "куксова штифтова вкладка - відновлюваний однокорневий зуб - нижня щелепа" слід приймати максимальні значення еквівалентних напружень  $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$  у куксовій вкладці та дентині кореневої частини відновлюваного зуба, що виникають під дією розрахункових значень функціональних навантажень, оскільки перевищення саме цих напруг може викликати руйнування кореневої частини зуба або вкладки. У ролі додаткових оціночних критеріїв доцільно порівнювати максимальні значення еквівалентних напружень у прилеглих до кореневої частини відновлюваного зуба періодонті, кортикальному і трабекулярному шарах щелепної кістки.

Розроблена для аналізу напружено-деформованого стану тривимірна кінцево-елементна модель нижньої щелепи містить усі основні структурні складові кісткових тканин, що охоплюють кортикальний і трабекулярний шари альвеоли, періодонтальні зв'язки, відновлювані зуби, які складаються з коронкової частини з емаллю, шийки і кореневої частини. Неоднорідність щелепної кістки враховували в розрахунках використанням відповідних фізико-механічних характеристик кінцевих елементів для всіх структурних складових кісткових тканин [8, 9, 10, 11].

Основні розміри, використані при моделюванні профілів відновлюваних зубів, прийняті згідно з рекомендованими розмірами для моделювання [12], представлені в табл. 1. Ширина

періодонтальної щілини зубів знаходиться в межах 0,15 - 0,35 мм. Фізико-механічні характеристики структурних складових кінцево-елементної моделі нижньої щелепи і штифтової вкладки, які використовували в подальших розрахунках, представлені в табл. 2. Дослідження виконували на моделі нижньої щелепи з деякими усередненими габаритними розмірами (рис. 1).

Таблиця 1  
Розміри, використані при моделюванні профілів опорних зубів

Морфометричні параметри зуба	Розміри зуба в мм	
	ікло	перший премоляр
Висота зуба	26	22
Висота кореня	15,0	14
Висота коронки	11,0	8
Вестибулярно-язиковий розмір коронки	7,5	7
Вестибулярно-язиковий розмір шийки	6,5	6
Медіально-дистальний розмір коронки	6,5	5,5
Медіально-дистальний	4,5	4

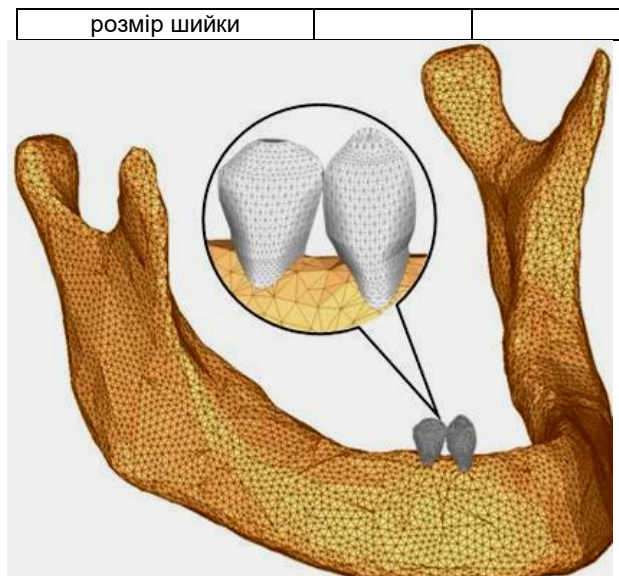


Рис. 1. Об'ємна кінцево-елементна модель нижньої щелепи з відновлюваними зубами

Таблиця 2  
Фізико-механічні характеристики структурних складових кінцево-елементної моделі фрагмента нижньої щелепи, використані в розрахунках

Матеріал	Модуль пружності E, МПа	Коефіцієнт Пуассона	Межа міцності $\sigma_b$ , МПа
Кортикальний шар кістки	$2 \cdot 10^4$	0,3	45
Спонгіознаречовина кістки	$5 \cdot 10^3$	0,3	15
Періодонт	50	0,45	2,5-6,8
Дентин	$2 \cdot 10^3$	0,3	57,4
Емаль коронки зуба	$4,0 \cdot 10^4$	0,3	34
Оксид цирконію	$2,1 \cdot 10^5$	0,3	600

У ролі функціональних навантажень (що виникають у процесі пережовування харчової грудки) при створенні математичних моделей прийняті вертикальна складова навантаження Fz (спрямована по осі відновлюваного зуба) і горизонтальні складові навантаження Fx (спрямована вздовж зубного ряду) і Fy (діє перпендикулярно до зубного ряду). Функціональні навантаження прикладалися до оклюзійних поверхонь коронок зубів. Для виключення концентрацій напружень, що спостерігаються в точках прикладання складових навантажень, виконано рівномірний розподіл усіх навантажень по всій площі оклюзійної поверхні відновлюваного зуба.

Для порівняння максимальних значень еквівалентних напружень, що виникають у штифтовій вкладці, в кореневій частині зуба, періодонті та опорних кісткових тканинах, можна використовувати будь-яке еталонне значення навантаження. Розрахункові значення вертикального навантаження, що виникає під час пережовування твердої їжі в ділянці ікла і першого пре моляра, прийняті рівними 100 Н. Горизонтальні складові навантажень згідно з [10] складають 10% вертикального навантаження, відповідно рівні 10 Н.

Об'ємна кінцево-елементна модель розроблена для дослідження напружено-

деформованого стану штифтів, дентину кореня зуба, періодонта і кісткових тканин альвеоли при реставрації перших премолярів за допомогою штифтової куксової вкладки, виконаної з оксиду цирконію. Для вибору найнесприятливіших випадків завантаження відновлюваного премоляра розглядали як завантаження окремо вертикальної і горизонтальної складових функціонального навантаження, так і комбінації вертикальної складової функціонального навантаження з можливими напрямками горизонтальної складової у вестибулярно-язиковому і язиково-вестибулярному напрямках.

Спільну дію вертикальної складової функціонального навантаження з горизонтальною в дистально-медіальному і медіально-дистальному напрямках не розглядали, оскільки значна частина горизонтальної складової навантаження в цьому випадку сприймається не тільки зубом, а і всім наявним зубним рядом, отже, таке завантаження не є найбільш небезпечним. З метою зменшення кількості кінцевих елементів (при збереженні їхніх розмірів), а отже, значного зменшення обсягу обчислювальних процедур, прийнято рішення в ролі математичної моделі розглядати фрагмент нижньої щелепи, з якого виключені структурні елементи, що суттєво не впливають на результати розрахунків: сусідні зуби і м'які

тканини ясен. Ураховуючи те, що аналізована конструкція є фрагментом щелепної кістки, його закріплення виконано у вигляді жорсткого защемлення по крайніх торцях щелепного фрагмента, що унеможливує його зсув у будь-якому напрямку.

Розроблена модель розбита досить дрібною кінцево-елементною сіткою у вигляді тетраедальних елементів розмірами від 0,25 мм для періодонта до 1,2 мм для елементів нижньощелепної кістки (всього для побудови

використали 108163 об'ємні елементи при 83105 вузлових точках).

### Результати та їх обговорення

Результати виконаних розрахунків для всіх можливих випадків навантаження відновлюваного премоляра представлені в табл. 3, а поля розподілу еквівалентних напружень при поєднанні вертикальної складової навантаження з горизонтальною у вестибулярно-язиковому напрямку - на рис. 3.

Таблиця 3

Максимальні значення еквівалентних напружень при різних варіантах завантаження відновлюваного зуба

Характер прикладання навантаження	Розрахункове значення навантаження, Н	Максимальні значення напружень, МПа		
		корінь зуба	періодонт	штифт
Вертикальна, $F_z$	100	29,6	4,81	136
Горизонтальна, $F_y$ (вестибулярно-язиково)	10	30,7	1,40	187
Горизонтальна, $F_y$ (язиково-вестибулярна)	10	30,7	1,40	187
Вертикальна, $F_z$ і вестибулярно-язиково, $F_y$	100 10	52,3	4,89	279
Вертикальна, $F_z$ і язиково-вестибулярна, $F_y$	100 10	45,4	4,81	272

Під дією тільки вертикальної складової функціонального навантаження (спрямованої по осі премоляра) локалізація максимальних значень еквівалентних напружень у кореневій частині зуба спостерігається під нижнім торцем штифтової вкладки. Під дією горизонтальних складових функціонального навантаження (як у вестибулярно-язиковому, так і в язиково-вестибулярному напрямку) максимальні значення еквівалентних

напружень у кореневій частині зуба виникають у дентині в ділянці примикання апікального торця штифта вкладки. Спільна дія вертикальної і горизонтальної складових функціонального навантаження призводить до зміщення поля максимальних значень еквівалентних напружень у кореневій частині зуба під нижнім торцем штифтової вкладки в напрямку відповідної складової горизонтального навантаження.

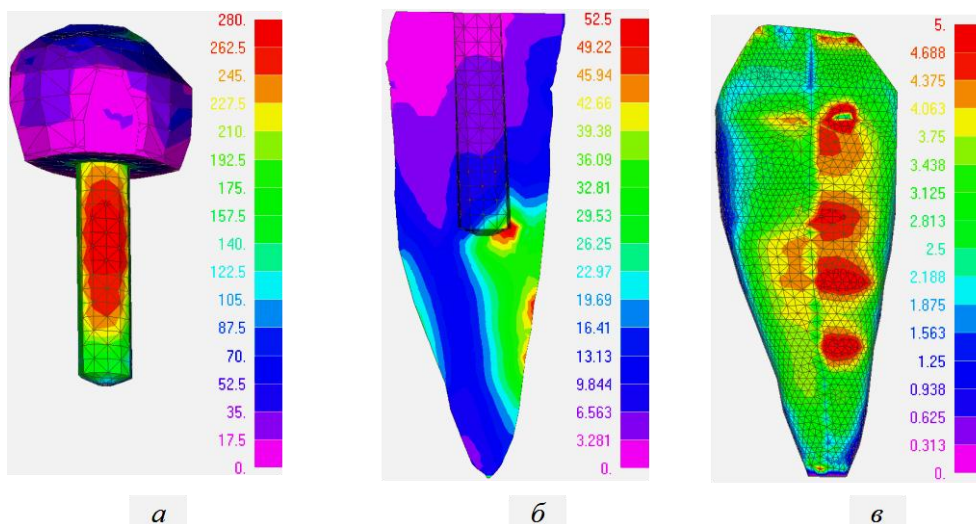


Рис. 3. Поля розподілу еквівалентних напружень при поєднанні вертикальної складової навантаження з горизонтальною у вестибулярно-язиковому напрямку: а) у штифтовій вкладці; б) у кореневій частині премоляра; в) у його періодонті

Поява горизонтальної складової функціонального навантаження, а також спільна дія вертикальної і горизонтальної складових навантаження викликають локалізацію полів максимальних значень еквівалентних напружень у середній третині штифтової частині вкладки з вестибулярного або орального боку залежно від напрямку горизонтального навантаження. У разі наявності тільки вертикальної складової навантаження максимальні значення

еквівалентних напружень виникають у зоні примикання коронкової частини вкладки до штифтової. Як видно з табл. 3, максимальні значення еквівалентних напружень у відновлюваному зубі та в його періодонті, а також у штифтовій вкладці виникають за спільної дії вертикальної складової функціонального навантаження з горизонтальною, спрямованою у вестибулярно-язиковому напрямку, які ми використовували як найнесприятливіші випадки

завантаження в подальших дослідженнях.

Аналіз результатів розрахунків еквівалентних напружень у табл. 3 і полів еквівалентних напружень на рис. 3 дозволяє зробити такі висновки: істотний вплив на напружено-деформований стан опорного зуба і його періодонта має горизонтальна складова навантаження; найнебезпечніша зона кореневої частини зуба з погляду локалізації максимальних значень еквівалентних напружень - це ділянка дентину, що примикає до торцевої частини штифта вкладки.

З метою кількісної оцінки отриманих значень еквівалентних напружень розроблена об'ємна кінцево-елементна модель з розмірами, що точно відповідають першій моделі, яка включає премоляр із коронковою частиною без дефектів. Як і в першому випадку, для вибору найнесприятливішого навантаження пре моляра ми розглядали як навантаження окремо вертикальної та горизонтальної складових функціонального навантаження, так і комбінації вертикальної складової функціонального навантаження з горизонтальною, що діє у вестибулярно-язиковому і язиково-вестибулярному напрямках. Результати виконаних розрахунків представлені в табл. 4, а поля розподілу еквівалентних напружень при поєднанні

вертикальної складової навантаження з горизонтальною у вестибулярно-язиковому напрямку представлені на рис. 4.

Порівняння еквівалентних напружень, представлених у табл.3, табл.4, рис. 3 і рис. 4, дозволяють зробити такі висновки: у здоровому зубі та при відновленні коронкової частини премоляра за допомогою кукової штифтової вкладки максимальні значення еквівалентних напружень у всіх структурних складових розглянутих кісткових тканин не перевищують відповідних значень меж міцності; наявність і конструкція штифтової вкладки суттєво впливає на значення еквівалентних напружень, що виникають у дентині кореня зуба, і практично не впливає на напруження в періодонті та кісткових тканинах нижньої щелепи; локалізація полів максимальних значень еквівалентних напружень на поверхні кореневої частини дентину при навантаженні здорового зуба відповідає розташуванню і значенням еквівалентних напружень при навантаженні відновлюваного зуба; найнесприятливішим навантаженням є спільна дія вертикальної складової функціонального навантаження і горизонтальної складової, спрямованої у вестибулярно-язиковому напрямку.

Таблиця 4

Максимальні значення еквівалентних напружень при різних варіантах навантаження зуба

Характер прикладання навантаження	Розрахункове значення навантаження, Н	Максимальні значення напружень, МПа			
		корінь зуба	періодонт	кортикальний шар	спонгіозна речовина
Вертикальна, $F_z$	100	24,1	4,81	7,91	9,03
Горизонтальна, $F_y$ (вестибулярно-язикова)	10	26,5	1,40	20,2	2,51
Горизонтальна, $F_y$ (язиково-вестибулярна)	10	26,5	1,40	20,2	2,49
Вертикальна, $F_z$ і вестибулярно-язикова, $F_y$	100 10	48,7	4,89	21,9	10,7
Вертикальна, $F_z$ і язиково-вестибулярна, $F_y$	100 10	39,7	4,81	23,3	10,6

### Висновок

За результатами математичного аналізу моделі системи «корінь зуба, кукова вкладка, коронка» встановлено, що поява горизонтальної складової функціонального навантаження, а також спільна дія вертикальної і горизонтальної складових навантаження викликають локалізацію полів максимальних значень еквівалентних

напружень у середній третині штифтової частини вкладки з вестибулярного або орального боків залежно від напрямку горизонтального навантаження. У разі наявності тільки вертикальної складової навантаження максимальні значення еквівалентних напружень виникають у зоні примикання коронкової частини вкладки до штифтової.

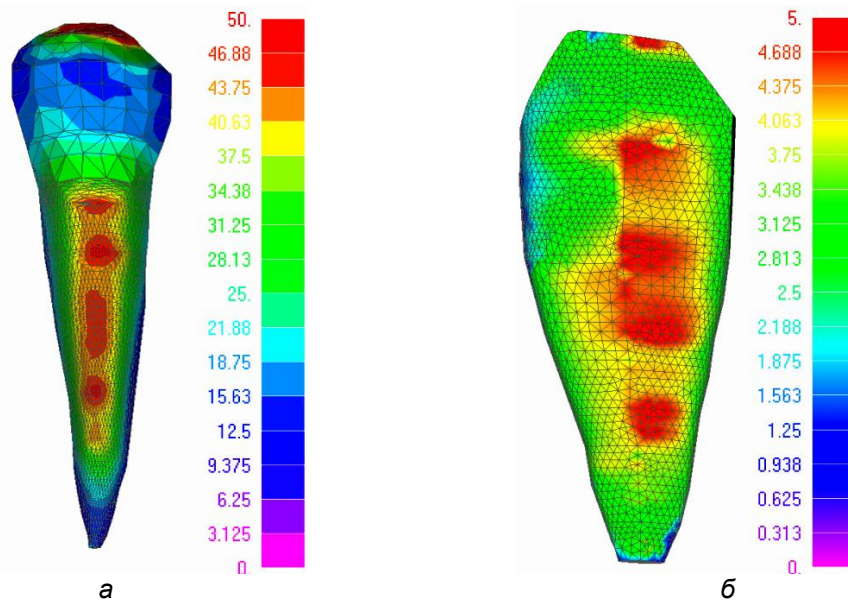


Рис. 4. Поля розподілу еквівалентних напружень при поєднанні вертикальної складової навантаження з горизонтальною у вестибулярно-язиковому напрямку: а) в кореневій частині премоляра; б) у його періодонті

Максимальні значення еквівалентних напружень у відновлюваному зубі та в його періодонті, а також у штифтовій вкладці виникають за спільної дії вертикальної складової функціонального навантаження з горизонтальною, спрямованою у вестибулярно-язиковому напрямку.

Найнебезпечніша зона кореневої частини зуба з погляду локалізації максимальних значень еквівалентних напружень – це ділянка дентину, що примикає до торцевої частини штифта вкладки.

Перспективи подальших біомеханічних досліджень - проведення порівняльного аналізу напружено-деформованого стану дентину коренів однокороневих зубів при реставрації дефектів їхніх коронок куковими штифтовими вкладками, що мають конструкційні відмінності та виготовлені з різних матеріалів, і розробка за отриманими результатами рекомендацій щодо вибору конструкції вкладки.

### Література

1. Парилов В.В. Клинико-экспериментальное обоснование оптимальных размеров и формы культовой штифтовой конструкции при протезировании больных с заболеваниями пародонта / В.В.Парилов // Актуальные проблемы стоматологии. – М., 1998. - С. 100-101.
2. Реставрация коронок зубов вкладками: учеб.-метод. пособие / [С.Д. Арутюнов, И.Ю. Лебеденко, А.Ю. Малий, Е.С. Левина].- М., 1999.- 43 с.
3. Яковлева Е.В. Сравнительная оценка эффективности восстановления зубов вкладками и методом прямой реставрации / Е.В. Яковлева // Институт стоматологии. - 2000. - №3. - С.36-39.
4. Реставрация твердых тканей зубов вкладками // [Г.И. Рогожников, В.А. Логинова, Н.Б. Асташина, А.С. Щербаков и др.] // Библиотека практического врача. Стоматология. - М.: Мед. книга, Н.-Новгород: НГМА, 2002.- 151 с.
5. Крайнова А.Г. Сравнительная оценка реставраций из композитов, стеклоиономерных цементов, амальгам и керамических вкладок, выполненных с

использованием метода компьютерного фрезерования у пациентов, страдающих заболеваниями пародонта: автореф. дис. на соискание науч. степени канд. мед. наук: спец. 14.00.21 «Стоматология» / Крайнова А.Г. – М., 2004. – 129 с.

6. Accumulation of Streptococcus mutans on light-cured composites and amalgam: an in vitro study / Zalkind M.M., Keisar O., Ever-Hadani P., Grinberg R. [et al.]// J. Esthet. Dent. - 1998. - Vol.10, №4. - P. 187-190.
7. Рамазанов А.А. Сравнительное исследование биомеханики и клинической эффективности внутрикорневых штифтов и трансдентальных имплантатов при протезировании разрушенной коронки зуба: автореф. дис. на соискание науч. степени канд. мед. наук: спец. 14.00.21 «Стоматология» / Рамазанов А.А. – М., 2005.-125 с.
8. Повышение эффективности ортопедического лечения больных на основе математического моделирования перспективных конструкций имплантатов /А.И. Матвеева, А.Г. Иванов, Р.Ш. Гветадзе, С.С. Гаврюшин [и др.] // Стоматология. - 1997. - Т.76, № 5. - С. 44-48.
9. Чуйко А.Н. Особенности биомеханики в стоматологии: монография; под ред. В.Е. Вовк / А.Н. Чуйко. – Х.: Прапор, 2006. – 304 с.
10. Ковешников В.Г. Биомеханические свойства эмали и дентина в пределах одного зуба на горизонтальном шлифе / В.Г.Ковешников, А.Н. Чуйко, В.Е.Вовк // Український морфологічний альманах. – 2009. – Т.7, № 3. - С. 37-40.
11. Зайцев Д.В. Дентин человека как объект исследования физического материаловедения / Д.В. Зайцев, С.С. Григорьев, П.Е.Панфилов // Проблемы стоматологии. – 2013. - № 3. - С. 12-22.
12. Атлас анатомії з біомеханікою жуваального апарату // М.Д. Король, Л.С. Коробейніков, Д.Д. Кіндій, В.В. Ярковий та ін.]. – Полтава: Форміка, 2002. – 224 с.

**Стаття надійшла  
1.12.2015 р.**

## Резюме

За результатами математичного аналізу моделі системи «корінь зуба, кукова вкладка, коронка» встановлено, що поява горизонтальної складової функціонального навантаження, а також спільна дія вертикальної і горизонтальної складових навантаження викликають локалізацію полів максимальних значень еквівалентних напружень у середній третині штифтової частини вкладки з вестибулярного або орального боків залежно від напрямку горизонтального навантаження. У разі наявності тільки вертикальної складової навантаження максимальні значення еквівалентних напружень виникають у зоні примикання коронкової частини вкладки до штифтової. Максимальні значення еквівалентних напружень у відновлюваному зубі та в його періодонті, а також у штифтовій вкладці виникають за спільної дії вертикальної складової функціонального навантаження з горизонтальною, спрямованою у вестибулярно-язиковому напрямку.

Найнебезпечніша зона кореневої частини зуба з погляду локалізації максимальних значень еквівалентних напружень – це ділянка дентину, що примикає до торцевої частини штифта вкладки.

**Ключові слова:** кукова вкладка, біомеханічне дослідження, напруження в зубі.

## Резюме

В результате проведенного математического анализа моделей системы «корень зуба, культевая вкладка, коронка» установлено, что возникновение горизонтальной составляющей функциональной нагрузки, а также совместное действие вертикальной и горизонтальной составляющих нагрузки вызывают локализацию полей максимальных значений эквивалентных напряжений в средней трети штифтовой части вкладки с вестибулярной или оральной стороны в зависимости от направления горизонтальной нагрузки. В случае наличия только вертикальной составляющей нагрузки максимальные значения эквивалентных напряжений возникают в зоне примыкания коронковой части вкладки к штифтовой. Максимальные значения эквивалентных напряжений в реставрируемом зубе и его периодонте, а также штифтовой вкладке возникают при совместном воздействии вертикальной составляющей функциональной нагрузки с горизонтальной, направленной в вестибулярно-язычном направлении.

Наиболее опасной зоной корневой части с точки зрения локализации максимальных значений эквивалентных напряжений является область дентина, примыкающая к торцевой части штифта вкладки.

**Ключевые слова:** культевая вкладка, биомеханическое исследование, напряжения в зубе.

UDC 616.314-007-089.27-74

## BIOMECHANICAL STUDY OF SINGLE ROOTED TEETH RESTORED WITH DOWEL CORES

*Klepach M. M., Silenko B. Y., Khmil T. A., Khrebor M. V., Silenko, Y. I.*

HEEU "Ukrainian medical stomatological Academy", Poltava

The purpose of the biomechanical study was a comparative analysis of the stress-strain state of the dowel core, dentin of the tooth root, periodontal and bone tissues of the alveolus in the restoration of the first premolars using dowel core, made of zirconium oxide.

Materials and methods. Mathematical modeling was carried out using a service modeling and finite element analysis NASTRAN, designed for implementation on a personal computer in a Windows environment. The package, which is built and analyzed considers an elastic three-dimensional models of dental arches on the basis of finite-element procedures, determines the displacement of each node of the finite element with three axes, the normal and shear stresses, and equivalent stresses according to Huber-Mises, which are calculated according to the formula of mechanics of solid deformable body.

Teeth with dowel core are located relative to the coordinate axes that the z axis coincides with the longitudinal axis of the tooth, the x-axis in a distal-medial direction (along the tooth row) and the y-axis in the oral-vestibular (in the perpendicular direction of the dentition).

As a main evaluation criterion when comparing the stress-strain state of considered mathematical models of the system "dowel core- recovery single rooted tooth - lower jaw" should take the maximum values of equivalent stresses in the dowel core and the dentin of the root part of the tooth recoverable, arising from the action of the calculated values of functional loads, since exceeding these tension can cause destruction of the root of the tooth or core. As additional evaluation criteria appropriate to compare the maximum values of the equivalent stresses in the adjacent to the root portion of the restored tooth in the periodontium, cortical and trabecular layers of the jawbone.

As a result of mathematical analysis of a model system "the root of the tooth, dowel core, crown" found that the horizontal component of the functional load and the combined effect of vertical and horizontal components of the load leads to the localization of fields of maximum values of equivalent stresses in the middle third of the pin of the dowel core from the vestibular or oral side, depending on the direction of the horizontal load. In cases where only the vertical component of the maximum load values of the equivalent stresses occur in the zone of junction of the coronal part of the dowel core to pin.

The maximum values of the equivalent stresses in the restored tooth and the periodontal and dowel core arise under the combined action of the vertical component of the functional load from the horizontal, directed in the vestibular-lingual direction.

The most dangerous area of the root of the tooth from the point of view of localization of maximum values of equivalent stresses is in the area of dentin adjacent to the end portion of the pin.

When restoring the coronal portion of premolar using dowel core maximum values of the equivalent stresses in all structural components of the examined bone tissue does not exceed the corresponding values of ultimate strength, the presence and design of the dowel core significantly affect the values of the equivalent stresses in the dentin of the tooth root, and has almost no effect on stresses in the periodontal and bone tissues of the lower jaw; the localization of the fields of maximum values of equivalent stress on the surface of the root portion of the dentin in the tooth a healthy load corresponds to the location and the value of the equivalent stress tooth under load which restores; the most unfavourable loading is the combined effect of the vertical component of the functional load and the horizontal component, targeted in vestibular-lingual direction.

**Keywords:** stump tab, biomechanical study of stress in the tooth.