

## ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА МЕДИЦИНА ТА БІОЛОГІЯ

DOI 10.31718/2077-1096.20.4.108

УДК 616.314.15-089.27:539

**Брайло Н.М., Ткаченко І.М.**

### **ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ СИСТЕМИ «ПЛОМБА-ЗУБ» В ПРИШИЙКОВИХ ДЕФЕКТАХ ЗУБІВ**

Українська медична стоматологічна академія, м. Полтава

*Проблема збереження реставрацій в дефектах пришийкової ділянки навіть при якісному препаруванні і їх відновленні актуальна і в сучасному світі. Напруження, які виникають в зубах, призводять до утворення тріщин в емалі та дентині, порушення герметичності та крайового прилягання пломб, розсмоктуванню і випадінню. Тому, для забезпечення якісних результатів лікування дефектів твердих тканин у пришийковій ділянці зубів доречно брати до уваги фізичні процеси, які відбуваються навколо системи «пломба-зуб», а саме, напружено-деформований стан. Для оцінки напружено-деформованого стану коронкових частин зубів з реставраціями, враховуючи скрутність і надзвичайну громіздкість використання традиційних аналітичних методів теоретичної механіки та опору матеріалів через різноманітність геометричних форм і фізико-механічних характеристик твердих тканин зубо-щелепного ряду і пломбувального матеріалу найбільш доцільним представляється проводити дослідження з використанням скінчено-елементного моделювання.*

Ключові слова: метод скінченних елементів, комп'ютерне моделювання, пришийкові дефекти зубів, біомеханіка.

*Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами. Дослідження являється фрагментом НДР Українська медична стоматологічна академія «Диференційний підхід до вибору методик лікування в залежності від морфофункціональних особливостей твердих тканин зубів та тканин порожнини рота», № держреєстрації 0120U104124.*

#### **Вступ**

Формування під час препарування дефектів пришийкової ділянки та недовготривале збереження реставрацій призводить до повторних оперативних втручань, що тягне за собою втрату інтактних тканин та зайвого робочого часу лікаря-стоматолога.

Навіть при якісному препаруванні і відновленні пришийкових дефектів зубів виникають напруження, які призводять до утворення тріщин в емалі та дентині, порушення герметичності та крайового прилягання пломб, розсмоктуванню і випадінню. Тому, для забезпечення якісних результатів лікування дефектів твердих тканин у пришийковій ділянці зубів доречно розібратись в фізичних процесах, які відбуваються навколо системи «пломба-зуб», а саме, в напружено-деформованому стані.

Для оцінки напружено-деформованого стану коронкових частин зубів з відновленими каріозними порожнинами та дефектами некаріозного походження, враховуючи скрутність і надзвичайну громіздкість використання традиційних аналітичних методів теоретичної механіки та опору матеріалів через різноманітність геометричних форм і фізико-механічних характеристик твердих тканин зубо-щелепного ряду і пломбувального матеріалу найбільш доцільним представляється проводити дослідження з використанням скінчено-елементного моделювання.

З огляду на функціональне призначення елементи зубощелепного апарату людини є достатньо твердими і пружними, тому для їхнього моделювання переважно застосовують співвідношення механіки деформівного твердого тіла. Втім, природна складність як геометрії, так і його структурної будови без потужних обчислювальних засобів зумовили появу цілої ієрархії спрощених моделей, які з різним успіхом прогнозували поведінку зуба під дією зовнішніх навантажень. Один з найвагоміших внесків у цьому напрямі зробив А. Шварц [1]. Вітчизняний дослідник А.Н. Чуйко став одним з відомих наступників А. Шварца у вдосконаленні спрощених моделей не тільки зуба, а й зубощелепного апарату [2].

Проте універсальність потужних програмних комплексів зручна за умови розв'язування задач для конструкцій, що складаються з частин класичної геометрії. Побудова ж сітки скінченних елементів для реальних стоматологічних об'єктів саме через цю універсальність украй трудомістка, особливо, коли йдеться про необхідність варіювання геометрією досліджуваного об'єкта. Очевидною є потреба у розробці та уніфікації спеціалізованих до задач стоматології засобів триангуляції складних багатокомпонентних областей [3, 4, 5].

#### **Мета дослідження**

Вивчення впливу розмірів і локалізації дефектів пришийкової ділянки на напружено-

деформований стан obturaційного матеріалу у випадках реставрації цих дефектів на основі біомеханічного аналізу.

**Матеріали та методи**

Біомеханічний аналіз напружено-деформованого стану пломбувального матеріалу виконувався з використанням пружних тривимірних моделей однокорневих зубів (першого премоляра та ікла), закріплених в альвеолярній кістці за допомогою періодонтальних зв'язок, які оточують корінь зуба. Математичне моделювання виконувалося з використанням загальновідомого пакету моделювання і скінчено-елементного аналізу FEMAP 10.2.0, призначено-

го для реалізації в середовищі Windows на персональному комп'ютері.

Розроблена для дослідження напружено-деформованого стану об'ємна скінчено-елементна модель нижньої щелепи рис.1 містить всі основні структурні складові: кістку альвеоли, що включає як кортикальний шар, так і губчасту речовину; періодонтальну щілину; ікло та премоляр, які складаються з коронкової частини з емаллю і шийкою та кореневої частини. Не включені в модель м'які тканини ясен істотно не впливають на кінцеві результати розрахунків.

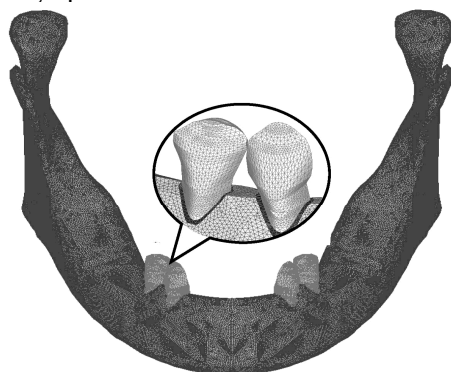


Рис. 1. Об'ємна скінчено-елементна модель нижньої щелепи

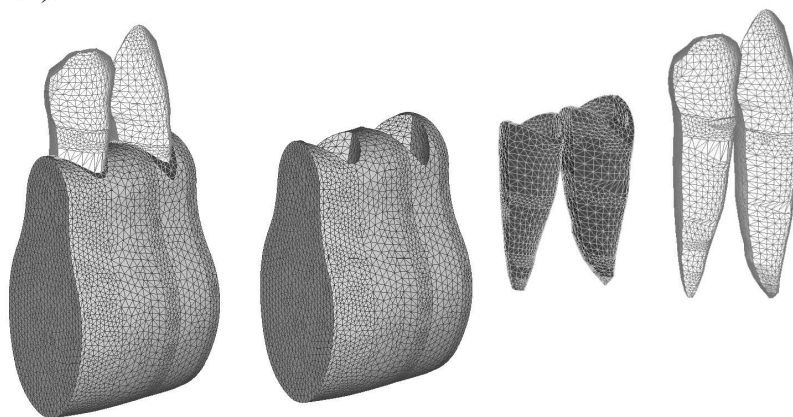


Рис. 2. Об'ємна скінчено-елементна модель фрагмента нижньої щелепи навколо першого премоляра та ікла

З метою зменшення кількості кінцевих елементів, і як наслідок, зменшення обсягу обчислювальних процедур та кількості затраченого на обчислення часу з одночасним підвищенням точності розрахунків, подальші дослідження видається доцільним проводити не на повній моделі нижньої щелепи, а на її фрагменті, який виділений з нижньої щелепи навколо першого премоляра та ікла.

Біомеханічний аналіз напружено-деформованого стану виконувався на фрагменті щелепної кістки з габаритними розмірами поперечного перерізу, що відповідає деяким усеред-

неним розмірам: висотою  $h = 22$  мм і шириною  $b = 16$  мм, рис. 2.

З огляду на те, що аналізована конструкція являє собою фрагмент щелепної кістки, його закріплення виконано у вигляді жорсткого зачеплення на крайніх торцях щелепного фрагмента, що повністю виключає його зміщення в будь-якому напрямку. Неоднорідність щелепної кістки врахована в розрахунках за допомогою відповідних фізико-механічних характеристик для спонгіозного і кортикального шарів кістки, представлених в [6] і [7].

Запропонована модель розбита достатньо

дрібною скінчено-елементною сіткою із тетра-едальних елементів (всього для побудови використувалося 156846 об'ємних елементи при 224234 вузлових точках).

Програма, за допомогою якої побудовані і аналізуються розглянуті моделі на основі скінчено-елементної процедури, визначає переміщення кожного вузла кінцевого елемента по трьох координатних осях, нормальні і дотичні напруження, а також еквівалентні напруження за Ху-бером-Мізесом.

В якості основних критеріїв оцінки напружено-деформованого стану обтураційного матеріалу доцільно прийняти максимальні значення дотичних напружень на межі адгезії, які зрушують

пломбувальний матеріал відносно межі відновлюваної порожнини і тим самим визначають міцність адгезійного шару та, як наслідок, і довговічність виконаної реставрації.

Основні розміри, використані при моделюванні профілю премоляра та ікла, що відповідають рекомендованим морфометричним параметрам для моделювання зубів [8], представлені в табл. 1. Ширина періодонтальної щілини по висоті зубів змінюється в межах 0,15 – 0,25 мм. Фізико-механічні характеристики окремих структурних складових скінчено-елементної моделі фрагмента нижньої щелепи наведено в табл. 2, по представленим в [6] і [7] значенням.

Таблиця 1.  
Розміри, використані при моделюванні профілю медіального різця

Морфометричні параметри зуба	Розміри ікла, мм	Розміри першого премоляра, мм
Висота зуба	26	23,5
Висота кореня	15,0	14,5
Висота коронки	11,0	9,0
Вестибулярно-язиковий розмір коронки	7,5	7,5
Вестибулярно-язиковий розмір шийки	6,5	6,0
Медіально-дистальний розмір коронки	6,5	7,5
Медіально-дистальний розмір шийки	4,5	4,5

Таблиця 2.  
Фізико-механічні характеристики структурних складових скінчено-елементної моделі фрагмента нижньої щелепи

Матеріал	Модуль пружності E, МПа	Коефіцієнт Пуассона
Світлокомпозит «Харизма Ф»	$1 \cdot 10^4$	0,3
Емаль коронки зуба	$8,41 \cdot 10^4$	0,3
Дентин	$1,47 \cdot 10^4$	0,3
Кортикальний шар кістки	$1,81 \cdot 10^4$	0,3
Спонгіозна речовина кістки	$4,9 \cdot 10^2$	0,3
Періодонт	10	0,45

В якості функціональних навантажень на досліджувані зуби з каріозними порожнинами та порожнинами некаріозної етіології при створенні математичної моделі прийняті вертикальна  $F_z$  і горизонтальні  $F_x$  (в медіально-дистальному напрямку) і  $F_y$  (в вестибулярно-язиковому напрямку) складові навантаження, що прикладаються на рівні верхівки коронки зуба. Незважаючи на те, що абсолютні значення навантаження не мають суттєвого впливу на вирішення поставленої задачі (оскільки для порівняння максимальних значень дотичних напружень, що виникають в адгезійних шарах пломбувального матеріалу при різних розмірах і формах відновлюваних порожнин, можна використовувати будь-яке еталонне значення навантаження), розрахункове значення вертикального навантаження прийнято рівним 100 Н. Горизонтальні складові навантаження, згідно [9], становлять 10% від вертикальної складової і відповідно дорівнюють 10 Н.

Крім аналізу напружень, що виникають в композитних реставраціях від дії функціональних навантажень, розглядалися і напруження, викликані навантаженнями, що виникають при виконанні гігієнічних процедур порожнини рота. В якості останніх приймалися вертикальна  $F_z$  і горизонтальна  $F_x$  (діюча вздовж осі зубного ряду)

складові навантаження від зубної щітки, які дорівнюють 0,7 Н і розподілені по бічній поверхні світлополімера. Прийняті значення навантажень від зубної щітки при виконанні гігієнічних процедур порожнини рота відповідають навантаженням, які виникають при застосуванні зубних щіток із індексом жорсткості 7.

Виключення концентрації напружень при різних варіантах навантаження, що має місце в точці прикладання сили, у відповідності з принципом Сен-Венана, виконано рівномірним розподілом всіх враховуваних навантажень по поверхні ріжучої частини коронки зуба.

Початкові дослідження виконувалися з метою виявлення найбільш несприятливих, з точки зору завантаження відновлюваного зуба, комбінацій складових функціонального навантаження. Дослідження виконувалися для п'яти випадків навантаження відновлюваного зуба. У першому випадку до премоляра прикладалися лише вертикальна складова функціонального навантаження  $F_z$ . Другий випадок навантаження відповідав сумісній дії вертикального навантаження і горизонтальної складової функціонального навантаження, що діє в вестибулярно-язиковому напрямку. У третьому випадку до поверхні ріжучої частини коронки премоляра прикладалися

відповідно вертикальна складова  $F_z$  та горизонтальна складова функціонального навантаження в язиково-вестибулярному напрямку  $F_y$ . Четвертий та п'ятий випадки відповідають завантаженню бічної поверхні обтураційного матеріалу навантаженням від впливу зубної щітки, що прикладається відповідно у вертикальному і горизонтальному напрямках.

Відсутність при дослідженнях випадків сумісної дії вертикальної складової функціонального навантаження з горизонтальною складовою, дією вздовж осі зубного ряду, обумовлена можливістю часткової передачі горизонтальної складової через міжзубні контактні пункти на сусідні зуби, що зменшує навантаження на досліджуваний зуб та покращує напружено-деформований стан в адгезійних шарах пломбувального матеріалу, і тим самим знижує максимальні значення дотичних напружень.

Дослідження проводились для двох випадків локалізації відновлюваних каріозних порожнин на бокових поверхнях премолярів – з оральної та вестибулярної сторін.

### Результати дослідження

Найбільш несприятливою із розглянутих комбінацій завантажень виявилася спільна дія вер-

тикальної складової навантаження з горизонтальною в язиково-вестибулярному напрямку (відповідне максимальним значенням дотичних напружень на межі адгезії пломбувального матеріалу) при локалізації реставрації на вестибулярній поверхні в пришийковій ділянці премоляра рис. 3.

При локалізації реставрації з орального боку пришийкової ділянки премоляра найбільш несприятливою з розглянутих комбінацій завантажень виявилася спільна дія вертикальної складової навантаження з горизонтальною в вестибулярно-язиковому напрямку. Таким чином напрямком дії горизонтальної складової функціонального навантаження, у найбільш несприятливій комбінації з вертикальним, визначається локалізацією реставрації на боковій поверхні премоляра.

Як приклад в табл. 3 наведені результати розрахунку максимальних значень дотичних напружень в адгезійних шарах реставрацій при різних комбінаціях складових функціонального навантаження, які виконані для реставрацій з шириною, висотою і глибиною відновлюваною каріозної порожнини рівними відповідно  $b = 3$  мм,  $h = 1,1$  мм і  $l = 1,25$  мм.

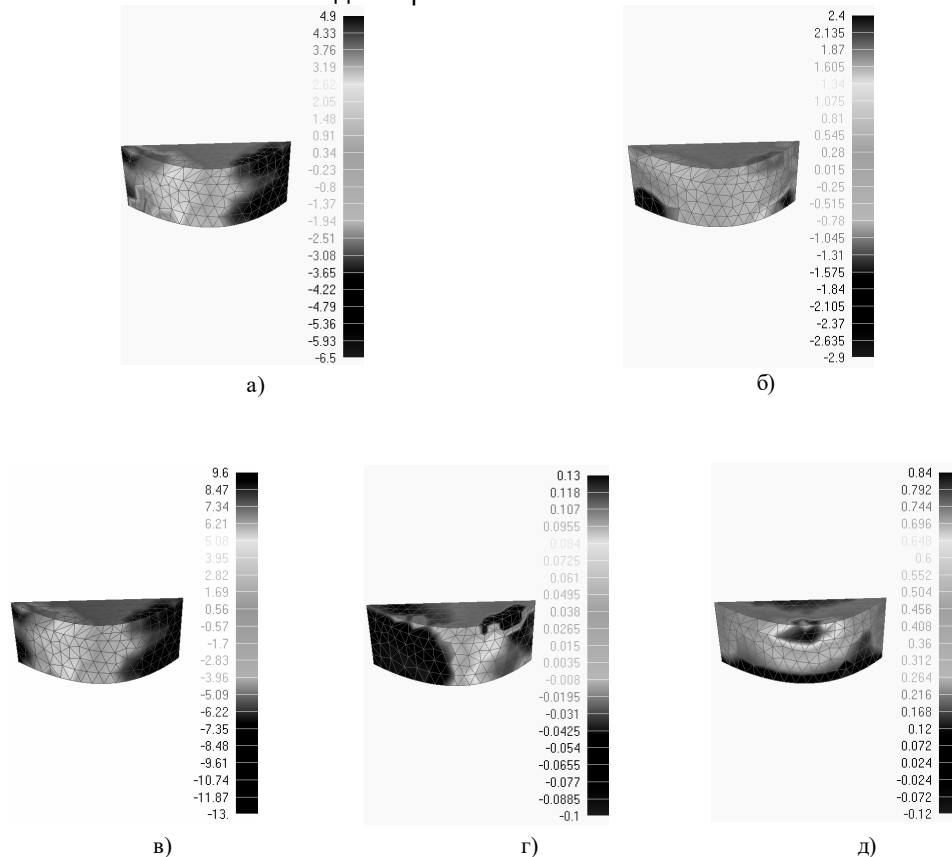


Рис. 3. Поля розподілу дотичних напружень в адгезійних шарах реставрацій при дії:  
 а) вертикальної складової функціонального навантаження; б) комбінації вертикального навантаження і горизонтальної складової функціонального навантаження в вестибулярно-язиковому напрямку;  
 в) комбінації вертикального навантаження і горизонтальної складової функціонального навантаження в язиково-вестибулярному напрямку; г) навантаження від впливу зубної щітки у вертикальному напрямку;  
 д) навантаження від впливу зубної щітки у горизонтальному напрямку.

Таблиця 3.  
Результати розрахунку максимальних значень дотичних напружень при різних комбінацій складових функціонального навантаження

Характер прикладення навантаження	Розрахункове значення навантаження, Н	Максимальні значення дотичних напружень, МПа
Вертикальна складова функціонального навантаження, $F_z$	100	6,49
Комбінація вертикального навантаження і горизонтального в язиково-вестибулярному напрямку, $F_y$	100+10	2,91
Комбінація вертикального навантаження і горизонтального в вестибулярно-язиковому напрямку, $F_y$	100+10	12,95
Вертикальне навантаження від впливу зубної щітки, $F_z$	0,7	0,13
Горизонтальне навантаження від впливу зубної щітки, $F_x$	0,7	0,84

Дуже незначні значення дотичних напружень в адгезійних шарах реставрацій, що виникають від дії навантажень при правильному і неправильному виконанні гігієнічних процедур (відповідно останній і передостанній рядки табл.3), в порівнянні з напруженнями від інших комбінацій функціональних навантажень, дозволили виключити навантаження від гігієнічних процедур з подальших досліджень.

Подальші дослідження пов'язані з аналізом напружено-деформованого стану заміщених дефектів призматичної форми різних розмірів, які відповідають поверхневному і середньому карієсу, що належать до V класу за Блеком. Розміри порожнин варіювалися в достатніх межах з кроком 0,5 мм. Ширина порожнини  $b$  (медіально-дистальний розмір реставрації) змінювалася від 1,5 до 3 мм, висота пломби  $h$  становила 1,1 мм, а глибина відновлюваної порожнини варіювалася  $l$  від 0,75 до 2,25 мм.

Результати досліджень напружено-деформованого стану різних за розмірами в медіально-дистальному напрямку відновлюваних каріозних порожнин зубів представлені на рис. 4 і рис. 5 та в табл. 4 і табл. 5.

Для більшої наочності та простоти сприйняття напружень в адгезійних шарах пломбувального матеріалу поля дотичних напружень представлені лише для пломб, відновлюваних каріозних порожнин зубів.

Як видно із табл. 4 максимальні значення дотичних напружень у адгезійних шарах реставрацій не повністю корелюються з медіально-дистальними розмірами відновлюваної порожнини при незмінній її висоті і глибині, хоча, і в деякій мірі, відслідковується тенденція збільшення максимальних значень дотичних напружень у адгезійних шарах реставрацій із збільшенням їх медіально-дистальних розмірів.

Таблиця 4.  
Максимальні значення дотичних напружень у адгезійних шарах реставрацій в залежності від її медіально-дистального розміру при незмінній висоті  $h = 1,1$  мм і глибині відновлюваної порожнини  $l = 1,25$  мм

Максимальні значення дотичних напружень $\tau$ , МПа	Медіально-дистальний розмір реставрації, мм			
	1,5	2	2,5	3
	10,44	12,85	13,13	12,95

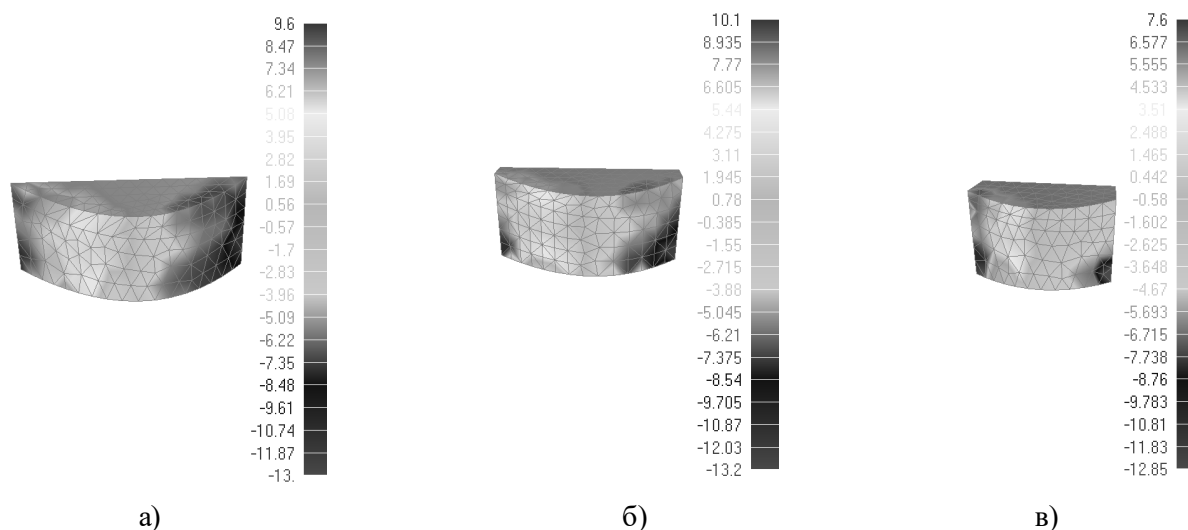


Рис. 4. Поля розподілу дотичних напружень у адгезійних шарах реставрацій в залежності від її медіально-дистального розміру: а) при медіально-дистальному розмірі реставрації 3 мм; б) при медіально-дистальному розмірі реставрації 2,5 мм; в) при медіально-дистальному розмірі реставрації 2 мм.

Таблиця 5.

Максимальні значення дотичних напружень у адгезійних шарах реставрацій в залежності від глибини відновлюваної порожнини при незмінній висоті  $h = 1,1$  мм і медіально-дистальному розмірі реставрації  $b = 3$  мм

Максимальні значення дотичних напружень $\tau$ , МПа	Глибина відновлюваної порожнини реставрації, мм			
	0,75	1,25	1,75	2,25
	9,32	12,95	14,91	15,45

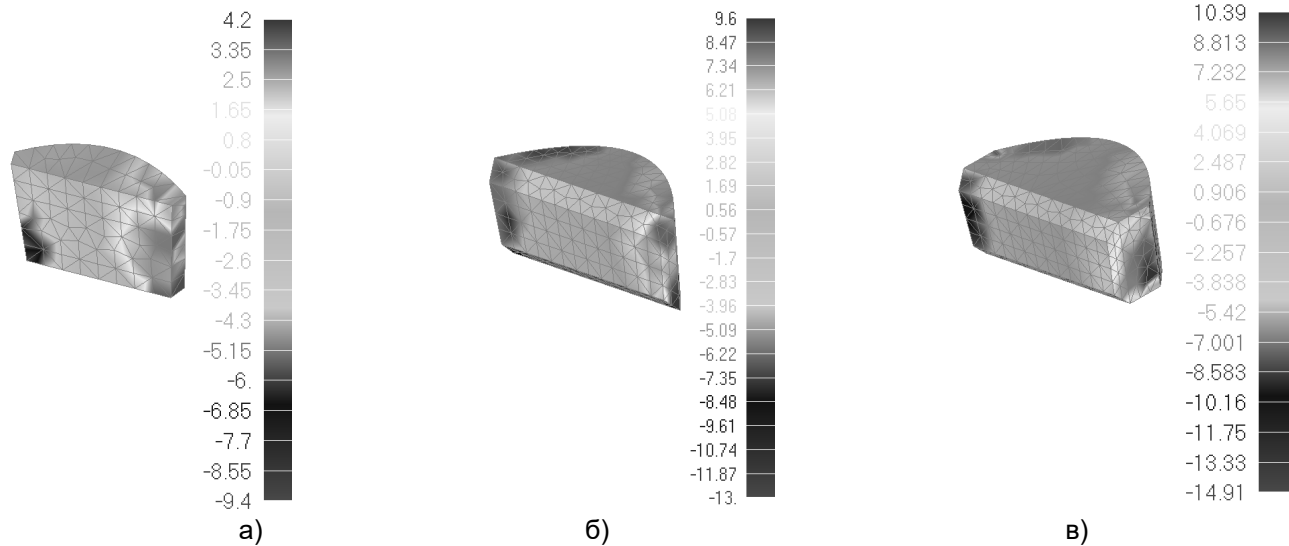


Рис. 5. Поля розподілу дотичних напружень у адгезійних шарах реставрацій в залежності від глибини відновлюваної порожнини реставрації.

а) при глибині реставрації 0,75 мм; б) при глибині реставрації 1,25 мм; в) при глибині реставрації 1,75 мм.

Наведені в табл. 5 та на рис. 5 результати досліджень напружено-деформованого стану різних за глибиною відновлюваної порожнини реставрацій підтверджують наявність тенденції збільшення максимальних значень дотичних напружень у адгезійних шарах реставрацій із збільшенням глибини відновлюваної порожнини. Збільшення глибини відновлюваної порожнини реставрації з 0,75 мм до 2,25 мм призводить до зростання максимальних значень дотичних напружень у адгезійних шарах пломбувального матеріалу більше ніж на 65%.

### Висновки

Таким чином, співвідношення механіки твердого тіла, що здатне деформуватись, природна складність як геометрії, так і його структурної будови дає можливість з успіхом прогнозувати поведінку зуба під дією зовнішніх навантажень. Оскільки значення дотичних напружень в адгезійних шарах реставрацій, що виникають від дії навантажень при правильному і неправильному виконанні гігієнічних процедур, в порівнянні з напруженнями від інших комбінацій функціональних навантажень, дозволили нам виключити навантаження від гігієнічних процедур з подальших досліджень.

Тому, з метою отримання позитивних результатів лікування дефектів твердих тканин зубів, і сприяння стабілізації патологічного процесу, що гарантує ефективність його лікування, враховуємо дані результатів наших досліджень. Формування під час препарування каріозних порожнин

та дефектів некаріозної етіології, що локалізуються в пришийковій ділянці потребує грамотного та диференційованого підходу, з урахуванням функціонального навантаження на зуби.

### Перспективи подальших досліджень

Враховуючи те, що клиноподібні дефекти зубів утворюються в місці з найтоншою емаллю та витримують величезне навантаження, мають лише дві стінки, на відміну каріозним порожнинам, де п'ять, ми маємо досконально і різносторонньо вивчити дефекти пришийкової ділянки для покращення якості реставрацій.

### Література

1. Shvarc AD. Biomechanika i okklyuziya zubov [Biomechanics and dental occlusion]. M.: Medicina, 1994; 208s. (Russian)
2. Mandzyuk T, Vovk V. Oglyad problem komp'yuternogo modelyuvannya biomekhanichnih sistem u stomatologii [Overview of the problems of computer modeling biomechanical systems at stomatologists]. Visnik L'viv.un-tu Ser. prikl. matem. ta inform. 2008; 14: 105-122. (Ukrainian)
3. Leshchuk S, Vovk VD. Testuvannya novoї tekhnologii zubnogo protezuvannya metodami komp'yuternogo modelyuvannya [Testing of new technology of dental prosthetics by computer modeling methods]. Visn. L'viv. un-tu. Ser. prikl. matematika ta informatika. 2003; 6: 166-177. (Ukrainian)
4. Matvijchuk OYA. Nekariozni prishijkovi urazhennya yak naslidok funkcional'nih zubo-shchelepovih patologij [Non-functional inheritance tooth-slit pathologies]: Avtoref. dis. na zdob. nauk. stup. kand. med. nauk. L'viv. 1997; 19s. (Ukrainian)
5. CHujko AN, Vovk VE. O roli i vozmozhnostyah biomekhanicheskogo analiza v implantologii [On the role and possibilities of biomechanical analysis in implantology]. Stomatolog. 2004; 6: 32-37; 7: 32-34. (Ukrainian)
6. Olesova VN, Klepilin ES, Rogatnev VP, Markin VA, Garus YAN, Sorokoumov GL, Baharev LYU. Biomekhanika tverdyh tkanej zuba pri zameshchenii polosti tipa MOD keromernymi vkladkami ili pryamymi kompozitnymi restavrაციями [Biomechanics of dental hard tissues when replacing a cavity type MOD with keromeric inlays or direct composite restorations]. Zhurnal "Stomatologiya". 1'2006; 85. (Russian)

8. Chumachenko E.N., Arutyunov S.D., Lebedenko I.YU. Matematicheskoe modelirovanie napryazhenno-deformirovannogo sostoyaniya zubnyh protezov [Mathematical modeling of the stress-strain state of dentures]. M., 2003; 271s. (Russian)
9. Korol' MD, Korobejnikov LS, Kindij DD, Yarkovij VV, Skripnikov PM. Atlas anatomii z biomekhanikoyu zhuval'nogo aparatu [Atlas of anatomy with biomechanics of the zhuvalny apparatus]. Poltava: CHF "Formika". 2002; 224s. (Ukrainian)
10. Kopejkin VN, red. Rukovodstvo po ortopedicheskoj stomatologii [Guide to Prosthetic Dentistry]. M.: Medicina, 1993;446s. (Russian)

### Реферат

ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ «ПЛОМБА-ЗУБ» В ПРИШЕЕЧНЫХ ДЕФЕКТАХ ЗУБОВ.

Браилко Н. Н., Ткаченко И. М.

Ключевые слова: метод конечных элементов, компьютерное моделирование, пришеечные дефекты зубов, биомеханика.

Проблема сохранения реставраций в дефектах пришеечной области даже при качественном препарировании и их восстановлении актуальна и в современном мире. Напряжения, возникающие в зубах, приводят к образованию трещин в эмали и дентине, нарушению герметичности и краевого прилегания пломб, рассасыванию и выпадению. Поэтому, для обеспечения качественных результатов лечения дефектов твердых тканей в пришеечной области зубов уместно учитывать физические процессы, происходящие вокруг системы «пломба-зуб», а именно, напряженно-деформированное состояние. Для оценки напряженно-деформированного состояния коронковой части зубов с реставрациями, учитывая стесненность и чрезвычайную громоздкость использования традиционных аналитических методов теоретической механики и сопротивления материалов через разнообразие геометрических форм и физико-механических характеристик твердых тканей зубо-челюстного ряда и пломбирочного материала наиболее целесообразным представляется проводить исследования с использованием конечно-элементного моделирования.

### Summary

STUDY OF THE STRESS-STRAIN STATE OF THE "FILLING-TOOTH" SYSTEM IN CERVICAL DEFECTS OF THE TEETH.

Brailko N.N., Tkachenko I.M.

Key words: finite element method, computer modeling, cervical defects of teeth, biomechanics.

The problem of preserving restorations in defects in the cervical region, even with high-quality preparation and restoration, is also relevant in the modern world. The tensions in the teeth lead to the formation of cracks in the enamel and dentin, loss of tightness and marginal adhesion of the fillings, resorption and loss. Therefore, to ensure high-quality results of treatment of hard tissue defects in the cervical region of the teeth, it is appropriate to take into account the physical processes occurring around the "filling-tooth" system, namely, the stress-strain state. To assess the stress-strain state of the coronal part of the teeth with restorations, given the tightness and extreme cumbersome of using traditional analytical methods of theoretical mechanics and resistance of materials through a variety of geometric shapes and physical and mechanical characteristics of hard tissues of the dentition and filling material, it seems most appropriate to conduct research with using finite element modeling. The purpose of this biomechanical analysis is to study the influence of the size and location of defects of the cervical region on the stress-strain state of the obturation material in cases of restoration of these defects. Biomechanical analysis of the stress-strain state of the filling material was performed using elastic three-dimensional models of single-rooted teeth (first premolar and canine) fixed in the alveolar bone with periodontal ligaments surrounding the tooth root. Mathematical modeling was performed using the well-known modeling package and finite element analysis FEMAP 10.2.0, designed for implementation in the Windows environment on a personal computer. In order to reduce the number of finite elements, and as a consequence, reduce the amount of computational procedures and the amount of time spent on the calculation while increasing the accuracy of calculations, further research seems appropriate not on the full model of the mandible, but on its fragment isolated from the mandible. the first premolar and canine. Biomechanical analysis of the stress-strain state was performed on a fragment of the jawbone with overall dimensions of the cross section, which corresponds to some average dimensions: height  $h = 22$  mm and width  $b = 16$  mm. The program, which is used to build and analyze the considered models on the basis of the finite element procedure, determines the displacement of each node of the finite element along three coordinate axes, normal and tangential stresses, as well as equivalent Huber-Mises stresses. As the main criteria for assessing the stress-strain state of the obturation material, it is advisable to take the maximum values of tangential stresses at the adhesion boundary, which shift the filling material relative to the boundary of the restored cavity and thus determine the strength of the adhesive layer and, consequently, durability. The most unfavorable of the considered combinations of loads was the joint action of the vertical component of the load with the horizontal in the lingual-vestibular direction (corresponding to the maximum value of tangential stresses at the adhesion of the filling material) in the localization of restoration on the vestibular surface in the cervical premolar. When localizing the restoration on the oral side of the cervical premolar, the most unfavorable of the considered combinations of loads was the joint action of the vertical component of the load with the horizontal in the vestibular-lingual direction. Thus, the direction of action of the horizontal component of the functional load, in the most unfavorable combination with the vertical, is determined by the localization of the restoration on the lateral surface of the premolar.